N° d'ordre : 4408 ANNÉE 2011

UNIVERSITÉ DE RENNES 1

THÈSE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1
sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne

pour le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1

Mention : Traitement du Signal et Télécommunications

École doctorale Matisse

présentée par

Caroline NADEAU

préparée à l'unité de recherche IRISA – UMR6074
Institut de Recherche en Informatique et Système Aléatoires Université de Rennes I

Asservissement visuel échographique : Application au positionnement et au suivi de coupes anatomiques

Thèse soutenue à Rennes le 21 novembre 2011

devant le jury composé de :

Christian BARILLOT
Directeur de recherche CNRS, IRISA - INRIA Rennes Bretagne Atlantique, Rennes / *Président*

Jocelyne TROCCAZ
Directeur de recherche CNRS, TIMC-IMAG, Grenoble / *Rapporteur*

Etienne DOMBRE
Directeur de recherche CNRS, LIRMM, Montpellier / *Rapporteur*

Jacques GANGLOFF
Professeur à l'Université de Strasbourg, LSIIT, Strasbourg / *Examinateur*

François CHAUMETTE
Directeur de recherche INRIA, IRISA - INRIA Rennes Bretagne Atlantique, Rennes / *Directeur de thèse*

Alexandre KRUPA
Chargé de recherche INRIA, IRISA - INRIA Rennes Bretagne Atlantique, Rennes / *Co-directeur de thèse*

Remerciements

Aux membres de mon jury

Je tiens tout d'abord à remercier les membres de mon jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. Merci à Christian Barillot pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury. Merci à mes deux rapporteurs Jocelyne Troccaz et Etienne Dombre pour leurs commentaires détaillés et pour la précision de leur relecture qui a contribué à l'amélioration de ce document. Merci à Jacques Gangloff, non seulement pour avoir accepté d'examiner ce travail mais aussi pour ses précieux conseils dans le réglage du correcteur R-GPC.

Je remercie tout particulièrement mes encadrants de thèse. François pour ton accueil au sein de l'équipe Lagadic, la confiance accordée pour mes démonstrations et ton soutien pour mes présentations orales. Alexandre, un grand merci pour m'avoir guidée et encouragée sur ce long chemin de trois ans. Ton écoute et ta disponibilité tout au long de cette thèse m'ont permis d'éviter les périodes de flottement et d'avoir en permanence de nouvelles pistes à explorer.

Aux collègues et amis

Claire, merci d'avoir guidé mes pas vers Rennes et Lagadic à la suite de mon stage de master, merci pour mon premier article en conférence nationale et d'un point de vue moins professionnel merci pour ton amitié, ton énergie et ta bonne humeur.

Merci aux collègues des débuts pour leur accueil chaleureux au sein de l'équipe. Roméo pour les premiers happy hours sur Rennes, Andrea pour les happy hours où tu as failli venir, les balades en Cycab et ta philosophie de la vie. Arigato Ryuta pour les hiragana, les chaussettes à orteils et les mochi. Mohammed, merci pour ta gentillesse et les photos au SAV. Merci Jean pour la fantasy, les après midis jeux et les gateaux de crêpes et merci Guillaume pour les soirées raclette et ton super canapé. Un merci particulier aux permanents de l'équipe, à Eric pour les BBQ et les anecdotes à la pause café, à Fabien pour ton indispensable soutien sur ViSP et les plate-formes robotiques et à Céline pour ton travail extra d'assistante qui nous rend la vie si facile sans oublier les petites soirées au Tivoli.

Merci aux collègues qui ont rejoint l'équipe en cours de route d'avoir su entretenir la bonne ambiance de l'équipe tant au boulot qu'en dehors. Merci Deukhee, Clément, Pierre, Mani, Hideaki et Bertrand. Merci aux fidèles des happy hours, du laser game et des presqu'après midi à Saint Malo : Laurent, pour ton enthousiasme

pour les conférences, les happy hours et les avions, Guillaume, pour avoir quitté Amiens quelques mois pour venir goûter au climat breton et Antoine pour avoir rempilé pour une thèse dans l'équipe après ton stage. Merci pour les moments de détente qui permettent de décompresser entre deux deadlines et de garder toujours plus de motivation pour la recherche.

Un grand merci aux jeunes ingénieurs ViSP. Merci d'abord à Nicolas pour toutes les discussions partagées pendant mes deux premières années de thèse et ton soutien inconditionnel, merci pour Simon's cat, Didier Super, les jeux de mots et... vpPlot. Mention spéciale à Romain qui a bien gagné sa phrase de remerciement en débuggant mon code. Merci pour les attentes pré-démos partagées en salle robot et pour tes idéaux. Merci Filip de nous donner le sourire en faisant toutes ces choses improbables, merci pour les espadrilles, l'auto-stop, les mots codés.

Merci à ceux qui m'ont accompagné de bout en bout de cette thèse. Olivier, c'était un grand plaisir de réaliser ma thèse en parallèle de la tienne et de pouvoir partager les moments forts de cette aventure : le petit stress pré-deadline, la rédaction de manuscrit ou les répétitions. Merci pour ton amitié et ton optimisme, pour les TP d'hydro et de robotique, le kig ha farz et les cours de navigation à voile. Céline merci d'être restée dans les environs de Rennes au cours de ces trois dernières années, merci beaucoup pour les soirées filles, les séances de cinéma, les nombreuses crêperies testées. Merci pour ta passion presque communicative pour le lindy hop et tes superbes travaux de couture.

Merci également aux collègues du LIRMM pour leur accueil et les soirées pizza en halle robotique lors des expérimentations communes à Montpellier. Merci au Professeur Pierre Dupont qui m'a reçue dans son laboratoire à Boston et m'a permis d'assister à ma première chirurgie sur cochon. Et merci enfin aux anciens de l'ENSEEIHT, Julie et Alban d'avoir fait un petit aller-retour sur Rennes pour ma soutenance. Merci Julie pour ce fameux stage de fin d'études avec Don Camillo et beaucoup de bons moments partagés. Merci Alban pour tes conseils inestimables pour le bon déroulement de mes présentations orales à IROS et à ma soutenance.

A ma famille

Mes pensées et remerciements vont aussi à ma famille qui a toujours été présente malgré la distance. Merci à mes parents pour leurs encouragements constants et leur soutien à tous les moments de cette thèse. Sébastien, merci pour ton éclairage médical sur certains aspects de ce travail, merci à toi et Julie pour votre attention et pour avoir partagé les hauts et les bas de ces trois années. Merci à vous tous et à Odile et Alain d'avoir traversé la France pour me soutenir pour ma défense de thèse.

Nicolas, plus que quiconque, tu as partagé avec moi chaque moment de cette thèse. Merci tout d'abord de m'avoir soutenue dans mon choix de cet « exil »de trois ans à Rennes, merci pour tous les allers-retours en Bretagne et les déplacements jusqu'à Taiwan ou Toronto lors des conférences. Merci beaucoup pour ta présence, ton enthousiasme pour ma recherche et bien plus encore.

Table des matières

Table des matières 3

Notations 7

Introduction 9

1 Robotique chirurgicale guidée par l'image 15
1.1 Les modalités d'imagerie médicale 16
1.1.1 La radiographie 16
1.1.2 La tomodensitométrie (TDM) 17
1.1.3 L'imagerie à résonance magnétique (IRM) 19
1.1.4 L'imagerie échographique 20
1.1.5 Conclusion 21
1.2 Guidage par l'image pré-opératoire 22
1.2.1 Planification pré-opératoire et recalage sur le patient 22
1.2.2 Planification pré-opératoire et recalage sur l'image per-opératoire 24
1.3 Guidage par asservissement visuel per-opératoire 29
1.3.1 Sous imagerie endoscopique 29
1.3.2 Sous imagerie à rayons X et IRM 31
1.3.3 Sous imagerie échographique 32
1.4 Conclusion 35

2 Asservissement visuel échographique 37
2.1 Introduction à l'asservissement visuel 37
2.1.1 Le principe 38
2.1.2 Le formalisme de la fonction de tâche 39
2.1.3 La matrice d'interaction 39
2.1.4 La loi de commande 40
2.2 Le capteur de vision 41
2.2.1 Géométrie du capteur échographique 2D 42
2.2.2 Les différentes géométries de capteurs échographiques 43
2.2.3 Spécificités de l'image échographique 45
2.3 Etat de l'art 48

2.3.1 Les systèmes déportés : guidage d'outils 50
2.3.2 Les systèmes embarqués : manipulation de la sonde 53
2.4 Les objectifs de la thèse 59

3 Asservissement visuel géométrique 61
3.1 Approche mono-plan 62
3.1.1 Informations visuelles 62
3.1.2 Calcul des moments 2D 62
3.1.3 Modélisation de l'interaction 63
3.1.4 Résultats et conclusion 65
3.2 Approche bi-plans 69
3.2.1 Informations visuelles 69
3.2.2 Modélisation de l'interaction 69
3.2.3 Résultats et conclusion 71
3.3 Approche tri-plans 73
3.3.1 Informations visuelles 73
3.3.2 Modélisation de l'interaction 74
3.3.3 Matrice d'interaction approchée 75
3.3.4 Résultats et conclusion 76
3.4 Application à une tâche de recalage 79
3.4.1 Le simulateur 79
3.4.2 Recalage monomodal 79
3.4.3 Recalage multimodal 81
3.5 Conclusion 85

4 Asservissement visuel intensité 87
4.1 Informations visuelles 87
4.2 Modélisation de l'interaction 88
4.3 Calcul du gradient 3D 91
4.3.1 Filtre image 3D 91
4.3.2 Estimation en ligne du gradient 93
4.4 Extension à d'autres géométries de sondes 96
4.4.1 Cas des sondes 3D 96
4.4.2 Cas des sondes bi-plans 98
4.5 Positionnement d'une sonde échographique 101
4.5.1 Positionnement avec une sonde 2D 102
4.5.2 Positionnement avec une sonde 3D 107
4.5.3 Positionnement avec une sonde bi-plans 109
4.5.4 Comparaison des différentes géométries de sonde 109
4.6 Stabilisation d'une section anatomique 111
4.6.1 Compensation des mouvements physiologiques 111
4.6.2 Tâche de suivi avec une sonde 2D 113
4.7 Conclusion 115

5 Validation expérimentale de l'approche intensité 117
5.1 Commande hybride du robot vision/force . . . 118
5.1.1 Contrôle en effort . . . 118
5.1.2 Contrôle en vision . . . 119
5.1.3 Fusion de capteurs . . . 119
5.2 Tâche de positionnement . . . 120
5.2.1 Positionnement avec une sonde 2D . . . 120
5.2.2 Positionnement avec une sonde 3D . . . 123
5.2.3 Positionnement avec une sonde bi-plans . . . 127
5.3 Tâche de suivi . . . 129
5.4 Compensation de mouvements périodiques . . . 132
5.5 Conclusion . . . 136

Conclusion 139

A Calibration de la sonde 143
A.1 Généralités . . . 143
A.1.1 Repères et transformations . . . 143
A.1.2 Relation géométrique . . . 144
A.2 La méthode proposée . . . 144
A.2.1 Choix du capteur de position et du fantôme . . . 144
A.2.2 Principe de la calibration avec balle de ping-pong . . . 145
A.3 Résultats de calibration . . . 146
A.3.1 Validation en simulation . . . 146
A.3.2 Calibration de la sonde 2D fixée sur le bras robotique . . . 147

B Modélisation de l'interaction des moments image 149

Bibliographie 158

Notations

a : scalaire
$\mathbf{a}$: vecteur
$\mathcal{R}_a$: Repère cartésien orthonormé associé à a
${}^a\mathbf{R}_b$: Matrice de rotation décrivant l'orientation du repère $\mathcal{R}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{R}_a$
${}^a\mathbf{t}_b$: Vecteur de translation décrivant la position de l'origine du repère $\mathcal{R}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{R}_a$
${}^a\mathbf{M}_b$: Matrice homogène caractérisant la pose du repère $\mathcal{R}_b$ exprimée dans le repère $\mathcal{R}_a$

$$ {}^a\mathbf{M}_b = \begin{bmatrix} {}^a\mathbf{R}_b & {}^a\mathbf{t}_b \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{1} $$

$[\mathbf{a}]_\times$: Matrice symétrique de pré-produit vectoriel associée au vecteur $\mathbf{a}$

$$ [\mathbf{a}]_\times = \begin{bmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \tag{2} $$

${}^a\mathbf{W}_b$: Matrice de changement de repère d'un torseur cinématique

$$ {}^a\mathbf{W}_b = \begin{bmatrix} {}^a\mathbf{R}_b & [{}^a\mathbf{t}_b]_\times {}^a\mathbf{R}_b \\ 0_3 & {}^a\mathbf{R}_b \end{bmatrix} \tag{3} $$

${}^a\mathbf{F}_b$: Matrice de changement de repère d'un tenseur d'effort

$$ {}^a\mathbf{F}_b = \begin{bmatrix} {}^a\mathbf{R}_b & \mathbf{0}_{3\times 3} \\ [{}^a\mathbf{t}_b]_\times {}^a\mathbf{R}_b & {}^a\mathbf{R}_b \end{bmatrix} \tag{4} $$

Introduction

Dans le domaine industriel les atouts des systèmes robotiques ont été rapidement acceptés et leur développement a été constant ces dernières années, notamment dans le secteur automobile ou agro-alimentaire. A l'inverse l'introduction des robots dans le domaine médical reste encore bien timide. Même si l'essor de la robotique médicale semble garanti au cours des prochaines années au regard des bénéfices qu'elle peut apporter, seule une poignée de compagnies industrielles s'intéresse actuellement à ce domaine et le nombre de robots médicaux vendus chaque année reste faible.

Cet engouement limité des industriels pour la robotique médicale s'explique en grande partie par la complexité de l'environnement opératoire où de tels systèmes sont amenés à évoluer. En particulier, là où le robot peut être isolé derrière une barrière physique ou optique sur la chaine de montage, il est au plus près du patient et du personnel médical dans la salle d'opération et interagit avec un environnement inconnu. Ainsi, les contraintes de sécurité, de précision et de réactivité aux commandes du chirurgien sont uniques dans le domaine de la robotique médicale. L'objectif est de garantir une fiabilité maximale des systèmes robotiques proposés et de répondre aux inquiétudes légitimes des patients et des chirurgiens, illustrées dans la caricature suivante de Claude Serre, bien connue dans le domaine de la robotique chirurgicale.

Pourtant les raisons pour justifier l'apparition des systèmes de robotique chirurgicale sont multiples et viennent de la complémentarité entre hommes et robots. En effet, la finalité de la robotique chirurgicale n'est pas de remplacer le chirurgien mais de l'assister pour améliorer la qualité de soin fournie au patient. Les atouts du chirurgien, que sont son jugement, sa flexibilité, son adaptabilité ou encore sa coordination oeil-main sont conservés. De son côté, le robot apporte entre autres sa précision, sa puissance de calcul et son insensibilité à la fatigue. Il permet ainsi :

- une meilleure précision dans le positionnement des instruments,
- un recalage entre des informations pré-opératoires et per-opératoires,
- le filtrage des tremblements éventuels du chirurgien,
- la protection de zones critiques.

Plusieurs classifications ont été proposées pour différencier les systèmes robotiques développés. Dans [Dohi 1995], le critère retenu est le domaine d'application (diagnostic et biopsie, thérapeutique, de réhabilitation, ...) et Dario et al. différencient les systèmes de macro-robotique, micro-robotique et bio-robotique [Dario 1996]. Une classification en fonction du rôle du robot dans le contexte d'une application de chirurgie assistée par ordinateur est proposée dans [Taylor 2003] où sont distingués les systèmes dits « CAD/CAM »par analogie avec les systèmes industriels et les assistants chirurgicaux. Le terme « CAD/CAM »fait référence au processus de planification pré-opératoire, recalage et exécution alors que les assistants chirurgicaux désignent les robots travaillant en coopération avec le chirurgien.

La majorité des autres classifications proposées porte sur le degré d'autonomie des robots. Sur ce principe, les systèmes robotiques passifs, semi-actifs et actifs peuvent être distingués [Lavallee 1991] et Troccaz introduit dans [Troccaz 2000] la notion de systèmes synergiques. Enfin, dans [Hein 2001], trois catégories sont définies qui correspondent aux systèmes autonomes, aux systèmes télé-manipulés et aux systèmes par contrôle interactif. En ligne avec ces travaux de classification, nous choisissons ici de distinguer les systèmes de robotique médicale en fonction de leur interaction avec le chirurgien, depuis les robots télé-opérés jusqu'aux robots autonomes ou actifs, en passant par des robots à contrôle partagé ou semi-actifs.

Les systèmes télé-opérés Ils représentent une part importante de la robotique médicale et correspondent à des manipulateurs robotisés contrôlés à distance par le praticien. Le premier intérêt des systèmes télé-opérés est de porter la compétence médicale dans des endroits peu accessibles, typiquement dans l'espace, les zones de combat ou les bateaux de commerce. Cette réalisation à distance d'un geste médical est illustrée en 2001 par l'opération Lindberg où le Professeur Marescaux, depuis New York, enlève la vésicule biliaire de son patient hospitalisé à Strasbourg. L'acte chirurgical est réalisé par l'intermédiaire du système robotique Zeus (Computer Motion) composé de trois bras robotisés. Deux bras sont commandés par le chirurgien au moyen d'un joystick pour manipuler les instruments chirurgicaux, le troisième déplace un endoscope par commande vocale. D'autres applications médicales non chirurgicales sont envisagées avec en particulier la télé-échographie qui rencontre un fort engouement et est soutenue par

l'ESA (European Space Agency) et le CNES (Centre National d'Etudes Spatiales). Des systèmes maître/esclave ont été développés parmi lesquels TER [Althuser 2001], ESTELE (robot commercialisé par Robosoft) ou FASTele [Ito 2010] pour permettre à un utilisateur expert de contrôler à distance les mouvements d'une sonde échographique. Le second intérêt des systèmes télé-opérés est d'assister le chirurgien pour des procédures laparoscopiques en chirurgie mini-invasive où les instruments sont insérés à travers un trocart. Le système chirurgical DaVinci (Intuitive Surgical) est largement installé dans ce domaine d'application. Il regroupe une console maître, un système de vision qui fournit une image interne du patient par endoscope et le système robotique lui-même composé de trois ou quatre bras. En manipulant les instruments non plus manuellement mais à l'aide de la console maître qui pilote le robot, le chirurgien gagne en confort mais également en précision. Ses gestes peuvent être démultipliés ou filtrés pour supprimer tout tremblement et l'inversion des mouvements des outils introduits dans le trocart est éliminée.

Les systèmes à contrôle partagé Cette dénomination regroupe d'une part tous les systèmes de positionnement d'outils, utilisés pour orienter et placer automatiquement une sonde ou un instrument chirurgical selon une trajectoire définie lors d'une planification pré-opératoire par le chirurgien. De tels systèmes sont utilisés en neuro-chirurgie pour les biopsies du cerveau par exemple, à l'image du robot Neuromate [Benabid 1987] développé à Grenoble ou du robot PathFinder (Armstrong Healthcare/Prosurgics). Les systèmes semi-actifs comprennent également les microscopes intelligents, tels le SurgiScope (Elkta AB) et le MKM (Carl Zeiss) qui se positionnent automatiquement ou manuellement devant le chirurgien ou encore les bras robotisés porte-endoscopes qui permettent au praticien de commander lui-même l'endoscope par la voix (système Aesop de Computer Motion). Enfin une dernière catégorie de systèmes semi-actifs correspond aux systèmes dits synergiques. Les robots synergiques sont déplacés par le chirurgien comme de simples outils mais contraignent le geste réalisé afin de respecter une trajectoire pré-définie ou de protéger des zones critiques. Sur ce principe, le système PaDyC [Troccaz 1996] a été développé pour réaliser des ponctions cardiaques et le système ACROBOT (Acrobot) est utilisé dans la chirurgie du genou. Selon les applications envisagées, les robots à contrôle partagé bénéficient ainsi au patient en garantissant une meilleure précision du geste chirurgical ou encore assistent le chirurgien qui peut par exemple déplacer son endoscope par la voix tout en manipulant ses instruments chirurgicaux en parallèle.

Les systèmes autonomes Enfin les systèmes actifs ou autonomes, qui permettent de réaliser un geste pré-défini sans intervention humaine, sont plus particulièrement dédiés aux applications nécessitant une grande précision et reproductibilité. Les robots ROBODOC (Robodoc) et CASPAR (Orthomaquet) en chirurgie orthopédique ont été développés pour réaliser des mises en place de prothèses de hanche ou de genou. Après une planification pré-opératoire, l'os du genou ou de la hanche est fraisé automatiquement avec une précision non atteignable manuellement, qui garantit une pose parfaite de la prothèse. Le robot SCALPP conçu dans le contexte du projet Dermarob permet

de réaliser automatiquement un prélèvement de peau pour une greffe chez des patients grands brulés. Un apprentissage initial permet de définir les positions initiales et finales de la trajectoire puis le robot est commandé en effort pour réaliser le prélèvement sans intervention humaine. Enfin, d'autres systèmes actifs sont également utilisés pour la radiothérapie, comme le Cyberknife (Accuray). Ces systèmes se déplacent tout autour du patient pour irradier une zone ciblée en minimisant l'exposition des zones saines. Les systèmes autonomes ont l'avantage d'apporter une réelle plus value en termes de précision et de répétabilité du geste. En contrepartie ce sont généralement des systèmes dédiés à une tâche spécifique, qui manquent de flexibilité et qui sont par conséquent peu rentables par rapport au coût qu'ils génèrent.

Le développement des systèmes de robotique pour la chirurgie s'est fait ces dernières années en parallèle avec le développement de l'imagerie médicale et de plus en plus de systèmes guidés par l'information visuelle ont vu le jour. Cette information visuelle peut être fournie par une caméra endoscopique, comme pour la télé-opération ou par une modalité de radiologie qui fournit une vue interne du patient sans accès direct. Les robots médicaux guidés par l'image sont actuellement utilisés dans tous les domaines de la chirurgie. Qu'il s'agisse de systèmes porte-outils commercialisés pour la neuro-chirurgie, de systèmes autonomes destinées à l'orthopédie ou encore de manipulateurs d'aiguille pour l'urologie, leur objectif commun est d'offrir une précision inégalable manuellement pour assurer une réalisation optimale de la procédure chirurgicale. Les stratégies de commande envisagées dans ce domaine peuvent être divisées en deux catégories selon qu'elles reposent sur une planification pré-opératoire du geste robotique enrichie ou non d'un recalage avec une image per-opératoire, ou bien qu'elles utilisent la seule image per-opératoire pour guider le robot. Cette seconde approche permet de réaliser la tâche robotique en tenant compte des déformations et des mouvements des organes dus aux mouvements involontaires ou physiologiques du patient. Elle est ainsi particulièrement adaptée pour les opérations sur les tissus mous où l'image per-opératoire permet de visualiser la position réelle des organes tout au long de la procédure.

Parmi les différentes modalités d'imagerie per-opératoire radiologique, la modalité échographique fournit une information temps réel de manière non invasive. De plus, contrairement à l'imagerie à rayons X ou IRM elle n'est pas contraignante vis-à-vis de son environnement (imageur portable), elle n'est pas dangereuse pour le patient et n'interagit pas avec les matériaux ferromagnétiques. Pour ces différentes raisons, l'imagerie échographique est considérée comme une modalité prometteuse pour les systèmes guidés par l'image per-opératoire et depuis une dizaine d'années quelques groupes de recherche se sont intéressés à la commande par asservissement visuel basée sur l'image échographique. C'est dans ce contexte que s'inscrit cette thèse qui propose des solutions pour contrôler tous les mouvements d'une sonde échographique montée sur un bras robotique à partir de l'information extraite de l'image.

Le chapitre 1 présente un aperçu du domaine très actif de la robotique chirurgicale guidée par l'image médicale. Les différentes modalités d'imagerie radiologiques sont

présentées avec un rappel de leur principe physique et des caractéristiques de l'image générée. Les systèmes robotiques guidés par l'image sont ensuite différenciés selon qu'ils reposent sur une planification pré-opératoire du mouvement robotique avec ou sans recalage per-opératoire, ou sur une commande per-opératoire de ce mouvement. Pour chaque stratégie de commande le domaine médical et le type d'application visés sont décrits ainsi que la modalité d'imagerie considérée. Ce bref état de l'art nous permet de mettre en évidence les atouts de l'image échographique en particulier dans le cas d'une stratégie de commande per-opératoire de type asservissement visuel.

Le chapitre 2 est centré sur le domaine de l'asservissement visuel échographique. Les concepts fondamentaux de la commande par asservissement visuel y sont rappelés et les notions d'information visuelle et de matrice d'interaction sont introduites. Par rapport à l'image fournie par une caméra généralement utilisée dans ce domaine, les spécificités de la modalité d'imagerie échographique sont décrites dans ce chapitre et les défis liés à l'asservissement visuel échographique sont présentés. Les travaux déjà réalisés dans ce domaine récent sont détaillés et les contributions de cette thèse sont mises en avant.

Dans les chapitres 3 et 4, deux méthodes indépendantes d'asservissement visuel échographique sont développées et permettent toutes deux de contrôler tous les mouvements d'une sonde échographique dans l'espace. La première méthode est basée sur des informations géométriques de type moments extraites depuis trois plans de coupe orthogonaux. Elle assure une convergence en position de la sonde depuis des positions initiales éloignées et permet de réaliser des tâches multimodales, c'est-à-dire de considérer une image désirée non échographique. La seconde approche est basée sur une information d'intensité et ne nécessite aucun traitement d'image et aucune étape de segmentation. Elle est donc particulièrement peu gourmande en temps de calcul et permet de considérer une large variété d'images échographiques. Les deux méthodes ainsi présentées sont validées en simulation sur des images échographiques.

De plus, dans le chapitre 5 une validation expérimentale de la méthode basée intensité est proposée. Des tâches de positionnement et de suivi de coupes anatomiques sont réalisées où une sonde échographique, manipulée par un bras robotique, interagit avec un fantôme abdominal générant des images échographiques réalistes. En particulier dans l'optique d'une application de suivi d'une coupe désirée en compensant les mouvements physiologiques du patient, une commande prédictive est couplée à l'approche basée intensité pour garantir une meilleure précision du suivi.

Publications

Les contributions apportées dans cette thèse ont été valorisées par des publications dans des conférences nationales et internationales, référencées ici.

Conférences nationales

– C. Nadeau, A. Krupa. Asservissement visuel direct d'une sonde échographique. *In Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé, RITS'11*, Rennes, France, April 2011.

Conférences internationales

– C. Nadeau, A. Krupa, A multi-plane approach for ultrasound visual servoing : application to a registration task.*In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'10*, Taipei, Taiwan, October 2010.

– C. Nadeau, A. Krupa, Intensity-based direct visual servoing of an ultrasound probe.*In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'11*, Shanghai, China, May 2011.

– C. Nadeau, A. Krupa, J. Gangloff, Automatic tracking of an organ section with an ultrasound probe : compensation of respiratory motion.*In Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'11*, Toronto, Canada, September 2011.

– C. Nadeau, A. Krupa. Improving ultrasound intensity-based visual servoing : tracking and positioning tasks with 2D and bi-plane probes.*In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'11*, San Francisco, USA, September 2011.

Chapitre 1

Robotique chirurgicale guidée par l'image

Avec les récentes avancées technologiques et l'apparition de nouvelles modalités d'imagerie médicale non invasives, la pratique de la chirurgie a connu une révolution conceptuelle depuis les années 90 et a vu le développement des Gestes Médicaux Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO). Cette assistance par ordinateur est présente d'une part au niveau pré-opératoire où elle permet au chirurgien de visualiser une zone d'intérêt du patient et de planifier son geste. Au moment de l'opération, elle peut également être utilisée pour augmenter l'image per-opératoire avec de l'information pré-opératoire afin de réunir des informations complémentaires apportées par des modalités d'imagerie différentes.

En parallèle, l'introduction de l'imagerie médicale au sein du bloc opératoire est l'un des facteurs du développement de la robotique médicale. La planification pré-opératoire du geste chirurgical est utilisée pour contrôler le robot, qui peut alors réaliser une procédure de manière autonome après recalage de la trajectoire pré-définie avec l'environnement per-opératoire. Cette stratégie de planification puis de réalisation du geste chirurgical après recalage a fait ses preuves dans les domaines de la neuro-chirurgie ou de la chirurgie orthopédique et a conduit à la commercialisation de robots pour les biopsies et ablations de tumeurs cérébrales ou la mise en place de prothèses de hanche ou du genou. Néanmoins, cette approche basée sur des images pré-opératoires montre ses limites dans les applications sur des tissus mous, susceptibles de se déformer ou de se déplacer au cours de la chirurgie. Cette limitation est bien connue dans le domaine neurologique où le déplacement du cerveau (« brain shift ») lors de l'opération nécessite souvent le recours à un recalage entre le volume pré-opératoire et une imagerie per-opératoire supplémentaire. Une alternative récente à cette stratégie consiste à utiliser des techniques d'asservissement visuel qui permettent de contrôler le système robotique non pas à partir des images pré-opératoires, mais directement à partir du retour visuel per-opératoire temps-réel.

Dans ce chapitre, nous présentons brièvement les différentes modalités non invasives d'imagerie médicale dite anatomique ou structurelle qui permet d'obtenir une

information sur l'anatomie des organes, par opposition à l'imagerie fonctionnelle. Nous décrivons le principe physique sous-jacent, le fonctionnement de l'imageur et les caractéristiques de l'image formée. Nous concluons alors sur les atouts et les faiblesses de chaque modalité en vue d'une commande robotique basée vision. Nous dressons par la suite un état de l'art des différents systèmes robotiques médicaux guidés par l'image médicale en distinguant les systèmes basés sur l'image pré-opératoire et ceux basés sur l'image per-opératoire. La première catégorie est essentiellement représentée par des systèmes autonomes agissant sur des structures rigides, en particulier pour des applications de chirurgie orthopédique. La seconde catégorie présente un intérêt plus particulier dans le cas d'une interaction avec des tissus mous et comprend dans sa large majorité des systèmes d'insertion d'aiguille.

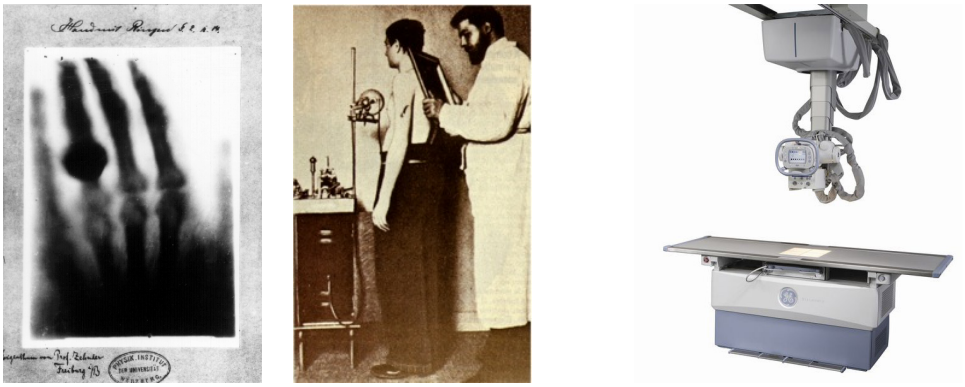
1.1 Les modalités d'imagerie médicale

Une des révolutions majeures dans le domaine médical au cours des dernières décennies est l'apparition de nouvelles méthodes d'imagerie médicale non invasives utilisées pour le diagnostic mais aussi le traitement d'un grand nombre de pathologies. Depuis les rayons X appliqués dès le début du siècle dernier pour l'imagerie médicale et toujours largement utilisés (radiologie conventionnelle ou numérique, tomodensitométrie, angiographie, fluoroscopie), aux dernières avancées dans le domaine de l'imagerie IRM ou échographique, ces nouvelles modalités permettent désormais la visualisation de structures internes du corps humain sans avoir systématiquement recours à la chirurgie ouverte. Contrairement aux instruments d'optiques, tels les endoscopes ou laparoscopes, ces imageurs ne réalisent pas une photographie d'un organe mais renvoient une représentation de sa structure basée sur ses propriétés physiques ou chimiques. Par conséquent, ces différentes modalités génèrent des images différentes et complémentaires du corps humain. Nous rappelons ici les différents procédés physiques associés aux principales modalités d'imagerie actuellement présentes dans les hôpitaux et les caractéristiques de l'image produite.

1.1.1 La radiographie

La radiographie ou imagerie à rayons X est la plus ancienne modalité d'imagerie non invasive introduite dans le domaine médical et est toujours la plus utilisée, en particulier pour la visualisation des structures osseuses. Sa découverte remonte à la fin du XIXème siècle par un chercheur allemand, Wilhelm Konrad Roentgen, qui remarqua à la suite d'une série d'expériences que le platino-cyanure de barium émettait une lueur fluorescente, découvrant ainsi un nouveau type de rayonnement électromagnétique (EM) qu'il baptisa rayons X en référence à l'inconnue mathématique. Ce rayonnement permettant d'impressionner des plaques photographiques, il put réaliser un cliché de la main de son épouse en décembre 1895 (voir figure 1.1(a)).

L'imageur à rayons X L'imageur à rayons X est constitué d'un bras articulé muni d'un tube à rayons X qui émet le faisceau de rayons X et d'une plaque contenant un



(a) (b) (c)

FIG. 1.1 – (a) Le premier cliché à rayons X (Photo tirée de : http ://science.hq.nasa.gov/kids/imagers/ems/xrays.html). (b) Les premiers systèmes de radiographie sur plaque engendraient une forte exposition du praticien aux rayons X. (c) Un équipement moderne de radiographie digitale proposé par General Electric (Discovery XR650).

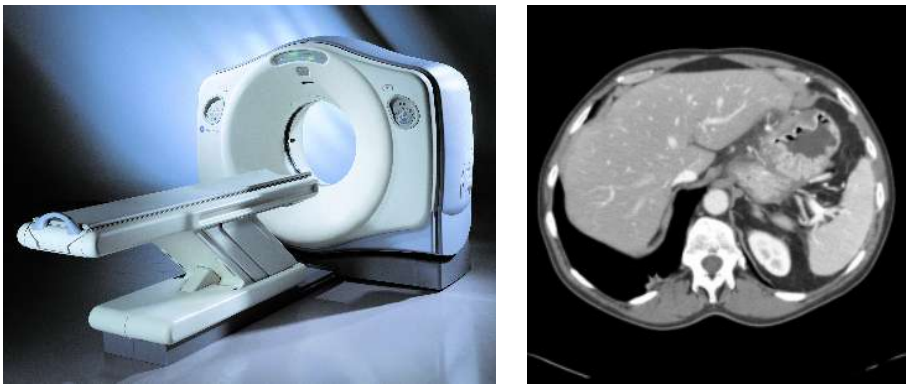
film photosensible (voir figure 1.1(b, c)). Le tube à rayons X est un tube de verre entouré d'une enceinte plombée dans lequel est fait le vide. Les rayons X sont créés au sein de ce tube par la collision entre des électrons accélérés et une cible métallique. Ce rayonnement EM s'échappe par une fenêtre pratiquée dans le tube et est dirigé vers le patient où il est absorbé par les structures denses comme les os et atténué par les structures liquides ou gazeuses. Le film radiographique est alors plus ou moins noirci selon l'intensité des rayons résiduels qui ont traversé le corps humain.

L'image radiographique Le principe de formation de l'image radiographique permet une bonne visualisation en deux dimensions des structures osseuses et articulaires qui apparaissent blanches du fait de l'absorption totale des rayons X ainsi que des poumons qui apparaissent noirs en raison de l'air qu'ils contiennent. Les tissus mous sont représentés dans différents tons de gris. Il est également possible de visualiser certaines structures creuses en injectant un produit de contraste, opaque aux rayons X. Ces structures opacifiées apparaissent donc sur la radiographie en teinte très claire, ce qui permet d'obtenir un meilleur contraste entre les différents organes imagés.

1.1.2 La tomodensitométrie (TDM)

La tomodensitométrie (TDM), ou Computer Tomography (CT) en anglais, est basée sur la combinaison des rayons X avec un traitement informatique des mesures d'émission et de réception de ces rayons. Elle consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus, permettant ainsi de visualiser les différents organes du corps humain, ce qui est impossible avec la simple radiographie. Son développement s'est fait parallèlement à celui des ordinateurs en raison de la puissance de calcul nécessaire pour estimer

l'absorption des rayons X par un élément organique à partir des mesures obtenues depuis différents points de vue. Le premier appareil TDM date de 1972 et a valu un Prix Nobel de Médecine aux physiciens Godfrey Newbold Hounsfield et Allan MacLeod Cormack en 1979.



(a) (b)

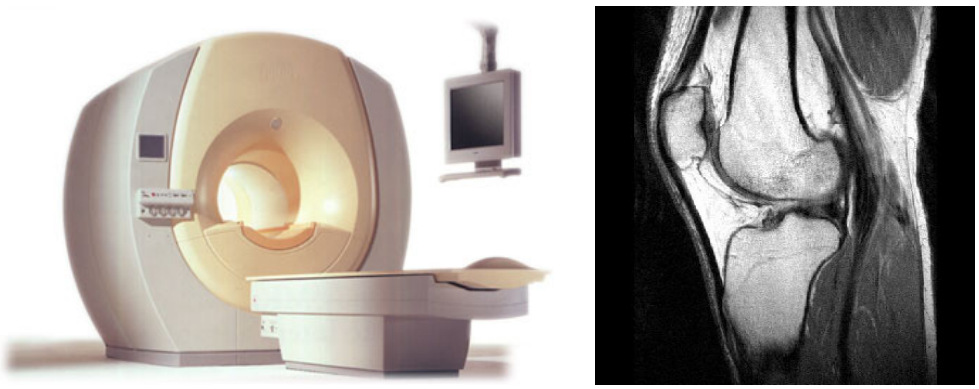
FIG. 1.2 – Imageur et image TDM. (a) L'imageur TDM est constitué d'un anneau dans lequel le tube émetteur de rayons X se déplace. (photo : www.radiology-equipment.com/ct-scanners.cfm) (b) Cliché TDM abdominal permettant de visualiser les os (vertèbre et côtes en blanc) ainsi que les tissus mous et vaisseaux sanguins.

L'imageur TDM Dans la mesure où la modalité TDM repose également sur l'utilisation de rayons X, la technologie d'émission du rayonnement est la même que pour la radiographie. Cependant, contrairement aux appareils de radiographie classiques, les rayons X ne sont pas envoyés sur une plaque photographique mais sur un détecteur électronique. Ce détecteur permet de mesurer le rayonnement résiduel traversant l'organe exploré et le compare au rayonnement incident pour mesurer l'atténuation des rayons X dans l'axe du faisceau. Pour identifier l'atténuation en chaque point du volume de l'organe, la source de rayons X et le détecteur situé en face tournent simultanément au sein d'un anneau entourant le patient (voir figure 1.2(a)).

L'image formée Par rapport à la radiographie classique, l'imagerie TDM permet de reconstruire un volume tridimensionnel (3D) des organes et des différents tissus (os, muscles, vaisseaux, ...) de la zone imagée avec une meilleure sensibilité. Alors que l'opacité des os aux rayons X empêche la visualisation d'autres tissus proches sur les clichés radiographiques, la mesure de l'absorption fournie depuis de multiples points de vue avec l'imageur TDM permet de visualiser l'ensemble des structures organiques avec une bonne résolution et une bonne détection des contours (voir figure 1.2(b)). De plus, comme pour la radiographie classique, un produit de contraste peut être introduit dans l'organisme du patient pour obtenir un contraste important entre des tissus de densités différentes.

1.1.3 L'imagerie à résonance magnétique (IRM)

Ce type d'imagerie repose sur le principe physique de la résonance magnétique nucléaire (RMN) et plus particulièrement sur celle des noyaux d'hydrogènes, très abondants dans les tissus mous. Cette résonance traduit le couplage qui existe entre le moment magnétique de ces noyaux et un champ magnétique externe de forte intensité. En effet, les noyaux d'hydrogènes qui ont au repos une orientation arbitraire, adoptent une orientation uniforme en présence d'un champ magnétique élevé. Lorsqu'une excitation supplémentaire est introduite sous forme d'ondes radiofréquence (RF), certains atomes quittent cet alignement temporairement avant d'émettre à leur tour des ondes RF lors de leur réalignement (phase de relaxation). La formation de l'image IRM est basée sur la détection de ces ondes et la localisation de leur émission à l'aide d'un champ magnétique de gradient connu. La RMN a été pour la première fois décrite par Félix Bloch et Edward M. Purcell en 1946 et a donné lieu a une application pratique dans le domaine médical en 1969 avec la spectroscopie RMN. Les premières images IRM ont par la suite été obtenues au milieu des années 70 de manière indépendante par Peter Mansfield et Paul Lauterbur, qui ont reçu le Prix Nobel de Médecine en 2003.



(a) (b)

FIG. 1.3 – Imageur et image IRM. (a) Un appareil IRM proposé par Philips (Photo :www.ncdmedical.com/images/mri/philipsintera.jpg). (b) Cliché IRM du genou.

L'imageur IRM L'imageur IRM (voir figure 1.3(a)) est constitué principalement de trois éléments : l'aimant qui génère le champ magnétique, trois bobines de gradient de champ magnétique et des antennes. L'aimant est l'élément de base de l'imageur, il s'agit généralement d'un aimant permanent ou supra-conducteur qui produit un champ magnétique constant et permanent d'une intensité comprise entre 0.1 et 7T. Les bobines de gradient introduisent une variation linéaire dans ce champ magnétique le long d'un axe spécifique. Chacune des trois bobines est associée à une direction de l'espace, ce qui permet d'obtenir un codage spatial 3D du signal RF mesuré. En effet, le signal RF associé à la relaxation des noyaux d'hydrogènes est modifié par la variation du champ

magnétique. Enfin, les antennes jouent le rôle de récepteur simple ou d'émetteur et récepteur du signal RF. Dans ce cas, elles génèrent en émission une excitation uniforme dans tout le volume exploré, en réception, elles doivent assurer un bon rapport signal sur bruit pour garantir une bonne qualité d'image.

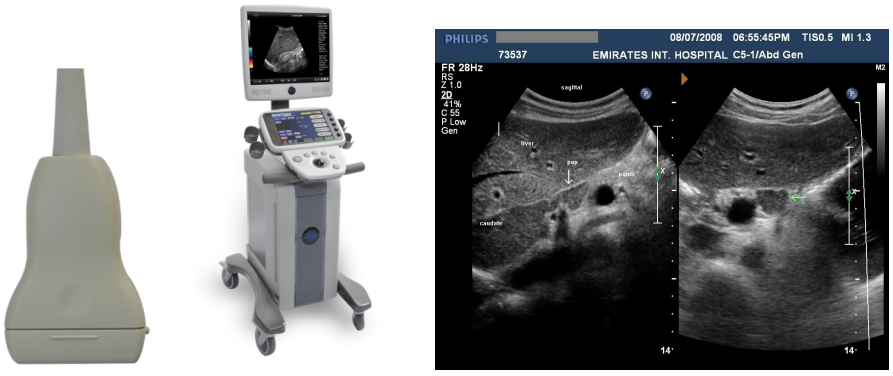
Caractéristiques de l'image Du fait de la présence en grande quantité des atomes d'hydrogène dans les tissus mous du corps humain, l'image IRM présente une bonne qualité avec des contrastes tissulaires qui peuvent être modifiés par des pondérations de l'image, dites type T1 ou T2 (voir figure 1.3(b)). La résolution de l'image est dépendante de l'intensité du champ magnétique créé par l'aimant permanent. Plus cette intensité est importante, meilleure est la résolution obtenue. De plus, comme dans l'imagerie radiographique, des produits de contrastes peuvent être injectés dans les vaisseaux sanguins pour améliorer la résolution de l'image ainsi que la détection des contours des organes. Malgré ces qualités, l'image acquise peut présenter des artéfacts dus essentiellement à des mouvements involontaires ou physiologiques du patient. Certains examens IRM peuvent dans ce cas nécessiter l'immobilisation et l'apnée du patient pour des acquisitions rapides. Dans le cas d'acquisitions plus longues, des solutions de synchronisation de l'acquisition du signal avec la période respiratoire peuvent être proposées.

1.1.4 L'imagerie échographique

L'imagerie échographique est basée sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores (US), correspondant à des ondes acoustiques avec une fréquence supérieure à la limite d'audition humaine (20 kHz). L'existence de ces ondes US a été soupçonnée en 1794 par Spallanzi en observant le vol des chauve-souris et elles ont été produites artificiellement pour la première fois en 1880, lorsque Pierre Curie découvre le principe de la piézo-électricité. Néanmoins, leur première application en médecine ne remonte qu'aux années 1940 où Dussik les utilisa dans le cadre d'un examen médical.

L'échographe L'élément majeur de l'échographe (voir figure 1.4(a)) est la sonde échographique, aussi appelée transducteur dans la mesure où elle transforme l'énergie électrique en onde US dans sa fonction émetteur et convertit le signal US en impulsions électriques dans sa fonction récepteur. Cette transformation est possible grâce aux céramiques piézo-électriques situées sur la sonde. Lorsqu'elles sont soumises à des impulsions électriques dont la fréquence est proche de leur fréquence de résonance, ces céramiques vibrent mécaniquement et produisent des US. Initialement constituées de 64 à 96 céramiques en PZT (Titano-Zirconate de Plomb), les sondes échographiques actuelles possèdent jusqu'à 12000 éléments PZT.

Caractéristiques de l'image L'imagerie produite par les ondes US est due à la propriété fondamentale selon laquelle des ondes traversant un milieu sont en partie réfléchies lorsqu'elles rencontrent une interface entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes. Dans le corps humain, une telle réflexion permet donc de détecter



(a) (b) (c)

FIG. 1.4 – Imageur et image échographique. (a) Une sonde échographique 2D linéaire. (b) Une station d'imagerie échographique développée par Ultrasonix. (c) Coupes échographiques abdominales (image tirée de http ://www.ultrasound-images.com).

les limites des tissus organiques. En revanche, lorsque la différence d'impédance acoustique entre deux milieux est trop importante, comme c'est le cas entre l'air ou l'os et les tissus mous, le coefficient de réflexion devient trop élevé (de l'ordre de 40% entre l'os et les tissus mous contre 6% entre le foie et le rein). La faible transmission des US au-delà d'une telle interface ne permet pas d'imager les structures anatomiques, faisant de l'échographie une modalité d'imagerie mal adaptée pour l'exploration des poumons, des structures osseuses ou du tube digestif. Contrairement aux images IRM ou TDM, les images échographiques sont de faible qualité en raison d'un rapport signal sur bruit peu élevé (voir figure 1.4(c)). En effet ces images sont caractérisées par un aspect granulaire dû à la présence de speckle, produit par l'interférence des ondes US diffusées par des petites structures organiques (globules rouges, micro-vaisseaux, amas cellulaires, ...).

1.1.5 Conclusion

Les différentes modalités d'imagerie décrites dans cette section partagent la faculté de produire une visualisation des organes internes d'un patient de manière non invasive, c'est-à-dire sans avoir recours à de la chirurgie ouverte. Elles sont basées sur différents principes physiques et sur la faculté des structures anatomiques à réagir à des rayonnements de natures différentes (absorption des rayons X, réflexion des ondes US, interaction avec les ondes RF). En conséquence les imageries par rayons X, IRM et échographiques génèrent des images aux caractéristiques diverses à partir d'imageurs plus ou moins contraignants pour le patient ou l'environnement.

Les meilleures qualités d'images sont obtenues avec les modalités TDM et IRM, néanmoins dans le cas de l'imagerie TDM le patient est soumis à une irradiation par rayons X qui peut se révéler néfaste pour le patient en cas d'un temps d'exposition trop long. De son côté, l'imagerie IRM se révèle contraignante du fait de la présence

d'un aimant permanent qui est incompatible avec l'utilisation à proximité de systèmes électroniques et de structures métalliques. De plus, à l'heure actuelle les équipements radiologiques (IRM et TDM) sont couplés au standard d'imagerie DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) qui définit à la fois un format de fichier pour sauvegarder les données médicales d'un patient et un protocole de communication. Or, si ce standard, créé en 1985, permet la gestion informatique et l'échange des données indépendamment de la marque du matériel d'imagerie, le protocole de communication qu'il définit est un protocole lent de type client-serveur (TCP/IP) qui n'autorise pas la transmission d'un flux vidéo temps réel entre l'imageur et une station de traitement externe (un PC par exemple).

Au contraire, la modalité échographique fournit des images temps réel sans effet dommageable pour le patient et peut être associée à un système robotique classique sans contrainte additionnelle. Son défaut majeur vient de la qualité des images obtenues qui présentent une granularité du fait de l'interférence des ondes US et qui se prêtent mal aux techniques classiques de traitement d'images pour la segmentation des structures anatomiques.

1.2 Guidage par l'image pré-opératoire

Les premiers systèmes robotiques assistés par ordinateur sont apparus dans les années 80 avec la planification d'un geste médical sous imagerie pré-opératoire et son recalage sur le patient par des structures stéréotaxiques. Ils ont été largement utilisés dans le domaine de la neurochirurgie avant de s'étendre à l'orthopédie ou à l'urologie avec les applications de type insertion d'aiguille. Dans le cas d'une interaction avec des tissus mous, une image per-opératoire est également considérée pour superviser la réalisation du geste médical.

1.2.1 Planification pré-opératoire et recalage sur le patient

La chirurgie orthopédique, de par son action sur des structures osseuses et donc rigides, se prête bien à la réalisation d'un geste robotique autonome après recalage géométrique d'une trajectoire planifiée pré-opérativement. C'est dans ce contexte chirurgical qu'a été proposé le premier système actif à réaliser une opération chirurgicale sur patient en 1992 [Taylor 1994]. Le robot ROBODOC (voir figure 1.5), commercialisé alors par Integrated Surgical System, est dérivé d'un robot industriel de type Scara modifié pour prendre en compte des contraintes de sécurité. Par la suite, le robot CASPAR [Siebert 2001] a également été développé et commercialisé jusqu'en 2001 pour la chirurgie orthopédique. Plus récemment des systèmes portables ont été préférés à ces premiers robots particulièrement encombrants et massifs. La conception d'un robot de petite taille et léger permet sa fixation mécanique sur un os, comme ARTHROBOT qui peut être directement attaché au fémur du patient [Kwon 2002] ou le système MBARS pour l'athroplastie du genou [Wolf 2005].

Les opérations de chirurgie concernées incluent la mise en place de prothèses de hanche ou de genou où le robot permet de réaliser un usinage précis de l'os pour une

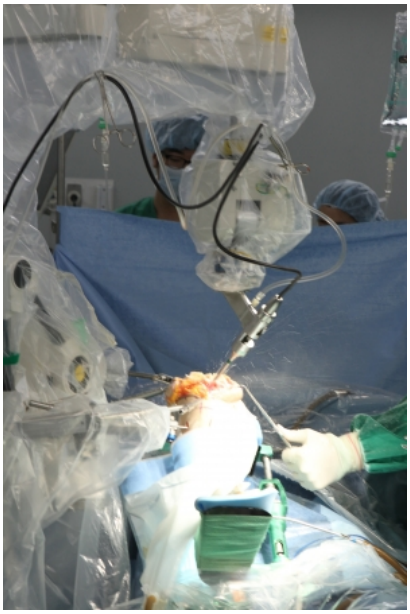


FIG. 1.5 – Le robot orthopédique ROBODOC [Taylor 1994] réalisant une opération de chirurgie du genou.

meilleure pose de prothèse. La réalisation d'un tel geste s'effectue en deux temps : dans un premier temps, un volume de l'os et de l'articulation à opérer est acquis par imagerie TDM qui donne une bonne visualisation des structures osseuses. Le chirurgien peut alors planifier son geste sur ce volume en définissant la trajectoire 3D à suivre par le robot manipulant l'outil de fraisage. Dans un second temps, le volume pré-opératoire est recalé sur l'environnement per-opératoire soit au moyen de marqueurs fiduciaires externes rigidement fixés à l'os et visualisés dans le volume TDM, soit en recalant un ensemble de points touchés à la surface de l'os avec la surface extraite du volume pré-opératoire. Ce recalage permet alors de porter la trajectoire planifiée dans l'environnement per-opératoire pour une réalisation automatique sous la supervision du chirurgien.

Une autre approche a consisté à proposer des mini robots attachés à l'os avec seulement deux degrés de liberté (ddl) actifs qui positionnent des guides d'outils. Ces guides permettent alors au chirurgien de placer avec précision ses outils au cours d'une chirurgie de la colonne vertébrale (robot SpineAssist, Mazor Surgical Technologies) ou d'une opération de remplacement total du genou (système Praxiteles [Plaskos 2005]). Le système ACROBOT [Jakopec 2001] est également utilisé pour la chirurgie du genou. Il s'agit d'un système synergique qui contraint la réalisation manuelle de l'usinage de l'os. L'outil de découpe monté sur le robot est pré-positionné au niveau de l'os du patient, puis lorsque la procédure est lancée le chirurgien déplace lui-même cet outil. En parallèle, les mouvements du robot sont contraints de manière logicielle de sorte à maintenir l'outil dans un volume délimité sur l'image pré-opératoire. Même si le chirurgien est cette fois présent tout au long de la procédure, la précision obtenue est

comparable à celle des systèmes autonomes et dépend de la précision de recalage entre le robot et le patient.

1.2.2 Planification pré-opératoire et recalage sur l'image per-opératoire

Les systèmes robotiques guidés par l'image se sont également imposés dans des domaines tels que la neuro-chirurgie et la radiothérapie où ils permettent de cibler avec précision une tumeur ou un point de biopsie. Dans ce cas, l'intervention sur des tissus mous, sujets aux déformations, requiert un suivi et éventuellement une correction au cours de la procédure, qui peut être réalisée grâce à une imagerie per-opératoire. Contrairement aux applications sur des structures osseuses, le robot ne peut pas opérer automatiquement et « à l'aveugle »après la planification pré-opératoire.

Application en neurochirurgie Les premiers systèmes assistés par ordinateur qui se sont intéressés à recaler sur le patient, dans le bloc opératoire, des données pré-opératoires étaient des systèmes de type stéréotaxique à cadre, où un cadre spécifique était rigidement fixé sur le crâne du patient pour assurer un recalage précis de ces données pré-opératoires. Dans ce contexte un robot industriel standard Puma a été utilisé pour la première fois dans une application neurochirurgicale en 1985 [Kwoh 1988]. Ce robot permettait d'orienter précisément un guide d'aiguille en fonction de la position d'un point de biopsie définie dans le volume pré-opératoire. La localisation de cette cible dans l'environnement per-opératoire était obtenue par le cadre stéréotaxique et l'insertion de l'aiguille à travers ce guide permettait d'obtenir une précision supérieure aux procédures manuelles.

Fig. 1.6 – Des robots dédiés aux opérations de neurochirurgie. PathFinder [Deacon 2010] (à gauche) et Neuromate [Varma 2006] (à droite) assurent une insertion précise d'outils en neurochirurgie.

Aux systèmes stéréotaxiques avec cadre, particulièrement invasifs et douloureux pour le patient, sont de plus en plus préférés des systèmes sans cadre. Les robots PathFinder [Deacon 2010], développé par Armstrong Healthcare, et Neuromate [Varma 2006] (Renishaw) sont des robots porteurs d'outils utilisés pour aligner précisément un outil chirurgical avec une trajectoire planifiée dans le volume pré-opératoire (voir Fig. 1.6). En l'absence de cadre stéréotaxique, le recalage est réalisé à l'aide de marqueurs optiques fixés sur la tête du patient et détectés par une caméra embarquée sur le robot (PathFinder) ou des capteurs US (Neuromate). Lorsque l'effecteur du robot est aligné avec la trajectoire définie, différents outils peuvent être insérés manuellement à la profondeur désirée. La précision obtenue avec les robots PathFinder et Neuromate permet de réaliser des opérations inenvisageables manuellement, telle l'implantation d'électrodes dans le cerveau d'un malade atteint de la maladie de Parkinson afin d'interrompre les symptômes de tremblement.

Application en radiothérapie Dans le domaine de la radiothérapie, l'utilisation de systèmes robotiques permet de déplacer le système d'émission de radiation autour du patient selon une planification pré-établie. L'objectif est de maximiser l'exposition de la cible en minimisant l'impact sur les tissus proches. Le système Accuray Cyberknife [Acc 2002] est précurseur dans ce domaine (voir figure 1.7). Avant la procédure, un volume TDM est acquis et permet d'établir une relation spatiale entre la structure osseuse du patient et la cible à irradier. Au cours du traitement, une caméra à rayons X est utilisée pour détecter en temps réel tout mouvement du patient et repositionner automatiquement le bras robotique. Ainsi la procédure de radiothérapie implique une planification pré-opératoire, un recalage per-opératoire de la planification sur le patient et un suivi per-opératoire qui permet un éventuel réajustement de la planification.

FIG. 1.7 – Le système de radiothérapie Cyberknife [Acc 2002].

Application en urologie Sur le même principe de planification pré-opératoire et de recalage per-opératoire, de plus en plus de prototypes sont développés pour réaliser des insertions d'aiguille. Les systèmes robotiques permettent de positionner et d'orienter automatiquement l'aiguille à son point d'insertion en fonction de la planification réalisée. Néanmoins l'insertion elle-même est généralement réalisée manuellement par le chirurgien sous imagerie per-opératoire. L'insertion d'aiguille est réalisée principalement dans le cadre de biopsies [Boctor 2004, Phee 2005, Fichtinger 2002] ou de curiethérapies [Wei 2005, Yu 2006, Fichtinger 2007, Hungr 2009]. La curiethérapie intervient notamment dans le traitement du cancer de la prostate où elle consiste à placer des sources d'irradiations (noyaux radioactifs) à proximité ou à l'intérieur des tumeurs à traiter. La planification pré-opératoire permet au chirurgien d'établir la répartition des noyaux radioactifs au sein de la prostate, l'efficacité du traitement étant alors intimement liée à la précision de l'insertion de ces noyaux radioactifs.

Un volume pré-opératoire 3D de la zone d'intérêt est obtenu par imagerie TDM [Fichtinger 2002], IRM ou par imagerie échographique grâce à l'acquisition manuelle ou automatisée d'une séquences d'images échographiques 2D. Dans le cas d'une acquisition manuelle [Boctor 2004], la sonde 2D abdominale ou trans-rectale dans le cas d'un traitement de la prostate, est équipée d'un capteur de position. Dans le cas d'une acquisition robotisée [Phee 2005, Wei 2005, Yu 2006, Fichtinger 2007], la sonde est déplacée automatiquement hors de son plan d'acquisition et les images de l'organe à traiter sont sauvegardées à intervalles réguliers.

Le volume ainsi reconstruit permet au chirurgien de définir pré-opérativement le point d'insertion de l'aiguille et la cible à atteindre (voir figure 1.8). Dans le cas de la biopsie de la prostate, le système proposé par Phee et al. [Phee 2005] calcule automatiquement le point d'insertion et le trajet de l'aiguille à partir de la seule donnée du point de biopsie.

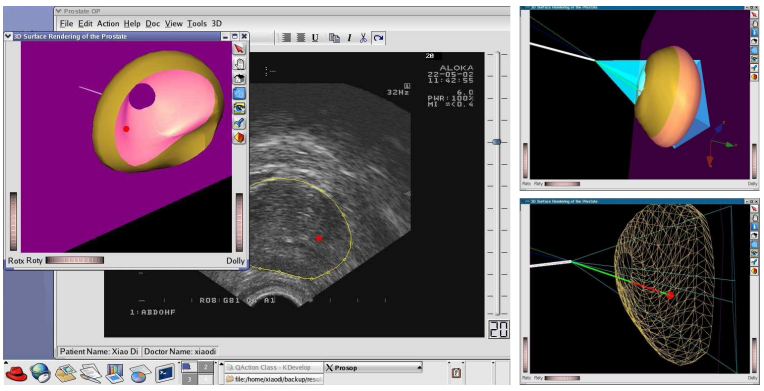


FIG. 1.8 – Interface logicielle de planification du geste chirurgical. Exemple d'une biopsie de la prostate [Phee 2005].

Après la planification du geste chirurgical, le système robotique permet de réaliser de manière séquentielle les trois étapes intervenant dans l'insertion d'une aiguille : le positionnement de l'extrémité de l'aiguille au point d'insertion, l'orientation de l'aiguille

en fonction de la planification établie et son insertion en ligne droite. En pratique le bras robotique est commandé en position et les consignes envoyées au contrôleur sont calculées à partir du volume pré-opératoire et de la planification établie par le chirurgien, après recalage avec l'environnement per-opératoire. Une image per-opératoire est considérée pour permettre au chirurgien de superviser l'insertion et éventuellement de corriger l'orientation de l'aiguille.

Sur ce modèle, le système décrit dans [Fichtinger 2002] correspond à un bras robotique fixé au lit de l'imageur TDM qui peut être déplacé manuellement pour positionner l'aiguille au point d'entrée avant d'être verrouillé (voir figure 1.9). L'orientation et l'insertion de l'aiguille sont ensuite réalisées automatiquement sous la supervision du chirurgien grâce à l'imagerie per-opératoire TDM. Le recalage entre le robot et l'espace image qui permet de suivre la trajectoire définie pré-opérativement est réalisé à l'aide d'un cadre stéréotaxique fixé sur l'effecteur du robot.

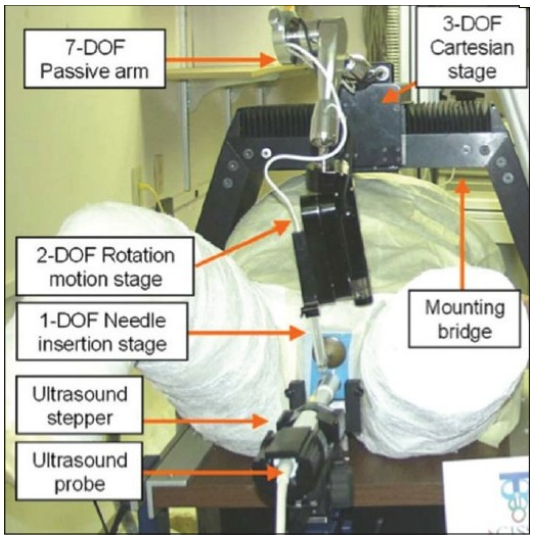


FIG. 1.9 – Un système robotique d'insertion d'aiguille développé pour réaliser une biopsie de la prostate [Fichtinger 2002].

Pour une application de curiethérapie, la modalité IRM fournit un volume de la prostate de bonne qualité qui permet une planification efficace de la position des noyaux radioactifs à implanter. Néanmoins la présence d'un aimant supraconducteur exclut l'utilisation de métaux ferreux ou d'actionneurs électro-magnétiques dans la conception du système robotique. L'utilisation de métaux non ferreux est également déconseillée en raison des importants artéfacts qu'ils peuvent générer dans l'image IRM. Enfin, l'émission d'ondes RF pour l'excitation des tissus nécessite de protéger toute l'électronique du système robotique. Quelques groupes de recherche ont relevé ces défis de conception pour proposer des robots capables d'opérer à proximité ou à l'intérieur d'un système d'imagerie IRM. Patriciu et al. [Patriciu 2007] ont proposé un tel système dédié à l'insertion d'aiguille (voir figure 1.10). Ce robot léger est constitué de matériaux compatibles avec l'environnement magnétique tels la céramique et le plas-

tique, et est actionné pneumatiquement. Ce choix de matériaux permet de réaliser une intervention de curiethérapie guidée image sans détériorer la qualité de l'image IRM per-opératoire. L'approche proposée consiste alors à recaler en per-opératoire le repère lié au robot et le repère lié à l'image pour déplacer l'instrument jusqu'à une position déterminée dans l'image IRM. Le recalage est réalisé grâce à un marqueur spécial inséré dans l'effecteur robotique facilement identifiable dans l'image IRM.

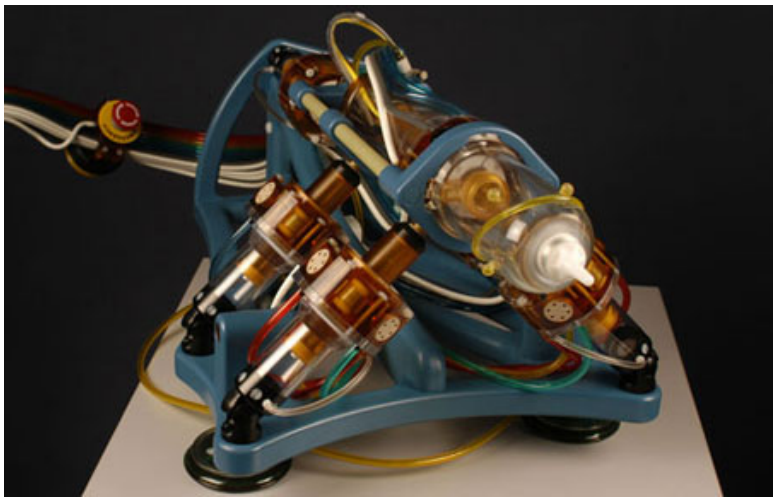


FIG. 1.10 – Un robot léger conçu pour s'adapter à l'environnement de l'imageur IRM [Patriciu 2007]

Le système Prosper développé au laboratoire TIMC [Hungr 2009] permet de conserver la qualité d'image fournie par l'IRM tout en s'affranchissant des contraintes qu'elle impose. Dans ce cas, un volume IRM pré-opératoire de la prostate est acquis et recalé automatiquement sur l'image per-opératoire fournie par un imageur échographique. Le robot, qui est calibré par rapport à la sonde échographique, est constitué d'un module à cinq ddl pour positionner l'aiguille au point d'entrée près du périnée et d'un second module à deux ddl pour insérer l'aiguille (une translation en profondeur et une rotation autour de l'axe de l'aiguille pour limiter la déformation des tissus lors de l'insertion). Après planification de la répartition des noyaux radioactifs sur l'image échographique augmentée par l'information pré-opératoire, l'aiguille est positionnée automatiquement au point d'insertion.

Plus généralement, les systèmes robotiques d'insertion d'aiguille peuvent être utilisés pour des ponctions percutanées en chirurgie abdominale ou thoracique. Dans cette optique, un robot léger de ponction (LPR pour Light Puncture Robot) est proposé dans [Bricault 2008]. Ce robot est conçu pour se placer sur le corps du patient de manière à suivre ses mouvements respiratoires. De plus il est compatible avec les modalités TDM et IRM et peut déplacer une aiguille à l'intérieur des enceintes des imageurs. Ces caractéristiques permettent à la fois de localiser l'effecteur robotique dans l'image per-opératoire et d'assurer une supervision de la procédure par le chirurgien. Après avoir positionné le manipulateur d'aiguille dans l'enceinte de l'imageur et à proximité

du point d'entrée percutanée, un premier volume TDM ou IRM est acquis. Ce volume permet d'une part au chirurgien de définir les points d'entrée et de biopsie et d'autre part de déterminer la position courante du robot dans le repère image. La loi de commande est déduite de ces informations de position et appliquée au robot en boucle ouverte, puis une nouvelle acquisition d'un volume TDM ou IRM permet au chirurgien de valider le bon positionnement de l'aiguille avant de réaliser la ponction ou de réitérer la procédure.

1.3 Guidage par asservissement visuel per-opératoire

Dans la section précédente, nous avons présenté des systèmes robotiques guidés image utilisés pour l'insertion d'aiguille où la trajectoire de l'aiguille est calculée lors d'une phase pré-opératoire. Le trajet ainsi établi n'est valide que tant que le patient reste parfaitement immobile et une replanification est nécessaire en cas de mouvement indésirable, notamment de mouvement cardiaque ou respiratoire. Pour pallier ce problème de replanification, une stratégie d'asservissement visuel peut être envisagée afin de contrôler le système robotique non plus à partir d'images pré-opératoires mais directement avec une information visuelle per-opératoire. Cette stratégie d'asservissement visuel est également employée pour commander directement le capteur visuel afin de maintenir un organe cible dans le champ de vue du capteur ou de stabiliser l'image acquise.

1.3.1 Sous imagerie endoscopique

Les premiers travaux d'asservissement visuel dans le domaine médical impliquaient des images endoscopiques, c'est-à-dire des images de type caméra semblables à celles considérées dans les approches classiques d'asservissement visuel. Un état de l'art détaillé des travaux réalisés en asservissement visuel endoscopique est présenté dans [Krupa 2009a] et nous rappelons brièvement ici les applications médicales envisagées.

Les approches développées ont d'abord porté sur la commande de l'endoscope pour suivre et centrer automatiquement un outil chirurgical dans l'image [Uecker 1995, Casals 1996, Wei 1997, Voros 2007] selon une configuration dite embarquée du capteur visuel. Par la suite, la commande en vision a été utilisée pour déplacer l'outil à partir de l'image fournie par l'endoscope fixe dans une configuration dite déportée. Une telle approche a été mise en place pour réaliser automatiquement la suture d'un organe [Nageotte 2005] ou pour ramener automatiquement un instrument chirurgical dans le champ visuel de l'endoscope [Krupa 2003]. Plus récemment, de nombreux travaux se sont intéressés à la compensation des mouvements physiologiques du patient. Dans [Ott 2011], un asservissement visuel 2D est implémenté pour stabiliser une cible anatomique dans l'image d'un endoscope flexible robotisé. Deux ddl en orientation sont commandés pour suivre le mouvement parallèle au plan image de l'endoscope et un correcteur prédictif permet de compenser le mouvement de respiration qui agit sur la cible ainsi que sur l'endoscope. L'approche est validée in vivo sur un cochon, en considérant comme cible visuelle un point de brûlure sur le foie (voir figure 1.11).

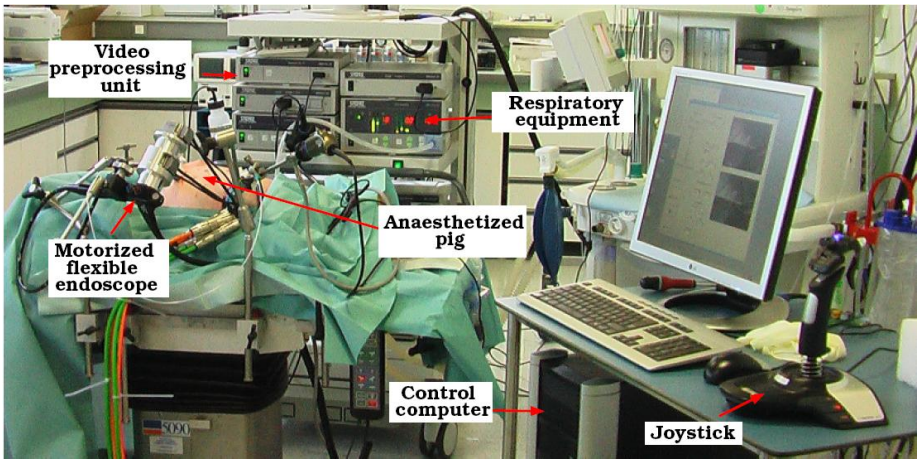


FIG. 1.11 – Validation in vivo de l'asservissement visuel proposé dans [Ott 2011] pour stabiliser une cible anatomique dans l'image d'un endoscope flexible.

Enfin la compensation des mouvements cardiaques représente sans doute le domaine d'application privilégié de l'asservissement visuel endoscopique depuis une dizaine d'années. Dans [Nakamura 2001], cette compensation cardiaque par asservissement visuel est envisagée pour la première fois pour permettre au chirurgien d'opérer à cœur battant en lui donnant l'impression d'opérer sur un organe immobile. L'objectif est alors de stabiliser en temps réel la position d'un instrument chirurgical par rapport à la surface du cœur. Dans ce premier travail, un asservissement visuel est implémenté pour suivre un marqueur fixé sur la surface du cœur. En s'affranchissant de tels marqueurs artificiels, Sauvée et al. ont présenté une approche basée directement sur l'utilisation de la texture de la surface du cœur [Sauvée 2007]. Enfin quelques approches proposent d'intégrer un modèle de mouvement cardiaque pour améliorer la précision du suivi. Dans [Ortmaier 2005], les auteurs proposent d'utiliser les signaux d'électrocardiogramme et de mesure de la pression respiratoire dans un algorithme prédictif pour améliorer la robustesse du suivi. Dans [Richa 2011], un modèle des déformations de la surface du cœur à l'aide de « Thin-Plate Splines »est considéré pour assurer une meilleure robustesse du suivi en cas de perte d'information visuelle ou d'occlusion. Toujours dans le domaine de la chirurgie cardiaque, le système robotique développé dans [Bachta 2008] permet de réaliser une stabilisation active du cœur à l'aide de deux doigts mécaniques placés au contact de la surface du cœur. L'asservissement visuel est réalisé à l'aide d'une caméra rapide et commande un ddl dans la direction principale du mouvement cardiaque. Le système proposé, nommé Cardiolock, a été validé in vivo (voir figure 1.12).

Après avoir été appliquées avec succès sous imagerie endoscopique ou laparoscopique, les techniques d'asservissement visuel ont été étendues au cas des modalités d'imagerie radiologiques. Dans le cas des modalités d'imagerie à rayons X ou IRM, seules des configurations de systèmes déportées peuvent être envisagées au vu de l'encombrement de l'imageur. Le retour visuel per-opératoire est alors utilisé pour guider

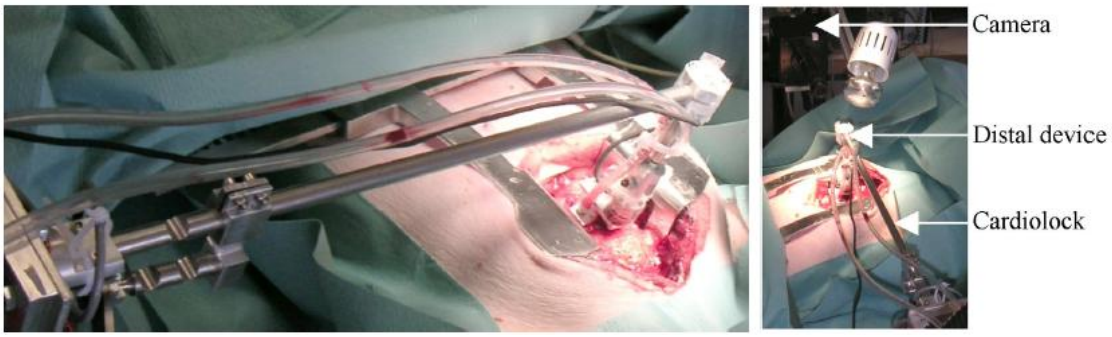


FIG. 1.12 – Le système Cardiolock [Bachta 2008] est positionné sur le cœur d'un cochon pour une compensation active des battements cardiaques.

un instrument chirurgical manipulé par un système robotique. En revanche, dans le cas de l'imagerie échographique, la sonde US peut être robotisée et l'asservissement visuel permet alors de stabiliser une vue désirée.

1.3.2 Sous imagerie à rayons X et IRM

Le premier asservissement visuel sous imagerie médicale a été proposé par Navab et al. [Navab 2000] pour le guidage d'une aiguille sous fluoroscopie à rayons X. Le chirurgien définit dans un premier temps le point d'insertion de l'aiguille et le point de biopsie dans deux images scanner arbitraires. Le système robotique permet alors d'aligner précisément l'outil afin d'atteindre la cible choisie sans étape de recalage. Une approche d'asservissement visuel est considérée pour réaliser l'alignement 3D de l'outil à partir de trois coupes orthogonales. Dans chaque plan la projection de l'outil est alignée avec la cible et la pose désirée est atteinte en six itérations de l'algorithme.

Sous imagerie TDM, la contrainte majeure pour l'utilisation d'un système robotique est liée à l'espace de travail réduit dans le tube de l'imageur. Il n'y a pas de contrainte forte sur les matériaux de conception du robot, néanmoins les matériaux métalliques sont déconseillés en raison des artéfacts qu'ils peuvent générer dans l'image formée. Le robot CT-Bot développé au LSIIT [Maurin 2004] est un système télé-opéré qui permet au chirurgien de se tenir à distance des rayons X lors d'une procédure de biopsie. Il s'agit d'un robot léger (2.5 kg) qui peut être attaché sur le corps du patient et permet de positionner une aiguille selon l'orientation souhaitée avec cinq ddl (voir figure 1.13). L'aiguille est ensuite insérée à la profondeur désirée avec deux ddl supplémentaires (translation le long de son axe et rotation sur elle-même).

Avec le système robotique CT-Bot ainsi conçu, une étude de faisabilité d'un positionnement de l'aiguille par asservissement visuel sous imagerie TDM est présentée dans [Doignon 2008]. Ce travail s'applique à modéliser l'interaction entre le mouvement d'un ensemble de marqueurs stéréotaxiques et la variation de primitives géométriques correspondant à ces marqueurs dans les images TDM. Une stratégie d'asservissement vi-

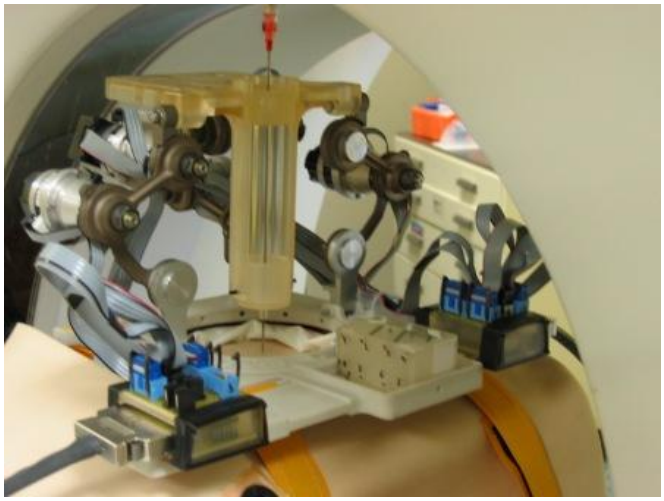


FIG. 1.13 – Positionnement d'une aiguille dans l'anneau de l'imageur TDM par le robot CT-Bot [Maurin 2004]

suel est alors implémentée et validée pour compenser des petits mouvements. Néanmoins l'approche décrite ne peut pas permettre un positionnement de l'aiguille en temps réel car le transfert d'images TDM ne se fait pas à une cadence temps réel. La méthode proposée se présente comme une anticipation des avancées technologiques dans le domaine de la fluoroscopie TDM qui devraient permettre d'accéder au flux vidéo de l'imageur dans un futur proche.

Sous imagerie IRM, un travail récent s'est intéressé à déplacer par asservissement visuel une capsule le long d'une artère carotide [Felfoul 2009]. La capsule, constituée d'un matériau ferromagnétique, est déplacée grâce à l'effet de propulsion qu'un champ magnétique peut exercer sur un tel matériau. Avant la procédure, un chemin à suivre est planifié et représenté par différents points de passage qui constituent une succession de positions désirées à atteindre par la capsule. Le champ de l'IRM est alors utilisé pour mesurer la position de la capsule et la comparer à la position désirée de la planification. La différence est envoyée au contrôleur qui estime le champ magnétique à appliquer à l'objet.

1.3.3 Sous imagerie échographique

L'imagerie échographique possède de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain : elle est bon marché, non ionisante, peu encombrante et surtout temps réel. De plus, elle n'impose pas de contrainte pour la conception d'un système robotique. Ainsi, malgré la faible qualité des images qu'elle fournit, elle se trouve être particulièrement bien adaptée pour les applications robotiques guidées par l'image per-opératoire. En particulier, en raison de son faible encombrement la sonde échographique peut être elle même portée par le bras robotique dans une configuration du système dite embarquée.

Dans cette configuration, un asservissement visuel à partir d'images échographiques a été mis en œuvre pour la première fois il y a une dizaine d'années par Abolmaesumi et al. [Abolmaesumi 2002]. Le système proposé se présente sous la forme d'un bras robotique porteur de sonde échographique destiné à soulager physiquement les techniciens chargés de réaliser les examens échographiques (voir figure 1.14). Plusieurs modes de contrôle sont envisagés pour ce système et peuvent être utilisés indépendamment les uns des autres ou de manière couplée. En particulier, le contrôle du robot peut être partagé entre un contrôle en position/orientation (réalisé avec un joystick), un contrôle en force et un asservissement visuel permettant de garder la section d'une artère au centre de l'image échographique.

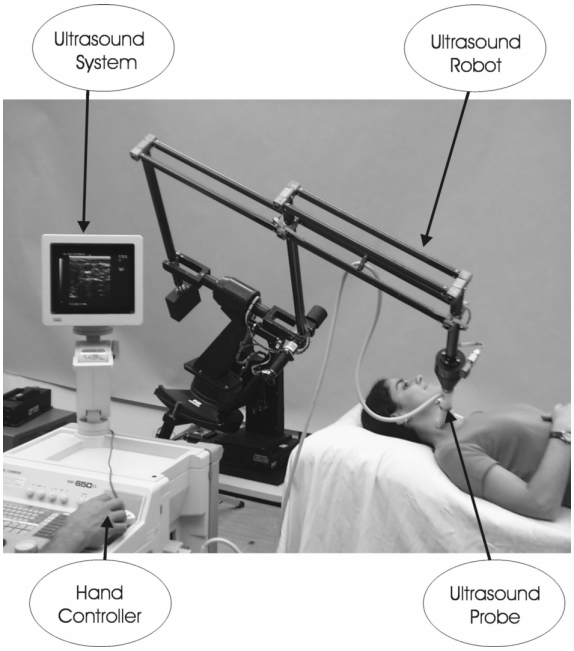


FIG. 1.14 – Le premier système robotique incluant une commande par asservissement visuel sous imagerie échographique [Abolmaesumi 2002].

Récemment un système complet équipé de deux sondes échographiques et d'un transducteur d'ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU pour « High Intensity Focused Ultrasound ») a été proposé par Lee et al. [Lee 2007] pour une application de lithotripsie, qui consiste à détruire des calculs rénaux en les soumettant à des ondes US de haute intensité. La commande considérée assure un suivi automatique du calcul rénal dans les deux images échographiques en compensant les mouvements du patient pour assurer un ciblage constant du calcul. Enfin, toujours en configuration embarquée, plusieurs approches ont été étudiées pour positionner et maintenir une section anatomique dans la vue de la sonde [Bachta 2006, Mebarki 2008, Krupa 2009b].

D'autres travaux se sont intéressés à des configurations déportées de systèmes robotiques où l'image échographique est utilisée pour le guidage d'un instrument chirurgical

monté sur l'effecteur du robot. Hong et al. [Hong 2002] ont proposé un système permettant de réaliser une insertion d'aiguille percutanée tout en compensant les mouvements involontaires du patient. Le principe de l'insertion d'aiguille se rapproche des systèmes décrits au paragraphe 1.2.2 avec une planification de la trajectoire pré-opératoire mais un asservissement visuel est ajouté lors de la phase d'insertion pour compenser les mouvements et déformations de l'organe ciblé en temps réel. Sur le même principe, Stoll et al. [Stoll 2006] proposent d'utiliser l'image per-opératoire fournie par une sonde 3D pour guider un instrument chirurgical fixé sur un bras robotique vers une cible anatomique, notamment une tumeur. Les positions respectives de la cible et de l'extrémité de l'instrument sont toutes deux détectées dans l'image échographique pour réaliser cette tâche.

Les travaux de Vitrani et al. [Vitrani 2005] s'inscrivent dans le cadre d'un projet de réparation d'une valve mitrale cardiaque par mise en place d'un néocordage à l'aide d'un outil de type pince chirurgicale. L'outil cardiaque utilisé au cours de cette opération est introduit au travers d'un trocart dans le ventricule gauche du patient et est observé à l'aide d'une sonde échographique trans-œsophagienne. L'instrument est déplacé par un robot jusqu'à sa position désirée et la sonde, manipulée par le chirurgien, est positionnée de sorte à ce que le plan de l'image échographique intersecte les deux mâchoires de la pince. Des éléments de faisabilité de ce projet ont été validés in vivo, notamment la commande de l'instrument au travers du trocart par asservissement visuel sous imagerie échographique déportée (voir figure 1.15).

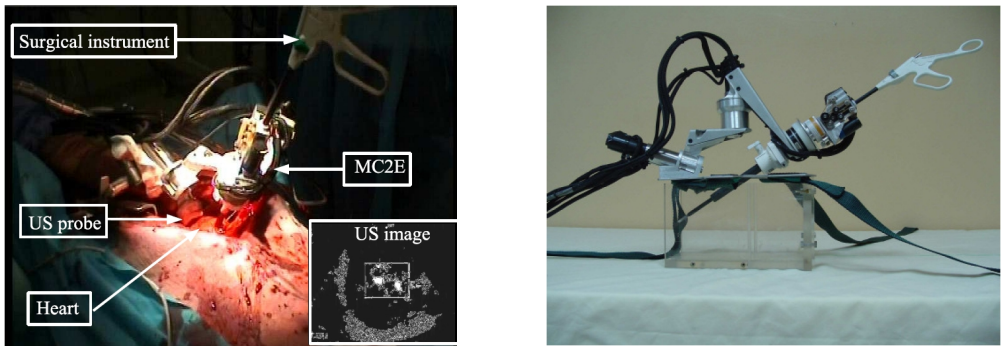


FIG. 1.15 – Validation du contrôle d'un objet chirurgical par asservissement visuel échographique [Vitrani 2005]. (a) Expérimentation in vivo réalisée sur cochon. (b) L'instrument est manipulé par le robot MC2E développé au Laboratoire de Robotique de Paris pour la chirurgie endoscopique.

En lien avec ce travail, les auteurs de [Sauvée 2008] ont développé une approche prédictive pour contrôler les mouvements d'un forceps manipulé par un bras robotique à six ddl. Cette nouvelle stratégie de commande permet d'obtenir la convergence de l'instrument vers sa position désirée tout en respectant des contraintes supplémentaires, notamment la visibilité de l'outil dans l'image ou l'évitement des butées des articulations du robot.

1.4 Conclusion

La grande majorité des systèmes robotiques guidés par l'image actuellement utilisés dans le domaine médical est basée sur le principe du recalage d'une planification pré-opératoire. La commande du robot est alors calculée à partir d'une image IRM, TDM ou échographique acquise lors d'un examen pré-opératoire du patient. C'est notamment le cas en chirurgie orthopédique et neurochirurgie où des marqueurs externes peuvent être fixés sur les structures osseuses du patient pour faciliter le recalage sur le patient. Dans le premier cas, le recalage permet de lancer une procédure automatique du robot qui réalise l'ensemble du geste chirurgical. Dans le second cas, le robot est utilisé comme guide d'outil pour le chirurgien qui réalise lui-même le geste chirurgical. Plus récemment, ce rôle de guide d'outil a été étendu pour des applications en chirurgie abdominale ou urologique où une aiguille est orientée automatiquement par un bras robotique d'après la planification pré-opératoire avant d'être insérée manuellement par le chirurgien. Le point commun de ces différentes procédures robotisées est d'offrir une meilleure précision de réalisation du geste chirurgical, que ce soit pour l'usinage d'un os en vue de la pose d'une prothèse, la biopsie d'un organe ou le traitement local d'une tumeur. Elles permettent également de réaliser des procédures jusqu'alors inenvisageables tel le traitement des symptômes de tremblement chez les patients atteints de la maladie de Parkinson ou encore, dans le cas d'une curiethérapie, de réduire les effets secondaires de la procédure chirurgicale pour un meilleur confort du patient.

Néanmoins avec une telle stratégie de recalage, la planification pré-opératoire ne reste valide que tant que le patient et la cible anatomique restent parfaitement immobiles. En particulier, dans les opérations sur les tissus mous, le principe du recalage ne permet pas de tenir compte des mouvements et déformations des organes dus aux mouvements physiologiques du patient ou à l'insertion de l'aiguille. Dans un tel cas, une alternative se présente alors sous la forme d'une commande du système robotique temps réel à partir des images per-opératoires. Cette commande, dite par asservissement visuel a été utilisée avec succès pour des systèmes robotiques équipés de capteurs visuels de type caméra perspective et s'est par conséquent logiquement étendue pour des applications médicales sous image endoscopique. Cependant, avec une image per-opératoire de type radiologique, la commande par asservissement visuel est confrontée à de nouveaux enjeux. En particulier dans le cas des images IRM ou TDM les limitations sont dues à la difficulté d'acquérir un flux temps réel de l'image per-opératoire et le système robotique est généralement commandé de manière séquentielle selon une stratégie dite « look and move ». De plus la majorité des imageurs IRM et TDM sont fermés, ce qui impose des contraintes supplémentaires sur la conception du système robotique qui doit pouvoir évoluer au sein de l'enceinte de ces imageurs. Dans le cas de l'image IRM, ce système doit également être compatible avec l'intensité du champ magnétique et les ondes RF générées. Au contraire, l'imagerie échographique se prête bien à une commande per-opératoire par asservissement visuel car elle est à la fois non ionisante, peu encombrante et surtout temps réel.

Dans le chapitre suivant, nous nous intéressons plus particulièrement à la modalité échographique et notamment aux stratégies d'asservissement visuel basées sur cette mo-

dalité. Après avoir présenté le principe de l'asservissement visuel de manière générale, nous introduisons les spécificités liées à l'imagerie par ondes US et les défis de l'asservissement visuel échographique. Nous proposons alors un état de l'art des systèmes d'asservissement visuel échographique et concluons en détaillant les contributions de cette thèse.

Chapitre 2

Asservissement visuel échographique

Par définition, le terme d'asservissement visuel désigne la commande d'un système dynamique à partir de l'information issue d'un capteur de vision. Malgré les caractéristiques physiques du capteur échographique, qui repose sur la propagation et la réflexion d'ondes acoustiques, nous assimilons ici ce capteur à un capteur de vision dans la mesure où nous considérons des images échographiques de mode B qui correspondent à une représentation du signal US en valeurs d'intensités en niveau de gris des pixels. La grande singularité des techniques d'asservissement visuel utilisant une sonde échographique repose sur la différence de géométrie entre ce capteur et une caméra perspective, plus traditionnellement utilisée dans ce domaine.

Nous introduisons dans ce chapitre le concept d'asservissement visuel en présentant le formalisme de fonction de tâche sous-jacent et la notion de matrice d'interaction. Nous insistons par la suite sur les caractéristiques du capteur échographique dont le modèle géométrique ainsi que le principe de formation de l'image diffèrent de ceux des caméras perspectives. En mettant en évidence les défis soulevés par l'asservissement visuel échographique, nous présentons enfin les travaux déjà réalisés dans ce domaine et positionnons nos contributions dans ce panorama.

2.1 Introduction à l'asservissement visuel

Les concepts fondamentaux impliqués dans l'asservissement visuel sont introduits dans la première partie du tutoriel en deux parties [Chaumette 2006, Chaumette 2007]. Les approches basées image et basées position y sont décrites et une analyse de la stabilité de la loi de commande est présentée. Si ce tutoriel s'attache plus particulièrement au cas d'une caméra, les concepts introduits que nous reprenons brièvement dans cette section sont indépendants du capteur de vision considéré et restent valides dans le cas de l'asservissement visuel d'une sonde échographique.

2.1.1 Le principe

De manière générale, l'asservissement visuel d'un système dynamique implique l'intervention d'un capteur de vision fournissant une information visuelle qui peut être liée à la pose (c'est-à-dire la position et l'orientation) du capteur considéré. L'idée est alors de commander le système en boucle fermée de manière à faire coïncider l'information visuelle courante $\mathbf{s}(\mathbf{r})$, où $\mathbf{r} \in SE_3$ représente la pose courante du capteur, avec une information visuelle désirée $\mathbf{s}^*$.

La figure 2.1 présente la boucle de contrôle associée à un asservissement visuel. Dans cette figure, une caméra est positionnée sur l'effecteur robotique selon une configuration dite embarquée dans laquelle les mouvements de la caméra sont directement contrôlés jusqu'à observer l'image désirée. Une seconde configuration, dite déportée, permet de considérer un capteur visuel fixe observant l'effecteur du système robotique. Dans ce cas, la commande calculée n'est plus appliquée au capteur de vision mais à l'effecteur afin qu'il atteigne la position désirée dans l'image.

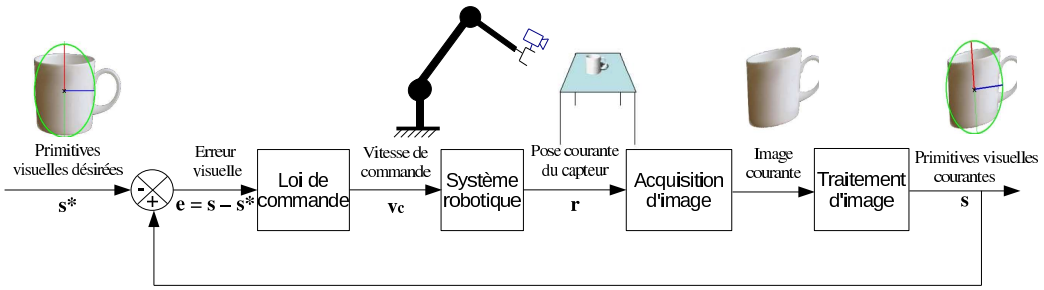


FIG. 2.1 – Boucle de contrôle d'un système robotique en configuration embarquée par asservissement visuel basé image.

Les approches d'asservissement visuel peuvent être qualifiées d'asservissement visuel 3D ou 2D selon le type de la grandeur à asservir. Les asservissements visuels 3D, ou basés position, considèrent comme vecteur d'information visuelle la pose de l'effecteur robotique, reconstruite à partir des mesures de l'image. Cette reconstruction nécessite généralement l'extraction de primitives géométriques dans l'image et la connaissance d'un modèle a priori de l'environnement. En raison de cette étape de reconstruction, ce type d'approche présente l'inconvénient d'être particulièrement sensible aux erreurs de mesure et de calibration du capteur visuel. Le second type d'asservissement visuel, dit basé image, permet de s'affranchir de la phase de reconstruction de la pose de l'effecteur en effectuant le contrôle du robot non plus dans l'espace cartésien mais directement dans l'espace image.

Dans la suite du manuscrit nous considérons un asservissement visuel 2D et une configuration embarquée du capteur visuel.

2.1.2 Le formalisme de la fonction de tâche

Les méthodes d'asservissement visuel sont établies dans le cadre mathématique des fonctions de tâches [Samson 1991, Espiau 1992] qui permettent de caractériser la tâche robotique à réaliser et de modéliser la liaison virtuelle existant entre le capteur et son environnement. Ce formalisme consiste à définir la réalisation de la tâche robotique comme la régulation à zéro d'une certaine fonction $\mathbf{e}(\mathbf{q}, t)$ de classe $\mathcal{C}^2$, qui dépend des l coordonnées articulaires $\mathbf{q}$ du robot. Dans le cas de l'asservissement visuel, cette fonction de tâche, appelée tâche référencée vision est définie par l'erreur visuelle :

$$\mathbf{e}(\mathbf{q}, t) \quad = \quad \mathbf{C}(\mathbf{s}(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)) - \mathbf{s}^*). \tag{2.1}$$

avec :

- $\mathbf{C}$ une matrice de dimension $l \times k$, appelée matrice de combinaison, introduite dans le cas où le nombre k de primitives visuelles considérées est supérieur au nombre l de ddl du robot à commander.
- $\mathbf{s}$ le vecteur des primitives visuelles extraites de l'image courante pour une approche basée image.
- $\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)$ la pose courante du capteur visuel (configuration embarquée) ou de l'objet (configuration déportée).
- $\mathbf{s}^*$ la valeur désirée du vecteur de primitives visuelles correspondant au succès de la tâche robotique.

2.1.3 La matrice d'interaction

Pour réguler la fonction de tâche de manière à faire coïncider l'information visuelle courante avec l'information visuelle désirée, il s'agit de modéliser l'interaction entre les variations dans l'image des informations visuelles retenues et le mouvement du capteur visuel (configuration embarquée) ou de l'effecteur robotique (configuration déportée). Cette modélisation est représentée par la matrice d'interaction $\mathbf{L_s}$ associée au vecteur $\mathbf{s}$ qui intervient dans l'expression suivante de la dérivée de $\mathbf{s}(\mathbf{r}, t)$ par rapport au temps :

$$\frac{d\mathbf{s}}{dt} \quad = \quad \frac{1}{dt}\left(\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial \mathbf{r}} d\mathbf{r} + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} dt\right), \tag{2.2}$$

qui peut encore s'écrire :

$$\dot{\mathbf{s}} \quad = \quad \mathbf{L_s}\mathbf{v}_c + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}, \tag{2.3}$$

où $\mathbf{v}_c = (\upsilon_c, \omega_c)$ est le torseur cinématique exprimant dans le repère du capteur visuel la vitesse relative de ce capteur par rapport à son environnement. Il est constitué des vitesses instantanées linéaire υ_c et angulaire ω_c du capteur visuel. Le terme supplémentaire intervenant dans l'équation (2.3), $\dfrac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$ représente la variation propre du vecteur d'information visuel qui est nulle si la cible visuelle est immobile.

2.1.4 La loi de commande

Avec le formalisme de la fonction de tâche, la régulation à zéro de l'erreur visuelle (2.1) correspond à un mouvement du capteur visuel vers sa position désirée. Une approche classique pour réaliser ce mouvement consiste à imposer une vitesse de commande assurant une décroissance exponentielle de cette erreur avec un gain λ :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e}, \quad \lambda > 0 \tag{2.4}$$

En considérant la matrice $\mathbf{C}$ constante au cours du temps, on obtient par ailleurs l'expression de la dérivée de la fonction de tâche (2.1) :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}(\dot{\mathbf{s}} - \dot{\mathbf{s}}^*). \tag{2.5}$$

En injectant dans cette équation l'expression (2.3) et en considérant la consigne $\mathbf{s}^*$ fixe au cours du temps, il vient :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}(\mathbf{L}_\mathbf{s}\mathbf{v}_c + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}), \tag{2.6}$$

ou encore :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}\mathbf{L}_\mathbf{s}\mathbf{v}_c + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}. \tag{2.7}$$

Pour obtenir le comportement de décroissance exponentielle décrit à l'équation (2.4), on écrit finalement :

$$-\lambda \mathbf{e} = \mathbf{C}\mathbf{L}_\mathbf{s}\mathbf{v}_c + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}. \tag{2.8}$$

On a alors l'expression du torseur cinématique $\mathbf{v}_c$ utilisé comme entrée de commande du système :

$$\mathbf{v}_c = (\mathbf{C}\mathbf{L}_\mathbf{s})^{-1}(-\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}). \tag{2.9}$$

En pratique, l'interaction entre le capteur visuel et son environnement ainsi que les variations de la fonction de tâche dues au mouvement propre de la cible visuelle ($\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}$) ne sont pas connues parfaitement et sont des paramètres estimés :

$$\mathbf{v}_c = (\mathbf{C}\widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}})^{-1}(-\lambda \mathbf{e} - \widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}}). \tag{2.10}$$

Dans le cas simplifié où la cible visuelle est fixe, la loi de commande considérée devient :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda(\mathbf{C}\widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}})^{-1}\mathbf{e}, \tag{2.11}$$

où le choix de la matrice $\mathbf{C}$ dépend du nombre d'informations visuelles k considéré.

- Si $k = l$, la matrice $\mathbf{C}$ peut être choisie égale à la matrice identité, ce qui permet de générer un comportement de décroissance exponentielle pour tous les éléments du vecteur d'informations visuelles $\mathbf{s}$ avec la loi de commande :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{-1}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*). \tag{2.12}$$

– Si $k > l$, la matrice $\mathbf{C}$ est de dimension $l \times k$ et de rang l, la matrice de combinaison est généralement choisie comme la pseudo-inverse d'une estimation de la matrice d'interaction à la position désirée [Espiau 1992] : $\mathbf{C} = \widehat{\mathbf{L}_{\mathbf{s}|\mathbf{s}=\mathbf{s}^*}}^{+}$. Une autre solution consiste à définir cette matrice comme la matrice identité de dimension k et à remplacer dans l'équation (2.12) l'inverse de la matrice d'interaction par sa pseudo-inverse définie par ${\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{+} = \left({\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{\top}\mathbf{L}_\mathbf{s}\right)^{-1}{\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{\top}$:

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{+}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*). \tag{2.13}$$

Comme démontré dans [Chaumette 2006], avec $k > l$ la loi de commande basée image (2.13) est localement asymptotiquement stable pour une estimation correcte de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}}$ (c'est-à-dire lorsque $\widehat{\mathbf{L}_\mathbf{s}}^{+}\mathbf{L}_\mathbf{s} > 0$). En revanche sa stabilité globale n'est pas garantie et il peut exister des minimums locaux en dehors du voisinage de la configuration désirée.

2.2 Le capteur de vision

Traditionnellement les techniques d'asservissement visuel sont associées à des caméras sténopées fournissant une information visuelle qui correspond à la projection perspective de la cible visuelle sur un plan image. Pour mettre en avant les spécificités du capteur échographique en termes de géométrie, nous rappelons ici brièvement le principe de la formation de l'image avec une caméra (voir figure 2.2).

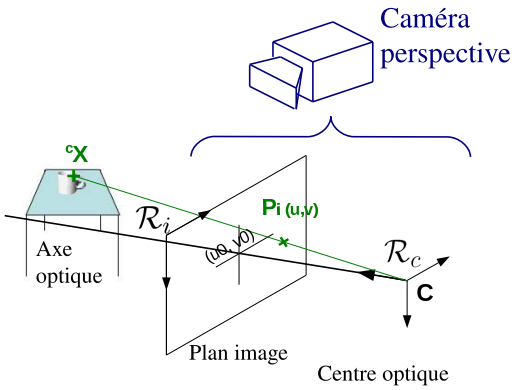


FIG. 2.2 – Formation de l'image par projection perspective avec une caméra classique.

Soit un repère $\mathcal{R}_c$ attaché au centre optique de la caméra, dont l'axe $\mathbf{z}_c$ est porté par l'axe optique de la caméra, et aligné avec le repère image $\mathcal{R}_i$ fixé au coin supérieur gauche de l'image. Un point physique dont les coordonnées 3D ${}^c\mathbf{X} = ({}^cX, {}^cY, {}^cZ)$ sont exprimées dans le repère de la caméra $\mathcal{R}_c$ se projette alors sur le pixel de coordonnées (u, v) dans l'image de la caméra selon la relation :

$$\begin{cases} u = u_0 + f k_u \frac{{}^cX}{{}^cZ} \\ v = v_0 + f k_v \frac{{}^cY}{{}^cZ} \end{cases} \tag{2.14}$$

Où (u_0, v_0) correspondent aux coordonnées pixelliques de la projection du centre optique de la caméra sur son plan image, (k_u, k_v) sont les facteurs d'agrandissement de la caméra et f sa focale, l'ensemble de ces données correspondant aux paramètres intrinsèques de la caméra. L'équation (2.14) représente le modèle géométrique associé à la projection perspective.

2.2.1 Géométrie du capteur échographique 2D

Dans le cas d'une sonde échographique 2D, l'image formée correspond à une coupe transverse de la cible visuelle, comme représenté à la figure 2.3. Par conséquent, seuls les points physiques 3D traversés par le faisceau d'ondes US seront représentés sur l'image acquise.

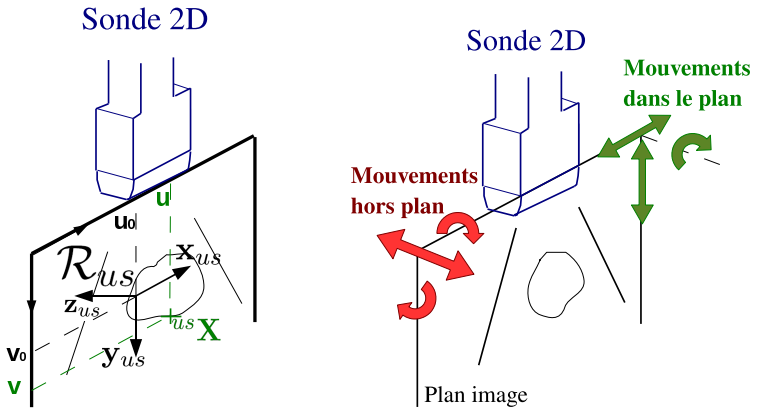


FIG. 2.3 – L'image échographique correspond à une coupe transverse de l'objet en contact avec la sonde 2D.

On définit un plan image, ou plan de la sonde, contenant le faisceau US auquel est associé un repère $\mathcal{R}_{us}$ tel que l'axe $\mathbf{y}_{us}$ est aligné avec la direction de propagation des ondes US et l'axe $\mathbf{z}_{us}$ est orthogonal au plan image. En prenant l'origine du repère $\mathcal{R}_{us}$ au point image de coordonnées (u_0, v_0), on définit le modèle géométrique liant les coordonnées 3D d'un point physique $^{us}\mathbf{X} = (^{us}X, ^{us}Y, ^{us}Z)$ situé dans le plan de la sonde $(^{us}Z = 0)$ avec les coordonnées pixelliques (u, v) du point image correspondant :

$$\begin{cases} u &= k_u \, {}^{us}X &+ u_0 \\ v &= k_v \, {}^{us}Y &+ v_0 \end{cases}, \tag{2.15}$$

où les facteurs d'échelle (k_u, k_v) propres à la sonde considérée permettent de convertir les coordonnées métriques en coordonnées pixelliques. Réciproquement on introduit les facteurs d'échelle (s_x, s_y) qui convertissent les coordonnées pixelliques en coordonnées métriques. Ces facteurs représentent les paramètres intrinsèques de la sonde. Avec les paramètres extrinsèques, qui caractérisent la pose de la sonde dans un repère de référence, ils permettent de déterminer, pour tout point de l'image échographique, les coordonnées 3D du point physique correspondant. L'ensemble des paramètres intrinsèques et extrinsèques est calculé à l'aide d'une procédure de calibration. Une telle

méthode de calibration a été proposée au cours de cette thèse et est détaillée en Annexe A.

L'image échographique fournit une représentation complète des points physiques situés dans le plan de la sonde, et donne un accès direct à leurs coordonnées 3D et notamment à leur profondeur, contrairement à l'image d'une caméra. En revanche, l'image formée ne contient aucune information sur les points physiques situés en dehors de ce plan. Cette double spécificité du capteur échographique se traduit en pratique par la distinction entre les mouvements dans le plan et les mouvements hors plan lors de la commande de la sonde. Les mouvements dans le plan correspondent aux deux translations selon les axes $\mathbf{x}_{us}$ et $\mathbf{y}_{us}$ et à la rotation autour de l'axe $\mathbf{z}_{us}$, la translation selon $\mathbf{z}_{us}$ et les deux rotations restantes (autour des axes $\mathbf{x}_{us}$ et $\mathbf{y}_{us}$) étant les mouvements hors plan. Dans le premier cas, des informations visuelles géométriques simples telles que les coordonnées d'un point image ou l'orientation principale d'une section peuvent être directement utilisées dans une stratégie d'asservissement visuel pour commander les mouvements dans le plan de la sonde (voir figure. 2.4). Au contraire, l'absence d'information en dehors du plan d'observation de la sonde fait du contrôle des mouvements hors plan un défi majeur de l'asservissement visuel basé images échographiques.

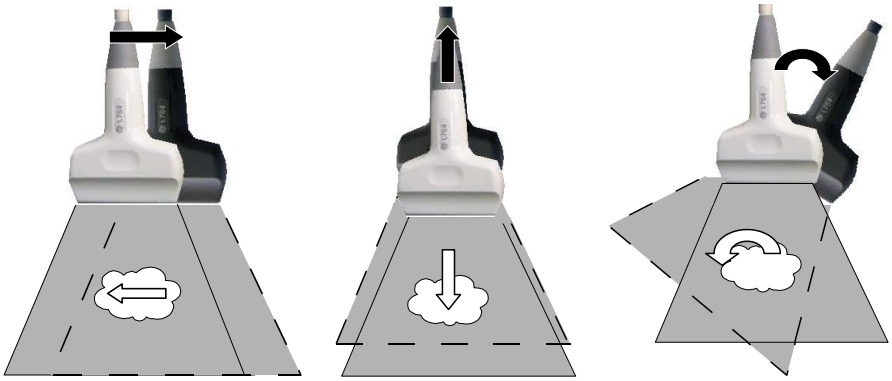


FIG. 2.4 – Lien entre les mouvements dans le plan de la sonde et des informations visuelles simples.

2.2.2 Les différentes géométries de capteurs échographiques

Les capteurs 2D Les sondes 2D sont actuellement les capteurs échographiques les plus répandus dans les centres hospitaliers. Elles se déclinent sous plusieurs formes, en fonction de la cible anatomique considérée. La figure 2.5 regroupe un ensemble de trois capteurs 2D classiquement utilisés dans les examens médicaux. Les capteurs linéaires offrent une bonne résolution d'image notamment en surface mais ont une zone d'observation restreinte. Les sondes convexes ont un cône d'observation plus large et sont particulièrement utilisées pour les examens abdominaux. Enfin des sondes plus allongées, d'accès trans-rectal ou trans-vaginal, permettent d'imager la prostate ou la vessie.

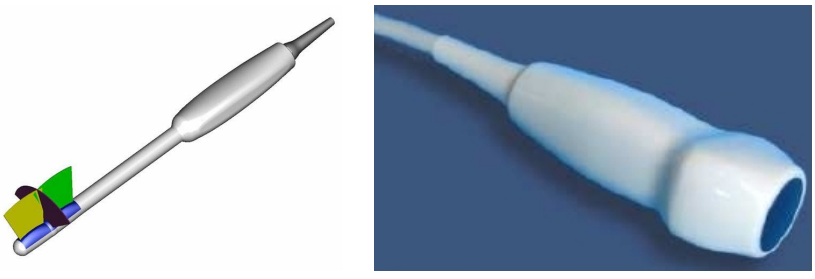
(a) (b) (c)

FIG. 2.5 – Différents modèles de sondes 2D, linéaire (a), convexe (b) et trans-rectale (c), commercialisées par Meditech.

Aux sondes classiques 2D sont venus s'ajouter récemment quelques modèles de sondes présentant une géométrie plus complexe. Ces sondes permettent de visualiser simultanément plusieurs coupes, voire un volume complet, de l'organe ciblé.

Les capteurs bi-plans Actuellement les sondes bi-plans sont généralement des sondes trans-rectales ou trans-œsophagiennes, constituées d'une barrette droite (capteur linéaire) et d'un transducteur convexe situé à son extrémité. Une telle sonde trans-rectale a été développée par la société Vermon pour permettre une visualisation optimale de la prostate [Felix 2005]. Cette sonde présentée en figure 2.6(a) comprend un capteur convexe de 96 éléments PZT qui fournit un plan de visualisation transverse, c'est-à-dire orthogonal à l'axe de la sonde et deux capteurs linéaires positionnés de part et d'autre du plan transverse comprenant également 96 éléments chacun. La sonde qui permet ainsi la visualisation simultanée des plans transverses et longitudinaux est bien adaptée dans le contexte d'une curiethérapie de la prostate où elle permet à la fois la détection de l'aiguille dans le plan longitudinal et la superposition de la grille d'implantation des noyaux radioactifs sur la vue transverse [Felix 2005].

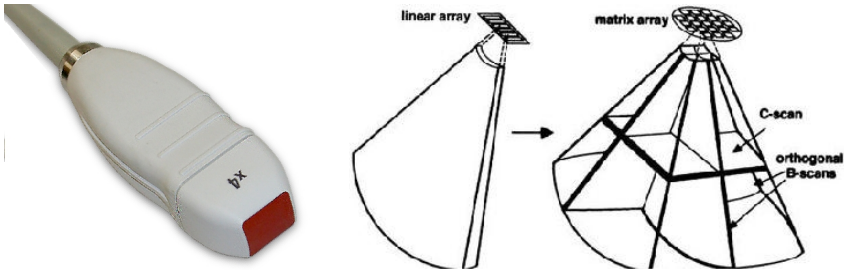
Tout récemment, une nouvelle sonde bi-plan a également été développée par Vermon pour des explorations abdominales ou cardiaques. Cette sonde XYPA2.5 (voir figure 2.6(b)) est constituée de deux capteurs convexes orthogonaux de 2.5 MHz et fournit les deux images à une cadence de 20Hz. Elle présente par ailleurs une petite empreinte, qui la rend adaptée à l'imagerie inter-costale.



(a) (b)

FIG. 2.6 – Deux modèles de sondes bi-plans, trans-rectale [Felix 2005] (a) et abdominale (b), commercialisées par Vermon.

Les capteurs 3D La première solution de capteur 3D dérive naturellement de la géométrie de la sonde 2D classique, en modifiant l'empreinte de la sonde. Les cellules PZT ne sont plus disposées selon une ligne mais selon une matrice rectangulaire, d'où le nom de sondes matricielles donné à cette catégorie de capteurs. Ce type de sonde permet la capture quasi-instantanée d'un volume 3D pyramidal grâce aux données fournies par plusieurs milliers de cellules PZT (voir figure 2.7). C'est à l'heure actuelle la seule méthode permettant la visualisation 3D temps réel d'un coeur battant. Cependant le développement de telles sondes matricielles est freiné par de nombreuses difficultés techniques liées au nombre considérable de transducteurs PZT nécessaires pour obtenir une image 3D de bonne qualité (interactions entre les transducteurs et électronique complexe).



(a) (b)

FIG. 2.7 – Sonde matricielle 3D. (a) Un modèle de sonde 3D matricielle commercialisé par Philips. (b) Une matrice de transducteurs permet de reconstruire un volume pyramidal de l'objet observé.

La seconde solution, qui constitue la majorité des sondes échographiques 3D, crée une image volumique à partir d'une séquence d'images 2D obtenue par le balayage mécanique motorisé d'un capteur 2D. Ce balayage est généralement réalisé en éventail pour les sondes abdominales ou cardiaques et par rotation pour les sondes transvaginales (voir figure 2.8). Les coupes 2D ainsi générées fournissent un échantillonnage du volume 3D qui est finalement reconstruit par une méthode d'interpolation.

2.2.3 Spécificités de l'image échographique

En plus des spécificités liées à la géométrie du capteur, décrites dans le paragraphe précédent, l'image fournie possède un certain nombre de spécificités dues aux propriétés physiques des ondes US et à leur interaction avec la matière qu'elles traversent. Nous détaillons dans cette section les phénomènes physiques subis par les ondes US lors de leur trajet dans le corps humain et les conséquences sur l'image produite.

Interaction des ultrasons avec la matière L'onde US est une onde acoustique qui génère des variations de pression dans les milieux qu'elle traverse. Sa vitesse de

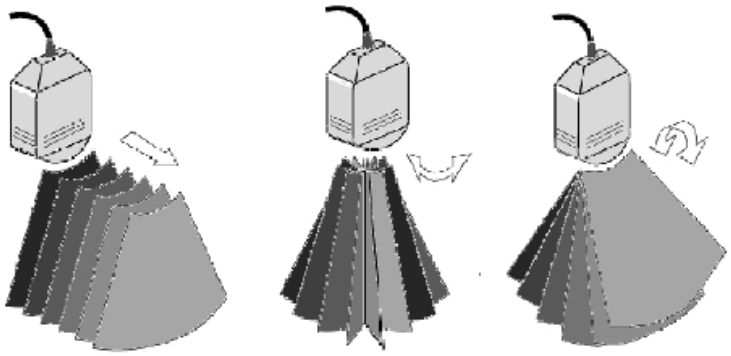


FIG. 2.8 – Reconstruction du volume 3D par balayage d'un transducteur 2D [Rohling 1998]

TAB. 2.1 – Caractéristiques des différents milieux traversés par les US dans le corps humain.

Tissus	Impédance acoustique (kg/m^2/s)	Vitesse de propagation (m/s)
Sang	1.6610^6	1566
Foie	1.6610^6	1566
Rein	1.6210^6	1567
Graisse	1.3310^6	1446
Os	$3.75 - 7.3810^6$	2070 - 5350
Air	0.410^3	333

propagation au sein d'un milieu matériel dépend des caractéristiques de ce milieu :

$$c = \frac{Z}{\rho},$$

où ρ représente la masse volumique du milieu et Z son impédance acoustique, c'est-à-dire sa résistance à la propagation de l'onde US. Le tableau 2.1 récapitule les propriétés de différents milieux organiques en termes d'impédance acoustique et de vitesse de propagation des US.

A l'interface entre deux milieux d'impédances différentes, l'onde US est en partie transmise en profondeur et en partie réfléchie vers la sonde. L'importance de l'écho réfléchi est liée à la différence relative entre les impédances acoustiques Z_1 et Z_2 des deux milieux formant l'interface. Dans le cas où l'onde émise, d'amplitude I_i, arrive perpendiculairement à l'interface, l'amplitude de l'onde renvoyée I_r est telle que :

$$I_r = R\, I_i, \text{ avec } R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)^2.$$

A l'interface entre des tissus mous, la valeur de ce coefficient de réflexion R est inférieure à 10%, ce qui permet d'avoir un signal transmis suffisamment intense pour imager les structures plus profondes. En revanche, ce coefficient atteint 40% pour une interface tissus mous/os, et 99% pour une interface tissus mous/air, ce qui empêche la visualisation des structures situées au-delà de cette interface.

Quand l'onde incidente n'est pas perpendiculaire à l'interface, le faisceau US suit les lois de l'optique géométrique (voir figure 2.9) et un phénomène de réfraction est observé. L'angle du faisceau transmis θ_t dépend de l'angle du faisceau incident θ_i et des vitesses de propagation des US dans les milieux formant l'interface :

$$\frac{sin\theta_t}{sin\theta_i} = \frac{c_2}{c_1}.$$

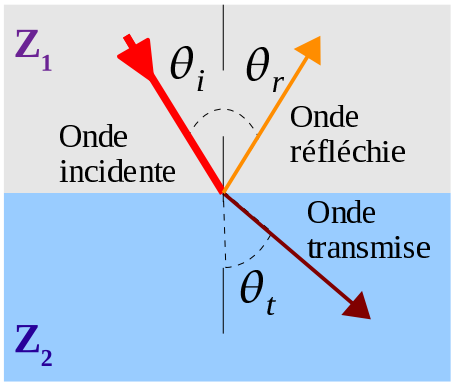


FIG. 2.9 – Transmission et réflexion du faisceau US à l'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente.

Lors de leur propagation dans des structures homogènes, les US sont également soumis à un phénomène d'atténuation dû à leur absorption par le milieu. Cette atténuation est fonction de la distance d à la source d'US et d'un coefficient linéaire d'absorption noté μ :

$$I(d) = I_0 e^{-\mu d}.$$

Le coefficient d'absorption est proportionnel au carré de la fréquence d'émission des ondes US. En conséquence, une fréquence peu élevée est nécessaire pour imager les structures profondes et notamment l'abdomen. En contrepartie, cette baisse de fréquence s'accompagne d'une perte de résolution de l'image échographique.

Enfin le dernier phénomène physique observé lors de la propagation des US est celui de la diffusion. Lorsque l'interface rencontrée par le faisceau est de petite taille par rapport à la longueur d'onde des US, l'énergie de l'onde est diffusée, c'est-à-dire renvoyée dans toutes les directions (voir figure 2.10). Ainsi les ondes reçues par les cellules PZT de la sonde proviennent soit de la réflexion des US à l'interface entre deux milieux, soit de la diffusion produite dans les tissus. Cette dernière catégorie d'onde rétrodiffusée apparaît sur l'image échographique sous la forme d'un aspect granulaire appelé speckle, ou encore chatoiement ou tavelure en français, qui dégrade la visualisation des contours des organes.

Bien que souvent considéré comme un bruit aléatoire, le speckle qui est également présent dans les images radar, sonar ou laser, traduit une réelle mesure caractéristique du milieu imagé. Dans le cas des US, le speckle est généré par des inhomogénéités de

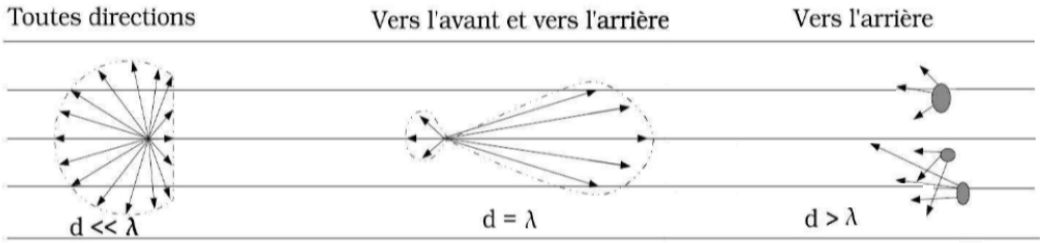


FIG. 2.10 – Diffusion de l'onde US sur des structures dont la taille est inférieure à sa longueur d'onde [Coussement 1995].

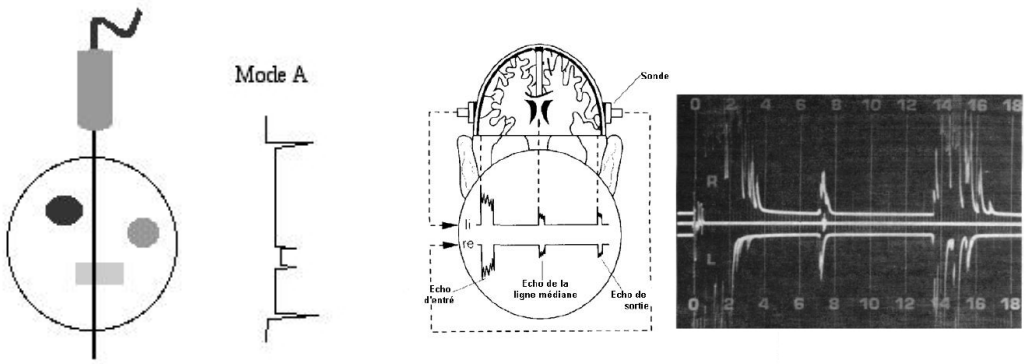
structures, appelées diffuseurs, qui sont répartis de manière aléatoire dans les tissus mous et qui réfléchissent chacun une petite partie du signal initial. Par exemple dans le cas des muscles, les diffuseurs responsables du speckle sont entre autres les fibres musculaires, les cellules ou ensembles de cellules, les agrégats de graisse ou encore les filaments d'actine.

Représentation du signal Le signal échographique peut être représenté de manière la plus simple par l'amplitude des échos renvoyés par les interfaces traversées. Ce mode de représentation, dit mode A (Amplitude), ne permet de visualiser qu'une ligne échographique : pour chaque interface rencontrée sur cette ligne, la distance de l'interface à la source d'US est indiquée et l'amplitude de l'écho réfléchi lui est associée. Cette technique autrefois employée en neurochirurgie (voir figure 2.11) et en ophtalmologie pour mesurer la taille du globe oculaire, n'est plus utilisée en imagerie échographique.

Actuellement, le mode de représentation le plus répandu est le mode B (Brillance) qui dérive du mode A, en associant à l'amplitude du signal une valeur de niveau de gris. Cette représentation permet de conserver la disposition spatiale des lignes de tirs (voir figure 2.12). Par rapport au mode A, plusieurs opérations sont réalisées sur le signal US recueilli, notamment la compensation de l'atténuation des US en fonction de la profondeur, l'interpolation des données pour retrouver tous les pixels de l'image à partir des lignes de tir mesurées et une compression logarithmique pour rehausser les échos les plus faibles par rapport aux échos les plus forts.

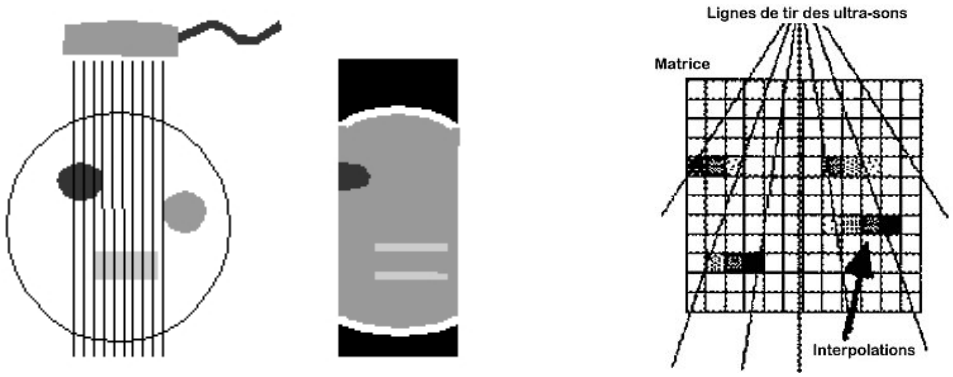
2.3 Etat de l'art

Nous avons introduit au paragraphe 1.3.3 quelques systèmes robotiques guidés par asservissement visuel sous imagerie échographique en présentant leurs caractéristiques mécaniques et l'application médicale envisagée. Dans le présent paragraphe, nous revenons sur ces différents systèmes en mettant en avant les ddl contrôlés et les informations visuelles considérées pour la réalisation de la tâche. Nous distinguons à cet effet les systèmes déportés qui proposent l'insertion d'un instrument médical sous imagerie échographique et les systèmes embarqués où la sonde échographique est directement contrôlée.



(a) (b)

FIG. 2.11 – (a) Le mode A correspond à une seule ligne de tir [Rocchisani 2006]. (b) Il était utilisé en neurologie pour détecter un épanchement intracrânien ou une masse en observant si l'écho de ligne médiane était déplacé [Dagon 2004].

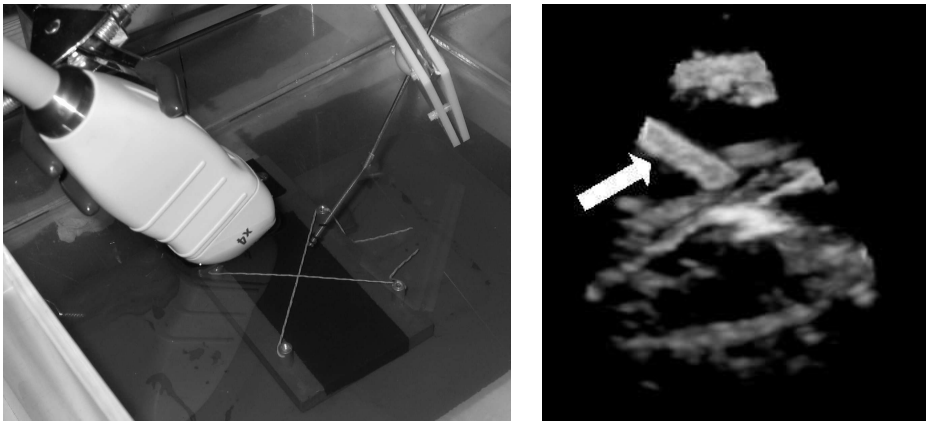


(a) (b)

FIG. 2.12 – (a) Le mode B correspond à une représentation spatiale du signal obtenue après interpolation (b) des lignes de tir [Rocchisani 2006].

2.3.1 Les systèmes déportés : guidage d'outils

Sous imagerie échographique 3D, un système robotique constitué d'un manipulateur d'instrument de laparoscopie à six ddl est proposé dans [Novotny 2007] pour permettre le positionnement automatique de l'extrémité de l'instrument vers une cible (voir figure 2.13). Le suivi temps réel de l'instrument dans le volume échographique est réalisé à l'aide d'une détection de ligne 3D qui permet de retrouver l'axe de l'instrument et grâce à la mise en place d'un marqueur spécifique sur l'instrument. Ce marqueur est constitué d'un manchon cylindrique adapté à l'axe de l'instrument et de trois anneaux fixés sur ce manchon visibles sous imagerie échographique, qui permettent de déterminer l'orientation de l'objet dans le volume échographique. La cible à atteindre est munie d'un marqueur en forme de croix qui peut être efficacement détecté à l'aide d'une transformée de Radon [Radon 1917]. Le traitement du volume 3D permet ainsi de retrouver les six paramètres de position et orientation de l'outil ainsi que la position de la cible. Ces données de position sont alors exprimées dans le repère du robot et l'erreur observée est minimisée à l'aide d'un correcteur proportionnel dérivé (PD).

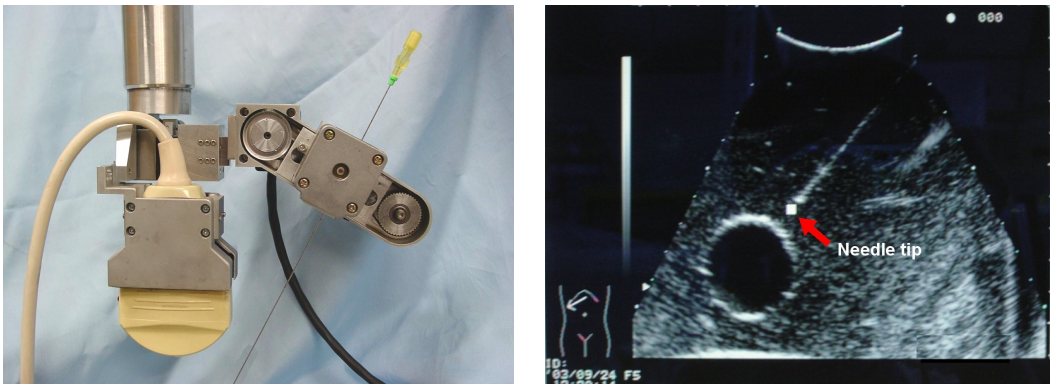


(a) (b)

FIG. 2.13 – Positionnement d'un outil sur une cible par asservissement visuel [Novotny 2007]. (a) Environnement expérimental. (b) Détection de l'outil dans l'image échographique.

Néanmoins les approches basées position souffrent d'une assez faible précision en termes de positionnement puisque le contrôle est réalisé sur des positions estimées dans le repère du robot. La précision obtenue dépend donc fortement de la précision du robot et de l'exactitude de la calibration entre le repère image et le repère du robot. Au contraire, les asservissements visuels basés image offrent une meilleure robustesse à d'éventuelles erreurs de calibrations et permettent d'atteindre de meilleures précisions de positionnement. Un tel asservissement direct est mis en place dans [Hong 2004] pour insérer automatiquement une aiguille par exemple pour une application de cholécystotomie percutanée où l'aiguille est introduite dans la vésicule biliaire pour effectuer un drainage. Dans la méthode proposée l'aiguille est rigidement fixée à la sonde échographique

de manière à ce que sa direction d'insertion soit contenue dans le plan image de la sonde, et l'ensemble est fixé sur l'effecteur d'un bras robotique à cinq ddl passifs. Ces cinq ddl permettent de positionner le système au point d'insertion sur la peau du patient puis le manipulateur d'aiguille à deux ddl actifs permet de réaliser l'insertion automatique de l'aiguille en compensant d'éventuels mouvements physiologiques ou involontaires du patient (voir figure 2.14). Pour cela, les images échographiques sont traitées de sorte à extraire la position de la vésicule biliaire, segmentée à l'aide d'un contour actif, ainsi que l'extrémité de l'aiguille détectée à l'aide d'une transformée de Hough. Ces positions dans l'image constituent les primitives visuelles courantes utilisées dans la boucle d'asservissement visuel. Elles ne permettent cependant que de contrôler deux ddl (une translation le long de l'axe de l'aiguille et une rotation autour du point d'insertion) qui correspondent à des mouvements dans le plan de la sonde.

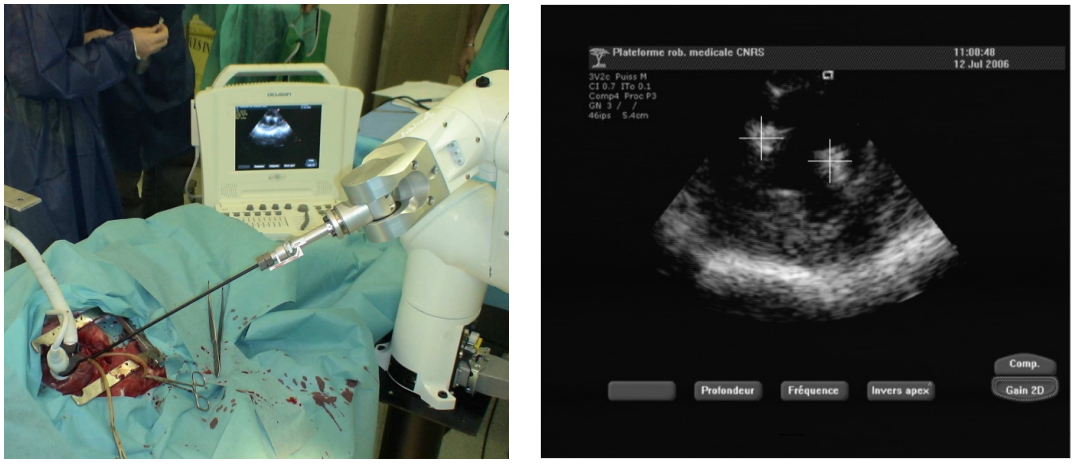


(a) (b)

FIG. 2.14 – (a) L'aiguille liée mécaniquement à la sonde 2D est actionnée selon deux ddl [Hong 2004]. (b) Détection de l'extrémité de l'aiguille par la transformée de Hough.

Un travail plus récent s'est attaché à contrôler tous les mouvements non contraints d'un forceps introduit dans un trocart, c'est-à-dire les trois rotations et la translation le long de l'axe de l'instrument [Vitrani 2005, Vitrani 2007], pour atteindre une position désirée. A partir de l'image courante et de l'image désirée fournies par une sonde 2D déportée, une boucle d'asservissement visuel est implémentée dans le contrôleur pour déplacer l'outil tout en le contraignant à rester dans le plan de l'image US. Pour commander les quatre ddl de l'instrument, un minimum de quatre indices visuels est nécessaire. Dans [Vitrani 2005], les coordonnées planaires des deux points image correspondant à l'intersection des deux mâchoires du forceps avec le faisceau US sont choisies pour réaliser cette commande. Soit P_1 et P_2 les centres de gravité respectifs de ces deux points, le vecteur d'information visuelle considéré est $\mathbf{s} = [x_{P_1}, y_{P_1}, x_{P_2}, y_{P_2}]$. Par la suite, de nouvelles primitives visuelles ont été retenues. Dans [Vitrani 2007], les coordonnées du milieu du segment $[P_1P_2]$, sa longueur et son orientation par rapport à

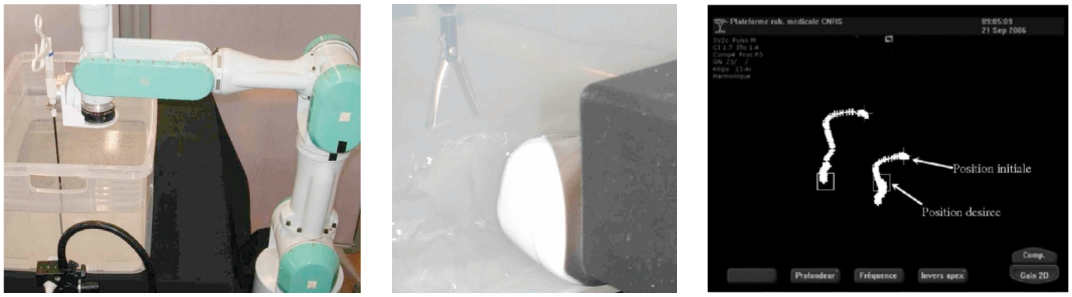
l'horizontale de l'image sont choisies comme nouveaux indices visuels afin d'assurer une meilleure robustesse de la commande $\mathbf{s}' = [x_P, \delta, y_P, \theta]$. Un tel asservissement référencé image permet de se dispenser de capteur de position sur la sonde puisqu'une estimation grossière de la pose de la sonde par rapport au robot est suffisante pour calculer la matrice d'interaction. La méthode ainsi développée a été validée in vivo sur un coeur de cochon (voir figure 2.15).



(a) (b)

FIG. 2.15 – (a) Expérimentation in vivo réalisée sur cochon de l'approche d'asservissement visuel proposée par Vitrani *et al.* [Vitrani 2007]. (b) Détection automatique des deux points d'intersection de l'instrument avec le plan de la sonde, qui sont utilisés comme information visuelle.

Dans [Sauvée 2008], une approche prédictive a été proposée pour garantir la convergence d'un instrument chirurgical de type forceps vers une position désirée tout en respectant des contraintes de visibilité de l'objet dans l'image et d'évitement des butées du bras robotique. L'intersection des deux mâchoires de l'instrument avec le plan de coupe échographique génère deux points dans l'image qui sont détectés par un traitement automatique de l'image (seuillage, opérateurs morphologiques et détection d'éléments connexes). La donnée de ces deux points image permet de retrouver la position de l'instrument qui est alors utilisée en entrée du contrôleur prédictif pour asservir les mouvements de l'instrument chirurgical monté sur un manipulateur à six ddl. L'approche a été validée dans une bassine d'eau avec un robot Mitsubishi PA 10 équipé d'un forceps et une sonde immobile déportée (voir figure 2.16).



(a) (b) (c)

FIG. 2.16 – (a) Robot à six ddl manipulant un forceps dans une bassine d'eau [Sauvée 2008]. (b) Détail de la sonde observant l'outil dans une configuration déportée. (c) Détection des informations visuelles dans l'image.

2.3.2 Les systèmes embarqués : manipulation de la sonde

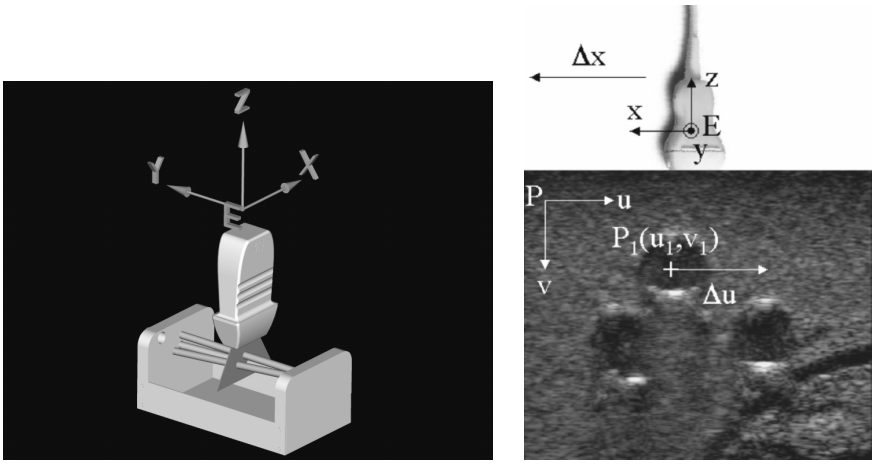
D'autres systèmes robotiques utilisent une commande basée images échographiques non pas pour guider un outil chirurgical mais pour asservir directement la sonde US. L'asservissement visuel ainsi réalisé peut permettre de déplacer automatiquement la sonde dans le cadre d'une aide au diagnostic ou de retrouver et stabiliser une image désirée.

Dans [Abolmaesumi 2002], l'asservissement visuel permet de contrôler le mouvement de la sonde dans le plan de la sonde, soit trois ddl alors que l'opérateur télé-opère les autres ddl. L'application envisagée est par exemple un examen de l'artère carotide où le contrôle visuel permet de centrer la section d'une ou plusieurs artères dans l'image alors que le praticien déplace la sonde le long du cou du patient par télé-opération. Pour asservir les trois ddl correspondant aux mouvements dans le plan du faisceau US, les coordonnées des centres de deux artères sont utilisées. La détection de ces centres est réalisée après la segmentation du contour de chaque artère. Cinq méthodes de segmentation sont ainsi comparées dans [Abolmaesumi 2002], basées sur des mesures de similarité de l'image, avec les algorithmes de corrélation croisée (CC) ou de détection par similarité séquentielle (SSD), ou basées sur la segmentation de contours par un algorithme Star, Star-Kalman ou Snake. Soit $p_i = [{}^f x_i, {}^f y_i, {}^f z_i]$ l'un de ces centres, exprimé dans le référentiel du robot. Dans le référentiel de l'image défini avec l'axe x orthogonal au plan image, les coordonnées de p_i sont $[0, u_i, v_i]^T = [0, a\,{}^f y_i, a\,{}^f z_i]$, où a est le facteur d'échelle de l'image. Soit ${}^f\dot{X}$ les vitesses de translation et rotation de l'effecteur du robot exprimées dans le référentiel robot, alors la loi de commande implémentée est déduite de la relation d'interaction suivante :

$$\begin{bmatrix} \dot{u}_i \\ \dot{v}_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -a & 0 & v_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -a & -u_i & 0 & 0 \end{bmatrix} {}^f\dot{X} \tag{2.16}$$

Cette méthode utilise donc la seule information anatomique pour contrôler le système robotique et évite le recours à une reconstruction de la pose de la cible en modélisant l'interaction entre le mouvement de la sonde 2D et celui des primitives géométriques de

type point (voir figure 2.17). Néanmoins deux artères au moins doivent être considérées pour contraindre efficacement les trois ddl dans le plan de la sonde et aucune solution n'est proposée pour connaître la position désirée à atteindre pour les centres des deux artères lors du mouvement hors plan de la sonde. Aucun résultat de l'application complète envisagée n'a été présenté à notre connaissance. L'approche est utilisée sur un fantôme composé de trois tubes plongés dans une bassine d'eau dans un premier temps pour contrôler seulement une translation afin de garder la section d'un tube au centre de l'image lorsqu'un mouvement hors plan est réalisé manuellement et dans un second temps pour contrôler les trois mouvements dans le plan pour ramener les centres de trois sections de tubes à leur position initiale après qu'une translation dans le plan de l'image ait été appliquée.

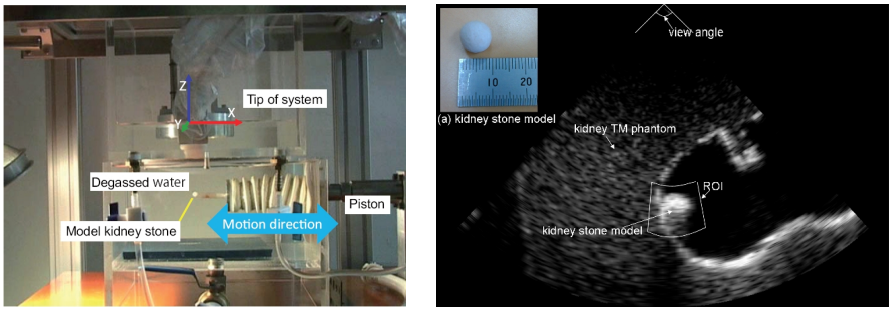


(a) (b)

FIG. 2.17 – Contrôle des mouvements dans le plan de la sonde [Abolmaesumi 2002]. (a) Fantôme constitué de trois tubes modélisant des artères. (b) Interaction entre une translation dans le plan de la sonde et la variation de l'abscisse du centre de l'artère dans l'image échographique

Le système proposé dans [Lee 2007] permet de suivre automatiquement un calcul rénal avec un transducteur d'ondes de forte intensité (HIFU) pour focaliser les ondes US sur ce calcul et épargner les organes voisins (voir figure 2.18). L'asservissement visuel proposé permet ainsi de compenser les mouvements physiologiques du patient tout au long de la procédure de lithotripsie en contrôlant les trois translations de l'effecteur robotique muni du transducteur d'ondes de forte intensité (HIFU) et de deux sondes échographiques dont les plans d'observations sont orthogonaux. Dans chaque image échographique, la position du calcul rénal est déterminée et comparée à la position désirée, correspondant au point focal de l'émetteur HIFU. Ces deux erreurs de position 2D dans l'image sont traduites en une erreur de position 3D utilisée comme consigne du système robotique à trois axes. L'extraction de la position du calcul rénal dans chaque image échographique est réalisée à l'aide d'une méthode de segmentation basée sur l'intensité de la valeur RF des pixels de l'image et est appliquée directement sur

les images RF fournies par la sonde avant leur conversion en image de mode B. Cette approche ne repose pas sur un asservissement visuel direct dans la mesure où il n'y a pas de modélisation de l'interaction des informations visuelles considérées avec le mouvement de la sonde échographique. Le recours à la reconstruction de la position 3D de la cible nécessite une calibration précise du système et limite la précision de la tâche de suivi.

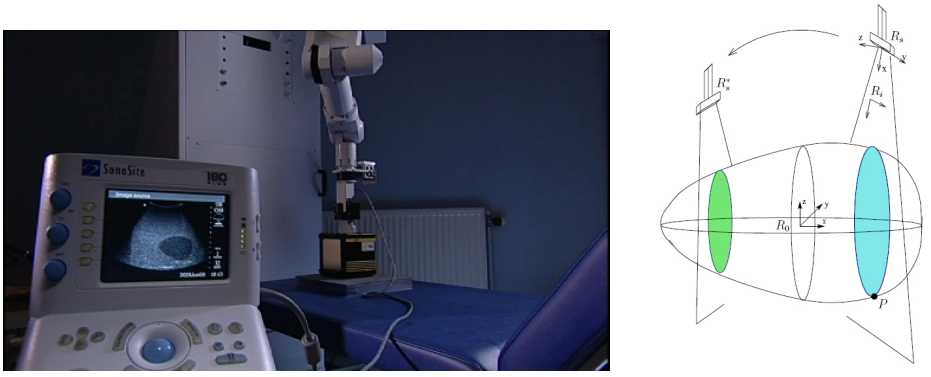


(a) (b)

FIG. 2.18 – Destruction d'un calcul rénal [Lee 2007]. (a) Deux sondes échographiques et un transducteur HIFU sont fixés à l'effecteur robotique. (b) Vue échographique du fantôme utilisé pour valider la tâche de suivi.

Récemment, quelques travaux se sont appliqués à commander les six ddl d'un système robotique selon une stratégie d'asservissement visuel référencé image où la variation des informations visuelles retenues est liée au mouvement de la sonde par une matrice d'interaction. Une étude préliminaire est reportée dans [Bachta 2006] où tous les mouvements d'une sonde 2D sont asservis pour atteindre une coupe désirée. La sonde interagit avec un fantôme contenant un objet de forme ellipsoïdale créant ainsi une image dans laquelle la section de l'objet peut être modélisée par un polynôme d'ordre 3 dont les coefficients constituent le vecteur d'informations visuelles choisi (voir figure 2.19). La modélisation de la matrice d'interaction associée à ce vecteur d'informations visuelles permet de mettre en place une loi de contrôle classique [Espiau 1992] ainsi qu'une loi de contrôle basée sur une minimisation du second ordre [Malis 2004] pour observer une décroissance exponentielle de l'erreur visuelle. Néanmoins la connaissance a priori du modèle mathématique de l'objet observé est nécessaire et l'approche proposée est peu robuste aux erreurs de mesure dans l'image.

Dans la continuité de ce travail, une approche a ensuite été proposée pour augmenter la robustesse de la commande à de telles erreurs de mesure. Les primitives visuelles choisies sont de nature géométrique et sont construites à partir des moments 2D de la section de l'objet observé. Dans [Mebarki 2008], cinq primitives visuelles sont calculées à partir des moments 2D de la section, segmentée automatiquement par un contour actif de type Snake [Collewet 2009] décrit par une représentation polaire. Elles correspondent aux coordonnées du centre de gravité de la section de l'objet, à son orientation, à son aire et à la longueur de son demi grand axe principal. La matrice d'interaction associée à ces primitives qui intervient dans la loi de commande est calculée à partir de la nor-



(a) (b)

FIG. 2.19 – (a) Commande des six ddl d'une sonde 2D interagissant avec des objets en forme d'oeuf [Bachta 2006]. (b) La modélisation de l'interaction entre la sonde et la section observée permet de réaliser la tâche robotique de positionnement.

male à la surface de l'objet. Sous l'hypothèse d'un objet d'intérêt de forme ellipsoïdale, une méthode d'extraction de cette normale est proposée dans [Mebarki 2008]. L'asservissement visuel basé moment est validé ex-vivo sur un coeur de lapin plongé dans une bassine d'eau (voir figure 2.20).

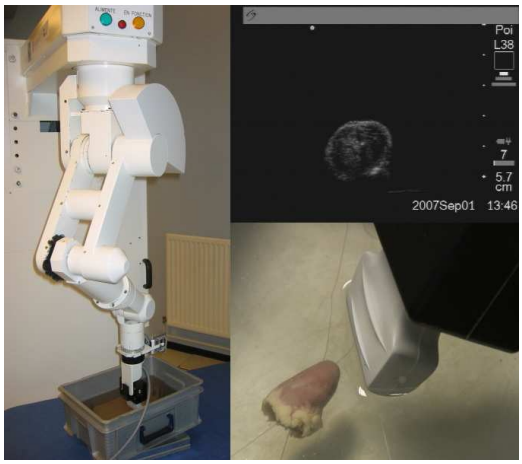


FIG. 2.20 – Validation ex vivo de l'asservissement visuel échographique basé moments [Mebarki 2008]. Une sonde 2D est montée sur le bras robotique médical Hippocrate [Pierrot 1999] et se positionne automatiquement pour observer une section désirée d'un coeur de lapin immergé dans un bac d'eau.

Cette méthode a été étendue par la suite dans [Mebarki 2010b] pour s'affranchir de la connaissance du modèle de l'objet considéré. La normale à la surface de l'objet est alors estimée en chaque point du contour de l'image à l'aide d'un algorithme des moindres carrés. De plus, le vecteur d'information visuelle est étendu à six primitives

géométriques et permet d'assurer la convergence de l'asservissement visuel dans l'image et en position (voir figure 2.21).

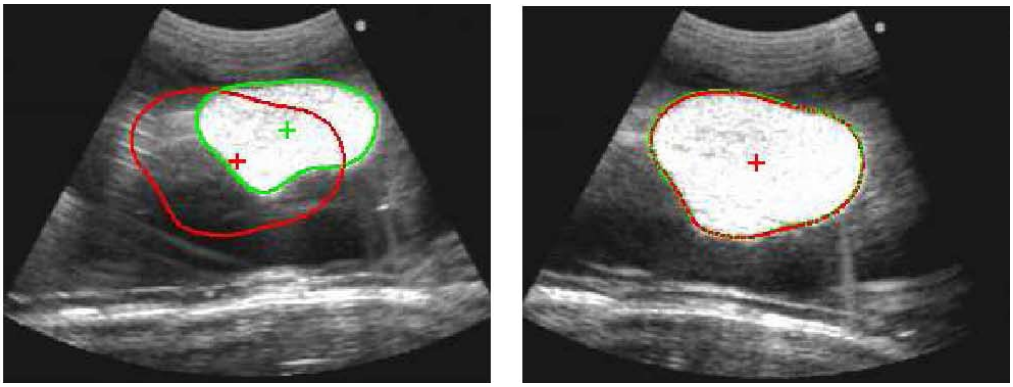
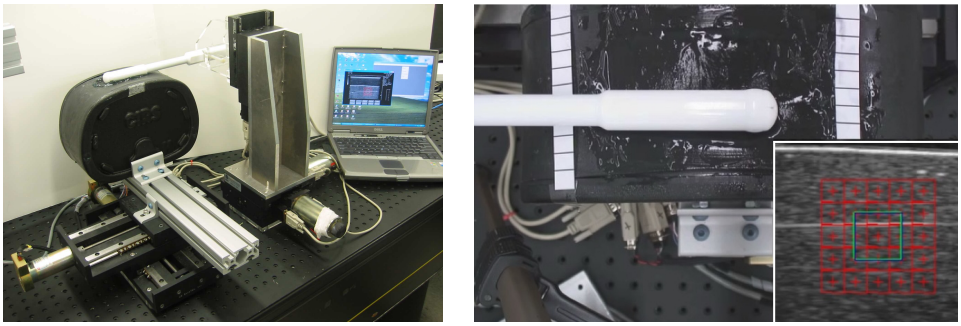


FIG. 2.21 – Tâche de positionnement par asservissement visuel basé sur les moments de la section de l'objet observé [Mebarki 2010b]. Image initiale (gauche) et finale (droite) avec en rouge la section désirée et en vert la section courante de l'objet.

Les méthodes reportées jusqu'ici pour contrôler les six ddl de la sonde dans sa configuration embarquée sont toutes basées sur l'extraction de primitives géométriques extraites de l'image échographique après une étape de segmentation. Une approche originale proposée dans [Krupa 2009b] consiste à utiliser directement l'information de corrélation du speckle contenu dans l'image échographique pour suivre une zone d'intérêt en contrôlant tous les ddl de la sonde (voir figure 2.22). Bien que souvent assimilé à un bruit aléatoire, le speckle est en fait le résultat de l'interaction des différentes ondes US émises par le capteur échographique et est caractéristique de la structure du tissu traversé. Cette information est alors utilisée dans l'approche de Krupa et al. pour commander les mouvements hors plan de la sonde. En effet, en raison de l'épaisseur du rayon US émis par une sonde 2D, un recouvrement spatial des ondes US est observé sur une séquence d'images successives parallèles qui résulte dans une corrélation du speckle généré dans ces images. En particulier la fonction reliant la corrélation entre deux motifs de speckle issus de deux images parallèles et la distance entre ces deux images est approximée et permet d'estimer la distance entre le plan courant et le plan désiré. Ce principe est appliqué pour chaque motif de speckle identifié dans l'image échographique, ce qui permet d'établir un ensemble de distances de chaque motif par rapport à l'image désirée. En associant à chacune de ces distances une position 3D, il est possible de déterminer le plan qui englobe au mieux ces positions 3D et d'extraire les trois paramètres de son vecteur normal ainsi que sa distance par rapport au plan désiré. Ces quatre informations sont utilisées dans un algorithme d'asservissement visuel 3D pour compenser les mouvements hors plan de la sonde. En parallèle, les mouvements dans le plan sont asservis par un algorithme d'asservissement visuel 2D basé image, qui prend comme entrée le vecteur de primitives visuelles $\mathbf{s} = (t_x, t_y, \gamma)$. Ces trois paramètres extraits et exprimés dans l'image, décrivent la transformation géométrique rigide entre un motif de speckle courant et désiré. Ils sont déterminés par la minimisation d'une

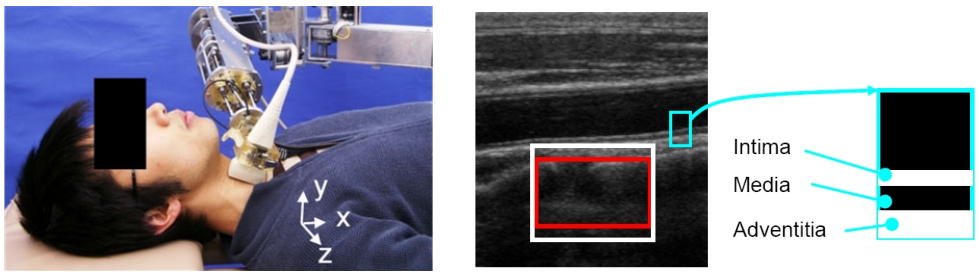
fonction de cout basée intensité. La loi de commande classique [Espiau 1992] appliquée aux mouvements dans le plan de la sonde permet de faire converger ce vecteur vers le vecteur d'informations visuelles désiré $\mathbf{s}^* = (0, 0, 0)$.



(a) (b)

FIG. 2.22 – (a) Suivi basé sur l'information portée par le speckle d'une section d'un fantôme abdominal, actionné selon deux ddl [Krupa 2009b]. (b) Détail de la sonde et vue interne avec le motif de speckle utilisé pour la commande.

Une nouvelle approche basée sur l'intensité des pixels de l'image échographique de mode B a été présentée dans [Nakadate 2011] pour compenser le mouvement de translation hors plan de la carotide (voir figure 2.23). Un seul ddl du système robotique est contraint à l'aide d'une méthode de mise en correspondance de blocs qui permet d'estimer le mouvement de l'artère.



(a) (b)

FIG. 2.23 – Contrôle d'une translation de la sonde pour suivre le mouvement de l'aorte [Nakadate 2011]. (a) Validation in-vivo. (b) Image de la section longitudinale de l'aorte, le rectangle rouge est le modèle et le rectangle blanc délimite la zone de recherche.

Une étape préalable d'acquisition d'un ensemble d'images parallèles et de leur position respective autour de l'image désirée est réalisée avant de lancer l'asservissement visuel. Au cours de l'asservissement, une mise en correspondance de l'image courante avec les différentes images pré-enregistrées est réalisée. Elle repose sur le calcul d'une mesure de similarité (SSD) basée sur les intensités des pixels des images considérées. L'image pré-enregistrée présentant la meilleure similarité avec l'image courante de la

sonde est alors sélectionnée et sa position est prise comme position courante de la sonde. La vitesse appliquée à la sonde est proportionnelle à l'erreur de position entre cette position courante et la position de l'image cible. La méthode a été validée in vivo pour suivre la section longitudinale de la carotide, où la sonde 2D est montée sur un bras robotique à un ddl correspondant à la translation hors du plan de la sonde.

2.4 Les objectifs de la thèse

Dans cette thèse, nous proposons des solutions pour contrôler les six ddl d'une sonde échographique. Nous nous intéressons plus particulièrement à des configurations embarquées où la sonde est fixée à l'effecteur d'un bras robotique. Dans une telle configuration, la cible visuelle ne peut souvent être que de nature anatomique et contrairement aux applications de manipulation d'un instrument chirurgical, il n'est pas possible d'utiliser une connaissance a priori sur la géométrie de l'objet. Les méthodes développées dans cette thèse visent à considérer des images anatomiques les plus diverses possibles. De plus, nous proposons un asservissement visuel basé image en modélisant l'interaction entre la variation des primitives visuelles choisies et le mouvement de la sonde. Contrairement aux approches basées position qui nécessitent une étape de reconstruction de la pose courante et désirée de la sonde, l'asservissement visuel basé image permet en effet une meilleure robustesse aux erreurs de calibration.

En nous focalisant plus particulièrement sur les configurations embarquées, les applications médicales que nous envisageons sont de type positionnement sur une image désirée ou suivi d'une image. Dans le premier cas, il peut s'agir pour le médecin de naviguer automatiquement parmi un ensemble de coupes échographiques apprises au préalable. Dans le second cas, l'intérêt majeur est de stabiliser l'image échographique à des fins de diagnostic en compensant les mouvements de l'organe dus aux mouvements physiologiques du patient, notamment la respiration et le battement cardiaque. Nous ne ciblons pas une procédure médicale précise, au contraire nous souhaitons proposer dans ce document des démonstrations de faisabilité et des méthodes génériques qui pourront être adaptées en fonction de l'application. De manière générale, l'intérêt de l'asservissement visuel par sonde échographique a été soulevé dans [Krupa 2009b] et des procédures chirurgicales telles que le traitement de cancer de la prostate par curiethérapie ont été identifiées comme pouvant bénéficier d'une stabilisation de l'image échographique. Par ailleurs, plusieurs examens échographiques, notamment doppler ou de mesure de dilatation des vaisseaux nécessitent la visualisation d'une section stabilisée d'une artère pendant plusieurs minutes et pourraient également bénéficier d'une assistance robotique.

Deux stratégies ont été étudiées et sont présentées dans la suite de ce document : une approche géométrique et une approche basée intensité. Dans le chapitre 3, nous décrivons deux approches géométriques bi-plans et tri-plans [Nadeau 2010] basées sur les moments 2D de la section d'une cible visuelle. Dans la configuration tri-plans, six primitives géométriques sont construites à partir de trois sections orthogonales de l'objet et la matrice d'interaction associée à ces primitives est déterminée ana-

lytiquement. De telles primitives géométriques présentent l'avantage d'être robustes aux bruits de l'image et d'assurer une convergence en position de l'algorithme depuis des positions initiales assez éloignées par rapport à l'approche n'utilisant qu'une seule coupe [Mebarki 2010a]. De plus, le choix des primitives réalisé permet de considérer dans la loi de commande une matrice d'interaction approchée dont tous les éléments peuvent être calculés dans les images échographiques. Par rapport à l'approche mono-plan, il est alors possible de s'affranchir de l'estimation de la normale à la surface de l'objet.

Néanmoins le calcul des moments 2D repose sur une segmentation de l'organe à l'aide d'un contour actif qui ne peut pas être appliquée sur tous les types d'images échographiques, en particulier si l'organe n'est pas entièrement inclus dans l'image (images du foie). De même, les contours actifs définis avec une représentation polaire ne permettent pas de gérer des changements de topologie de l'organe, par exemple lorsqu'une section axiale d'une artère se divise en deux sections. Pour ces raisons, nous proposons une seconde approche basée sur l'intensité de l'image échographique dans le chapitre 4. Dans ce cas les primitives visuelles ne sont plus de nature géométrique mais correspondent aux valeurs d'intensité d'un ensemble de pixels de l'image. L'intérêt majeur de cette nouvelle approche est de ne nécessiter aucune segmentation de l'image et de s'appliquer à des sections abdominales quelconques. La modélisation de l'interaction associée à ces nouvelles primitives visuelles est réalisée et permet d'asservir tous les mouvements d'une sonde 2D classique dans le cadre d'une tâche de suivi [Nadeau 2011b] et d'effectuer des tâches de positionnement avec des capteurs 2D ou de géométrie plus complexe [Nadeau 2011a]. Une approche prédictive est également proposée pour améliorer la précision du suivi dans le cas particulier de mouvements de perturbation périodiques, par exemple pour stabiliser une vue échographique en compensant le mouvement de respiration d'un patient [Nadeau 2011c].

Dans le chapitre 5, les résultats expérimentaux obtenus avec l'approche basée intensité sont présentés. Les tâches robotiques de positionnement et de suivi sont validées à l'aide de sondes 2D, 3D et bi-plans manipulées par un bras robotique à six ddl et interagissant avec un fantôme abdominal réaliste.

Chapitre 3

Asservissement visuel géométrique

Pour commander les six ddl d'une sonde échographique, une approche basée sur les moments 2D a été proposée par Rafik Mebarki [Mebarki 2010a] où le vecteur d'information visuelle est constitué de six primitives géométriques. Ces primitives caractérisent la forme de l'intersection du plan image de la sonde avec un objet d'intérêt et sont calculées à partir des moments 2D de la section de l'objet. L'expression analytique de la matrice d'interaction associée à ces primitives a été établie dans [Mebarki 2010a] et la commande par asservissement visuel mise en place pour réaliser des tâches de positionnement et de suivi. Les résultats obtenus montrent un bon comportement de l'asservissement visuel en termes de minimisation de l'erreur visuelle. Néanmoins, cette approche basée sur des informations géométriques extraites d'une seule coupe de l'objet ne garantit qu'une convergence locale de la sonde. En particulier, dans le cas d'un objet d'intérêt anatomique, l'approche ainsi développée n'assure pas systématiquement la convergence de l'algorithme en position dans la mesure où une même section peut être observée pour des positions différentes de la sonde.

Dans la continuité de ce travail, nous présentons dans ce chapitre deux méthodes multi-plans basées moments. Une approche bi-plans est d'abord envisagée où les informations géométriques extraites de deux plans de coupe différents assurent une meilleure caractérisation de la pose de la sonde par rapport à l'objet. Par la suite, un nouvel ensemble de primitives visuelles est sélectionné à partir de trois plans orthogonaux. Cette approche tri-plans garantit également un bon positionnement de la sonde tout en améliorant le comportement de la loi de commande. La matrice d'interaction associée à cet ensemble de primitives est modélisée et les performances de la commande sont évaluées en simulation et comparées à l'approche mono-plan. L'asservissement visuel tri-plans est validé en simulation sur des images binaires et échographiques. De plus, pour illustrer la faisabilité de la méthode, deux applications de recalage image-image sont considérées. La tâche de recalage est exprimée avec le formalisme de l'asservissement visuel et une application multimodale est considérée. En effet, les informations géométriques utilisées sont indépendantes de la modalité d'imagerie.

3.1 Approche mono-plan

Nous introduisons dans un premier temps le principe de l'approche basée moments proposée dans [Mebarki 2010a]. Dans cette section, le choix du vecteur d'information visuelle, le calcul des moments 2D de la section d'un objet d'intérêt et la modélisation de la matrice d'interaction sont rappelés, puis les limites de l'approche sont mises en évidence.

3.1.1 Informations visuelles

Dans [Mebarki 2010b] six primitives visuelles décrivant la géométrie de la section de l'objet sont considérées pour contrôler tous les mouvements de la sonde dans l'espace. Les informations correspondant aux coordonnées du centre de gravité (x_g, y_g) et à l'angle α caractérisant l'orientation principale de la surface présentent un fort couplage avec les mouvements dans le plan de la sonde (respectivement v_x, v_y et ω_z). L'aire a de la section de l'objet, invariante aux mouvements dans le plan et deux informations géométriques supplémentaires (ϕ_1, ϕ_2), créées à partir de moments invariants aux mouvements dans le plan sont choisies pour contrôler les mouvements hors du plan. Ces dernières informations ϕ_1 et ϕ_2 sont par ailleurs invariantes à l'échelle de l'image et donc découplées de l'aire de la section observée. Le vecteur d'information visuelle sélectionné est alors :

$$\mathbf{s} = (x_g, y_g, \alpha, \sqrt{a}, \phi_1, \phi_2), \tag{3.1}$$

avec :

$$\begin{cases} x_g & = & \frac{m_{10}}{m_{00}} \\ y_g & = & \frac{m_{01}}{m_{00}} \\ \alpha & = & \frac{1}{2}\, arctan(\frac{2\,\mu_{11}}{\mu_{20}+\mu_{02}}) \\ \sqrt{a} & = & \sqrt{m_{00}} \\ \phi_1 & = & \frac{\mu_{11}^2 - \mu_{20}\mu_{02}}{4\mu_{11}{}^2 + (\mu_{20}-\mu_{02})^2} \\ \phi_2 & = & \frac{(\mu_{30}-3\mu_{12})^2 + (3\,\mu_{21}-\mu_{03})^2}{(\mu_{30}+\mu_{12})^2 + (\mu_{21}+\mu_{03})^2} \end{cases} \tag{3.2}$$

Où m_{ij} et μ_{ij} correspondent respectivement aux moments et moments centrés d'ordre $i+j$, dont le calcul est détaillé au paragraphe suivant.

3.1.2 Calcul des moments 2D

Par définition, les moments 2D d'ordre $i+j$ sont définis dans l'espace continu par :

$$m_{ij} \;=\; \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} x^i\, y^j\, f(x,y)\, dx\, dy, \tag{3.3}$$

où $f(x,y)$ est une fonction continue 2D. Pour calculer les moments 2D associés à la surface S correspondant à l'intersection de l'organe avec le plan image de la sonde échographique, cette fonction est définie telle que :

$$f(x,y) = \begin{cases} 1 & si\ (x,y) \in S \\ 0 & sinon \end{cases}, \tag{3.4}$$

avec (x, y) le couple de coordonnées d'un point de l'image échographique. Les moments 2D sont alors définis par la double intégrale suivante :

$$m_{ij} = \iint_S x^i \, y^j \, dx \, dy \tag{3.5}$$

Calcul sur le contour fermé de l'objet Le théorème de Green établit une relation entre une intégrale curviligne le long d'un contour fermé C et une intégrale double sur la section S délimitée par ce contour C. Il permet ainsi de retrouver la valeur de ces moments 2D à partir de la donnée du contour C de l'objet [Mebarki 2010a] :

$$m_{ij} = \frac{-1}{j+1} \oint_C x^i \, y^{j+1} \, dx. \tag{3.6}$$

De la même manière, les moments centrés d'ordre $i+j$ sont exprimés sur le contour de l'objet :

$$\mu_{ij} = \oint_C (x - x_g)^i \, (y - y_g)^{j+1} \, dx \tag{3.7}$$

Segmentation par contour actif L'extraction des informations géométriques basées moments nécessite donc une étape préalable de détection de la section de l'objet d'intérêt dans l'image. La méthode retenue dans [Mebarki 2010a] repose sur l'extraction du contour de l'objet à l'aide de contours actifs de type snake. Un contour actif est défini par une courbe continue, fermée ou non, initialisée dans l'image à proximité de l'objet à segmenter et qui est soumis à des forces qui le déforment et le déplacent automatiquement vers les zones de fort gradient dans l'image. Ce déplacement est créé par un terme d'énergie comprenant une énergie interne qui gère la cohérence de la courbe et une énergie externe qui prend en compte les caractéristiques de l'image. Pour obtenir des temps de calcul de traitement d'image proches de la cadence vidéo, une représentation paramétrique est préférée à une représentation géométrique, plus gourmande en temps de calcul. Une méthode rapide et robuste, basée sur la description polaire du contour, est ainsi retenue [Collewet 2009] pour segmenter les organes dans les images médicales (voir figure 3.1).

3.1.3 Modélisation de l'interaction

Le calcul de la matrice d'interaction reliant la variation des moments 2D aux mouvements dans et hors plan de la sonde est donné en détails dans [Mebarki 2010a]. Pour chaque moment d'ordre $i+j$, la matrice d'interaction de taille 1×6 associée s'écrit :

$$\mathbf{L_{m_{ij}}} = [m_{v_x} \; m_{v_y} \; m_{v_z} \; m_{\omega_x} \; m_{\omega_y} \; m_{\omega_z}]. \tag{3.8}$$

Dans cette expression, les composantes $(m_{v_x}, m_{v_y}, m_{\omega_z})$ liées aux mouvements dans le plan de la sonde sont directement exprimées en fonction des moments 2D de la section d'intérêt. En revanche, les composantes restantes, $(m_{v_z}, m_{\omega_x}, m_{\omega_y})$, dépendent non seulement de ces moments 2D mais aussi du vecteur normal à la surface de l'objet qui doit être évalué en chaque point du contour (voir Annexe B). Des solutions ont été proposées pour estimer ce vecteur normal dans le cas d'objets globalement

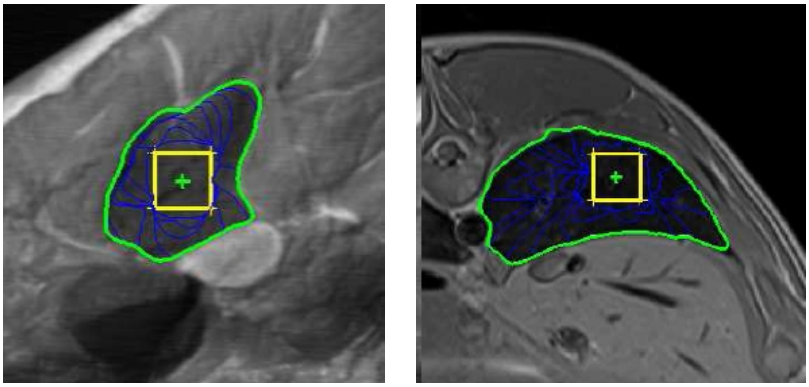


FIG. 3.1 – Segmentations d'un organe dans une image médicale TDM avec un contour actif initialisé par un clic à l'intérieur de la section de l'organe [Collewet 2009].

convexes. Dans [Mebarki 2008], le cas d'objets de forme ellipsoïdale est considéré où le vecteur normal à la surface en un point est exprimé en fonction des coordonnées de ce point dans l'image et des paramètres de l'ellipsoïde. Par la suite une généralisation à des objets de forme plus complexe et non connue a été réalisée. Sans connaissance a priori sur la géométrie de l'objet, une méthode d'estimation en ligne est décrite dans [Mebarki 2010b]. Le vecteur normal à la surface de l'objet en un point P du contour est calculé à partir du produit vectoriel du vecteur tangent au contour dans le plan image $\mathbf{d}_i$ en P avec un second vecteur tangent à la surface $\mathbf{d}_t$, non colinéaire à $\mathbf{d}_i$. Le vecteur $\mathbf{d}_i$ peut être mesuré dans l'image courante et $\mathbf{d}_t$ est estimé à partir d'un ensemble d'images successives acquises lors d'un mouvement hors plan de la sonde.

Pour le calcul de ce second vecteur $\mathbf{d}_t$, le principe consiste à définir les paramètres d'une courbe qui passe au mieux par les points des contours successifs de l'objet ayant les mêmes coordonnées polaires (voir figure 3.2). Les coordonnées 3D de ces points successifs sont déterminées à partir de leurs coordonnées dans l'image et de l'odométrie du robot. Les paramètres de la courbe de régression sont alors estimés à l'aide d'un algorithme des moindres carrés récursif, puis le vecteur tangent à cette courbe en P est calculé à partir de ces paramètres. Les détails des expressions et des développements mathématiques intervenant dans le calcul du vecteur $\mathbf{d}_t$ sont donnés dans [Mebarki 2010b].

La forme de la matrice d'interaction impliquée dans la loi de commande est telle que :

$$\mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & x_{g_{v_z}} & x_{g_{\omega_x}} & x_{g_{\omega_y}} & y_g \\ 0 & -1 & y_{g_{v_z}} & y_{g_{\omega_x}} & y_{g_{\omega_y}} & -x_g \\ 0 & 0 & \alpha_{v_z} & \alpha_{\omega_x} & \alpha_{\omega_y} & -1 \\ 0 & 0 & \frac{a_{v_z}}{2\sqrt{a}} & \frac{a_{\omega_x}}{2\sqrt{a}} & \frac{a_{\omega_y}}{2\sqrt{a}} & 0 \\ 0 & 0 & \phi_{1_{v_z}} & \phi_{1_{\omega_x}} & \phi_{1_{\omega_y}} & 0 \\ 0 & 0 & \phi_{2_{v_z}} & \phi_{2_{\omega_x}} & \phi_{2_{\omega_y}} & 0 \end{bmatrix}. \tag{3.9}$$

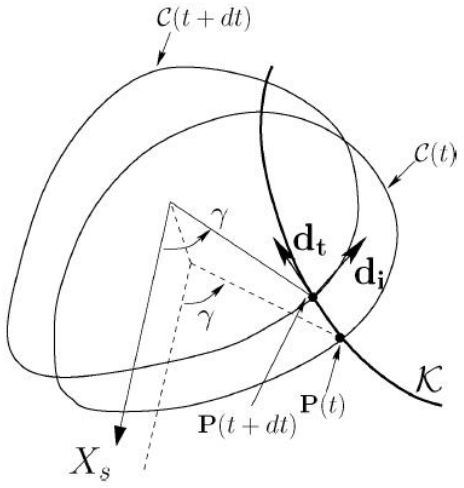


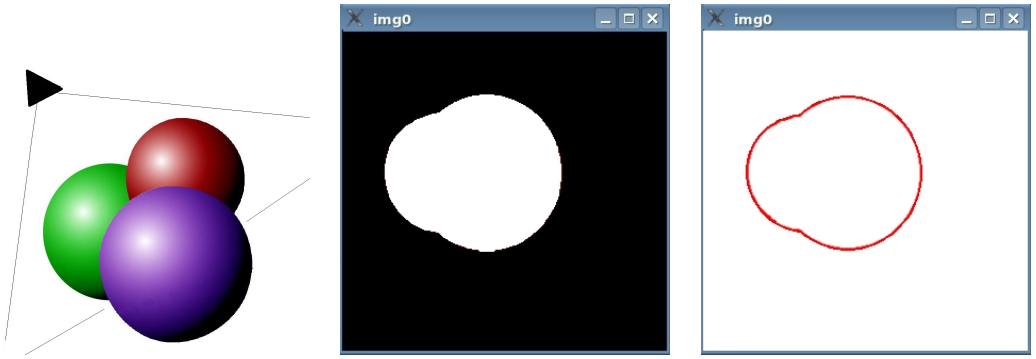
FIG. 3.2 – Estimation de la normale aux points de contour de l'objet [Mebarki 2010b]. Les points de régression de la courbe κ sont définis par la même orientation polaire γ.

Dans l'expression (3.9), les composantes des colonnes 3 à 5 de la matrice, dont les expressions exactes sont données dans [Mebarki 2010a], sont fonction des composantes $(m_{v_z}, m_{\omega_x}, m_{\omega_y})$ intervenant dans (3.8). Comme telles, elles dépendent donc de l'estimation de la normale à la surface de l'objet et sont sujettes aux erreurs de l'algorithme d'estimation.

3.1.4 Résultats et conclusion

Nous proposons d'étudier le comportement de l'asservissement visuel basé moments indépendamment des erreurs liées à la segmentation et à l'estimation de la normale. Pour cela, nous utilisons un simulateur mathématique qui génère l'intersection d'un plan image avec un volume composé de plusieurs sphères, de rayons différents, imbriquées (voir figure 3.3). A partir de la donnée de pose (position et orientation) d'une sonde virtuelle, une image binaire de l'intersection du plan de la sonde avec le volume (en blanc sur fond noir) est créée. Un traitement d'image basique permet de retrouver le contour de la section à partir duquel sont calculés les moments 2D. Ce traitement est réalisé ici à l'aide du logiciel libre OpenCV. Par ailleurs, la normale en chaque point de la surface de l'objet est parfaitement connue grâce au modèle géométrique de l'objet.

Une tâche de positionnement est présentée en figure 3.4. Le volume modélisé dans le simulateur est constitué de quatre sphères de rayons compris entre $6mm$ et $8mm$.Une position désirée de la sonde est choisie à partir de laquelle la coupe binaire est créée et le vecteur d'information visuelle correspondant est sauvegardé. Une position différente est ensuite prise comme position initiale de la sonde et l'asservissement visuel est lancé. Les images binaires (a) et (b) correspondent à la vue initiale et finale de la sonde. Sur chacune de ces vues, le contour désiré de la section de l'objet est superposé en rouge à



(a) (b) (c)

FIG. 3.3 – Simulateur mathématique. (a) Représentation d'une vue externe du simulateur. (b) Intersection entre le plan de la sonde et le volume modélisé. (c) Extraction automatique du contour.

la section de l'objet en blanc. L'erreur de positionnement initiale de la sonde est :

$$\Delta\mathbf{r}_{init}(mm, deg) = [-5, -4, 5, 8, 5, 5].$$

Les trois premières composantes de ce vecteur décrivent l'erreur initiale en translation, exprimée en mm. Les trois dernières composantes caractérisent l'erreur initiale en orientation exprimée en degrés. Cette erreur en orientation est décrite sous la forme du vecteur $\theta\mathbf{u}$ qui permet de représenter l'orientation de la sonde à l'aide des coordonnées du vecteur unitaire de l'axe de rotation $\mathbf{u}$ et de l'angle de rotation θ.

Le comportement de la loi de commande est représenté par les courbes (c) à (e). La convergence de l'asservissement est observée après 300 itérations avec un gain de commande $\lambda = 0.7$. Sur la courbe (c) qui correspond à l'évolution de l'erreur visuelle, on retrouve la décroissance exponentielle de l'erreur souhaitée pour chaque primitive géométrique avec une convergence simultanée vers leur valeur désirée respective. La dernière composante ϕ_2 du vecteur d'information visuelle est d'avantage bruitée car calculée à partir des moments d'ordre 3 de la section qui sont eux-mêmes d'avantage bruités que les moments d'ordre plus faible. L'évolution de la vitesse (courbe (d)) montre que les composantes de la vitesse de commande suivent également ce profil de décroissance exponentielle. Le bruit observé sur l'information visuelle ϕ_2 est répercuté sur le profil de vitesse de la sonde. Enfin la courbe (e) caractérise le déplacement de la sonde virtuelle dans l'espace et montre la convergence de l'algorithme en termes de pose. L'erreur finalement observée sur le positionnement de la sonde est :

$$\Delta\mathbf{r}_{fin}(mm, deg) = [0.09, -0.15, 0.07, 0.60, 0.08, 0.24].$$

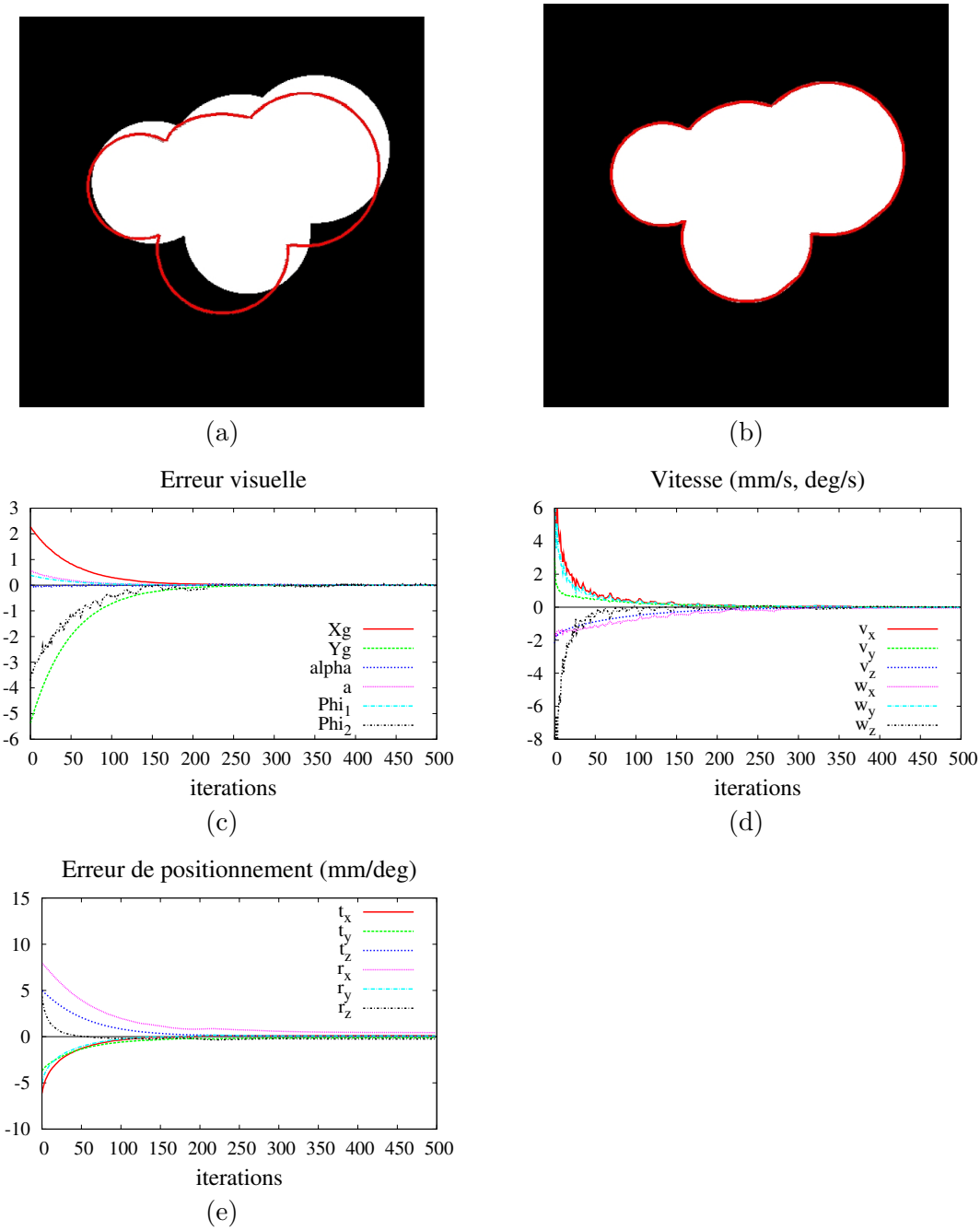


FIG. 3.4 – Tâche de positionnement avec six primitives extraites d'une seule coupe. (a) Section initiale (en blanc) et contour désiré (en rouge) de l'objet. (b) Section observée à convergence de l'algorithme. Une décroissance exponentielle est observée jusqu'à convergence sur l'erreur de chaque primitive géométrique (c) et sur la vitesse de commande (d). (e) Erreur de la sonde en termes de pose.

Une nouvelle tâche de positionnement est décrite en figure 3.5. Dans cette nouvelle simulation, la même position désirée de la sonde que précédemment est considérée mais la position initiale est choisie plus éloignée :

$$\Delta \mathbf{r}_{init} = [-7, -14, 5, -8, -12, 12].$$

Les images (a) et (b) correspondent aux coupes initiale et finale observées avec le contour désiré en rouge. Elles montrent que la vue désirée n'est pas atteinte malgré la convergence de chaque primitive visuelle vers sa valeur désirée (voir la courbe d'erreur visuelle (c)). Depuis cette nouvelle position initiale, l'algorithme a convergé vers une position de la sonde différente de la position désirée (voir courbe (d)) où les primitives visuelles sont égales aux primitives désirées.

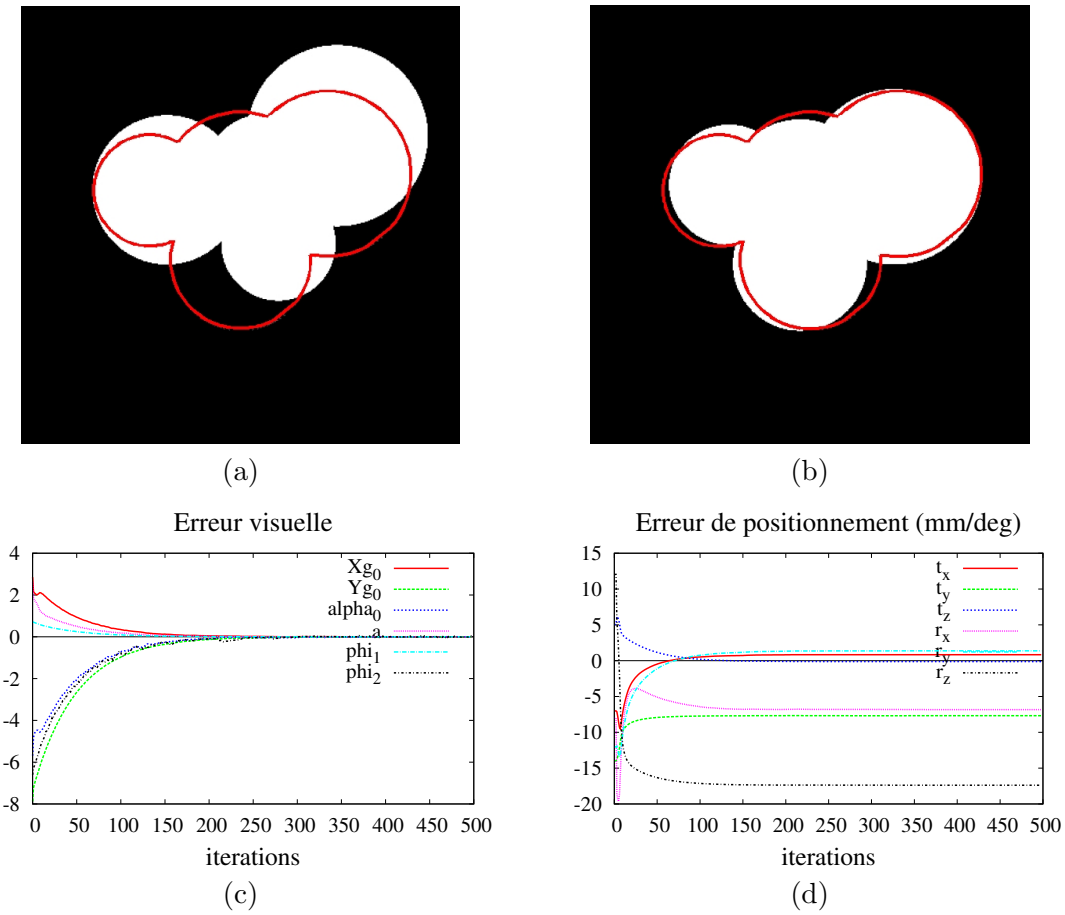


FIG. 3.5 – Tâche de positionnement depuis une position plus éloignée. (a) Section initiale (en blanc) et contour désiré (en rouge) de l'objet. (b) Section observée à convergence de l'algorithme. La décroissance exponentielle est observée jusqu'à convergence sur l'erreur de chaque primitive géométrique (c) mais la position désirée n'est pas atteinte (d).

Depuis une position initiale peu éloignée de la position désirée, le choix du vecteur d'information visuelle constitué de primitives extraites d'un seul plan de coupe assure une bonne convergence de la sonde en termes d'erreur visuelle et de position. Néanmoins, l'information contenue dans un seul plan de coupe n'est pas toujours discriminante de la position relative de la sonde par rapport à l'objet, auquel cas la minimisation de l'erreur visuelle ne garantit pas la convergence de l'algorithme d'asservissement visuel en termes de positionnement. Cette limitation est particulièrement flagrante dans le cas d'un objet grossièrement symétrique où plusieurs positions différentes de la sonde échographique peuvent générer une section de caractéristiques géométriques semblables.

3.2 Approche bi-plans

Une solution pour assurer une meilleure convergence de l'asservissement visuel basé moments en termes de position est de considérer plusieurs coupes échographiques simultanément. Par rapport à l'approche mono-plan, l'information hors plan apportée par l'ajout d'une nouvelle coupe permet une meilleure caractérisation de la pose de la sonde.

3.2.1 Informations visuelles

En considérant une sonde bi-plans qui fournit à chaque instant deux images échographiques selon deux plans image notés US_0 et US_1, les informations visuelles basées moments décrites précédemment (3.2) peuvent être extraites de chacune des coupes. Dans cette approche bi-plans, nous proposons de ne pas considérer comme primitive visuelle la composante ϕ_2, généralement bruitée, et de conserver les cinq autres primitives pour chaque plan image. Le vecteur d'information visuelle considéré est alors constitué de dix primitives géométriques :

$$\mathbf{s} = (x_{g_0},\, y_{g_0},\, \alpha_0,\, \sqrt{a_0},\, \phi_{1_0},\, x_{g_1},\, y_{g_1},\, \alpha_1,\, \sqrt{a_1},\, \phi_{1_1}), \tag{3.10}$$

où les indices 0 et 1 associés à chaque primitive précisent le plan image dont elle est extraite.

3.2.2 Modélisation de l'interaction

Dans chaque plan image US_i de la sonde bi-plans, la variation des primitives géométriques construites à partir des moments 2D de l'image est liée à la vitesse instantanée de ce plan image $\mathbf{v}_{c_i}$ comme établi au paragraphe 3.1. En particulier chaque ligne de la matrice d'interaction (3.9) utilisée dans l'approche basée moments traduit l'interaction entre chacune des six primitives visuelles du vecteur (3.2) et le mouvement

de la sonde. On peut alors réécrire la matrice (3.9) de la manière suivante :

$$\mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{x_g} \\ \mathbf{L}_{y_g} \\ \mathbf{L}_{\alpha} \\ \mathbf{L}_{\sqrt{a}} \\ \mathbf{L}_{\phi_1} \\ \mathbf{L}_{\phi_2} \end{bmatrix}. \tag{3.11}$$

Dans le cas de l'approche bi-plans, l'interaction de chaque élément du nouveau vecteur de primitives visuelles (3.10) avec les mouvements du plan image associé est alors modélisée de la manière suivante :

$$\begin{cases} \dot{x}_{g_i} &= \mathbf{L}_{x_{g_i}} \mathbf{v}_{c_i} \\ \dot{y}_{g_i} &= \mathbf{L}_{y_{g_i}} \mathbf{v}_{c_i} \\ \dot{\alpha}_i &= \mathbf{L}_{\alpha_i} \mathbf{v}_{c_i} \\ \dot{\sqrt{a}}_i &= \mathbf{L}_{\sqrt{a}_i} \mathbf{v}_{c_i} \\ \dot{\phi}_{1i} &= \mathbf{L}_{\phi_{1_i}} \mathbf{v}_{c_i} \end{cases}, \qquad \forall i \in \{0,1\} \tag{3.12}$$

Les deux repères images $\mathcal{R}_{US_i}$ sont rigidement liés au repère de la sonde $\mathcal{R}_s$, ce qui permet d'exprimer la vitesse instantanée de chaque plan image $\mathbf{v}_{c_i}$ en fonction de la vitesse instantanée de la sonde qui est également la vitesse de commande $\mathbf{v}_c$:

$$\forall i \in \{0,1\}, \quad \mathbf{v}_{c_i} = {}^{\mathbf{i}}\mathbf{W_s}\, \mathbf{v}_c \tag{3.13}$$

avec :

$${}^{\mathbf{i}}\mathbf{W_s} = \begin{bmatrix} {}^{i}\mathbf{R}_s & \left[{}^{i}\mathbf{t}_s\right]_{\times} {}^{i}\mathbf{R}_s \\ 0_3 & {}^{i}\mathbf{R}_s \end{bmatrix} \tag{3.14}$$

Où ${}^{i}\mathbf{t}_s$ et ${}^{i}\mathbf{R}_s$ sont respectivement le vecteur de translation et la matrice de rotation caractérisant la transformation entre les repères $\mathcal{R}_{US_i}$ et $\mathcal{R}_s$.

On choisit généralement le repère de commande de la sonde $\mathcal{R}_s$ superposé avec le repère d'un des deux plans images, d'où avec $\mathcal{R}_s$ coïncidant avec $\mathcal{R}_{US_0}$:

$${}^{0}\mathbf{W}_s = \mathbf{I}_6 \qquad \text{et} \qquad {}^{1}\mathbf{W}_s = {}^{1}\mathbf{W}_0.$$

L'expression de la matrice d'interaction associée au vecteur de primitives visuelles (3.10) est alors :

$$\mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{x_{g_0}} \\ \mathbf{L}_{y_{g_0}} \\ \mathbf{L}_{\alpha_0} \\ \mathbf{L}_{\sqrt{a}_0} \\ \mathbf{L}_{\phi_{1_0}} \\ \mathbf{L}_{x_{g_1}} {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{y_{g_1}} {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\alpha_1} {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\sqrt{a}_1} {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\phi_{1_1}} {}^{1}\mathbf{W}_0 \end{bmatrix}, \tag{3.15}$$

où la transformation ${}^1\mathbf{W}_0$ est donnée par la géométrie de la sonde bi-plans considérée et est indépendante des paramètres extrinsèques de la sonde.

3.2.3 Résultats et conclusion

L'approche bi-plans est validée avec le simulateur mathématique présenté en figure 3.3. Les positions désirée et initiale considérées sont les mêmes que celles choisies dans l'approche précédente mono-plan (voir figure 3.5). Cette fois, une seconde coupe est modélisée dans le simulateur et le vecteur d'information visuelle est créé à partir des primitives extraites de ces deux coupes. Nous modélisons deux coupes orthogonales dans la mesure où les sondes bi-plans actuellement disponibles fournissent généralement une coupe transverse et une coupe longitudinale, comme présenté au chapitre 2.

Les résultats de la tâche de positionnement sont présentés en figure 3.6 où le gain de commande est tel que $\lambda = 0.7$. Les deux vues de la sonde bi-plans sont représentées pour sa position initiale et sa position finale. Dans chaque image, le contour de la section désirée de l'objet (en rouge) est superposé à la section courante de l'objet (en blanc). Sur les deux vues finales, la section courante a convergé vers la section désirée. Cette convergence visuelle est également représentée sur la courbe (e) qui montre la décroissance de l'erreur de chaque primitive jusqu'à zéro. Par ailleurs, contrairement à l'approche mono-plan, le succès de l'asservissement visuel se traduit également par la convergence en position de la sonde. La décroissance de l'erreur de position est représentée sur la courbe (f) et l'erreur finalement observée après 500 itérations est :

$$\Delta\mathbf{r}_{fin} = [-0.015, -0.001, 0.0, 0.009, -0.024, 0.018].$$

L'approche bi-plans permet d'assurer une meilleure convergence du système en position par rapport à l'approche mono-plan. Néanmoins, la matrice d'interaction associée aux primitives retenues nécessite toujours l'estimation de la normale à la surface de l'objet en chaque point du contour segmenté et est donc sensible aux erreurs d'estimation.

Dans la suite de ce chapitre, nous proposons une nouvelle méthode utilisant les primitives géométriques basées moments. En gardant la stratégie multi-plans pour garantir la convergence en position de l'algorithme, nous choisissons six nouvelles primitives visuelles qui permettent de s'affranchir de cette estimation de la normale à la surface de l'objet.

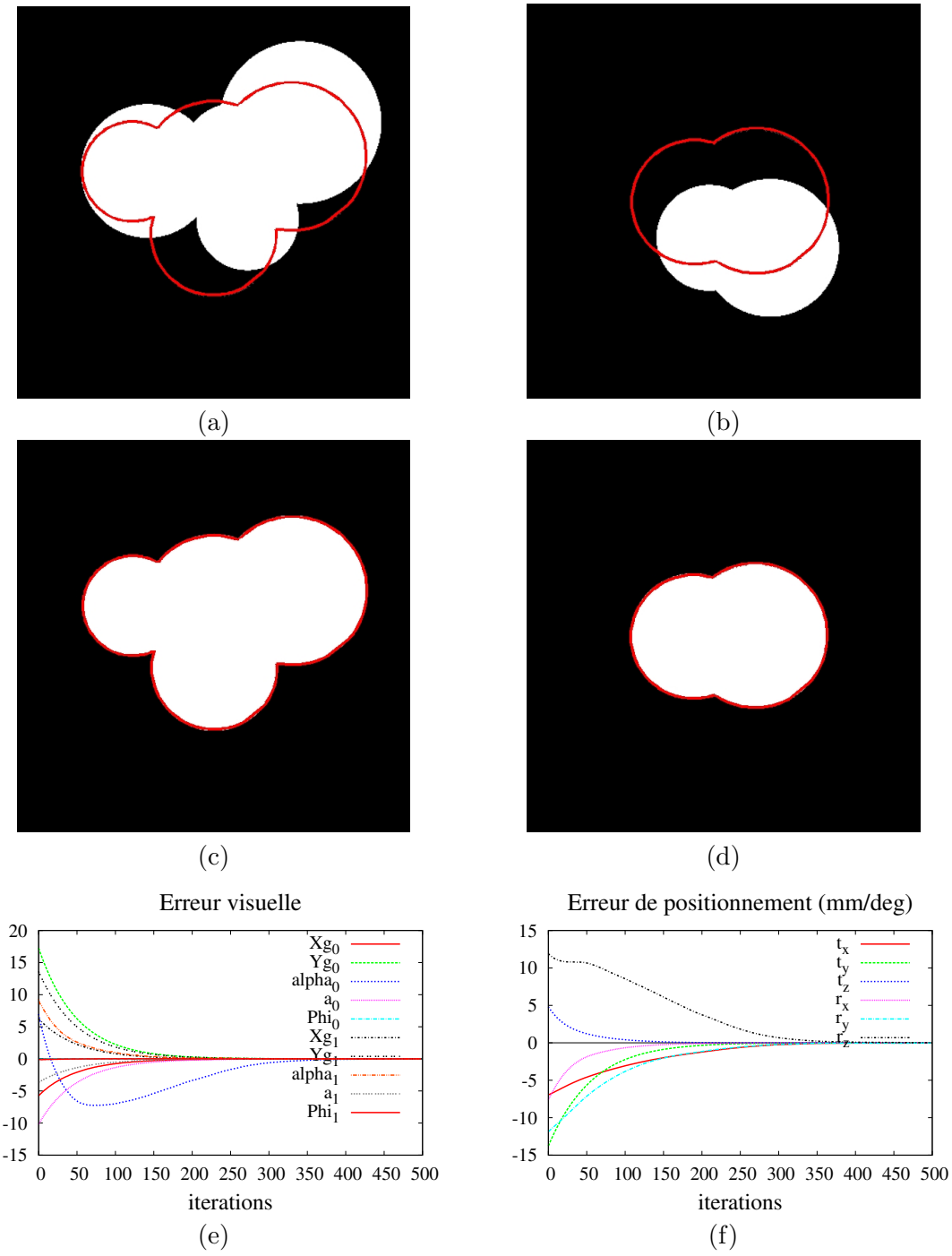


FIG. 3.6 – Tâche de positionnement avec l'approche bi-plans. Section initiale (en blanc) et contour désiré (en rouge) de l'objet pour les deux coupes considérées (a, b). Sections observées à convergence de l'algorithme (c, d). La convergence de la loi de commande est obtenue en termes d'erreur visuelle (e) et de position (f).

3.3 Approche tri-plans

En raison de la géométrie du capteur échographique, nous avons établi au chapitre 2 que le défi majeur dans les approches d'asservissement visuel sous imagerie échographique repose dans le contrôle des mouvements hors du plan de l'image. A l'inverse, les mouvements dans le plan de l'image peuvent être contrôlés efficacement par des primitives géométriques telles la position du centre de gravité de l'objet considéré et l'orientation principale de cet objet. Fort de cette considération, nous proposons une nouvelle approche d'asservissement visuel basée sur l'extraction de primitives géométriques depuis trois plans orthogonaux associés au capteur échographique.

3.3.1 Informations visuelles

L'idée générale de l'approche tri-plans est de sélectionner des primitives géométriques fortement couplées à un ddl donné de la sonde pour considérer une matrice d'interaction présentant un bon découplage dans la loi de commande par asservissement visuel et garantir ainsi une trajectoire optimale de la sonde. Dans ce but, nous proposons de considérer les coordonnées dans l'image du centre de gravité de la section de l'objet qui sont particulièrement représentatives des mouvements de translation dans le plan de l'image ainsi que l'orientation principale de cette section qui présente un fort couplage avec la rotation dans le plan et qui est également invariante aux autres mouvements dans le plan. Le vecteur de trois primitives géométriques $\mathbf{s}_{plan}$ retenu pour contrôler les mouvements dans le plan de la sonde est le suivant :

$$\mathbf{s}_{plan} = (x_g,\ y_g,\ \alpha). \tag{3.16}$$

Pour contrôler les six ddl du capteur échographique avec ces primitives visuelles, trois plans orthogonaux doivent être considérés. La figure 3.7 représente la configuration tri-plans proposée où les six primitives visuelles impliquées dans le contrôle des mouvements dans le plan et hors du plan de la sonde sont extraites de trois plans orthogonaux. On définit un repère de commande attaché à la sonde $\mathcal{R}_s$ et trois repères $\mathcal{R}_{US_i}$ avec $i \in \{0, 1, 2\}$ associés aux différents plans image de la sonde. Le plan US_0 est aligné avec le plan $(\mathbf{x}_s, \mathbf{y}_s)$ de la sonde, US_1 est aligné avec le plan $(\mathbf{y}_s, \mathbf{z}_s)$ et US_2 est aligné avec le plan $(\mathbf{x}_s, \mathbf{z}_s)$.

La configuration choisie permet d'assimiler chacun des six ddl de la sonde à un mouvement du plan dans l'un des trois plans image définis. Par rapport à la définition du repère de commande de la sonde $\mathcal{R}_s$ (voir figure 3.7), les trois mouvements de la sonde « dans le plan »(v_x, v_y, ω_z) correspondent aux mouvements dans le plan image US_0 $(v_{x_0}, v_{y_0}, \omega_{z_0})$, les composantes « hors plan »(v_z, ω_x) correspondent aux deux mouvements dans le plan image US_1 $(v_{x_1}, -\omega_{z_1})$ et enfin la rotation ω_y de la sonde correspond à l'inverse de la rotation dans le plan image US_2 $(-\omega_{z_2})$. Par conséquent, tous les mouvements de la sonde peuvent être contrôlés à l'aide de primitives géométriques associées aux mouvements dans le plan, dans le plan image d'où elles sont extraites (3.16). Le vecteur $\mathbf{s}$ de six primitives visuelles utilisé dans la loi de commande est choisi

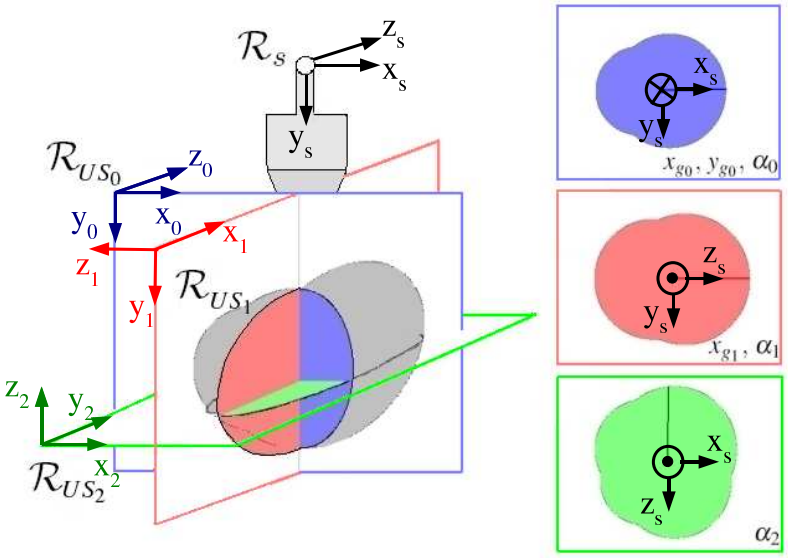


FIG. 3.7 – Approche tri-plans. Par souci de clarté les différents repères sont associés aux coins supérieurs gauches des plans images, en pratique les origines de ces repères sont confondues et positionnées au milieu des trois images. A droite les trois images orthogonales fournies à un instant donné sont représentées et le repère de la sonde est reprojeté sur chaque plan.

comme suit :

$$\mathbf{s} = (x_{g_0},\ y_{g_0},\ x_{g_1},\ \alpha_1,\ \alpha_2,\ \alpha_0). \tag{3.17}$$

3.3.2 Modélisation de l'interaction

Avec la configuration de sonde retenue, les trois repères images sont rigidement liés au repère de la sonde. Comme pour l'approche bi-plans on peut alors écrire la relation qui lie la vitesse $\mathbf{v}_{c_i}$ d'un plan image donné $US_i, \forall i \in \{0,1,2\}$ à la vitesse instantanée de la sonde $\mathbf{v}_c$:

$$\forall i \in \{0,1,2\}\,, \quad \mathbf{v}_{c_i} = {}^{\mathbf{i}}\mathbf{W}_{\mathbf{s}}\, \mathbf{v}_c \tag{3.18}$$

où l'expression de ${}^{\mathbf{i}}\mathbf{W}_{\mathbf{s}}$ est développée dans (3.14).

En prenant $\mathcal{R}_{US_0}$ comme repère de commande de la sonde, il vient :

$$\mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{x_{g_0}} \\ \mathbf{L}_{y_{g_0}} \\ \mathbf{L}_{x_{g_1}}\ {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\alpha_1}\ {}^{1}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\alpha_2}\ {}^{2}\mathbf{W}_0 \\ \mathbf{L}_{\alpha_0} \end{bmatrix} \tag{3.19}$$

Où :

$$ {}^{1}\mathbf{W_0} = \begin{bmatrix} \mathbf{R_y}(90^\circ) & 0_3 \\ 0_3 & \mathbf{R_y}(90^\circ) \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad {}^{2}\mathbf{W_0} = \begin{bmatrix} \mathbf{R_x}(-90^\circ) & 0_3 \\ 0_3 & \mathbf{R_x}(-90^\circ) \end{bmatrix} \tag{3.20} $$

Les matrices de rotation $\mathbf{R_y}(90^\circ)$ et $\mathbf{R_x}(-90^\circ)$ s'écrivent respectivement :

$$ \mathbf{R_y}(90^\circ) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \mathbf{R_x}(-90^\circ) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \tag{3.21} $$

D'où l'expression de la matrice d'interaction associée au vecteur de primitives visuelles (3.17) :

$$ \mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & x_{g_{0_{v_z}}} & x_{g_{0_{\omega_x}}} & x_{g_{0_{\omega_y}}} & y_{g_0} \\ 0 & -1 & y_{g_{0_{v_z}}} & y_{g_{0_{\omega_x}}} & y_{g_{0_{\omega_y}}} & -x_{g_0} \\ -x_{g_{1_{v_z}}} & 0 & -1 & -y_{g_1} & x_{g_{1_{\omega_y}}} & x_{g_{1_{\omega_x}}} \\ -\alpha_{1_{v_z}} & 0 & 0 & 1 & \alpha_{1_{\omega_y}} & \alpha_{1_{\omega_x}} \\ 0 & -\alpha_{2_{v_z}} & 0 & \alpha_{2_{\omega_x}} & 1 & \alpha_{2_{\omega_y}} \\ 0 & 0 & \alpha_{0_{v_z}} & \alpha_{0_{\omega_x}} & \alpha_{0_{\omega_y}} & -1 \end{bmatrix} \tag{3.22} $$

L'indice 0, 1 ou 2 associé à chaque élément de cette matrice indique le plan image dont l'information visuelle est extraite et l'indice $(v_x, v_y, v_z, \omega_x, \omega_y, \omega_z)$ fait référence au mouvement de ce même plan image.

3.3.3 Matrice d'interaction approchée

Comme établi précédemment, les six primitives géométriques considérées dans le vecteur d'informations visuelles (3.17) sont couplées à un mouvement dans le plan particulier. C'est pourquoi nous proposons, pour chacune de ces primitives, de ne prendre en considération que la variation induite par les mouvements dans le plan du plan image dont elle est extraite, en négligeant par là-même la faible variation due aux mouvements hors du plan. Ainsi, dans le vecteur d'informations visuelles (3.17), la variation des trois primitives extraites du plan image US_0 est liée aux seuls mouvements dans le plan de ce plan image, c'est-à-dire également aux mouvements dans le plan de la sonde (v_x, v_y, ω_z) :

$$ \begin{pmatrix} \dot{x}_{g_0} \\ \dot{y}_{g_0} \\ \dot{\alpha}_0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & y_{g_0} \\ 0 & -1 & -x_{g_0} \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ \omega_z \end{pmatrix} \tag{3.23} $$

Dans le plan image US_1, l'abscisse du centre de gravité de l'objet ainsi que son orientation principale sont considérées comme influencées seulement par les deux mouvements dans le plan de US_1, (v_{x_1}, ω_{z_1}) qui coïncident avec les mouvements hors plan de la sonde, $(v_z, -\omega_x)$:

$$ \begin{pmatrix} \dot{x}_{g_1} \\ \dot{\alpha}_1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & -y_{g_1} \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} v_{x_1} \\ \omega_{z_1} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & -y_{g_1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} v_z \\ \omega_x \end{pmatrix} \tag{3.24} $$

Enfin, la variation de l'orientation principale de l'intersection entre l'objet considéré et le plan US_2 est liée à la rotation dans le plan de l'image US_2 qui est également l'opposé de la composante ω_y de la vitesse angulaire de la sonde :

$$\dot{\alpha}_2 \quad = -\omega_{z_2} \quad = \omega_y \tag{3.25}$$

En négligeant l'influence des mouvements hors plan sur la variation des différentes primitives géométriques choisies, la matrice d'interaction impliquée dans la loi de commande d'asservissement visuel est déduite des équations (3.23), (3.24) et (3.25) :

$$\widehat{\mathbf{L_s}} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & y_{g_0} \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & -x_{g_0} \\ 0 & 0 & -1 & -y_{g_1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \tag{3.26}$$

Cette matrice d'interaction décrit un comportement simplifié du système dans la mesure où l'influence des mouvements hors plan sur la variation des informations visuelles est négligée, par rapport à celle des mouvements dans le plan. Par comparaison avec la matrice complète détaillée à l'équation (3.22), cette nouvelle matrice présente de très bonnes propriétés de découplage et ne dépend que de données calculées directement dans l'image. En particulier elle n'implique pas d'estimation du vecteur normal à la surface de l'objet.

3.3.4 Résultats et conclusion

Comme précédemment, l'approche tri-plans proposée est validée à l'aide du simulateur mathématique. Les mêmes positions initiale et désirée sont à nouveau considérées et une sonde fournissant trois coupes orthogonales est modélisée dans le simulateur. Les six primitives du vecteur (3.17) sont extraites de ces trois coupes et permettent d'asservir les six ddl de la sonde. La commande de la sonde virtuelle est ici réalisée avec la matrice d'interaction complète (3.22).

Les résultats de la commande par asservissement visuel sont rassemblés sur la figure 3.8. Le gain de la commande est pris tel que $\lambda = 0.7$, comme dans les cas mono-plan et bi-plans. Les trois coupes fournies par la sonde virtuelle sont visualisées à la position initiale (a) à (c) et finale (d) à (f) de la sonde, avec le contour désiré représenté à chaque fois en rouge. Sur chacune des vues de la sonde correspondant à sa position finale, la section de l'objet coïncide avec le contour désiré, ce qui démontre la convergence visuelle de l'algorithme. Par ailleurs, la décroissance de l'erreur pour chacune des six primitives choisies est observée sur la courbe (g). On constate que les six primitives convergent de manière exponentielle vers leur valeur désirée, qu'elles atteignent en même temps. Cette convergence visuelle est obtenue parallèlement à la convergence en position de la sonde, représentée sur la courbe (h).

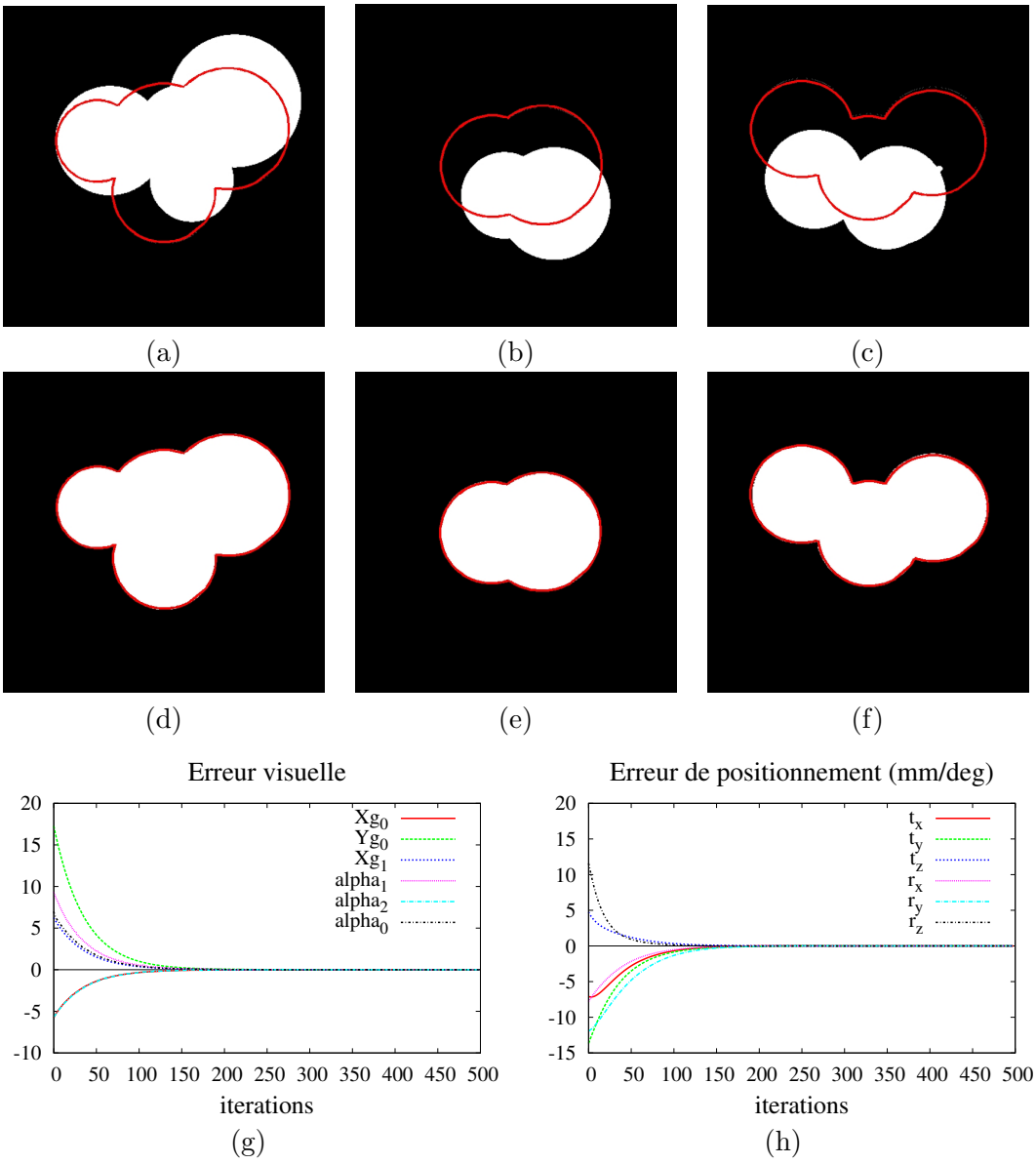


FIG. 3.8 – Tâche de positionnement basée sur six primitives géométriques extraites de trois plans orthogonaux. Section initiale (en blanc) et contour désiré (en rouge) de l'objet pour les trois coupes orthogonales (a, b, c). Sections observées à convergence de l'algorithme (d, e, f). La convergence visuelle (g) de l'algorithme assure également sa convergence en position (h).

Outre l'amélioration en termes de convergence en position par rapport à l'approche mono-plan, le choix des nouvelles informations visuelles assure un meilleur comportement de la loi de commande par rapport à l'approche bi-plans. En particulier une décroissance exponentielle est observée sur l'erreur de chaque primitive visuelle et la

convergence de l'asservissement est obtenue en moins de 200 itérations, contre 400 itérations environ pour l'approche bi-plans.

Le comportement de cette commande peut être comparé au comportement de la commande basée sur la matrice d'interaction approchée (3.22), illustré en figure 3.9. Tous les éléments de cette matrice étant calculés directement à partir d'informations contenues dans l'image, la connaissance du vecteur normal à la surface de l'objet n'est plus nécessaire. Sur un objet inconnu où la normale à la surface devait être estimée en ligne avec les approches mono-plan et bi-plans, cette approximation permet d'éviter d'éventuelles erreurs d'estimation. Seules les courbes décrivant la décroissance de l'erreur visuelle et de l'erreur en position sont tracées dans ce cas, les coupes initiales et finales observées correspondant exactement aux images (a) à (f) de la figure 3.8.

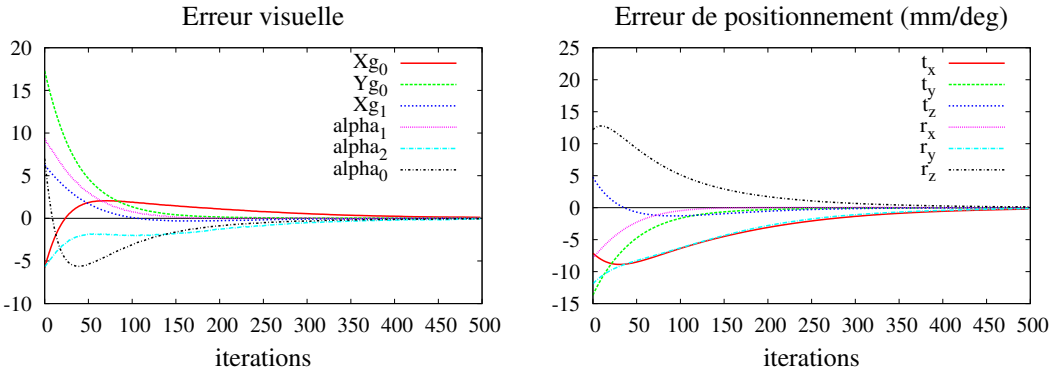


FIG. 3.9 – Comportement de la commande tri-plans avec la matrice d'interaction approchée. Convergence visuelle (a) et en position (b) de l'algorithme.

Avec la connaissance exacte de la normale à la surface, la matrice d'interaction complète permet d'obtenir une réalisation plus rapide de la tâche de positionnement avec une convergence à zéro simultanée des erreurs sur les primitives visuelles. Néanmoins en tenant compte du temps de calcul et de l'erreur inhérents à l'algorithme d'estimation de cette normale, le choix de la matrice estimée est justifié au vu du succès de la tâche de positionnement présentée sur la figure 3.9.

Le choix des six primitives visuelles extraites des trois coupes orthogonales assure un bon comportement de la commande par asservissement visuel et permet une convergence de la tâche de positionnement dans l'image ainsi qu'en position. De plus, avec la matrice d'interaction approchée (3.26) qui néglige l'influence des mouvements hors plan sur les primitives choisies, tous les éléments intervenant dans la loi de commande sont calculés directement à partir de l'image courante. Néanmoins, la limitation principale de cette approche vient de la nécessité de considérer trois plans de coupe. Il n'existe pas actuellement de sondes échographiques ayant une telle géométrie et l'approche ne peut être appliquée qu'avec une sonde 3D où les trois coupes sont extraites du volume reconstruit.

3.4 Application à une tâche de recalage

Parmi les sondes échographiques actuelles, seules les sondes 3D fournissent les trois coupes orthogonales nécessaires pour l'approche tri-plans proposée. Or les temps d'acquisition du volume et d'extraction de ces trois coupes avec un capteur 3D à balayage mécanique sont longs et peu adaptés à une commande en temps réel du système. De même, dans le cas d'une sonde matricielle, la limitation est due à la faible résolution du volume acquis. C'est pourquoi nous proposons ici d'utiliser l'asservissement visuel proposé pour une application de recalage.

Les techniques de recalage image sur image sont particulièrement utiles dans le domaine médical pour transférer de l'information entre une image pré-opératoire et une image per-opératoire. L'objectif est généralement double, il s'agit d'une part d'inclure une planification réalisée sur un volume anatomique pré-opératoire au moment de l'opération et d'autre part de fusionner des images de modalités différentes. Il est par exemple possible d'augmenter une image échographique per-opératoire avec une image pré-opératoire de modalité IRM ou TDM qui présente une meilleure qualité.

Une tâche de recalage peut être considérée sous le formalisme de l'asservissement visuel. L'image per-opératoire correspond à la vue désirée de la sonde et la commande par asservissement visuel est appliquée à une sonde virtuelle tri-plans qui interagit avec le volume pré-opératoire.

3.4.1 Le simulateur

L'approche proposée est validée à l'aide d'un logiciel de simulation permettant de reconstruire et visualiser un volume dense à partir d'une séquence d'images parallèles. Ce simulateur est basé sur deux librairies C++, la librairie Visualization ToolKit (VTK) [Schroeder 2006] et la librairie ViSP (Visual Servoing Platform) [Marchand 2005]. Il permet l'affichage d'une vue externe du volume chargé à l'aide de deux coupes orthogonales centrées comme présenté en figure 3.10. Par ailleurs, en plus de la fonction de visualisation, ce simulateur permet de modéliser une sonde virtuelle dont la vue interne est reconstruite par une méthode d'interpolation bicubique.

Les expériences de recalage sont réalisées avec un fantôme contenant deux objets en forme d'œuf (CIRS modèle 055). La dimension du plus grand objet, imagé dans cette validation est de $3.9 \times 1.8 \times 1.8 cm^3$. Dans la première application, le volume pré-opératoire considéré est un volume échographique 3D du fantôme. Dans la seconde application, un recalage multimodal est réalisé avec un volume TDM complet du fantôme. Dans les deux cas, les images per-opératoires sont de modalité échographique.

3.4.2 Recalage monomodal

250 images parallèles du fantôme sont acquises tous les $0.25mm$ au cours d'un mouvement de translation automatique de la sonde échographique 2D. Chaque image a une résolution de 768×576 pixels et les pixels sont de taille $0.3mm \times 0.3mm$. Cet ensemble d'images est alors chargé dans le simulateur et constitue le volume pré-opératoire. Sans déplacer le fantôme, la sonde 2D est positionnée arbitrairement sur une section du

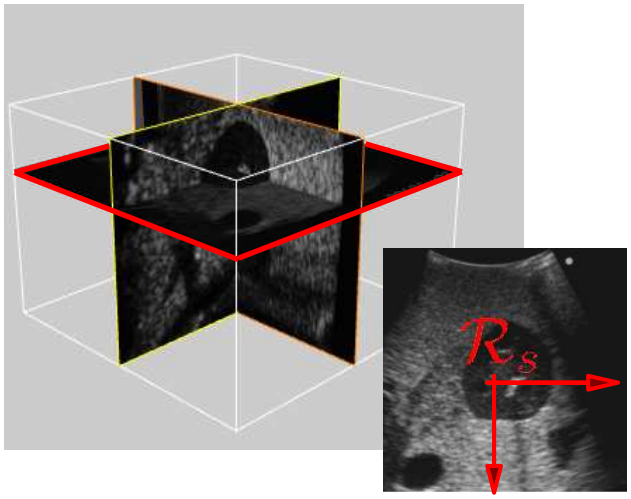


FIG. 3.10 – Le simulateur de volume échographique. Le volume chargé dans le simulateur est représenté par deux coupes orthogonales et le plan image de la sonde virtuelle est représenté en rouge.

fantôme qui est alors considérée comme l'image per-opératoire. A partir de cette position, un petit mouvement de translation hors plan est réalisé pour acquérir localement un volume de la cible dont sont extraites trois coupes orthogonales. Les six primitives visuelles désirées considérées dans la loi de commande par asservissement visuel sont calculées à partir de ces trois coupes.

Dans le volume pré-opératoire, une sonde virtuelle tri-plans est positionnée arbitrairement et fournit les trois coupes pré-opératoires dont sont extraites les informations visuelles courantes. A partir des informations visuelles courantes et désirées et de la matrice d'interaction approchée (3.26), la vitesse de commande est calculée et appliquée à la sonde virtuelle. A convergence de l'asservissement visuel, la vue per-opératoire est alors retrouvée dans le volume pré-opératoire, ce qui permet d'estimer la transformation de recalage à partir de la pose de la sonde virtuelle dans le volume pré-opératoire et de celle de la sonde réelle dans l'environnement per-opératoire.

Les résultats d'une tâche de recalage US/US sont présentés en figure 3.11. Dans cette expérience, nous conservons la position du fantôme entre l'acquisition du volume pré-opératoire et l'acquisition de la coupe per-opératoire. De cette manière il est possible d'avoir une vérité terrain de l'erreur en position de la sonde. En effet, le repère du simulateur est défini au centre de la première coupe formant le volume pré-opératoire. En sauvegardant la position de la sonde 2D dans le repère du système robotique, donnée par l'odométrie du robot, lors de l'acquisition automatique des coupes parallèles formant le volume pré-opératoire, il est donc possible de calculer la transformation entre les repères robot et simulateur. Cette transformation est représentée par la matrice homogène ${}^{robot}\mathbf{M}_{simu}$ qui décrit la pose du simulateur exprimée dans le repère de la base du robot. Par suite, la position désirée de la sonde dans le repère du simulateur

est telle que :

$$^{simu}\mathbf{M}_{s^*} = ^{robot}\mathbf{M}_{simu}^{-1}\ ^{robot}\mathbf{M}_{s^*}.$$

La convergence de l'algorithme en termes de pose est évaluée en calculant l'erreur entre la pose courante et la pose désirée de la sonde virtuelle, toutes deux exprimées dans le repère pré-opératoire :

$$^{s^*}\mathbf{M}_s = ^{simu}\mathbf{M}_{s^*}^{-1}\ ^{simu}\mathbf{M}_s,$$

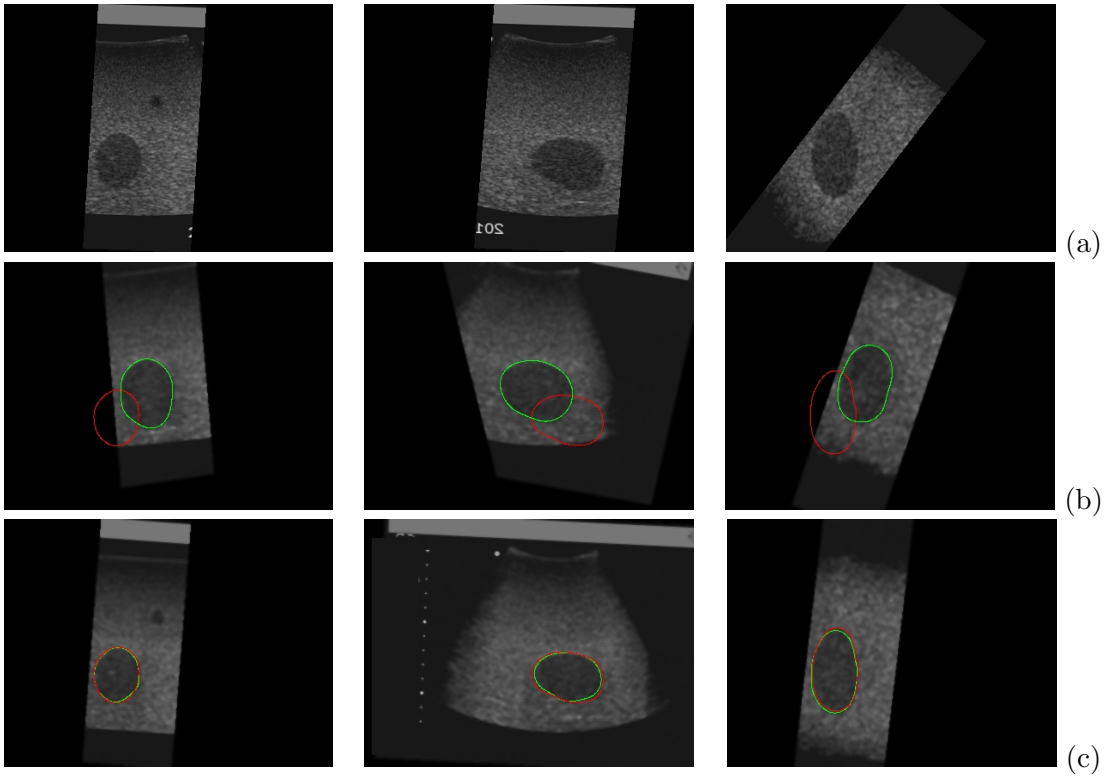
où $^{simu}\mathbf{M}_s$ est donnée par le simulateur.

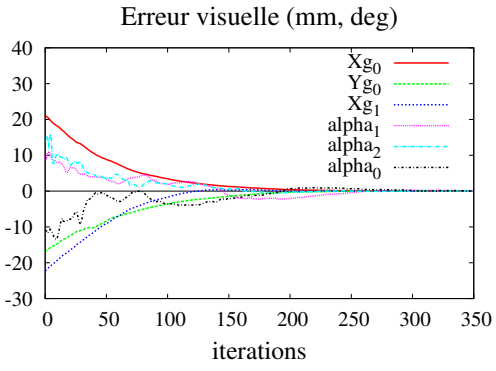
Le gain de la loi de commande est pris tel que $\lambda = 0.8$. Avec une itération de la boucle de commande réalisée en $40ms$, la tâche de positionnement est réalisée en $12s$. L'erreur sur les primitives visuelles et l'erreur sur la position de la sonde sont toutes minimisées à zéro et démontrent le succès de l'asservissement visuel.

Cinq tests supplémentaires sont réalisés depuis différentes positions initiales de la sonde virtuelle sur le volume pré-opératoire. Les résultats sont rassemblés dans le tableau 4.1. La convergence globale de la méthode est évaluée en considérant des erreurs de position initiale de la sonde importantes. Pour chaque position initiale de la sonde (1 à 5 dans le tableau), l'erreur de pose de la sonde virtuelle exprimée dans le repère pré-opératoire est donnée avant et après la convergence visuelle de l'algorithme. Des erreurs initiales en translation jusqu'à $2.2cm$, c'est-à-dire plus de la moitié de la taille de l'objet, et en rotation jusqu'à 90° ont été considérées dans ces simulations. Les résultats démontrent que la convergence visuelle coïncide avec la minimisation de l'erreur en position puisque les erreurs finales mesurées sont comprises entre $0.006mm$ et $1.2mm$ en translation et entre 0.17° et 4.0° en rotation. Sur l'ensemble de ces tâches de recalage, l'erreur moyenne observée à convergence est de $1.92mm$ avec un écart type de $0.83mm$ en translation et de 2.90° avec un écart type de 1.36° en rotation. Malgré la symétrie de l'objet, la convergence de l'algorithme en termes de positionnement est vérifiée avec l'approche tri-plans.

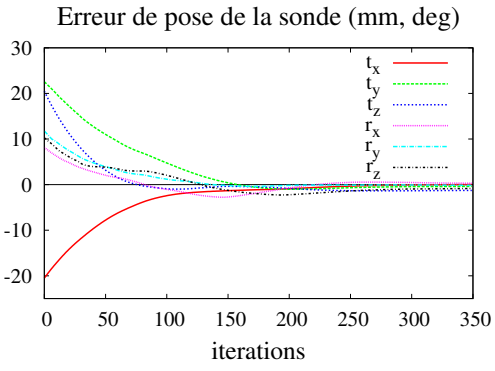
3.4.3 Recalage multimodal

Les images per-opératoires sont acquises comme précédemment. La sonde est positionnée sur une section désirée de l'objet puis un mouvement de translation automatique est appliqué pour sauvegarder les images situées de part et d'autre de cette image désirée. La séquence d'images ainsi acquise est alors utilisée pour retrouver les deux coupes orthogonales supplémentaires désirées. Contrairement au recalage US-US présenté précédemment, le volume pré-opératoire considéré ici n'est pas un volume échographique mais un volume TDM du fantôme. Ce volume est chargé dans le simulateur sous la forme de 171 images parallèles espacées de $1.0mm$. Chaque image a une résolution de 512×512 pixels pour une taille de pixels de $0.45mm \times 0.45mm$.





(d)



(e)

FIG. 3.11 – (a) Vues per-opératoires et extraction du contour désiré de l'organe. (b) Coupes pré-opératoires associées à la position initiale de la sonde virtuelle tri-plans. (c) Vues acquises à la position finale de la sonde virtuelle. (d), (e) Convergence de l'algorithme en termes d'erreur visuelle et de positionnement.

Dans le volume pré-opératoire TDM, la position initiale de la sonde virtuelle est choisie arbitrairement. La seule contrainte est de visualiser une section complète de l'objet dans les trois vues orthogonales de cette sonde. Le contour actif est alors initialisé dans chaque image initiale avant de migrer automatiquement dans les images suivantes pour extraire les primitives visuelles courantes. Les primitives visuelles désirées sont

TAB. 3.1 – Tâches de positionnement depuis différentes positions initiales de la sonde sur le volume pré-opératoire.

Erreur de pose		1		2		3		4		5	
		init	finale	init	finale	init	finale	init	finale	init	finale
T (mm)	tx	-13.25	1.13	-20.5	0.006	-13.47	-1.20	4.7	-0.3	-6.5	-0.4
	ty	-1.5	-0.02	22.6	-0.4	12.6	0.3	13.2	0.2	20.8	0.1
	tz	14.2	-0.4	20.5	-1.3	13.5	0.8	-2.5	-2.4	-14.5	-3.1
R(°)	Rx	-11.5	0.5	8.0	0.3	-11.5	1.0	89.4	4.0	75.6	4.0
	Ry	-6.3	0.26	12.0	0.17	-12.0	-1.8	1.4	1.0	-1.0	-0.6
	Rz	9.7	2.9	10.3	0.86	9.7	-1.0	1.2	-0.8	38.4	-0.8

calculées à partir des images échographiques désirées mises à la même échelle que les images TDM. Dans chaque image désirée, le contour désiré (en rouge) est extrait et reprojeté dans l'image TDM correspondante avec le contour courant (en vert)

Les résultats de ce recalage TDM/US sont présentés sur la figure 3.12. Les informations visuelles désirées sont extraites des trois coupes per-opératoires échographiques (a) et les contours désirés segmentés (en rouge) sont reprojetés sur les images TDM de la sonde virtuelle. A la position initiale de la sonde virtuelle, les trois coupes TDM (b) sont acquises et le contour actif est initialisé manuellement dans chaque vue de la sonde (en vert) pour calculer les primitives visuelles courantes. La convergence visuelle de l'asservissement est observée dans les vues finales de la sonde virtuelle (c) où les contours courants et désirés se superposent parfaitement.

Le gain de la commande est choisi tel que $\lambda = 0.8$ et la convergence visuelle de l'algorithme est observée en 200 itérations. La décroissance exponentielle de chaque erreur de primitive visuelle est obtenue (d). En revanche, il n'y a pas cette fois de vérité terrain de la position désirée de la sonde permettant de valider la convergence en termes de positionnement. Pour cette raison, nous proposons d'évaluer la précision du recalage en appliquant, à convergence de l'algorithme d'asservissement visuel, un mouvement de translation hors plan simultanément aux sondes réelle et virtuelle. Au cours de ce mouvement, deux séquences d'images per et pré-opératoires sont acquises et traitées de manière à extraire les coordonnées du centre de gravité de la section de l'objet dans chaque image. A partir de ces données, nous proposons de quantifier l'erreur d'alignement entre les images per et pré-opératoires à l'aide de la fonction d'erreur suivante :

$$d = \sqrt{({}^{US}x_{g_0} - {}^{CT}x_{g_0})^2 + ({}^{US}y_{g_0} - {}^{CT}y_{g_0})^2}$$

Au cours du mouvement réalisé en boucle ouverte, cette erreur reste comprise entre 0.3 et $0.7mm$ (voir figure 3.12(e), partie(2)). Cette valeur faible traduit le bon alignement entre l'image per-opératoire et pré-opératoire et permet de valider qualitativement le succès de la tâche de positionnement.

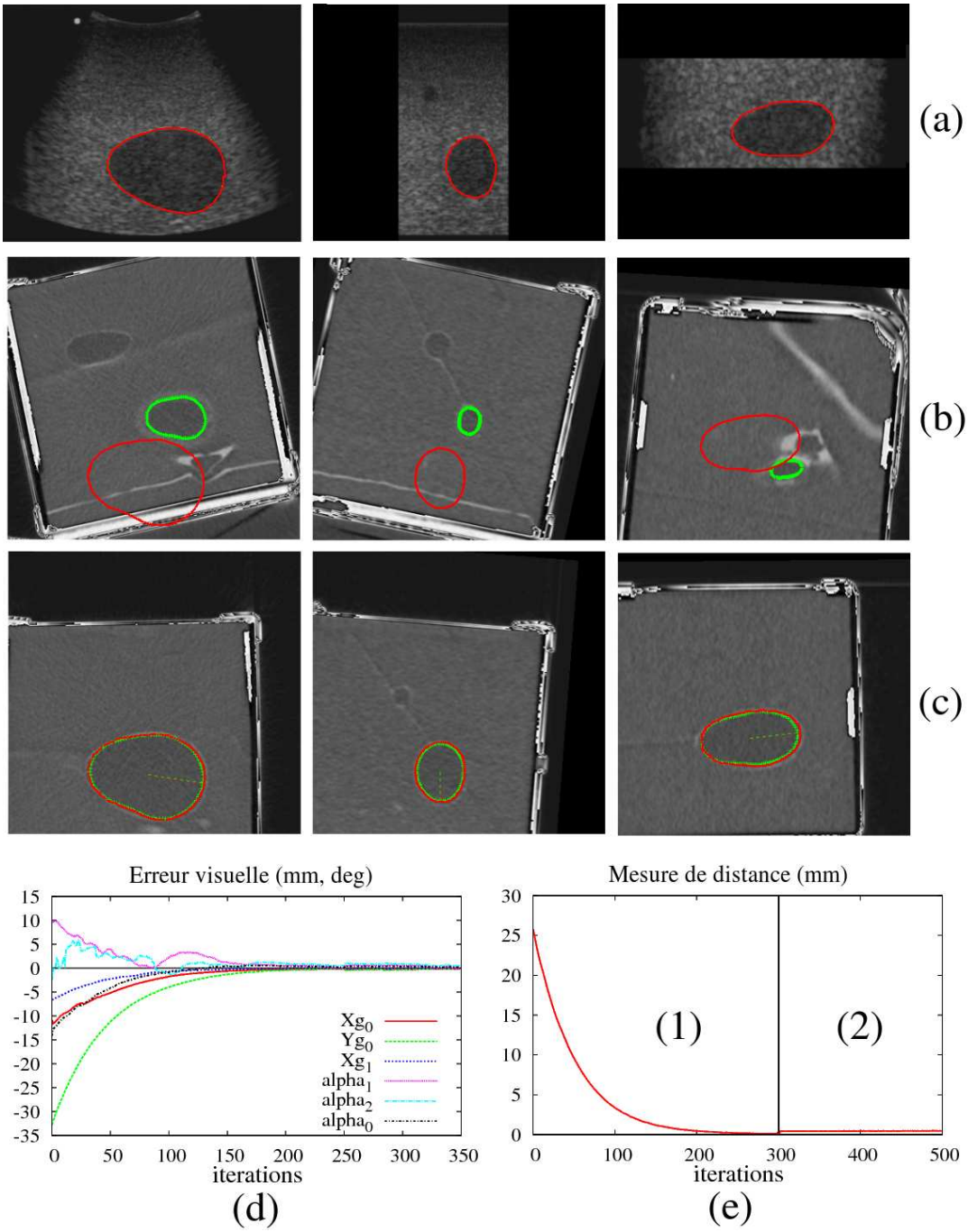


FIG. 3.12 – (a) Images per-opératoires et sections désirées en rouge. (b) Images correspondant à la pose initiale de la sonde dans le volume pré-opératoire avec le contour désiré (en rouge) et courant (en vert). (c) Vues de la sonde virtuelle à convergence de l'asservissement. (d) Évolution de l'erreur des primitives visuelles. (e) Erreur de position du centre de gravité de la section au cours de l'asservissement visuel (partie (1) de la courbe) et du mouvement en boucle ouverte (partie (2)).

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons proposé une approche d'asservissement visuel basée sur les moments 2D d'une section d'intérêt dans l'image échographique. Ces moments ont récemment été utilisés dans [Mebarki 2010b] pour construire des primitives visuelles permettant de contrôler tous les mouvements d'une sonde échographique dans l'espace. Cependant cette approche, basée sur des primitives extraites d'une seule coupe échographique, reste locale et ne garantit pas la convergence en position de la sonde depuis une position initiale éloignée de la sonde. De plus, le calcul de la matrice d'interaction associée à ces informations visuelles repose sur la connaissance du vecteur normal à la surface de l'objet pour chaque point du contour segmenté. Cette information n'étant pas accessible dans l'image échographique, elle doit être estimée en ligne au moyen d'un algorithme de minimisation et est donc sujette aux erreurs d'estimation.

Dans la continuité de ce travail, nous avons dans un premier temps étudié une approche bi-plans où les informations géométriques extraites de deux plans de coupe différents permettent de rendre l'approche plus globale. Avec une telle stratégie, la minimisation de l'erreur du vecteur d'information visuelle coïncide avec la position désirée de la sonde. Néanmoins la matrice d'interaction associée à ces primitives visuelles présente un fort couplage qui peut se traduire par un mauvais comportement de la loi d'asservissement visuel.

La méthode finalement proposée dans ce chapitre est basée sur six primitives géométriques extraites de trois plans image orthogonaux qui caractérisent bien la pose de la sonde. Le choix de primitives fortement couplées à un mouvement donné de la sonde permet par ailleurs de considérer une matrice d'interaction approchée dont tous les éléments sont calculés à partir de l'information contenue dans l'image échographique. La méthode a été validée à l'aide d'un simulateur mathématiques ainsi que sur des images échographiques. En particulier, cette approche a été implémentée pour réaliser une tâche de recalage image-image entre un volume pré-opératoire et une image per-opératoire. Dans une telle application, les primitives géométriques choisies qui sont indépendantes de la modalité d'imagerie considérée permettent de réaliser un recalage multimodal. Ce principe a été validé par le recalage d'un volume pré-opératoire TDM sur un ensemble de trois coupes per-opératoires échographiques.

Néanmoins la limitation majeure des différentes méthodes basées moments est liée à l'extraction du contour de l'objet dans l'image pour calculer les moments 2D de la section de l'objet. Jusqu'à présent cette extraction est réalisée à l'aide d'une segmentation par contour actif de type snake qui repose sur une description polaire du contour. Cette représentation polaire du contour se révèle efficace et rapide sur des contours globalement convexes mais ne permet pas de segmenter des formes plus complexes. En particulier il n'est pas possible de suivre un contour qui se sépare en plusieurs contours, comme dans le cas d'une artère qui se divise en deux branches.

Chapitre 4

Asservissement visuel intensité

L'extraction d'informations visuelles géométriques nécessite généralement une étape préalable de segmentation ou de traitement d'image. Par conséquent, l'efficacité d'un asservissement visuel basé sur de telles primitives géométriques dépend en priorité de la bonne réalisation du traitement de l'image. Dans le cas particulier de l'asservissement visuel échographique, un traitement automatique de l'image est rendu difficile par le faible rapport signal sur bruit des images considérées et peut être source d'erreurs. Par ailleurs, les primitives géométriques considérées doivent être suffisamment discriminantes pour assurer la convergence de l'algorithme non seulement en termes d'erreur visuelle mais également en termes d'erreur de position.

Une solution récente pour s'affranchir de l'étape de segmentation a été proposée pour des stratégies d'asservissement visuel avec caméra dans [Collewet 2011]. Elle consiste à utiliser directement l'image brute comme information visuelle plutôt que d'extraire des informations géométriques de type point ou moment grâce à une étape de segmentation ou de traitement de l'image. Dans le cas d'une image fournie par une caméra, cette approche dite photométrique considère comme entrée de la commande en vision la valeur en niveau de gris ou les valeurs RGB des pixels de l'image.

Dans ce chapitre, nous proposons d'étendre cette stratégie basée intensité dans le cas de l'asservissement visuel à partir d'images échographiques. Nous décrivons dans un premier temps la forme analytique de la matrice d'interaction associée à cette information d'intensité et détaillons le calcul des différents éléments de cette matrice dans le cas de l'utilisation d'une sonde 2D. Dans un deuxième temps, la méthode proposée est étendue pour considérer les différentes géométries de sondes existantes et exploiter au mieux les capacités des capteurs 3D et bi-plans. Enfin, les performances de l'asservissement visuel basé intensité sont validées en simulation et comparées pour les différentes géométries de sondes considérées.

4.1 Informations visuelles

Les images transmises par la grande majorité des systèmes échographiques sont des images de mode B où l'importance de la réflexion de l'onde US sur une structure anatomique est représentée par une valeur d'intensité associée au point image correspondant. Cette intensité est codée par une valeur de niveau de gris comprise entre 0 et 255. Elle est d'autant plus élevée que la réflexion de l'onde est importante.

Le vecteur d'information visuelle considéré dans l'approche basée intensité que nous proposons est constitué des valeurs de niveaux de gris, ou intensités, de l'ensemble des pixels inclus dans l'image. En pratique pour ne pas tenir compte de la zone non utile de l'image, à l'extérieur du faisceau US, qui correspond aux informations ajoutées pour l'utilisateur (voir figure 4.1), nous proposons de ne considérer que les pixels inclus dans une région d'intérêt définie automatiquement ou manuellement par l'utilisateur. De manière simple cette région d'intérêt peut être choisie de forme rectangulaire et est alors délimitée par deux points image correspondant au coin supérieur droit et au coin inférieur gauche du rectangle. Pour une région d'intérêt de largeur M et de hauteur N, le vecteur d'information visuelle $\mathbf{s}$, de taille $M \times N$, est défini comme suit :

$$\mathbf{s} = \{I_{1,1}, ..., I_{u,v}, ..., I_{M,N}\}\,, \tag{4.1}$$

où $I_{u,v}$ représente l'intensité du pixel de coordonnées (u, v) dans l'image échographique.

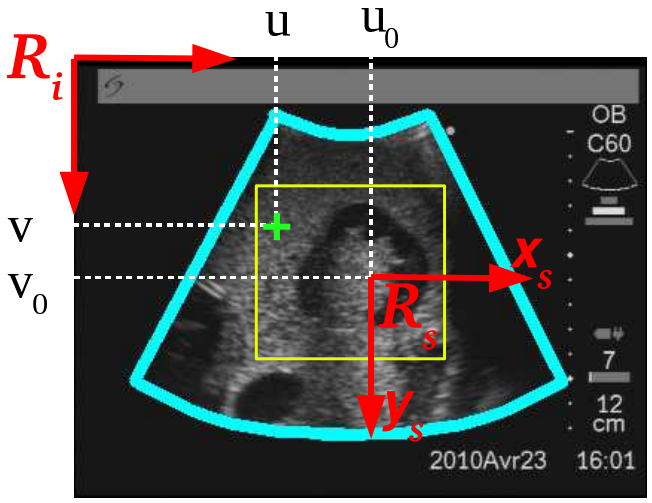


FIG. 4.1 – Image échographique 2D. Seule la partie de l'image délimitée en cyan apporte de l'information utile à la commande basée intensité. Une région d'intérêt rectangulaire (en jaune) peut alors être définie automatiquement ou manuellement dans l'image désirée.

4.2 Modélisation de l'interaction

Pour contrôler les six ddl de l'effecteur robotique, la variation au cours du temps de chaque élément du vecteur d'information visuelle doit être exprimée en fonction du mouvement de la sonde. Dans le cas de l'approche basée intensité, la variation de l'intensité de chaque pixel (u, v) dans l'image échographique de mode B en fonction de la vitesse de la sonde est modélisée par la matrice $\mathbf{L}_{I_{u,v}}$ telle que :

$$\dot{I}_{u,v} = \mathbf{L}_{I_{u,v}} \mathbf{v}_c. \tag{4.2}$$

Soit le repère de commande de la sonde $\mathcal{R}_s(\mathbf{x}_s, \mathbf{y}_s, \mathbf{z}_s)$ dont l'origine coïncide avec le centre de l'image échographique et dont les axes $\mathbf{x}_s$ et $\mathbf{y}_s$ définissent le plan image (voir figure 4.1). L'axe $\mathbf{z}_s$ correspond alors à l'axe d'élévation de la sonde. Dans le repère ainsi défini, un point image P de coordonnées pixelliques 2D (u, v) a pour coordonnées 3D ${}^s\mathbf{x}_P = ({}^s x_P,\ {}^s y_P,\ {}^s z_P)$, avec :

$$\begin{pmatrix} {}^s x_P \\ {}^s y_P \\ {}^s z_P \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x(u - u_0) \\ s_y(v - v_0) \\ 0 \end{pmatrix}, \tag{4.3}$$

où (s_x, s_y) représentent les facteurs d'échelle de l'image (taille du pixel) et (u_0, v_0) les coordonnées, exprimées en pixel, de l'origine du repère $\mathcal{R}_s$. On a dans cette expression l'égalité ${}^s z_P = 0$ qui traduit le fait que seuls les points 3D inclus dans le plan image de la sonde sont représentés dans l'image échographique.

L'intensité $I_{u,v}$ du pixel (u, v) dans l'image de mode B acquise par la sonde à l'instant t représente alors l'amplitude de l'écho US I_{US} renvoyé par le point physique O coïncidant avec le point image P et de coordonnées 3D ${}^s\mathbf{x}_O = ({}^s x_O,\ {}^s y_O,\ {}^s z_O)$:

$$I_{u,v}(t) = I_{US}({}^s\mathbf{x}_O, t). \tag{4.4}$$

En considérant que l'objet visualisé reste immobile et que la sonde est en mouvement, à l'instant suivant $t + dt$ le point image P coïncide avec un nouveau point 3D O' (voir figure 4.2). Les coordonnées 3D de ce point exprimées dans le repère de la sonde à l'instant t sont ${}^s\mathbf{x}_O + \mathbf{dx} = ({}^s x_O + dx,\ {}^s y_O + dy,\ {}^s z_O + dz)$, où le déplacement $\mathbf{dx}$ représente le déplacement du point image P généré par le mouvement de la sonde pendant dt. L'intensité du pixel (u, v) à l'instant $t + dt$ correspond alors à l'amplitude de l'écho renvoyé par le point O' :

$$I_{u,v}(t + dt) = I_{US}({}^s\mathbf{x}_O + \mathbf{dx}, t + dt). \tag{4.5}$$

Le calcul de la matrice d'interaction associée à l'information d'intensité est basé sur l'hypothèse que l'intensité de l'écho US renvoyé par un même élément physique est constante au cours du temps. En pratique cette hypothèse néglige l'effet d'atténuation du signal acoustique avec la profondeur de pénétration dans la mesure où elle est par la suite corrigée dans l'image de mode B par un gain adaptatif. Sous cette hypothèse de conservation de l'intensité US, la fonction I_{US} ne dépend que de la position 3D du

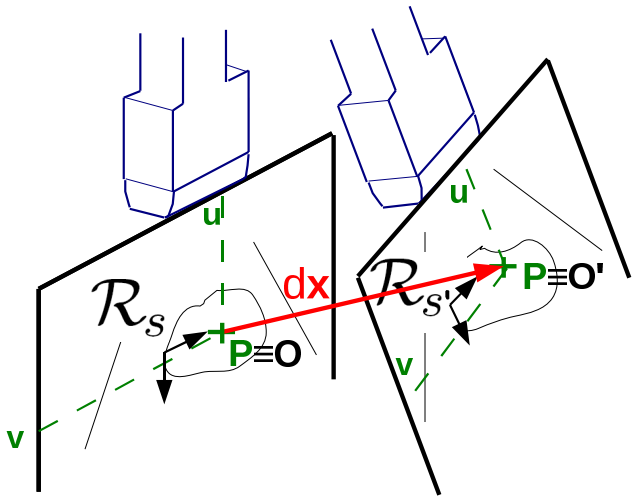


FIG. 4.2 – A l'instant t, le point image (u, v) coïncide avec le point 3D P, à l'instant $t + dt$, ce même point image correspond à un point 3D différent, noté P'.

point considéré et $I_{US}(\mathbf{x}_O, t)$ devient $I_{US}(\mathbf{x}_O)$ dans les équations (4.4) et (4.5). Par suite, la variation d'intensité du pixel (u, v) au cours du temps peut s'écrire comme la différence d'intensité des échos US renvoyés par les points O' et O :

$$I_{u,v}(t + dt) - I_{u,v}(t) = I_{US}({}^s\mathbf{x}_O + \mathbf{dx}) - I_{US}({}^s\mathbf{x}_O) \tag{4.6}$$

Le développement de Taylor à l'ordre 1 de cette expression conduit alors à l'égalité suivante :

$$I_{u,v}(t + dt) - I_{u,v}(t) = I_{US}({}^s\mathbf{x}_O) + \frac{\partial I_{US}}{\partial x}dx + \frac{\partial I_{US}}{\partial y}dy + \frac{\partial I_{US}}{\partial z}dz - I_{US}({}^s\mathbf{x}_O). \tag{4.7}$$

Après simplification et en rappelant que (dx, dy, dz) correspond au déplacement du point image P pendant dt, on déduit de cette équation la dérivée en fonction du temps de l'intensité du pixel $I_{u,v}$ en divisant (4.7) par dt :

$$\dot{I}_{u,v} = \nabla I_{(u,v)}\ {}^s\dot{\mathbf{x}}_P. \tag{4.8}$$

Dans cette expression, $\nabla I_{(u,v)} = [\nabla I_x\ \nabla I_y\ \nabla I_z]$ est le gradient 3D de l'image autour du pixel (u, v). Il est constitué des trois composantes $\nabla I_x = \dfrac{\partial I}{\partial x}$, $\nabla I_y = \dfrac{\partial I}{\partial y}$ et $\nabla I_z = \dfrac{\partial I}{\partial z}$ qui traduisent la variation d'intensité du pixel (u, v) selon les trois axes du repère image. Cette information de gradient 3D permet d'exprimer la variation d'intensité du pixel (u, v) en fonction du mouvement ${}^s\dot{\mathbf{x}}_P$ du point image P. Par ailleurs, avec P rigidement lié au repère de commande de la sonde, on a la relation cinématique :

$${}^s\dot{\mathbf{x}}_P = \upsilon - [{}^s\mathbf{t}_P]_\times\ \omega, \tag{4.9}$$

où ${}^s\mathbf{t}_P$ représente le vecteur de translation entre l'origine du repère de commande de la sonde et le point P et correspond donc au vecteur ${}^s\mathbf{x}_P$ détaillé à l'équation (4.3). Les

composantes υ et ω sont respectivement les composantes de vitesse de translation et de vitesse de rotation du torseur cinématique de la sonde échographique $\mathbf{v_c} = (\upsilon, \omega)$. En introduisant ce torseur cinématique, on peut écrire l'équation (4.9) sous la forme matricielle suivante :

$$ {}^s\dot{\mathbf{x}}_P = \begin{bmatrix} \mathbf{I}_3 & -[{}^s\mathbf{x}_P]_\times \end{bmatrix} \mathbf{v}_c. \tag{4.10} $$

L'équation (4.10) est alors réinjectée dans (4.8) :

$$ \dot{I}(u,v) = \begin{bmatrix} \nabla I_x & \nabla I_y & \nabla I_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & {}^sz_P & -{}^sy_P \\ 0 & 1 & 0 & -{}^sz_P & 0 & {}^sx_P \\ 0 & 0 & 1 & {}^sy_P & -{}^sx_P & 0 \end{bmatrix} \mathbf{v}_c. \tag{4.11} $$

En rappelant que la coordonnée ${}^sz_P$ est nulle puisque le point considéré est un point du plan image, on identifie la matrice d'interaction $\mathbf{L}_{I_{u,v}}$ de taille 1×6 associée à l'intensité du pixel (u, v) :

$$ \mathbf{L}_{I_{u,v}} = \begin{bmatrix} \nabla I_x & \nabla I_y & \nabla I_z & y_P \nabla I_z & -x_P \nabla I_z & x_P \nabla I_y - y_P \nabla I_x \end{bmatrix}, \tag{4.12} $$

et la matrice d'interaction $\mathbf{L_s}$ associée au vecteur de primitives visuelles $\mathbf{s}$ est obtenue en superposant les $M \times N$ matrices $\mathbf{L}_{I_{u,v}}$:

$$ \mathbf{L_s} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{I_{1,1}} \\ \vdots \\ \mathbf{L}_{I_{M,N}} \end{bmatrix}. \tag{4.13} $$

Les termes des deux premières colonnes et de la dernière colonne de la matrice (4.13) traduisent l'interaction entre la variation de l'information visuelle et les mouvements dans le plan. Cette interaction dépend uniquement des coordonnées des pixels dans l'image et des composantes $(\nabla I_x, \nabla I_y)$ du gradient. Ces deux composantes dans le plan peuvent être calculées directement dans l'image à l'aide d'un filtre classique directionnel de type Sobel qui estime séparément les dérivées verticales et horizontales de l'intensité. Les colonnes 3 à 5, quant à elles, traduisent l'influence des mouvements hors plan de la sonde sur la variation des intensités des pixels. Elles dépendent seulement des coordonnées du pixel dans l'image et de la troisième composante de gradient ∇I_z.

4.3 Calcul du gradient 3D

Pour contrôler les six ddl de la sonde à partir de la donnée d'intensité des pixels de l'image, la variation de ces intensités a été exprimée en fonction des mouvements dans le plan et hors du plan de la sonde comme décrit à la section précédente. En particulier, dans la matrice d'interaction associée à l'intensité d'un pixel (4.12), la variation générée par les mouvements hors plan de la sonde est calculée à l'aide de la composante hors plan ∇I_z du gradient de l'image. Deux solutions sont proposées pour calculer ce gradient, en fonction de la tâche considérée.

4.3.1 Filtre image 3D

Les composantes de gradient dans le plan image ∇I_x et ∇I_y peuvent être calculées à partir de l'image courante, notamment à l'aide des filtres de Sobel (voir figure 4.3).

$\frac{\partial I}{\partial x}$

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

$\frac{\partial I}{\partial y}$

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

FIG. 4.3 – Filtres dérivatifs de Sobel 3×3. Ces filtres sont basés sur deux opérateurs séparables, un opérateur gaussien perpendiculaire à la direction de dérivation et une différence centrale dans la direction de dérivation [Hadwiger 2006].

Au contraire, l'estimation de la composante ∇I_z requiert la connaissance d'information extérieure à cette image courante. Une première possibilité pour calculer cette valeur consiste à prendre en compte un ensemble d'images parallèles et espacées identiquement autour de l'image courante. Avec une ou deux images supplémentaires acquises de part et d'autre de l'image courante, un filtre dérivatif peut être appliqué sur chaque pixel de la région d'intérêt. Les trois composantes du gradient sont alors calculées à l'aide de filtres de gradient image 3D réalisés sur le même modèle que les filtres de Sobel. Les trois filtres dérivatifs proposés sont constitués d'un opérateur gaussien 2D dans le plan orthogonal à la direction de dérivation et d'un opérateur de différence dans la direction de dérivation (voir figure 4.4).

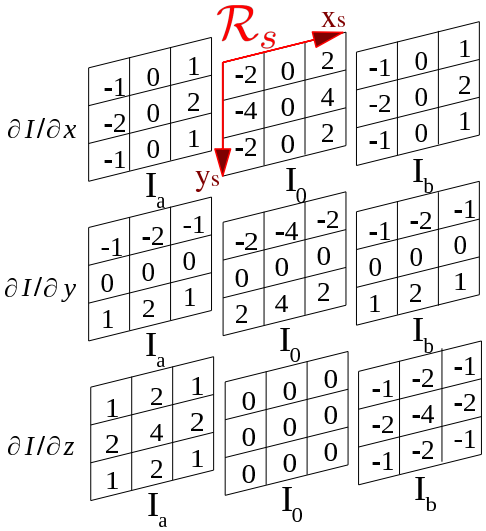


FIG. 4.4 – Filtres gradient image $3 \times 3 \times 3$. Ces trois filtres sont appliquées en chaque pixel de la région d'intérêt définie dans l'image courante I_0 pour calculer les composantes de gradient $(\nabla I_x, \nabla I_y, \nabla I_z)$ à partir de deux images supplémentaires I_a et I_b acquises de chaque côté de I_0.

Avec une sonde 2D classique, un petit mouvement de translation selon l'axe $\mathbf{z}_s$ de la sonde est nécessaire pour acquérir les coupes additionnelles impliquées dans le calcul du gradient de l'image avec un filtre 3D. Un tel mouvement ne peut pas être appliqué à chaque itération de l'asservissement visuel. En raison de cette contrainte, le calcul du gradient à l'aide d'un filtre 3D est plus spécifiquement adapté aux tâches de suivi où la matrice d'interaction utilisée dans la loi de commande peut être calculée une seule fois à la position initiale de la sonde, sans être recalculée au cours de la tâche d'asservissement.

4.3.2 Estimation en ligne du gradient

Nous présentons ici une autre approche pour estimer le gradient image sans avoir recours à l'acquisition d'images parallèles supplémentaires. Pour cela nous proposons de distinguer les deux composantes de gradient dans le plan $(\nabla I_x, \nabla I_y)$ de la composante hors plan ∇I_z. Les deux premières composantes sont calculées directement dans l'image courante de la sonde au moyen d'un filtre dérivatif de Sobel comme présenté en figure 4.3. La composante hors plan, quant à elle, est estimée à partir de l'information de l'image courante et des images précédemment acquises lors du déplacement de la sonde. En effet elle apparaît dans le développement de Taylor à l'ordre 1 de l'intensité d'un point 3D de coordonnées $\mathbf{x} = (x, y, z)$:

$$I(x + dx, y + dy, z + dz) = I(x, y, z) + \frac{\partial I}{\partial x}\, dx + \frac{\partial I}{\partial y}\, dy + \frac{\partial I}{\partial z}\, dz. \tag{4.14}$$

Soit $P_0(x_0, y_0, z_0)$ le point 3D correspondant au pixel (u, v) dans l'image de la sonde à l'instant t_0 et $P_1(x_1, y_1, z_1)$ le point 3D correspondant à ce même pixel (u, v) dans l'image de la sonde à l'instant t_1 suivant. Les coordonnées des points 3D et les déplacements élémentaires (dx, dy, dz) sont exprimés dans le repère de la sonde $\mathcal{R}_s$ à l'instant t_0 et sont notés sous la forme ${}^s a$ au lieu de ${}^{s_{t_0}} a$ pour une meilleure lisibilité. Avec cette convention, la relation (4.14) permet d'écrire :

$$I({}^s x_1, {}^s y_1, {}^s z_1) = I({}^s x_0, {}^s y_0, 0) + \nabla I_x\, ({}^s x_1 - {}^s x_0) + \nabla I_y\, ({}^s y_1 - {}^s y_0) + \nabla I_z\, {}^s z_1. \tag{4.15}$$

Dans cette équation, on a par ailleurs l'égalité :

$$\left\{ \begin{array}{rcl} I({}^s x_0, {}^s y_0, 0) & = & I_{u,v}(t_0) \\ I({}^s x_1, {}^s y_1, {}^s z_1) & = & I_{u,v}(t_1) \end{array} \right. , \tag{4.16}$$

à partir de laquelle on peut réécrire (4.15) sous la forme :

$$I_{u,v}(t_1) = I_{u,v}(t_0) + \nabla I_x\, ({}^s x_1 - {}^s x_0) + \nabla I_y\, ({}^s y_1 - {}^s y_0) + \nabla I_z\, {}^s z_1. \tag{4.17}$$

Cette équation permet alors de lier le gradient hors plan ∇I_z de chaque pixel (u, v) à des valeurs connues. L'intensité du pixel à l'instant t_0 et t_1 et les composantes de gradient dans le plan, calculées à l'instant t_1, sont mesurées dans l'image de la sonde. Les coordonnées 3D des points P_0 et P_1 sont définies par :

$$\begin{pmatrix} {}^s x_0 \\ {}^s y_0 \\ {}^s z_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x\, u \\ s_y\, v \\ 0 \end{pmatrix} \tag{4.18}$$

et

$$\begin{pmatrix} {}^{s}x_1 \\ {}^{s}y_1 \\ {}^{s}z_1 \end{pmatrix} = {}^{s_{t_0}}\mathbf{R}_{s_{t_1}} \begin{pmatrix} s_x\, u \\ s_y\, v \\ 0 \end{pmatrix} + {}^{s_{t_0}}\mathbf{t}_{s_{t_1}}. \tag{4.19}$$

Les scalaires s_x et s_y sont les facteurs d'échelle de l'image échographique. La matrice de rotation ${}^{s_{t_0}}\mathbf{R}_{s_{t_1}}$ et le vecteur de translation ${}^{s_{t_0}}\mathbf{t}_{s_{t_1}}$ caractérisant la pose de la sonde au temps t_1 exprimée dans le repère de la sonde au temps t_0 sont donnés par l'odométrie du robot.

L'équation (4.17) faisant intervenir des mesures de l'image et de la position relative des points P_0 et P_1, elle est entachée de bruits de mesures. Pour une meilleure robustesse de l'estimation du gradient hors plan, nous proposons de calculer ∇I_z à partir de plusieurs mesures, en considérant une approche par moindres carrés.

Approche par moindres carrés Le modèle paramétrique du système (4.17) considéré est écrit sous la forme :

$$Y_{[k+1]} = \Phi_{[k]}\ \theta_{[k]} + b_{[k+1]}, \tag{4.20}$$

avec :

$$\begin{cases} Y_{[k+1]} &= \left(I_{u,v\,[k+1]} - I_{u,v\,[k]} - \nabla I_{x\,[k]}\, dx_{[k]} - \nabla I_{y\,[k]}\, dy_{[k]}\right) \\ \Phi_{[k]} &= dz_{[k]} \\ \theta_{[k]} &= \nabla I_{z_{[k]}} \end{cases}. \tag{4.21}$$

Dans ce modèle paramétrique, θ est le paramètre à estimer, Y et Φ sont des mesures acquises à chaque instant et b est une variable aléatoire qui représente le bruit de mesure supposé blanc et de moyenne nulle. $\Phi_{[k]}$ est le régresseur du système et $Y_{[k]}$ correspond à la sortie du système.

Avec cette représentation paramétrique, il est possible de faire une prédiction a priori de la sortie du système $\widehat{Y}_{[k+1]}$ à partir de l'estimée du paramètre $\widehat{\theta}_{[k]}$:

$$\widehat{Y}_{[k+1]} = \Phi_{[k]}\ \widehat{\theta}_{[k]}.$$

L'erreur a priori entre cette prédiction et la valeur réelle de la sortie du système, $E_{[k+1]}$ est alors définie comme :

$$\begin{aligned} E_{[k+1]} &= Y_{[k+1]} - \widehat{Y}_{[k+1]} \\ &= Y_{[k+1]} - \Phi_{[k]}\ \widehat{\theta}_{[k]} \end{aligned} \tag{4.22}$$

L'objectif de l'approche par moindres carrés est d'estimer le paramètre θ qui minimise un critère défini comme la somme quadratique des erreurs de prédiction $E_{[k+1]}$ obtenues à chaque instant. :

$$J(\hat{\theta}_{[k]}) = \sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j} \left(Y_{[j]} - \Phi_{[j]}\widehat{\theta}_{[k]}\right)^2. \tag{4.23}$$

Le scalaire β est un facteur de pondération positif, $0 < \beta \leq 1$ appelé facteur d'oubli car il sert à accorder moins d'importance aux valeurs les plus anciennes. Lorsque ce facteur est égal à 1, le système a une mémoire infinie.

Le critère considéré est une fonction de coût convexe en $\widehat{\theta}_{[k]}$. Elle est donc minimale pour la valeur de $\widehat{\theta}$ qui annule sa dérivée, soit :

$$\begin{aligned}
\nabla J(\hat{\theta}_{[k]}) = 0 \quad &\Longleftrightarrow \quad -2\sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}\left(Y_{[j]} - \Phi_{[j]}\widehat{\theta}_{[k]}\right) = 0 \\
&\Longleftrightarrow \quad -2\sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}Y_{[j]} + 2\sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}^2\widehat{\theta}_{[k]} = 0 \\
&\Longleftrightarrow \quad \sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}^2\widehat{\theta}_{[k]} = \sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}Y_{[j]} \\
&\Longleftrightarrow \quad \widehat{\theta}_{[k]} = \frac{1}{F_{[k]}}\sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}Y_{[j]}
\end{aligned} \tag{4.24}$$

avec

$$F_{[k]} = \sum_{j=0}^{k} \beta^{k-j}\Phi_{[j]}^2. \tag{4.25}$$

Plusieurs approches ont été proposées pour résoudre cette minimisation, parmi lesquelles on peut distinguer une stratégie récursive et une stratégie non récursive. Les deux algorithmes sont décrits dans les paragraphes suivants et leur comportement est comparé en simulation.

Algorithme récursif Parmi la littérature étendue s'intéressant aux méthodes d'estimation récursives de paramètres, l'algorithme des moindres carrés stabilisés décrit dans [Kreisselmeier 1990] propose une définition récursive du paramètre $\hat{\theta}_{[k]}$:

$$\hat{\theta}_{[k]} = \hat{\theta}_{[k-1]} + \delta(e(k))F_{[k]}\Phi_{[k]}\left(Y_{[k]} - \Phi_{[k]}\ \hat{\theta}_{[k-1]}\right), \tag{4.26}$$

où le facteur F est également déterminé de manière récursive comme suit :

$${F_{[k]}}^{-1} = \beta {F_{[k-1]}}^{-1} + \delta(e(k))\Phi_{[k]}\Phi_{[k]} + \varepsilon_0. \tag{4.27}$$

Le terme ε_0 est un terme de stabilisation qui assure que le facteur $F_{[k]}$ reste inversible même lorsque le signal $\Phi_{[k]}$ n'est pas assez excité, ce qui correspond à un mouvement de la sonde uniquement dans son plan. De plus, afin d'accroitre la robustesse de l'algorithme une zone morte est ajoutée qui évite la mise à jour de l'estimation du paramètre lorsque l'erreur de prédiction $e(k) = ||E_{[k]}||$ est faible. La fonction $\delta(e(k))$ qui caractérise la zone morte est choisie comme dans [Middleton 1988] :

$$\delta(e(k)) = \begin{cases} 1 - \dfrac{\delta_0}{e(k)} & \text{si} \quad e(k) \geq \delta_0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}, \tag{4.28}$$

où δ_0 est une estimation de la valeur maximale de l'erreur de prédiction due au bruit.

Algorithme non récursif Les limitations des algorithmes récursifs sont soulignés dans [de Mathelin 1999]. La stabilité de tels algorithmes n'est pas garantie sans la mise en place d'une zone morte et d'un terme de stabilisation en présence de bruits de mesure et de perturbations. Néanmoins l'amélioration apportée par ces modifications en termes de robustesse est obtenue au détriment de l'efficacité de l'algorithme. Ainsi, dans la mesure où l'on considère des signaux bruités, les méthodes d'identification directes présentent une meilleure robustesse et de meilleurs résultats.

Nous décrivons ici l'algorithme des moindres carrés glissants (SLS pour Sliding Least Square), où l'estimée du paramètre $\hat{\theta}_{[k]}$ est calculée à partir d'un ensemble de mesures Y et Φ acquises sur une fenêtre de taille N_{LS}. Cette estimée est définie comme suit pour le cas multidimensionnel [de Mathelin 1999] :

$$\hat{\theta}_{[k]} = \mathbf{R}^{+}_{[k]}\mathbf{Q}_{[k]}, \tag{4.29}$$

où $\mathbf{R}^{+}_{[k]}$ est la pseudo-inverse de la matrice $\mathbf{R}_{[k]}$. En pratique, afin d'éviter des valeurs aberrantes de cette pseudo-inverse dans le cas où une des valeurs propres de la matrice tend vers zéro, une valeur seuil ϵ_0 est définie comme limite de la plus petite valeur propre de $\mathbf{R}_{[k]}$ acceptable. Dans notre cas, $R_{[k]}$ est une valeur scalaire qui peut être directement comparée à la valeur seuil sans l'inconvénient de devoir réaliser une décomposition en valeur propre. Le paramètre estimé est alors défini comme :

$$\hat{\theta}_{[k]} = \begin{cases} Q_{[k]}/R_{[k]} & \text{si} \quad R_{[k]} > \epsilon_0 \\ \hat{\theta}_{[k-1]} & \text{si} \quad R_{[k]} \leq \epsilon_0 \end{cases}, \tag{4.30}$$

avec :

$$\begin{aligned} R_{[k]} &= \sum_{j=k-N_{LS}+1}^{k} \left(\beta^{(k-j)}\Phi_{[j]}\Phi_{[j]}\right) \\ Q_{[k]} &= \sum_{j=k-N_{LS}+1}^{k} \left(\beta^{(k-j)}\Phi_{[j]}Y_{[j]}\right) \end{aligned} \tag{4.31}$$

Comme dans le cas de l'algorithme récursif, β correspond au facteur d'oubli.

4.4 Extension à d'autres géométries de sondes

La méthode basée intensité développée pour une sonde 2D classique peut être étendue à d'autres types de capteurs échographiques, notamment les sondes 3D ou bi-plans. Nous proposons ici d'adapter la méthode afin d'utiliser au mieux la géométrie plus complexe de telles sondes.

4.4.1 Cas des sondes 3D

Dans le cas de l'approche basée intensité une sonde 3D permet d'acquérir simultanément avec l'image 2D l'information hors plan utile au calcul de la matrice d'interaction. Une sonde 3D matricielle transmet un volume pyramidal dont les voxels sont

régulièrement espacés. Un tel volume peut être directement filtré par les filtres de gradient 3D décrits à la figure 4.4 pour calculer les composantes de gradient. En revanche, avec une sonde à balayage mécanique, les images fournies ne sont pas parallèles mais inclinées les unes par rapport aux autres. Il est possible alors de reconstruire le volume complet par interpolation à partir de ces images 2D. Néanmoins, pour éviter le coût en temps de calcul lié à ce procédé de reconstruction, nous proposons de modifier les filtres de gradient précédents de sorte à les appliquer directement sur les images inclinées. Dans cette optique, il n'est pas nécessaire d'obtenir un volume complet échographique mais seulement deux ou quatre images supplémentaires autour de l'image courante.

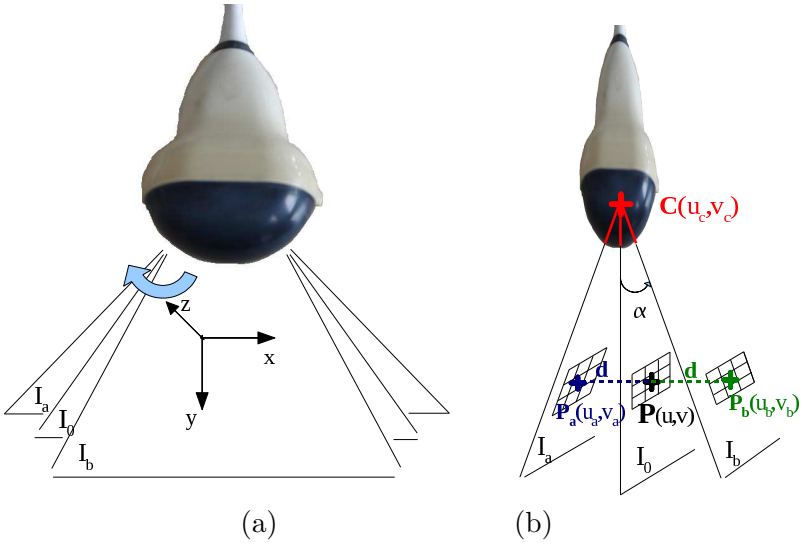


FIG. 4.5 – Géométrie d'une sonde 3D à balayage mécanique. (a) Balayage du capteur 2D, avec un pas de rotation α. (b) Les images obtenues lors du balayage du capteur 2D ne sont pas parallèles entre elles mais inclinées d'un angle α autour de l'axe x de l'image.

Dans ce cas, les filtres dérivatifs sont modifiés pour être appliqués directement sur les trois ou cinq coupes non parallèles acquises avec la sonde à balayage mécanique. Une pondération supplémentaire en fonction de la distance d entre les pixels comparés par le filtre est ajoutée. Cette distance est représentée sur la figure 4.5.

Soit $C(u_c, v_c)$ le point d'intersection des rayons US. Le filtre 3D appliqué sur le pixel $P(u, v)$ de l'image courante est constitué de trois filtres 2D respectivement centrés en $P_a(u_a, v_a)$, $P(u, v)$ et $P_b(u_b, v_b)$ appartenant aux trois images acquises. P_a et P_b sont les points image de I_a et I_b qui se projettent orthogonalement en P. Leurs coordonnées dans l'image sont déterminées à partir des coordonnées de P et du pas de rotation α du moteur de la sonde 3D :

$$\begin{cases} u_a & = u_b & = u \\ v_a & = v_b & = \dfrac{(v + v_c)}{cos(\alpha)} - v_c \end{cases} \tag{4.32}$$

Avec l'orientation obtenue entre les différentes coupes acquises, la distance entre les points image P et P_a ou P et P_b n'est plus constante quelle que soit l'ordonnée du pixel dans l'image. Les facteurs du filtre cubique de la figure 4.4 sont alors modifiés pour tenir compte de la nouvelle forme du volume pyramidal considéré. Par rapport à ce précédent filtre, des poids inversement proportionnels à la distance séparant les points P et P_a sont ajoutés. Ils dépendent de l'angle α et de l'ordonnée du pixel P et sont définis par :

$$w(v) = \frac{1}{d(v)} = \frac{1}{(v + v_c)\, tan(\alpha)}. \tag{4.33}$$

Les filtres dérivatifs proposés pour estimer le gradient 3D de l'image dans le cas d'une sonde 3D à balayage mécanique sont présentés en figure 4.6. Les poids impliqués dans ces filtres, w_{v-1}, w_v et w_{v+1} dépendent de l'ordonnée du pixel considéré et correspondent respectivement à $w(v-1)$, $w(v)$ et $w(v+1)$ tels que définis à l'équation (4.33).

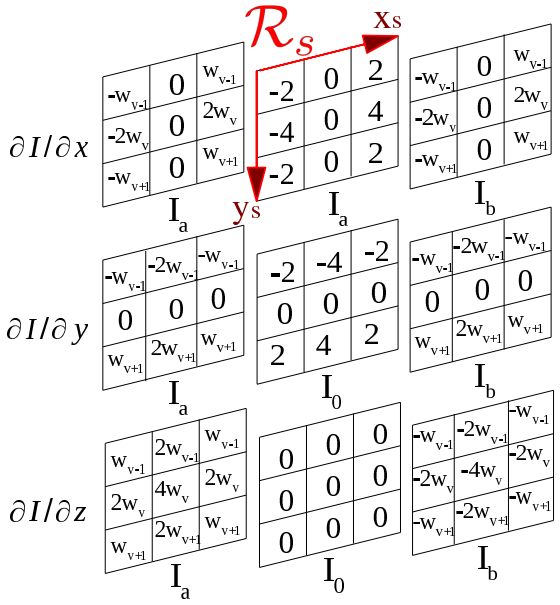


FIG. 4.6 – Modèle du filtre gradient 3D pondéré pour tenir compte de l'orientation entre les images considérées.

Le choix des primitives visuelles et la loi de commande restent inchangés par rapport au cas 2D.

4.4.2 Cas des sondes bi-plans

Un capteur bi-plans fournit simultanément deux coupes échographiques, généralement orthogonales (voir figure 4.7). Dans cette section, nous adaptons l'approche basée intensité au cas d'une telle sonde en exploitant l'orthogonalité entre les deux plans image considérés.

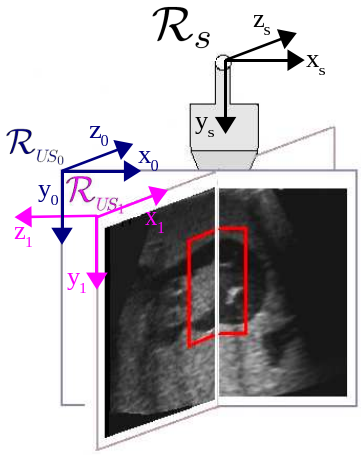


FIG. 4.7 – Représentation d'une sonde bi-plans. Par souci de lisibilité les repères des deux plans image sont associés au coin supérieur gauche de l'image. En pratique les origines de ces repères sont superposées au milieu de l'image.

Le vecteur de primitives visuelles considéré dans l'approche bi-plans est construit à partir des deux ensembles de pixels $\mathbf{s}_0$ et $\mathbf{s}_1$ extraits de la région d'intérêt délimitée dans chaque plan image US_0 et US_1 :

$$\mathbf{s}_b = \begin{pmatrix} \mathbf{s}_0 \\ \mathbf{s}_1 \end{pmatrix}. \tag{4.34}$$

La matrice d'interaction proposée pour l'approche 2D permet alors d'exprimer la variation temporelle de chaque ensemble de primitives visuelles $\dot{\mathbf{s}}_i$ en fonction de la vitesse instantanée $\mathbf{v}_{US_i}$ du plan image dont il est extrait :

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{s}}_0 &= \mathbf{L}_{\mathbf{s}_0}\, \mathbf{v}_{US_0} \\ \dot{\mathbf{s}}_1 &= \mathbf{L}_{\mathbf{s}_1}\, \mathbf{v}_{US_1} \end{cases}, \tag{4.35}$$

avec

$$\forall i \in 1,2 \qquad \mathbf{L}_{\mathbf{s}i} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{Ii_{u,v}} \\ \vdots \\ \mathbf{L}_{Ii_{u,v}} \end{bmatrix}. \tag{4.36}$$

Dans cette expression les composantes $\mathbf{L}_{Ii_{u,v}}$ sont définies comme dans (4.12) et les valeurs M et N correspondent respectivement à la largeur et à la hauteur de la région d'intérêt, exprimées en nombre de pixels. La même taille de rectangle est imposée dans les deux images.

Les deux plans image étant rigidement liés au repère de commande de la sonde, les vitesses $\mathbf{v}_{US_i}$ sont liées à la vitesse instantanée de la sonde $\mathbf{v}_c$:

$$\forall i \in \{0,1\}, \quad \mathbf{v}_{US_i} = {}^{i}\mathbf{W}_s\, \mathbf{v}_c \tag{4.37}$$

où l'on rappelle l'expression de la matrice de changement de repère du torseur cinématique :

$$ {}^{i}\mathbf{W}_{s} = \begin{bmatrix} {}^{i}\mathbf{R}_{s} & \left[{}^{i}\mathbf{t}_{s}\right]_{\times} {}^{i}\mathbf{R}_{s} \\ 0_{3} & {}^{i}\mathbf{R}_{s} \end{bmatrix}. \tag{4.38} $$

Les composantes ${}^{i}\mathbf{t}_{s}$ et ${}^{i}\mathbf{R}_{s}$ intervenant dans cette matrice sont respectivement le vecteur de translation et la matrice de rotation du repère de la sonde $\mathcal{R}_{s}$ exprimé dans le repère image $\mathcal{R}_{US_{i}}$. En considérant que le repère $\mathcal{R}_{US_{0}}$ coïncide avec le repère de commande de la sonde $\mathcal{R}_{s}$ et avec la rotation de 90° autour de l'axe y_{0} entre les deux plans image, on obtient :

$$ \begin{cases} {}^{0}\mathbf{W}_{s} = \mathbf{I}_{6} \\ {}^{1}\mathbf{W}_{s} = \begin{bmatrix} {}^{1}\mathbf{R}_{s} & 0_{3} \\ 0_{3} & {}^{1}\mathbf{R}_{s} \end{bmatrix} \end{cases}. \tag{4.39} $$

La matrice de rotation ${}^{1}\mathbf{R}_{s}$ caractérise l'orientation du repère image US_{0} exprimée dans le repère US_{1}, d'où ${}^{1}\mathbf{R}_{s} = {}^{1}\mathbf{R}_{0}$ ou encore :

$$ {}^{1}\mathbf{R}_{s} = \mathbf{R}_{y}(-90^{\circ}) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \tag{4.40} $$

La matrice ${}^{1}\mathbf{W}_{s}$ est finalement développée sous la forme suivante :

$$ {}^{1}\mathbf{W}_{s} = \mathbf{R}_{y_{6\times 6}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \tag{4.41} $$

Par ailleurs, la relation entre la vitesse de chaque plan image et la vitesse de la sonde permet de réécrire l'équation (4.35) sous la forme suivante :

$$ \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{s}}_{0} \\ \dot{\mathbf{s}}_{1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{0}} {}^{0}\mathbf{W}_{s} \\ \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{1}} {}^{1}\mathbf{W}_{s} \end{bmatrix} \mathbf{v}_{c}. \tag{4.42} $$

On déduit de cette expression la forme de la matrice d'interaction associée au vecteur d'informations visuelles $\mathbf{s}_{b}$:

$$ \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{b}} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{0}} \\ \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{1}} \mathbf{R}_{y_{6\times 6}} \end{bmatrix}. \tag{4.43} $$

D'où :

$$ \mathbf{L}_{\mathbf{s}_{b}} = \begin{bmatrix} L_{I0_{1,1}} \\ \vdots \\ L_{I0_{M,N}} \\ L'_{I1_{1,1}} \\ \vdots \\ L'_{I1_{M,N}} \end{bmatrix}, \tag{4.44} $$

avec :

$$L_{I0_{u,v}}=\begin{bmatrix}\nabla I_x & \nabla I_y & \nabla I_z & y\nabla I_z & -x\nabla I_z & x\nabla I_y - y\nabla I_x\end{bmatrix}, \tag{4.45}$$

et

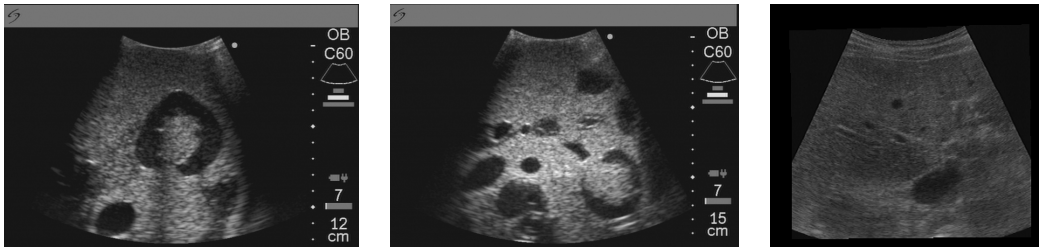
$$L'_{I1_{u,v}}=\begin{bmatrix}-\nabla I_z & \nabla I_y & \nabla I_x & y\nabla I_x - x\nabla I_y & -x\nabla I_z & y\nabla I_z\end{bmatrix}. \tag{4.46}$$

Dans chacune des expressions (4.45) et (4.46), les composantes ∇I_x, ∇I_y et ∇I_z représentent les composantes de gradient selon les directions x, y et z du plan image dont la primitive visuelle $I_{u,v}$ est extraite. Par conséquent, les deux premières composantes ∇I_x et ∇I_y peuvent toujours être mesurées dans l'image contrairement à la composante hors plan ∇I_z. Avec les informations visuelles extraites du plan image US_0, on retrouve la matrice d'interaction associée à une sonde 2D où seules les composantes de la matrice associées aux mouvements dans le plan de la sonde peuvent être calculées directement à partir des informations de l'image courante. Avec la rotation du plan image US_1 par rapport au plan de la sonde, la matrice d'interaction associée aux primitives visuelles extraites de US_1 a une forme différente. En particulier les composantes calculées à partir de l'image courante sont cette fois associées aux translations t_y, t_z et à la rotation autour de l'axe $\mathbf{x}_s$ de la sonde.

4.5 Positionnement d'une sonde échographique

Dans cette section nous proposons de valider en environnement de simulation l'asservissement visuel basé intensité décrit dans ce chapitre. Pour cela nous réalisons des tâches de positionnement en contrôlant les six ddl d'une sonde virtuelle interagissant avec un volume échographique. L'objectif est de comparer dans des conditions idéales et identiques les performances de la méthode avec différentes géométries de sondes échographiques (2D, 3D, bi-plans).

A l'aide du simulateur présenté au chapitre précédent, l'approche basée intensité est validée sur des images échographiques (voir figure 4.8). Trois volumes échographiques différents sont considérés, les deux premiers correspondant à des séquences d'images d'un fantôme abdominal et le troisième étant constitué d'images in-vivo d'un foie humain. Les volumes du fantôme sont reconstruits à partir de 335 images parallèles de résolution 250×250 avec une taille de pixel de $0.6mm \times 0.6mm$. Ces images sont acquises régulièrement, tous les $0.3mm$ lors d'un mouvement de translation d'un bras robotique équipé d'une sonde convexe de 2-5MHz. Le volume du foie est créé à l'aide de 218 images parallèles de résolution 308×278, la taille d'un pixel de ces images est de $0.5mm \times 0.5mm$ et une distance constante de $0.5mm$ sépare deux images successives. Nous rappelons que le simulateur présenté en section 3.4.1 permet de reconstruire un volume dense à partir de telles séquences d'images parallèles et permet de générer toute section de ce volume par un procédé d'interpolation.



(a) (b) (c)

FIG. 4.8 – Validation de la méthode sur des coupes anatomiques. (a) et (b) sont extraites de volumes acquis à l'aide d'un fantôme abdominal réaliste. (c) est une image échographique réelle abdominale représentant une section du foie.

4.5.1 Positionnement avec une sonde 2D

Une tâche de positionnement est simulée dans un premier temps, où l'environnement de simulation nous permet d'avoir une vérité terrain de la pose désirée de la sonde et donc de l'évolution de l'erreur de positionnement au cours de l'asservissement visuel. Un volume échographique du rein droit du fantôme abdominal est chargé dans le simulateur et une sonde 2D est modélisée et interagit avec ce volume échographique. Cette sonde virtuelle est positionnée à une position désirée pour sauvegarder le vecteur d'information visuelle désiré puis une position initiale différente est choisie.

Les résultats de la tâche de positionnement avec la sonde échographique 2D sont représentés sur la figure 4.9. L'image de la sonde (a) est représentée à l'instant initial ($t = 0\ it$), au cours de la convergence ($t = 50\ it$) et à convergence ($t = 250\ it$). Le rectangle cyan délimite la région d'intérêt choisie, constituée de 100×150 pixels. Pour visualiser l'erreur entre l'image courante et l'image désirée au cours de la convergence de l'algorithme, une image de différence est représentée (b). Pour chaque image I comparée à une image désirée I^*, l'image de différence I_{diff} est calculée de la manière suivante :

$$I_{diff} = \frac{(I - I^*) + 255}{2}.$$

La couleur gris uniforme de cette image de différence correspondant à la position finale de la sonde démontre le succès de la tâche de positionnement puisqu'elle signifie que l'image finale coïncide parfaitement avec l'image désirée. Par ailleurs, comme il n'est pas possible de tracer l'évolution de chaque intensité de pixels pour valider la convergence visuelle de l'algorithme, nous définissons une fonction d'erreur visuelle comme la norme euclidienne de l'erreur entre les vecteurs d'information visuelle courant et désiré :

$$\mathcal{C} = (\mathbf{s} - \mathbf{s}^*)^\top \ (\mathbf{s} - \mathbf{s}^*).$$

L'évolution de cette erreur visuelle est tracée sur les courbes (c) et (e) qui montrent la minimisation à zéro de ce critère à la position finale de la sonde. La convergence visuelle s'accompagne d'une convergence en pose de la sonde. A partir d'une erreur initiale $\Delta\mathbf{r}(mm/^\circ) = [10, -8, 10, -10, -10, 6]$, l'erreur finale observée est inférieure à

$0.1mm$ en translation et $0.1°$ en rotation. Cette précision est liée à la méthode basée intensité. Lorsque la sonde est déplacée au voisinage de la pose désirée, on observe une phase de convergence rapide vers la pose désirée qui est atteinte avec une très bonne précision. En effet, contrairement à des informations visuelles géométriques, l'information visuelle basée intensité est unique pour chaque coupe échographique et caractérise parfaitement la pose désirée de la sonde.

Dans cette tâche de positionnement, les composantes de gradient dans le plan ∇I_x et ∇I_y sont calculées dans l'image courante avec des filtres dérivatifs 2D et la composante hors plan est estimée en ligne via les algorithmes récursifs et non récursifs présentés en section 4.3.2, qui sont implémentés et comparés.

Les courbes d'erreur visuelle et d'erreur en position (c) et (d) traduisent le comportement de la loi de commande avec une estimation récursive du gradient hors plan. Le facteur d'oubli est choisi tel que $\beta = 0.95$ et les paramètres de stabilisation et de critère de zone morte sont les suivants :

$$\begin{array}{rcl} f_0 & = & 1e^{-1} \\ \delta_0 & = & 1e^{-5} \\ \epsilon_0 & = & 1e^{-1} \end{array} \tag{4.47}$$

Les courbes (e) et (f) correspondent aux résultats avec algorithme d'estimation non récursif. Dans ce cas, seul le facteur d'oubli doit être choisi ($\beta = 0.9$). Une fenêtre glissante de taille $N_{LS} = 5$ est considérée. Cette fenêtre est choisie de taille suffisamment petite pour assurer une bonne réactivité de l'estimation par rapport à la variation du gradient d'intensité. En l'absence de bruit, la convergence de l'asservissement est observée avec les deux algorithmes d'estimation et le comportement de la loi de commande ne permet pas de conclure sur la supériorité d'une approche par rapport à l'autre.

Au cours des cinq premières itérations de l'algorithme d'asservissement visuel, un mouvement de translation hors plan en boucle ouverte est appliqué à la sonde pour permettre l'acquisition de l'information hors plan nécessaire à l'estimation de la valeur initiale de ∇I_z. Par la suite, lors du positionnement une nouvelle estimée de ce paramètre est calculée chaque fois qu'un mouvement hors plan suffisamment important est appliqué à la sonde. L'évolution de la valeur associée à la composante ∇I_z d'un pixel de l'image, notée $dIdz_{est}$, est présentée sur les courbes (a) et (b) de la figure 4.10 en considérant respectivement l'algorithme d'estimation récursif et non récursif. A convergence ($t > 200it$), la sonde s'immobilise et la valeur de gradient n'est plus actualisée. Sur chacune des courbes la valeur retournée par l'algorithme d'estimation $dIdz_{est}$ est comparée à une valeur témoin $dIdz_{reel}$. Cette valeur est calculée à l'aide de quatre images supplémentaires encadrant l'image courante sur lesquelles est appliqué un filtre image dérivatif. Elle permet de valider visuellement les valeurs d'estimées retournées par les algorithmes récursif et non récursif et de régler au mieux les facteurs d'oubli et les paramètres (4.47) intervenant dans ces algorithmes.

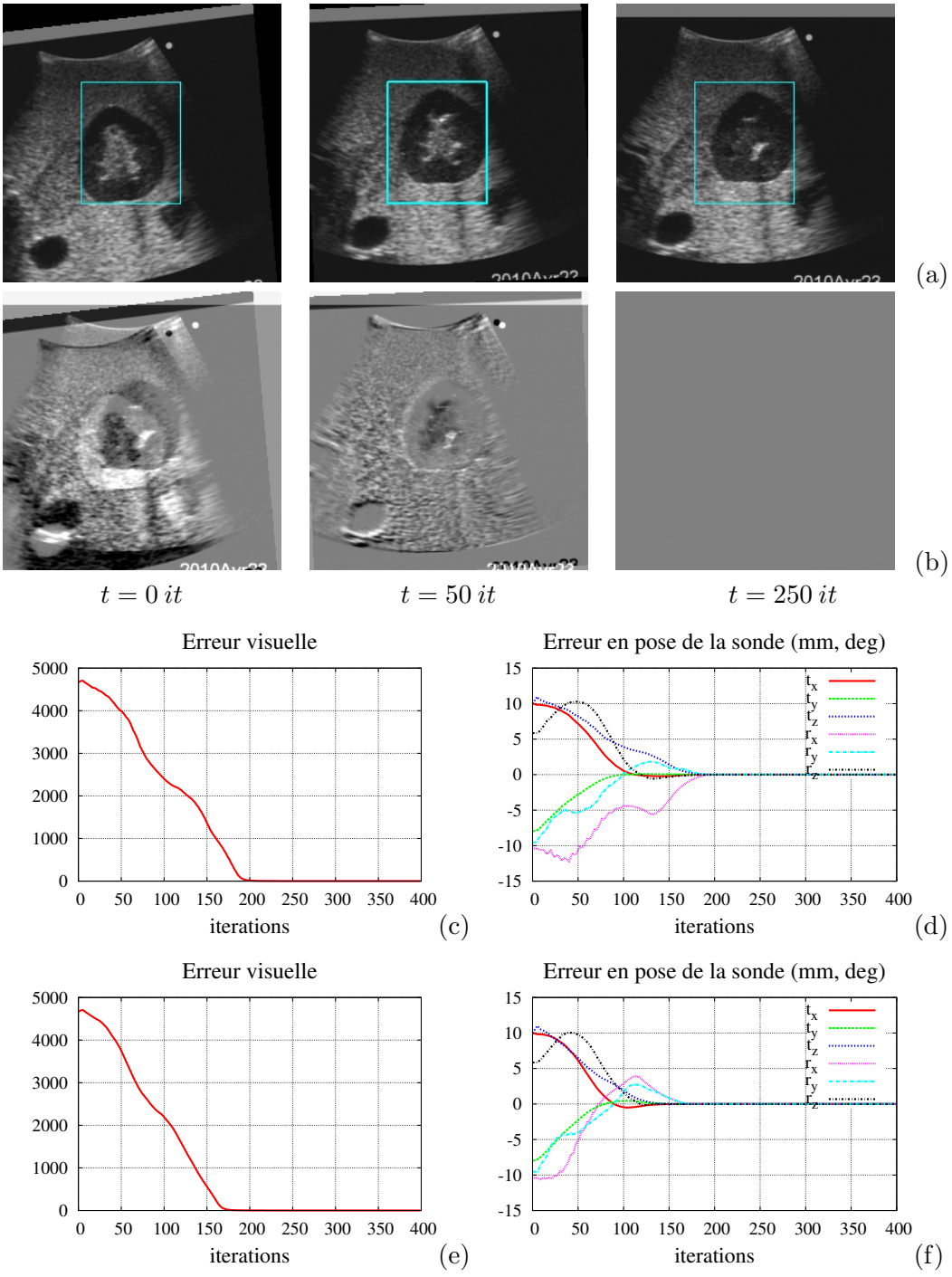


FIG. 4.9 – Tâche de positionnement avec une sonde 2D. La convergence visuelle de l'algorithme depuis la vue initiale jusqu'à la vue finale (a) observée, est montrée par l'image de différence respective entre l'image courante et l'image désirée (b). Avec les mêmes conditions de simulation, il est possible de comparer le comportement de la loi de commande en considérant un algorithme d'estimation du gradient hors plan récursif (courbes (c) et (d)) ou non récursif (courbes (e) et (f)).

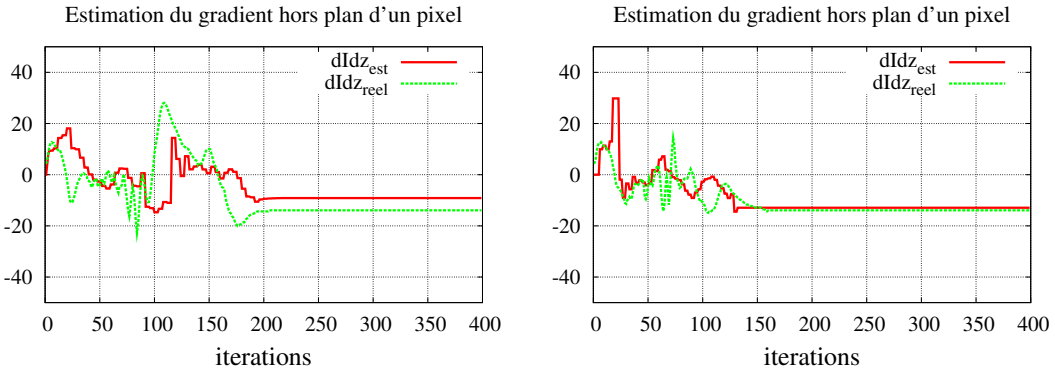


FIG. 4.10 – Estimation du paramètre ∇I_z fournie par les algorithmes d'estimation récursif (a) et non récursif (b). Évolution de ce paramètre pour un pixel de l'image au cours du positionnement de la sonde. Dans les deux cas l'estimation (en rouge) est comparée à la valeur réelle (en vert).

Une comparaison des deux algorithmes est également réalisée au cours d'un mouvement de translation hors plan en boucle ouverte. La figure 4.11 compare les valeurs retournées par les deux méthodes à la valeur témoin pour deux pixels de l'image au cours d'une même séquence de positions de la sonde. Cette figure montre la similarité des estimations retournées dans les cas récursif et non récursif en conditions de simulation.

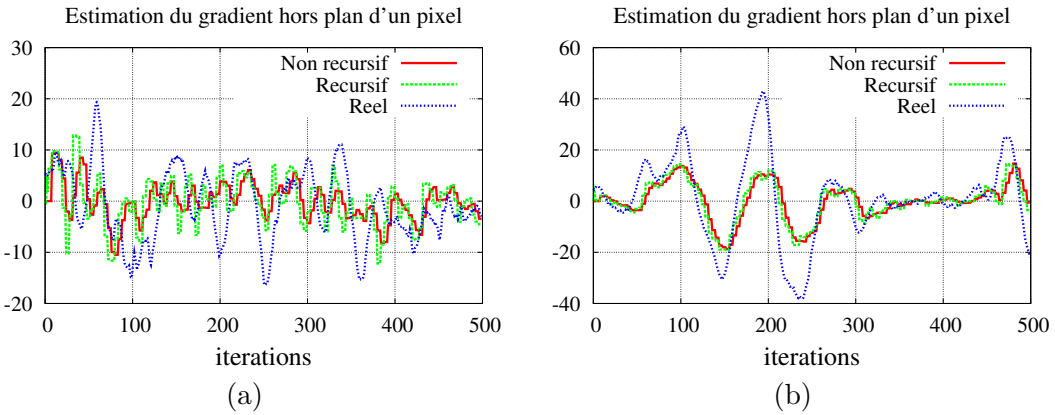


FIG. 4.11 – Pour deux pixels différents, le paramètre ∇I_z est estimé par les algorithmes d'estimation récursif et non récursif.

Après la validation de la loi de commande sous des conditions idéales, c'est-à-dire en l'absence de bruit de mesures ou d'erreur de calibration de la sonde, nous proposons maintenant d'introduire dans le simulateur des erreurs aléatoires dans les données

acquises. Ces erreurs rendent compte des bruits inhérents à l'utilisation d'un système robotique et d'un capteur échographique. En particulier nous prenons en compte une erreur de calibration sur les paramètres extrinsèques de la sonde de 5° sur chaque rotation et $5mm$ sur chaque translation. Nous ajoutons également un bruit Gaussien normal sur les intensités des pixels et les mesures de pose de la sonde avec une variance de respectivement 3 niveaux de gris pour les intensités, $3mm$ et 1° pour les rotations et translations mesurées.

Sous ces conditions de simulation et en considérant à chaque fois la même pose désirée de la sonde, plusieurs tâches de positionnement sont effectuées depuis des positions initiales différentes de la sonde. Le gradient image impliqué dans la loi de commande est estimé en ligne. Les résultats de cinq tâches de positionnement sont rassemblés dans le tableau 4.1. Pour chacune de ces tâches (1 à 5), l'erreur entre la pose désirée et la pose initiale (col. *Init*) et finale de la sonde en considérant dans un premier temps un algorithme d'estimation du gradient récursif (col. *Rec*) puis non récursif (col. *NRec*) est présentée dans ce tableau.

Tab. 4.1 – Erreur de pose initiale et finale de la sonde. Comparaison des algorithmes récursif et non récursif.

Erreur de pose		1			2			3			4			5		
		Init	Rec	NRec	Init	Rec	NRec	Init	Rec	NRec	Init	Rec	NRec	Init	Rec	NRec
T (mm)	tx	8.0	0.0	0.0	-4.0	0.0	0.0	5.0	0.6	0.0	5.0	0.1	0.0	-4.0	0.7	0.0
	ty	-5.0	0.0	0.0	-5.0	0.0	0.0	5.0	-0.1	0.0	3.0	0.1	0.0	-8.0	0.0	0.0
	tz	7.0	0.0	0.0	6.0	0.0	0.0	-5.0	-1.2	0.0	-5.0	-0.7	0.0	-5.0	-1.7	0.0
R(°)	Rx	-6.0	0.0	0.0	-6.0	0.0	0.0	5.0	2.2	0.0	6.0	2.8	0.0	5.0	4.9	0.0
	Ry	-7.0	-0.1	0.0	-7.0	0.0	0.0	5.0	-5.4	0.0	8.0	-0.8	0.0	-6.0	-5.4	0.0
	Rz	10.0	0.0	0.0	5.0	0.0	0.0	-5.0	1.4	0.0	5.0	0.2	0.0	6.0	1.6	0.0

L'ensemble des simulations présentées dans le tableau 4.1 met en évidence un moins bon comportement de l'algorithme d'estimation récursif dans le cas de mesures bruitées puisqu'un minimum local est atteint dans les tâches de positionnement 3 à 5. Au contraire l'algorithme non récursif présente une bonne robustesse dans un environnement bruité et sera donc utilisé pour estimer le gradient image en ligne dans la suite de ce document.

Avec les mêmes conditions initiales déjà considérées dans la tâche de positionnement précédente (voir figure 4.9) et avec l'ajout de bruits de mesures et d'erreurs de calibration, les résultats de la tâche d'asservissement visuel sont présentées en figure 4.12. A convergence, on peut noter que l'erreur visuelle n'est pas minimisée à zéro en raison du bruit gaussien introduit. Néanmoins la précision de la tâche de positionnement est validée par l'erreur finale observée en termes de pose qui est inférieure au dixième de millimètre en translation et au dixième de degré en rotation.

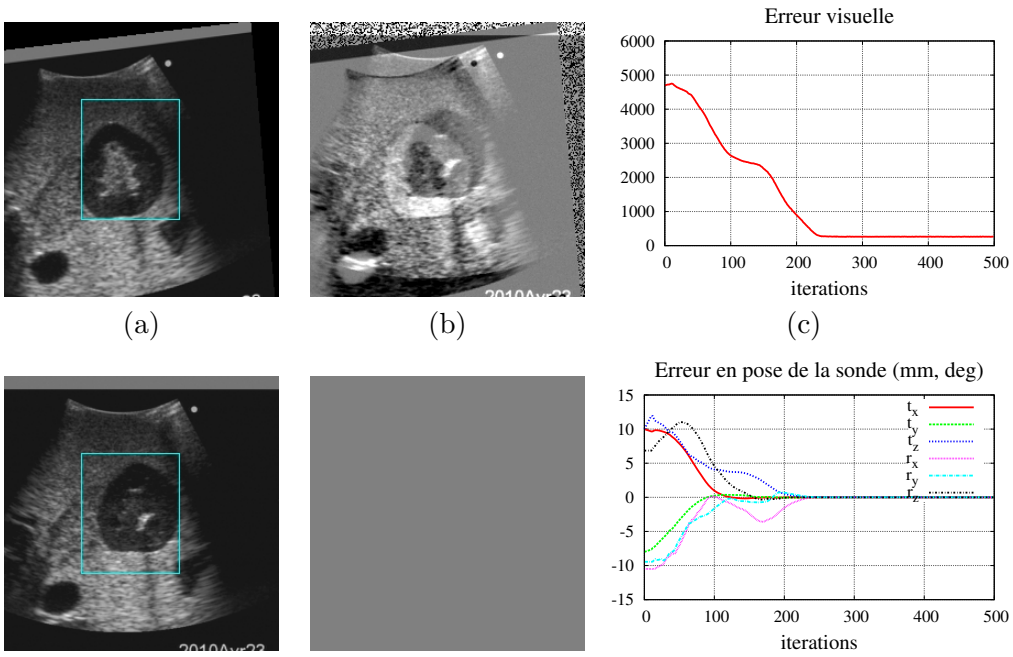


FIG. 4.12 – Tâche de positionnement avec la sonde 2D en présence de bruit de mesures. Les images (a) et (d) représentent les vues initiale et finale de la sonde. Les images de différence associées (b) et (e) permettent de visualiser le succès de la tâche de positionnement. Enfin les courbes (c) et (f) correspondent à l'évolution de l'erreur visuelle et à l'erreur en pose au cours de l'asservissement visuel.

4.5.2 Positionnement avec une sonde 3D

Un second volume du fantôme abdominal est chargé dans le simulateur, qui ne correspond pas à un organe spécifique mais à un volume abdominal plus général (voir figure 4.13). On peut y reconnaître une vertèbre, le rein droit (à droite) et la section transverse de l'aorte (au centre de la région d'intérêt dans l'image (d)). Les bruits de mesure décrits précédemment sont à nouveau considérés dans le simulateur et une sonde 3D virtuelle est modélisée qui fournit à chaque itération non seulement l'image courante mais également quatre images supplémentaires orientées respectivement d'un angle $\pm\alpha = \pm 1.4°$ et $\pm 2\alpha = \pm 2.8°$ par rapport à l'image courante. Seule l'image centrale acquise par la sonde 3D est affichée dans la vue interne de la sonde. Les vues supplémentaires sont seulement utilisées pour le calcul du gradient image.

Comme dans le cas 2D, une zone d'intérêt est choisie manuellement dans l'image désirée. Elle est représentée en cyan sur les vues internes de la sonde (voir images (a) et (d) de la figure 4.13) et délimite les pixels inclus dans le vecteur d'information visuelle. La sonde virtuelle est ensuite déplacée vers une position initiale différente puis l'asservissement est lancé. La coupe 2D centrale acquise par la sonde 3D à sa position initiale (a) et finale (d) est représentée sur cette figure et à chacune de ces images est

associée l'image de différence avec la coupe désirée (respectivement (b) et (e)).

La convergence de la tâche de positionnement est observée en 300 itérations et démontrée ici encore par l'image de différence uniforme (e) associée à la vue finale de la sonde. La décroissance de l'erreur visuelle au cours de la tâche de positionnement est également représentée sur la courbe (c). L'erreur de position initiale $\Delta r_{init} = (-12mm, 10mm, 8mm, 5°, 10°, -6°)$ est réduite jusqu'à moins d'un dixième de mm en translation et d'un dixième de degré en rotation. La convergence en position de l'algorithme est visualisée sur la courbe (f).

L'utilisation d'une sonde 3D autorise le calcul en ligne du gradient image directement à l'aide de filtres dérivatifs 3D et donc sans algorithme d'estimation. Elle permet ainsi d'éviter les éventuelles erreurs d'estimation de tels algorithmes. De plus avec la sonde 3D il n'est plus nécessaire de réaliser une translation hors plan en boucle ouverte lors des cinq premières itérations de l'algorithme d'asservissement visuel. Dans la tâche présentée en figure 4.13, le gradient de l'image est calculé avec des filtres dérivatifs 3D de taille $5 \times 5 \times 5$ réalisés sur le même modèle que les filtres $3 \times 3 \times 3$ représentés en figure 4.6, c'est-à-dire avec un opérateur de différence combiné à un opérateur de flou gaussien.

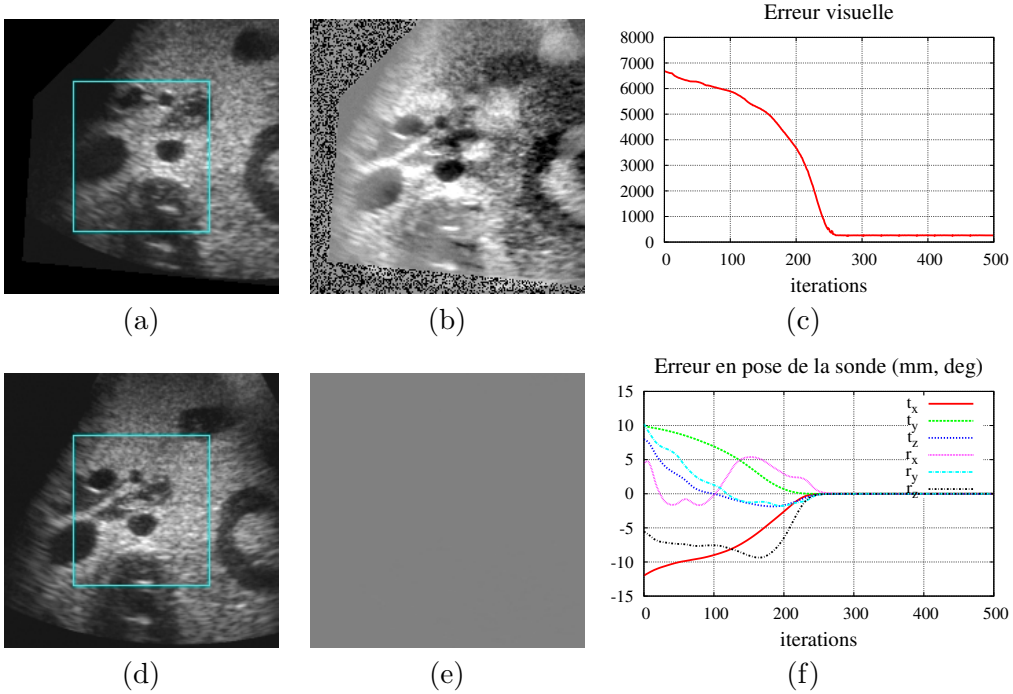


FIG. 4.13 – Simulation de positionnement avec une sonde 3D. Vues initiale (a) et finale (d) de la sonde avec les images de différence associées (b,e). Évolution de l'erreur d'image (c) et de pose (f) au cours de l'asservissement.

4.5.3 Positionnement avec une sonde bi-plans

Comme pour le positionnement avec une sonde 2D, le volume du rein droit du fantôme abdominal est chargé dans le simulateur. Des bruits de mesure sont introduits et une sonde fournissant deux plans image orthogonaux est modélisée. A chaque itération les deux vues internes de la sonde sont affichées en plus de la vue externe du simulateur. A la position désirée de la sonde, les intensités des pixels délimités par la région d'intérêt dans les deux coupes échographiques sont sauvegardées et constituent le vecteur d'information visuelle désiré. Une position initiale éloignée de la position est choisie où l'erreur initiale observée est :

$$\Delta r_{init} = (-10mm, 12mm, -14mm, 10^\circ, 20^\circ, -14^\circ).$$

Les résultats de la tâche de positionnement avec sonde bi-plans sont présentés à la figure 4.14. Les images (a) et (c) sont les deux vues de la sonde à sa position initiale (en haut) et finale (en bas). La comparaison de ces vues par rapport aux images désirées est donnée par l'image de différence associée (images (b) et (d)). Les courbes (e) et (f) décrivent le comportement de l'asservissement visuel en termes d'erreur visuelle et d'erreur de position de la sonde. L'erreur de pose observée à convergence est inférieure au dixième de mm en translation et au dixième de deg en rotation.

Avec la sonde bi-plans, les composantes de gradient dans le plan sont calculées avec des filtres 2D dans l'image courante, de la même manière qu'avec une sonde 2D. De même, le gradient hors plan est estimé avec un algorithme d'estimation non récursif. Un mouvement de translation en boucle ouverte est réalisé au cours des cinq premières itérations de l'algorithme pour initialiser l'algorithme d'estimation du gradient. Ce mouvement est réalisé en dehors des deux plans image US_0 et US_1 en appliquant une vitesse de translation portée par les composantes v_x et v_z de la sonde.

4.5.4 Comparaison des différentes géométries de sonde

En plus des résultats de simulation détaillés précédemment pour chaque géométrie de capteurs échographiques, les résultats de quatre tâches de positionnement supplémentaires sont rassemblées dans le tableau 4.2. Pour comparer les résultats obtenus avec les sondes 2D, 3D et bi-plans les mêmes conditions initiales et de simulation sont appliquées. Le volume du rein issu du fantôme abdominal (voir figure 4.9) est considéré et des erreurs de calibration et bruits de mesure sont introduits. Le comportement des différents capteurs est comparé dans le cas d'une erreur initiale en position importante.

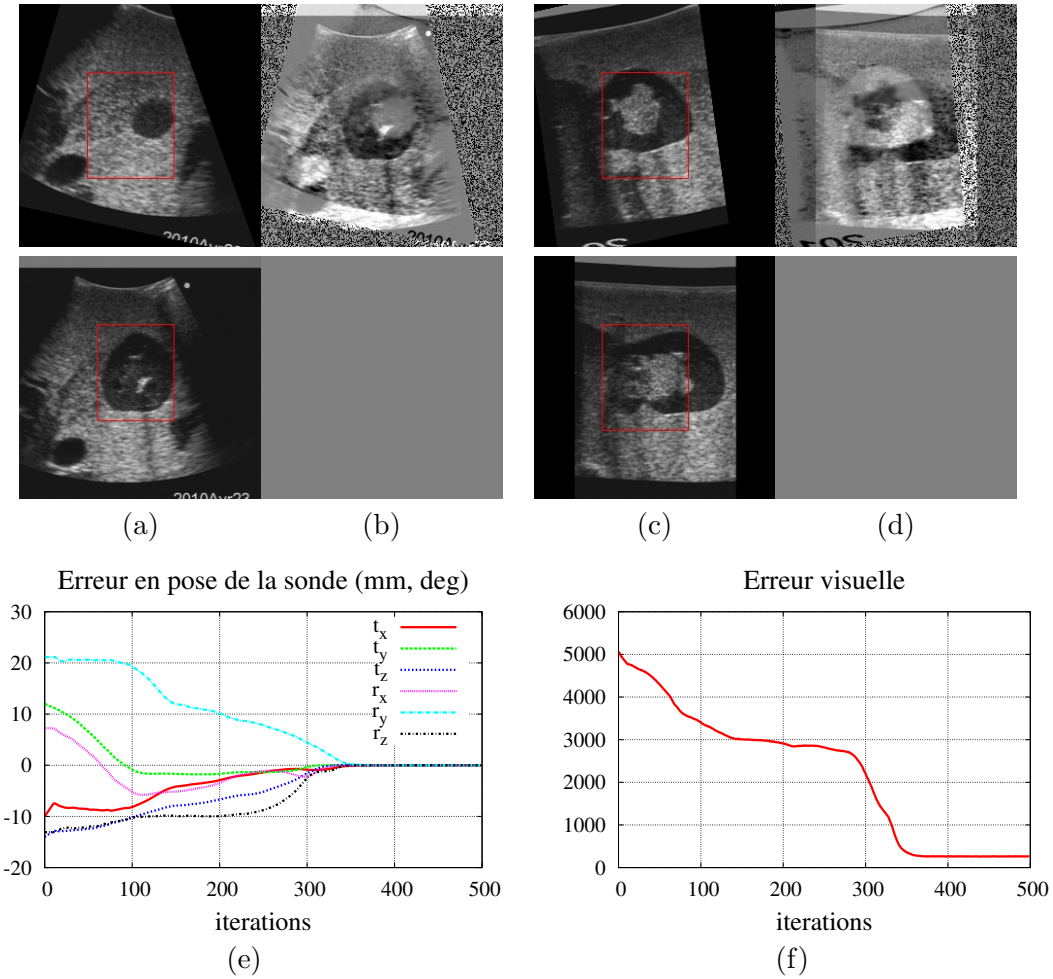


FIG. 4.14 – Positionnement avec une sonde bi-plans. Les deux vues de la sonde bi-plans (a) et (c) sont données pour la position initiale (ligne du haut) et finale (ligne du bas) de la sonde. Les images (b) et (d) correspondent aux images de différence entre la vue courante et la vue désirée de chaque coupe de la sonde bi-plans. La convergence est observée sur les courbes d'erreurs de pose (e) et d'erreur visuelle (f).

Les cas d'échec de l'approche 2D par rapport à l'approche 3D sont dus à des erreurs d'estimation du gradient image puisque les primitives visuelles considérées sont identiques dans les deux cas. Ces erreurs d'estimation apparaissent principalement lorsque l'erreur de pose considérée initialement est surtout portée par les composantes hors plan, comme c'est le cas dans les simulations 3 et 4 où l'approche 2D atteint un minimum local alors que l'approche 3D assure la convergence jusqu'à la pose désirée. Ces erreurs d'estimation peuvent s'expliquer par le fait que la sonde se déplace principalement dans son plan image, ce qui ne permet pas d'exciter correctement les algorithmes d'estimation considérés.

TAB. 4.2 – Résultats comparatifs de tâches de positionnement effectuées avec différentes géométries de sondes échographiques.

Erreur de pose		1				2				3				4			
		Init	2D	3D	Bi	Init	2D	3D	Bi	Init	2D	3D	Bi	Init	2D	3D	Bi
T (mm)	tx	-12.0	0.0	0.0	0.0	-12.0	2.9	-0.5	0.0	-2.0	-0.4	0.0	0.0	-2.0	2.1	0.0	0.0
	ty	10.0	0.0	0.0	0.0	10.0	-1.1	-0.3	0.0	1.0	0.2	0.0	0.0	1.0	-2.2	0.0	0.0
	tz	7.0	0.0	0.0	0.0	-10.0	-8.4	-1.4	0.0	-1.0	0.1	0.0	0.0	-15.0	-10.5	0.0	0.0
R(°)	Rx	9.0	0.0	0.0	0.0	12.0	-1.1	-7.5	0.0	2.0	2.3	0.0	0.0	2.0	-9.7	0.0	0.0
	Ry	10.0	0.0	0.0	0.0	10.0	-3.6	9.2	0.0	20.0	6.2	0.0	0.0	10.0	7.1	0.0	0.0
	Rz	-5.0	0.0	0.0	0.0	-10.0	1.0	0.0	0.0	-1.0	-1.0	0.0	0.0	-1.0	-0.5	0.0	0.0

La simulation 2 implique une erreur initiale importante sur toutes les composantes de position et d'orientation de la sonde. Dans ce cas, les deux approches 2D et 3D convergent vers un minimum local avec une erreur finale essentiellement portée par les composantes hors plan. Une telle simulation illustre le caractère de convergence locale inhérent à l'asservissement échographique 2D du fait de l'extraction d'informations visuelles depuis un seul plan de coupe. Cette limitation peut être levée à l'aide de la sonde bi-plans où le fait de considérer des informations visuelles extraites depuis deux coupes orthogonales au lieu d'une seule coupe permet d'augmenter le domaine de convergence de l'asservissement visuel.

4.6 Stabilisation d'une section anatomique

L'asservissement visuel basé intensité permet également de réaliser le suivi d'une coupe anatomique. Un tel suivi assure une stabilisation active de la vue de la sonde qui présente de multiples avantages. Outre l'aide au diagnostic ou à l'insertion d'aiguille, la stabilisation de la coupe permet de faciliter des mesures de type doppler (mesure du débit sanguin) ou de dilatation des vaisseaux sanguins. L'objectif est de fournir au praticien un moyen automatique de conserver la même section d'intérêt tout au long de la procédure médicale. En effet, dans une approche manuelle, en raison de la nature de l'image fournie par le capteur échographique, qui correspond à une coupe anatomique, le moindre mouvement du patient comme du praticien peut entraîner une modification notable de la vue fournie. Si les mouvements du praticien peuvent être supprimés en immobilisant la sonde, en revanche ceux du patient, qu'ils soient involontaires ou physiologiques doivent être compensés de manière active.

Dans cette section, nous proposons de réaliser une tâche de suivi d'une coupe anatomique à l'aide d'un asservissement visuel basé intensité. Nous modifions pour cela la loi de commande considérée pour la tâche de positionnement de sorte à intégrer une prédiction du mouvement à compenser.

4.6.1 Compensation des mouvements physiologiques

Dans la loi de commande classique implémentée pour les applications de positionnement, le contrôleur n'intègre pas de connaissance a priori sur le mouvement de l'objet

observé. Dans le cas d'une application de compensation de mouvements périodiques, nous proposons d'implémenter dans la boucle de commande un correcteur prédictif qui dérive du GPC (Generalized Predictive Controller) décrit dans [Clarke 1987] afin d'anticiper les effets d'une telle perturbation.

Nous considérons un système avec plusieurs entrées $\mathbf{u}$ et plusieurs sorties $\mathbf{y}$. Les entrées correspondent aux six composantes de vitesse appliquées à la sonde et les sorties sont les primitives visuelles observées dans l'image courante $\mathbf{s}$. En pratique, afin d'éviter un nombre trop important de primitives visuelles et d'assurer la contrôlabilité du système, nous introduisons la matrice de combinaison dans la boucle de commande de sorte à considérer un vecteur de sortie de dimension 6 : $\mathbf{y} = \mathbf{Cs} = \widehat{\mathbf{L_s}}^{+}\mathbf{s}$. Le système est décrit par un modèle ARIMAX :

$$\mathbf{A}(z^{-1})\mathbf{y}(k) \quad = \quad \mathbf{B}(z^{-1})\mathbf{u}(k-1) + \frac{\mathbf{P}(z^{-1})}{\Delta(z^{-1})}\mathbf{b}(k), \tag{4.48}$$

où les polynômes $\mathbf{A}$ et $\mathbf{B}$ représentent le modèle théorique du système robotique qui est dans notre cas approximé par un intégrateur pur. Le bruit est modélisé par un terme de bruit blanc $\mathbf{b}(k)$ coloré par la matrice polynomiale $\mathbf{P}$ et rendu non stationnaire par l'opérateur $\Delta(z^{-1})$. Dans le schéma classique du GPC, cet opérateur est un intégrateur :

$$\Delta(z^{-1}) = 1 - z^{-1}.$$

Dans le cas de perturbations périodiques de période connue, Gangloff et al. ont proposé de considérer un modèle de bruit répétitif [Gangloff 2006] en modifiant cet opérateur comme suit :

$$\Delta_R(z^{-1}) = 1 - \alpha z^{-T}, \quad 0 < \alpha \leq 1$$

où α est un facteur d'oubli. Ce nouvel opérateur permet de rendre le modèle de bruit répétitif de période T correspondant au nombre de périodes d'échantillonnage contenu dans une période du signal de perturbation. De plus, pour assurer que ce modèle de bruit répétitif n'affecte que l'annulation de la perturbation et non la réponse à la consigne visuelle, le nouveau contrôleur appelé R-GPC est une combinaison de deux GPC (voir figure 4.15). Le contrôleur GPC_1 est appliqué au modèle théorique du système sans terme de bruit, ce qui permet au robot d'anticiper les consignes futures $\mathbf{r} = \mathbf{Cs}^*$. Le second contrôleur GPC_2 inclut le modèle de bruit répétitif défini précédemment pour annuler l'effet de la perturbation sur le vecteur de sortie.

La fonction de coût minimisée par l'approche R-GPC est composée des deux fonctions de coût des contrôleurs GPC_1 et GPC_2, comme détaillé dans [Gangloff 2006] :

$$\begin{aligned} J(\mathbf{u} = \mathbf{u_1} + \mathbf{u_2}, k) = & \sum_{j=N_1}^{N_2} \| \hat{\mathbf{y}}_{th}(k+j) - \mathbf{r}(k+j) \|^2 \quad + \quad \sum_{j=N_1}^{N_2} \| \hat{\varepsilon}(k+j) \|^2 \\ + & \quad \mu_1 \sum_{j=1}^{N_u} \| \delta\mathbf{u_1}(k+j-1) \|^2 \quad + \quad \mu_2 \sum_{j=1}^{N_u} \| \delta\mathbf{u_2}(k+j-1) \|^2 \end{aligned} \tag{4.49}$$

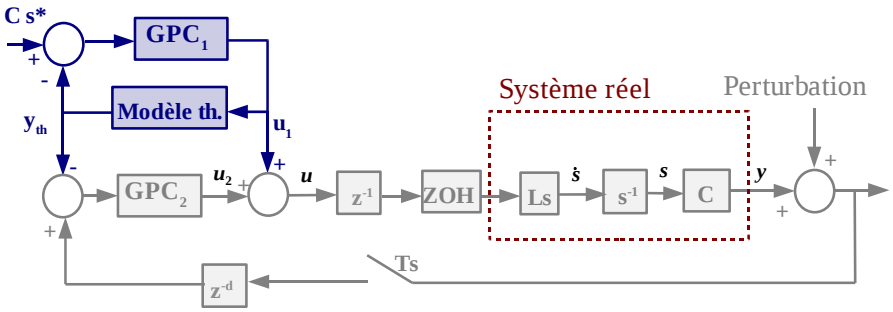


FIG. 4.15 – Schéma bloc du contrôleur R-GPC qui présente un retard de commande d'une période d'échantillonnage et un retard de d périodes d'échantillonnage du à la mesure.

où $N1, N2$ sont les limites de l'horizon de prédiction et N_u est la taille de l'horizon de commande. μ_1 et μ_2 pondèrent les énergies des commandes respectivement pour le suivi de consigne et le rejet de la perturbation. Avec cette structure, le signal de commande $\mathbf{u}(t)$ appliqué au système robotique est composé de deux composantes $\mathbf{u_1}(t)$ et $\mathbf{u_2}(t)$. La première correspond à l'entrée du modèle du système théorique sans perturbation qui génère la sortie théorique $\mathbf{y}_{th}$, la seconde est la composante permettant le rejet de l'erreur $\varepsilon(t)$ du aux bruits et perturbations.

4.6.2 Tâche de suivi avec une sonde 2D

La tâche de suivi est validée sur des images médicales correspondant au foie d'un patient. 218 images parallèles du foie, de résolution 308×278 sont chargées dans le simulateur et le volume est reconstruit avec une taille de voxels de $0.5 \times 0.5 \times 0.5mm^3$. Ce volume est choisi pour mettre en évidence les atouts de l'approche basée intensité dans la mesure où il ne comporte pas d'éléments visuels distinctifs et n'est donc pas compatible avec une approche basée sur l'extraction de primitives géométriques.

Pour la tâche de suivi, un mouvement périodique est appliqué à ce volume échographique pour simuler les mouvements physiologiques du patient. Selon l'étude réalisée dans [Clifford 2002], les mouvements hépatiques sont principalement causés par la respiration. La translation cranio-caudale correspond au mouvement le plus significatif, avec une amplitude établie de 10 à $26mm$. Des translations supplémentaires de l'ordre de $8mm$ dans les directions antero-posterieures et latérales sont également observées. En accord avec ces données, nous intégrons dans le simulateur la perturbation de mouvement périodique sous forme de trois translations d'amplitudes de $16mm$, $5.5mm$ et $7mm$ suivant les axes x, y et z.

L'image désirée correspond à l'image observée initialement et la tâche consiste à stabiliser automatiquement cette vue en compensant automatiquement les mouvements rigides appliqués au volume considéré. La matrice d'interaction impliquée dans la loi de commande est estimée seulement à la position initiale de la sonde, à partir de deux ou quatre images supplémentaires pour calculer le gradient 3D de l'image. Afin de

valider la tâche en termes de position de la sonde par rapport au volume, le repère objet est superposé avec le repère de la sonde à la première itération. Les résultats de la simulation sont donnés en figure 4.16.

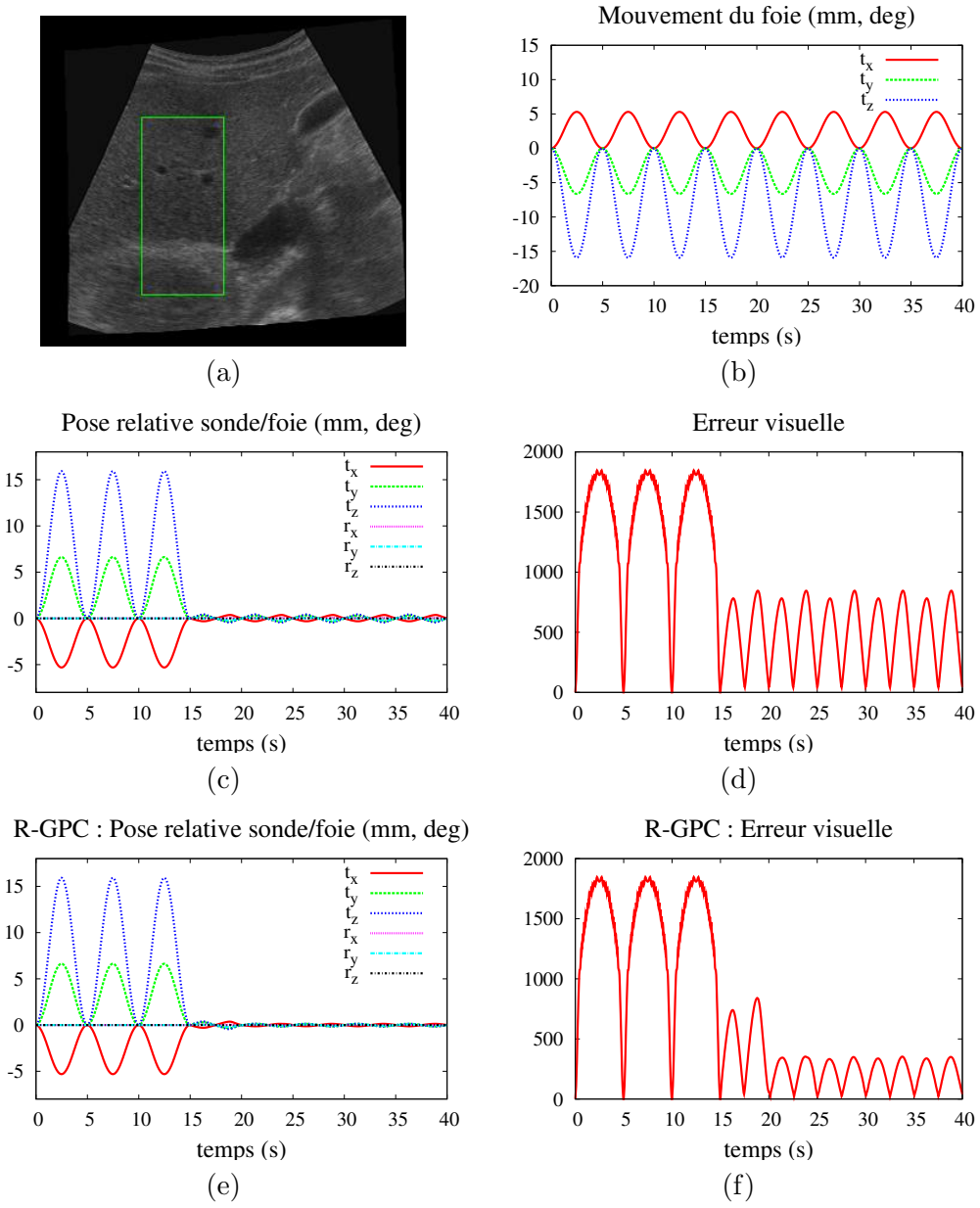


FIG. 4.16 – Suivi d'une section hépatique. (a) Coupe échographique désirée. (b) Mouvement périodique de translation appliqué au volume du foie. Effet de la tâche de suivi, lancée après trois périodes de perturbation ($t = 15s$) sur l'erreur en pose (c) et l'erreur visuelle (d).

Une échelle de temps en secondes est représentée dans cette simulation de suivi en fixant la période d'une itération de la boucle de commande à $40ms$, ce qui correspond à la cadence d'acquisition des images avec la sonde 2D. Une période de $5s$ est choisie pour le mouvement de perturbation appliqué, qui est créé en appliquant une vitesse sinusoïdale au volume du foie. Au cours des trois premières périodes la sonde reste immobile puis à $t = 15s$, la compensation est lancée. L'approche prédictive est comparée à l'approche classique de type Gauss Newton, sans prédiction de la perturbation. L'intérêt de la commande prédictive est visible dès la deuxième période de perturbation où l'erreur visuelle est réduite de manière significative. Pendant l'asservissement visuel l'erreur maximale observée sur le positionnement de la sonde par rapport au volume du foie est $\Delta T_{max}(mm) = (0.36, 0.36, 0.55)$ en translation et inférieure à 0.1 deg. autour de chaque axe en rotation.

Pour une tâche de suivi où la position courante de la sonde est toujours au voisinage de la position désirée, la sonde bi-plans n'apporte pas de bénéfice notable. Les résultats obtenus avec la sonde 2D montrent une bonne réalisation de la tâche avec une stabilisation quasi-parfaite de l'image 2D notamment grâce à la prédiction de la perturbation. La limitation de la géométrie 2D vient de la nécessité d'acquérir initialement quelques images parallèles à l'image courante pour estimer le gradient 3D nécessaire au calcul de la matrice d'interaction. Si le temps de réalisation de cette acquisition est non négligeable par rapport à la période de la perturbation, l'estimation initiale du gradient hors plan peut être faussée. Dans un tel cas, l'utilisation de la sonde 3D se révèle alors indispensable pour une bonne réalisation de la tâche.

4.7 Conclusion

Une nouvelle approche d'asservissement visuel a été proposée dans ce chapitre. Contrairement aux primitives géométriques basées moments décrites au chapitre 3, les informations visuelles considérées ici sont de type intensité. Ce choix d'information visuelle permet de se dispenser de l'étape de segmentation par contour actif requise pour le calcul des moments en utilisant dans la boucle de contrôle en vision directement les valeurs d'intensité des pixels de l'image de mode B. Ainsi il est possible de s'affranchir des limitations dues à la faible qualité des images échographiques et de prendre en compte un large éventail d'images anatomiques.

La matrice d'interaction associée au vecteur de primitives visuelles est modélisée et permet de contrôler tous les mouvements de la sonde dans l'espace. Néanmoins une information hors plan est nécessaire pour contrôler les mouvements hors du plan de la sonde. Cette information correspond au gradient de l'image selon la direction perpendiculaire au plan de la sonde. Deux méthodes sont proposées pour évaluer ce gradient, selon la tâche d'asservissement envisagée. Pour une tâche de suivi, la composante de gradient hors plan est calculée une fois à la position désirée de la sonde. Dans ce cas, un filtre image 3D est appliqué sur un ensemble d'images parallèles acquises de part et d'autre de l'image désirée. Pour une tâche de positionnement, une estimation en ligne de cette composante peut être obtenue à l'aide d'un algorithme d'estimation.

Les simulations réalisées montrent que l'approche basée intensité donne de bons résultats pour les tâches de suivi et de positionnement local avec une sonde 2D, ce qui permet de réaliser efficacement le suivi d'une grande variété de sections anatomiques tout en compensant d'éventuels retards de suivi. Une telle approche peut alors être facilement appliquée avec une sonde 2D classique pour stabiliser la vue interne de la sonde au cours d'un geste chirurgical en compensant des mouvements physiologiques ou involontaires du patient. Pour des tâches de positionnement, les nouvelles géométries de sondes échographiques, telles les sondes 3D et bi-plans, permettent d'obtenir une meilleure robustesse aux erreurs de calcul de la matrice d'interaction et de garantir un domaine de convergence plus étendu.

Après cette validation en simulation de la méthode, nous proposons de réaliser des tâches de suivi et de positionnement avec une sonde échographique manipulée par un bras robotique à six ddl. En particulier des sondes de géométries différentes, 2D, 3D et bi-plans, sont considérées et les résultats expérimentaux obtenus sont présentés au chapitre 5.

Chapitre 5

Validation expérimentale de l'approche intensité

Dans l'objectif d'une assistance au geste médical, nous avons mis en avant au chapitre 2 l'intérêt d'une manipulation robotique de la sonde échographique. Dans ce domaine, deux tâches sont principalement envisagées. Le positionnement automatique sur une section désirée depuis une section différente peut apporter une aide intéressante au cours d'un examen échographique. En particulier, dans des applications de télé-échographie, l'assistance robotique offre la possibilité d'enregistrer des vues d'intérêt au cours de l'examen puis de naviguer entre ces différentes vues.

Par ailleurs, le suivi automatique d'une section désirée présente de multiples avantages. Un tel suivi peut d'une part assurer la stabilisation de la vue d'un organe cible pour réaliser un examen approfondi d'une structure anatomique. Ce type d'examen qui regroupe les examens doppler, les mesures de dilatation des vaisseaux sanguins et l'échographie de contraste nécessite une stabilisation active de la coupe échographique pour produire un résultat valide. D'autre part, une application de suivi robotique permet de cibler une tumeur ou un calcul rénal en compensant les mouvements physiologiques du patient. En couplant la sonde échographique commandée par asservissement visuel avec un transducteur US de haute intensité comme proposé dans [Lee 2007], la tâche de suivi assure alors un traitement optimal de la pathologie en maximisant l'irradiation de la cible et en épargnant les tissus proches.

Dans ce chapitre, nous proposons de valider la méthode basée intensité proposée au chapitre 4 au travers de résultats expérimentaux. La sonde échographique, manipulée par un bras robotique à six ddl, est commandée à la fois en vision et en force et interagit avec deux fantômes différents. Un premier fantôme abdominal génère des images échographiques qui sont cohérentes avec des coupes échographiques acquises sur patient. Il est utilisé pour valider les tâches de positionnement, réalisées avec des sondes de géométries différentes, ainsi que des tâches de suivi avec une sonde 2D. Un second fantôme réalisé en gélatine est également considéré pour valider le suivi basé intensité dans le cas où l'objet d'intérêt subit de légères déformations.

5.1 Commande hybride du robot vision/force

Dans l'optique d'une application médicale, des contraintes de sécurité impliquent de combiner le contrôle par asservissement visuel avec un contrôle en effort dans la mesure où la sonde US est en contact direct avec le patient. Un contrôle hybride vision/force basé sur une approche par boucle de contrôle externe [Baeten 2002] est implémenté. La contrainte en effort asservit le mouvement de translation le long de l'axe $\mathbf{y}_s$ de la sonde et les cinq ddl restants sont contrôlés par asservissement visuel.

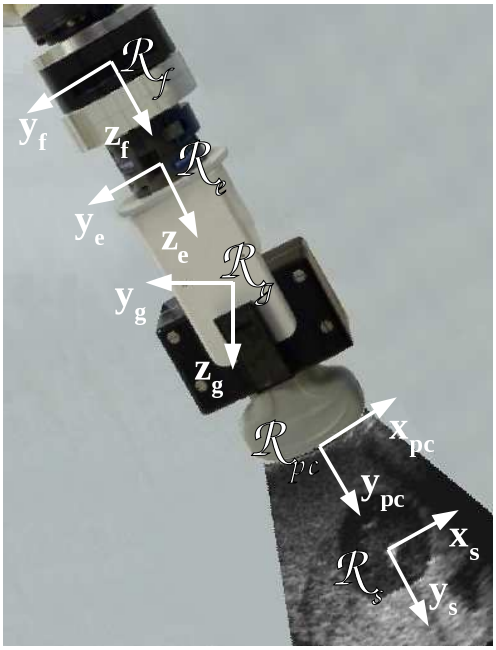


FIG. 5.1 – L'effecteur robotique (repère $\mathcal{R}_e$) est équipé d'un capteur d'effort (repère $\mathcal{R}_f$) et d'une sonde échographique (repère $\mathcal{R}_s$).

5.1.1 Contrôle en effort

Une loi de contrôle en effort/couple est implémentée pour maintenir une force de $1N$ appliquée au point de contact pc de la sonde avec la surface de l'objet le long de l'axe $\mathbf{y}_s$ de la sonde. La composante ${}^{pc}H_{pc}$ correspond au tenseur d'effort de contact exprimé dans le repère $\mathcal{R}_{pc}$, centré sur le point de contact de la sonde et aligné avec le repère de la sonde $\mathcal{R}_s$ (voir figure 5.1). Cette composante est telle que :

$$ {}^{pc}H_{pc} = {}^{pc}\mathbf{F}_f \, ({}^{f}H_f - {}^{f}\mathbf{F}_g \; {}^{g}H_g) \tag{5.1} $$

où, de manière générale, ${}^{a}\mathbf{F}_b$ est une matrice de transformation qui permet d'exprimer dans le repère $\mathcal{R}_a$ un tenseur de force défini dans le repère $\mathcal{R}_b$. Cette matrice est définie

par :

$$ {}^{a}\mathbf{F}_{b} \;=\; \begin{bmatrix} {}^{a}\mathbf{R}_{b} & \mathbf{0}_{3\times 3} \\ [{}^{a}\mathbf{t}_{b}]_{\times}\,{}^{a}\mathbf{R}_{b} & {}^{a}\mathbf{R}_{b} \end{bmatrix}. \tag{5.2} $$

${}^{f}H_{f}$ est le tenseur de force global mesuré par le capteur d'effort et ${}^{f}\mathbf{F}_{g}{}^{g}H_{g}$ représente la force de gravité subie par le capteur d'effort, générée par la masse de la sonde m_s et exprimée dans le repère du capteur d'effort $\mathcal{R}_f$. Ce dernier terme est intégré dans l'équation (5.1) pour compenser l'effet de la gravité. Le tenseur ${}^{g}H_{g}$ est défini comme ${}^{g}H_{g} = [0\ 0\ 9.81m_s\ 0\ 0\ 0]^T$ dans le repère $\mathcal{R}_g$ centré sur le centre de gravité de la sonde, comme représenté sur la figure 5.1.

Le tenseur d'effort résultant est exprimé dans le repère de la sonde et la vitesse instantanée $\mathbf{v}_f$ de la sonde qui permet de réguler l'effort à la consigne désirée est donnée par la loi de commande proportionnelle suivante :

$$ \mathbf{v}_{f} = -\frac{K\ {}^{s}\mathbf{F}_{pc}\,({}^{pc}H_{pc}\ -\ {}^{pc}H_{pc}{}^{*})}{k}, \tag{5.3} $$

où ${}^{pc}H_{pc}{}^{*} = [0\ \ 1N\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 0]^T$ est la force de contact désirée de $1N$. Avec cette loi de contrôle en effort, l'objet en contact avec la sonde est assimilé à un simple ressort de coefficient de raideur k, exprimé en N/m. Le scalaire K représente le gain de la loi de commande.

5.1.2 Contrôle en vision

Dans la mesure où l'on choisit, pour des raisons évidentes de sécurité, de donner la priorité au contrôle en effort par rapport au contrôle en vision, ce dernier peut échouer à converger vers l'image désirée. En effet la vitesse de translation en y calculée par la vision n'est pas appliquée au système mais remplacée par la composante calculée avec la commande en effort. Pour éviter ce cas d'échec de la commande en vision, il est possible d'appliquer la composante v_y générée par le contrôle en vision à la région d'intérêt considérée dans l'image plutôt qu'à la sonde (voir figure 5.2). Les cinq autres composantes sont, quant à elles, appliquées directement à la sonde.

5.1.3 Fusion de capteurs

Une matrice de sélection de taille 6×6 $\mathbf{M_s} = diag(0,1,0,0,0,0)$ est introduite pour appliquer le contrôle en effort uniquement le long de l'axe $\mathbf{y}_s$ de la sonde. En parallèle, le complément de cette matrice $\mathbf{I}_6 - \mathbf{M_s}$ est introduit pour appliquer la commande en vision sur les cinq ddl restant. Pour combiner les consignes d'effort et de vision, la vitesse articulaire envoyée à l'effecteur du bras robotique est alors :

$$ \dot{q} = {}_{e}\mathbf{J}_{e}{}^{-1}\mathbf{v}_{e} = {}_{e}\mathbf{J}_{e}{}^{-1}\,{}^{e}\mathbf{W}_{s}\,(\mathbf{M_s}\,\mathbf{v}_{f} + (\mathbf{I}_6 - \mathbf{M_s})\,\mathbf{v}_{c}), \tag{5.4} $$

où ${}_{e}\mathbf{J}_{e}{}^{-1}$ est l'inverse de la matrice Jacobienne du robot.

Par ailleurs, la composante v_y calculée avec le contrôle en vision est appliquée à la zone d'intérêt pour réadapter sa position dans l'image échographique.

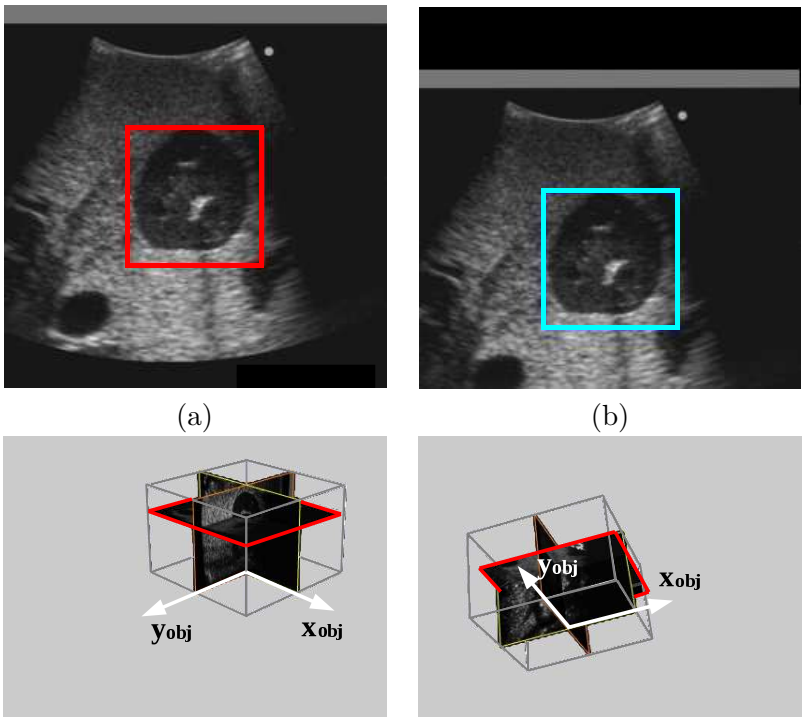


FIG. 5.2 – Suivi d'une section avec cinq ddl actionnés de la sonde. (a) La coupe désirée avec la zone d'intérêt en rouge. (b) La vue finale de la sonde avec la nouvelle zone d'intérêt en cyan. (c) et (d) correspondent aux vues externes du simulateur qui montrent le déplacement de l'objet et de la sonde entre l'instant initial et final.

5.2 Tâche de positionnement

Les tâches de positionnement sont réalisées avec trois sondes de géométries différentes interagissant avec le même fantôme. Le fantôme abdominal considéré, de référence AB-41900-030 Kyoto Kagaku - ABDFAN, modélise les organes de manière réaliste et est dédié à l'utilisation clinique pour la formation des personnels médicaux. Il est donc particulièrement fidèle dans sa représentation des organes abdominaux de taille quasi-réelle et inclut des lésions telles que des calculs rénaux, des tumeurs hépatiques ou pancréatiques. La figure 5.3 montre une vue de ce fantôme et de la maquette associée qui détaille les organes et structures modélisés ainsi qu'une vue interne acquise avec une sonde 2D avec une profondeur de visualisation de $12cm$.

5.2.1 Positionnement avec une sonde 2D

Une sonde 2D convexe avec une bande passante de fréquences de 2 à 5Mz est montée sur le bras robotique et positionnée au contact du fantôme abdominal. Une profondeur de visualisation de $12cm$ est choisie, qui permet d'imager le fantôme sur toute sa pro-

fondeur. Avec ce capteur, la fréquence d'acquisition des images échographiques est de 25 images/s. La boucle de commande en vision est alors cadencée sur cette fréquence d'acquisition d'une nouvelle image et a une période constante de $40ms$.

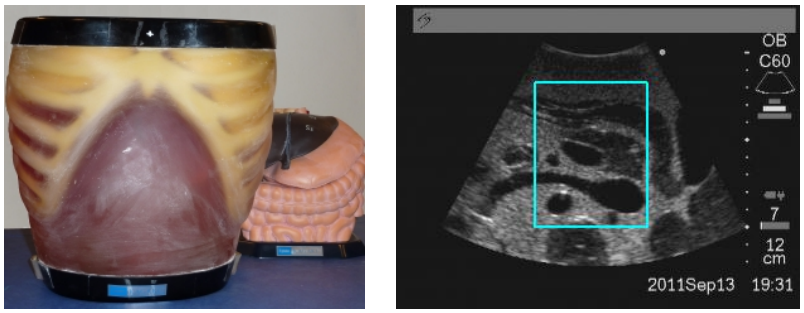


FIG. 5.3 – (a) Vue externe du fantôme abdominal utilisé pour les expérimentations de positionnement de la sonde avec en arrière plan la maquette des organes représentés. (b) Une image échographique abdominale acquise avec la sonde 2D.

Lorsque la position désirée de la sonde est choisie, l'utilisateur délimite une zone d'intérêt dans l'image qui permet de ne considérer que de l'information pertinente dans la commande en vision. En particulier le tracé manuel de cette zone permet d'éviter de prendre en compte d'éventuelles ombres acoustiques. En parallèle, la position désirée de la sonde ${}^{b}\mathbf{M}_{s^*}$ dans le repère du robot $\mathcal{R}_b$ est sauvegardée pour valider la tâche de positionnement.

Dans un deuxième temps, le robot est déplacé à l'aide d'une interface homme/machine jusqu'à une position différente prise comme position initiale. Le contrôle en effort et vision de la sonde est lancé à partir de cette position pour retrouver la vue désirée de la sonde. Le calcul du gradient hors plan est réalisé en ligne avec l'algorithme d'estimation non récursif décrit au chapitre 4. Le facteur d'oubli de l'algorithme d'estimation est pris tel que $\beta = 0.98$ et la taille de la fenêtre glissante est $N = 5$. Pendant les dix premières itérations de la commande (soit $0.4s$), un mouvement de translation hors plan en boucle ouverte et imposé pour initialiser l'estimation du gradient hors plan puis la loi de commande en vision est appliquée avec un gain de commande $\lambda = 0.7$.

Les résultats de la tâche de positionnement sont présentés en figure 5.4. La vue interne de la sonde et l'image de différence avec la vue désirée sont affichées à la position initiale de la sonde ($t = 0s$), au cours du positionnement ($t = 2s$ et $t = 4s$) et à la position finale ($t = 15s$). A $t = 15s$, l'image acquise correspond bien à l'image désirée (voir figure 5.3(b)) comme le montre l'image de différence uniforme. La décroissance de l'erreur visuelle au cours de la tâche de positionnement est représentée sur la courbe (a). A convergence de la tâche de positionnement, l'erreur visuelle n'est pas minimisée à zéro en raison du bruit dans l'image introduit par le capteur échographique. Néanmoins la pose désirée de la sonde est atteinte (voir la courbe (b)) et l'erreur finale de positionnement ${}^{s^*}\mathbf{M}_s$ est :

$$\Delta r_{fin}(mm, deg) = (0.00, 0.07, -0.12, 0.05, 0.04, 0.00).$$

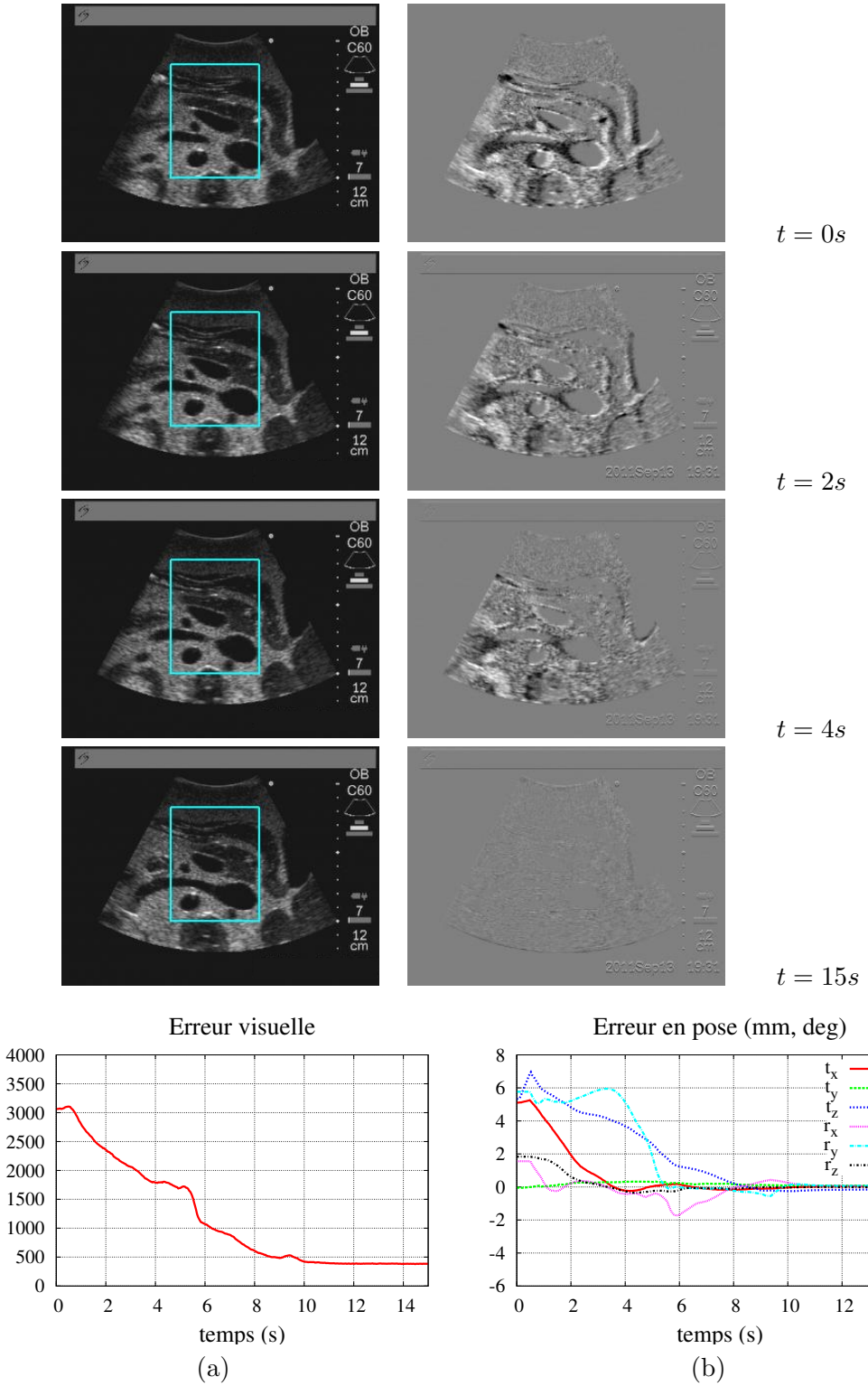
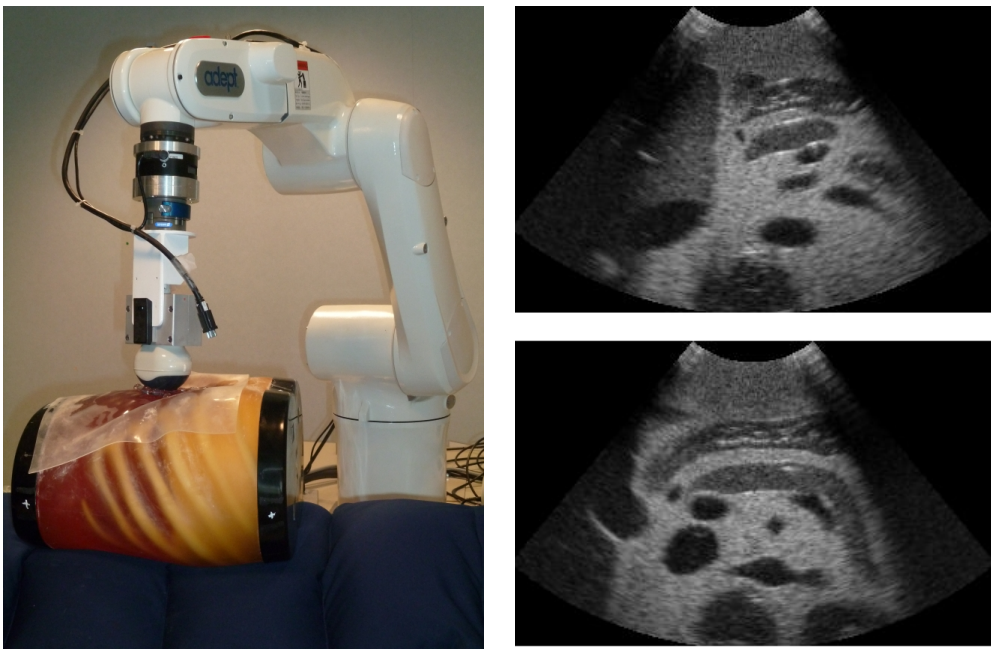


FIG. 5.4 – Tâche de positionnement avec la sonde 2D.

5.2.2 Positionnement avec une sonde 3D

Deux expériences de positionnement sont effectuées avec une sonde 3D motorisée (modèle : 4DC7-3/40, Ultrasonix, Canada) montée sur le bras robotique à six ddl (voir figure 5.5(a)). Cette sonde, de bande passante de fréquences de 3 à 7 MHz est dédiée aux applications abdominales et permet de reconstruire un volume échographique à partir d'un balayage interne d'un capteur 2D.

Avec une profondeur de $12cm$ et un pas angulaire du moteur de 1.4 deg, un volume de 28 deg de champ de vue est reconstruit à partir de 20 coupes échographiques. Avec ces paramètres, la cadence d'acquisition obtenue est de $3vol/sec$ et ne permet pas une commande temps réel d'un système dynamique. Cependant dans le cadre de l'approche basée intensité proposée, il n'est pas nécessaire de considérer un volume échographique complet. Comme avec une sonde 2D, il est possible de n'inclure dans la loi de commande que les pixels contenus dans un plan de coupe. Dans ce cas l'intérêt de l'approche 3D par rapport à l'approche 2D est de fournir directement l'information hors plan utile au calcul du gradient 3D sans avoir recours à un algorithme d'estimation. Pour calculer cette information de gradient, il n'est pas nécessaire d'acquérir un volume échographique complet mais seulement deux images supplémentaires autour de l'image courante. Cet ensemble de trois images peut être acquis avec une fréquence d'acquisition de $12vol/sec$ pour un pas de moteur de 1.4 deg.



(a) (b)

FIG. 5.5 – (a) Vue externe de la sonde 3D montée sur le bras robotique. (b) Les deux vues internes désirées acquises avec la sonde 3D pour les deux tâches de positionnement présentées.

Dans les expériences présentées, une reconstruction volumique permet de retrouver deux ou quatre images parallèles entourant l'image courante à partir des deux images supplémentaires inclinées acquises lors de la rotation du capteur 2D. Le temps de calcul nécessaire pour retrouver ces images parallèles étant négligeable par rapport au temps d'acquisition des trois images inclinées, ce traitement est inclus dans la boucle de commande qui est cadencée par l'acquisition des images. A chaque itération le gradient image est calculé à l'aide des filtres dérivatifs (non pondérés) présentés au chapitre 4 et la vitesse de commande de la sonde est déterminée à partir des primitives visuelles et de la matrice d'interaction courante. Le gain de la commande est $\lambda = 0.6$.

Par rapport à l'approche 2D, le calcul du gradient hors plan à partir des filtres dérivatifs permet d'éviter les erreurs d'estimation liées à l'algorithme d'optimisation non récursif. En pratique, cette différence se traduit par un meilleur comportement de la loi de commande qui permet de considérer des erreurs initiales de pose de la sonde plus éloignées.

Les résultats des deux tâches de positionnement avec la sonde 3D sont présentées en figures 5.6 et 5.7. Comme précédemment, la sonde est dans un permier temps positionnée au contact du fantôme et une coupe désirée est choisie. Deux coupes différentes sont considérées dans les deux tâches de positionnement présentées (voir figure 5.5(b)) et la position désirée de la sonde ${}^{b}\mathbf{M}_{s^*}$, donnée par l'odométrie du robot, est sauvegardée pour valider la tâche de positionnement. Le système robotique est ensuite déplacé pour positionner la sonde sur une vue différente et la commande en effort et vision est lancée. La vue interne de la sonde et l'image de différence avec la vue désirée sont affichées à la position initiale de la sonde, au cours du positionnement et à sa position finale. Seule l'image centrale acquise par la sonde est représentée, les deux images supplémentaires n'étant utilisées que pour le calcul du gradient. A la position finale de la sonde, la convergence visuelle est observée dans les deux cas. La décroissance de l'erreur visuelle au cours de la tâche de positionnement est représentée sur la courbe (a) des figures 5.6 et 5.7. Comme avec le capteur 2D une erreur résiduelle est observée à convergence en raison du bruit associé au capteur 3D. Néanmoins le succès de la tâche est visualisé sur la courbe (b) qui montre l'évolution de l'erreur entre la pose courante et la pose désirée de la sonde ${}^{s^*}\mathbf{M}_s$. Dans la première expérience, l'erreur initiale :

$$\Delta r_{init}(mm, deg) = (9.9, -1.1, -13.9, -2.4, 5.8, -2.1)$$

est minimisée après 8s à :

$$\Delta r_{fin}(mm, deg) = (0.1, 0.2, 0.7, -0.1, -0.7, -0.1).$$

Dans la seconde tâche robotique, l'erreur initiale est telle que :

$$\Delta r_{init}(mm, deg) = (12.0, 0.8, 8.6, 1.2, -7.6, -2.2).$$

Après 20s, la sonde a convergé vers sa pose désirée et l'erreur finale est :

$$\Delta r_{fin}(mm, deg) = (0.1, 0.1, 1.3, -0.3, -0.3, 0.0).$$

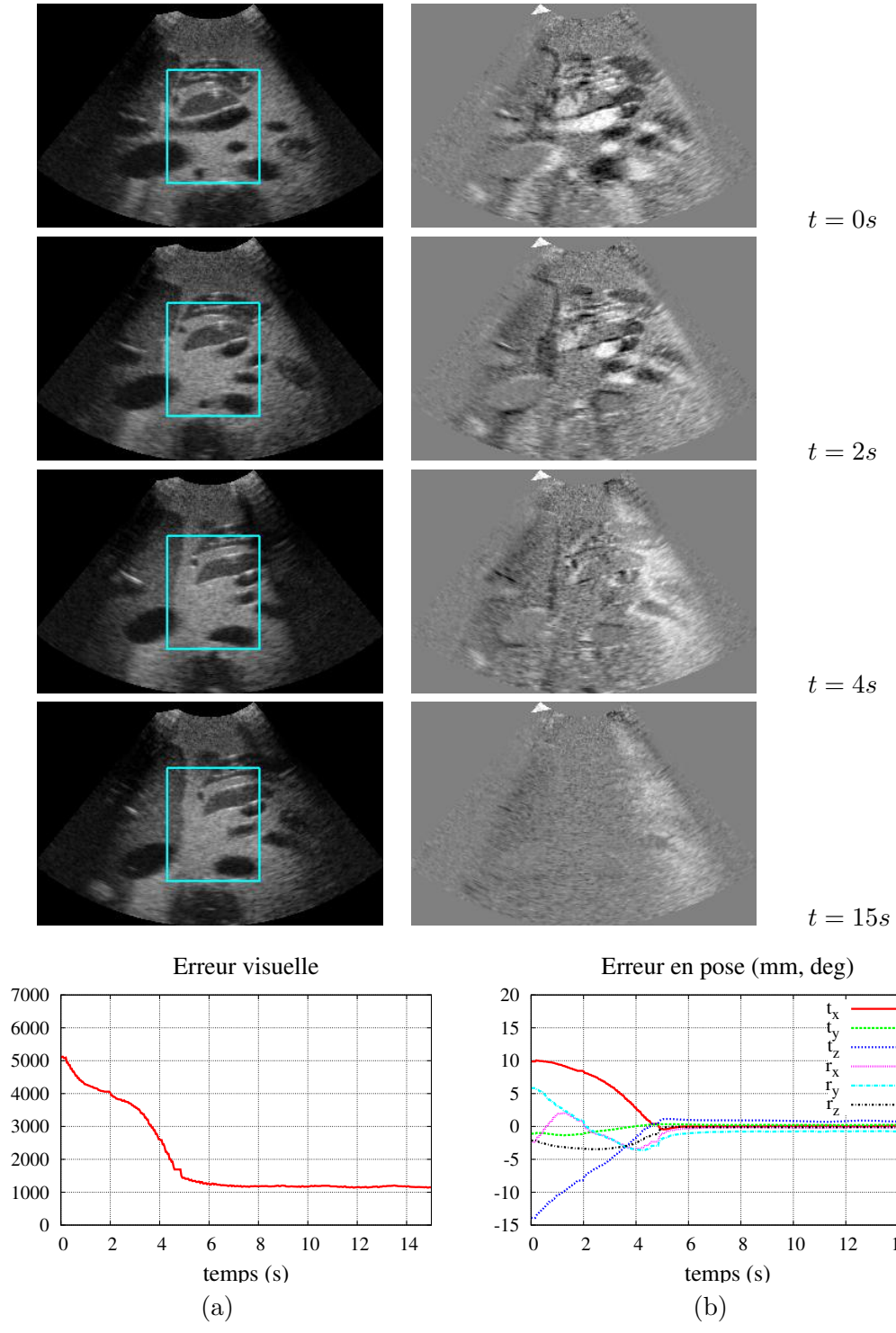


FIG. 5.6 – Positionnement avec la sonde 3D.

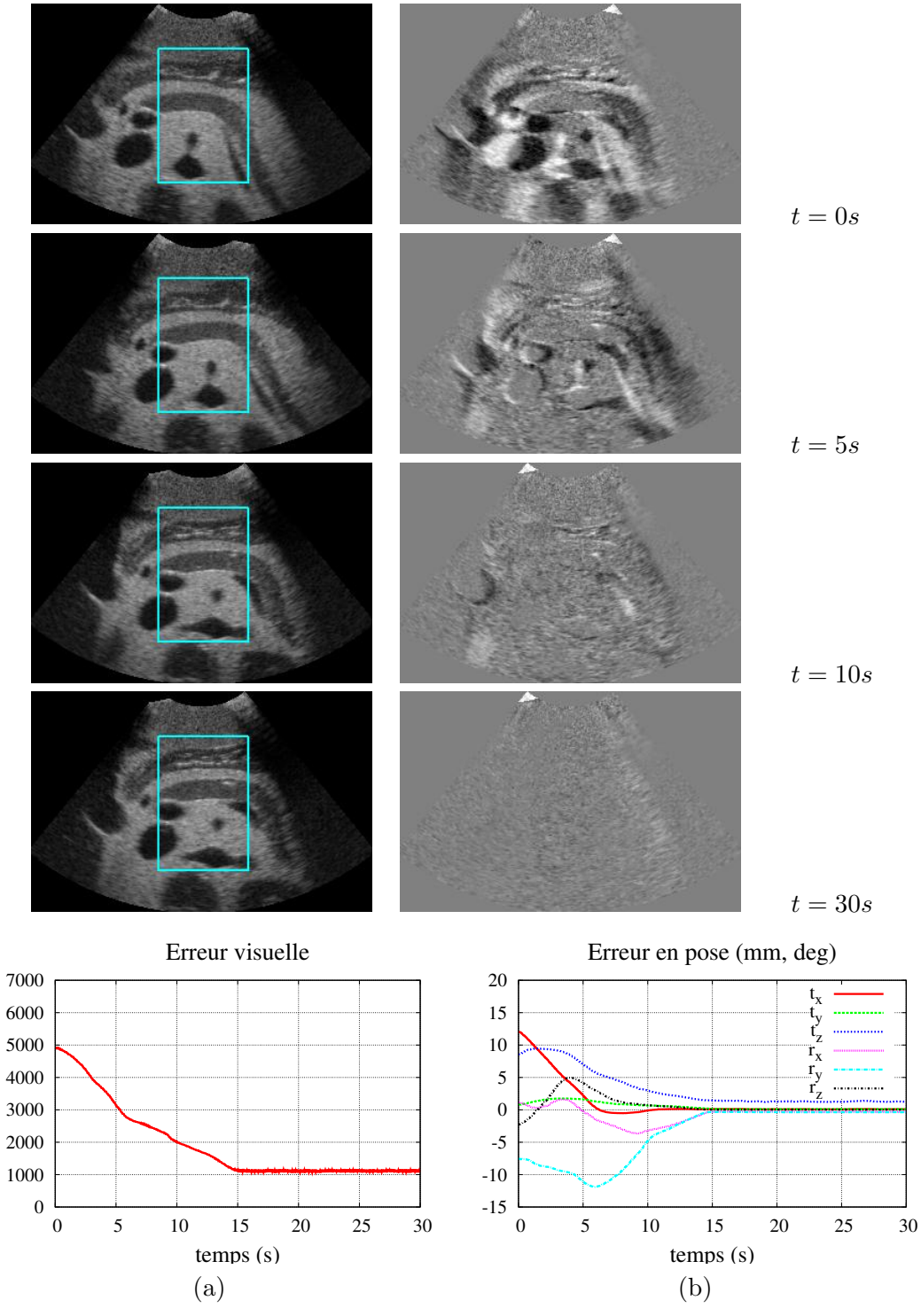
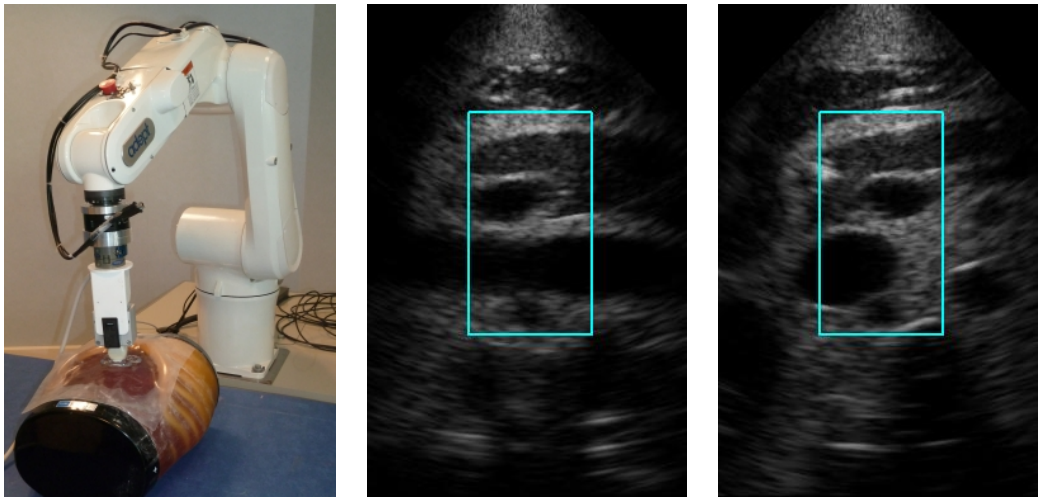


FIG. 5.7 – Positionnement avec la sonde 3D.

5.2.3 Positionnement avec une sonde bi-plans

Parmi la nouvelle génération de sondes échographiques, le modèle XYPA2.5 commercialisé par la société Vermon est un capteur bi-plans de gamme de fréquences de 2 à 5 MHz qui fournit deux images orthogonales à une cadence d'acquisition de 20 Hz. Une telle cadence d'acquisition permet de considérer ce capteur bi-plans dans le cadre d'une commande temps réel et l'information supplémentaire fournie par le plan orthogonal peut être intégrée dans la loi de commande comme présenté au chapitre 4. Nous présentons ici une tâche de positionnement avec la sonde bi-plans XYPA2.5 montée sur un bras robotique à six ddl où les deux images orthogonales acquises simultanément sont considérées dans le vecteur d'information visuelle (voir figure 5.8).



(a) (b) (c)

FIG. 5.8 – Vues externe (a) et internes (b, c) à la position désirée de la sonde bi-plans. Les deux images fournies par la sonde (b) et (c) sont acquises simultanément et correspondent à deux plans de coupe orthogonaux.

Les résultats de la tâche de positionnement avec la sonde bi-plans sont présentés en figure 5.9. La sonde est positionnée au contact du fantôme et une position désirée est choisie. Une région d'intérêt est définie manuellement dans une des deux images désirées de la sonde et appliquée automatiquement dans la seconde image (voir figure 5.8(b, c)). Comme pour les validations en simulation, la région d'intérêt est prise de forme rectangulaire et initialisée par deux clics dans l'image correspondant aux coins supérieur gauche et inférieur droit du rectangle. La définition manuelle de cette région permet à l'utilisateur de ne conserver que de l'information pertinente et d'éviter les ombres acoustiques particulièrement visibles dans les images de la sonde bi-plans. Par rapport aux images fournies par les sondes 2D et 3D, on peut noter que les images fournies par la sonde bi-plans sont de faible résolution en profondeur du fait de la petite empreinte du capteur.

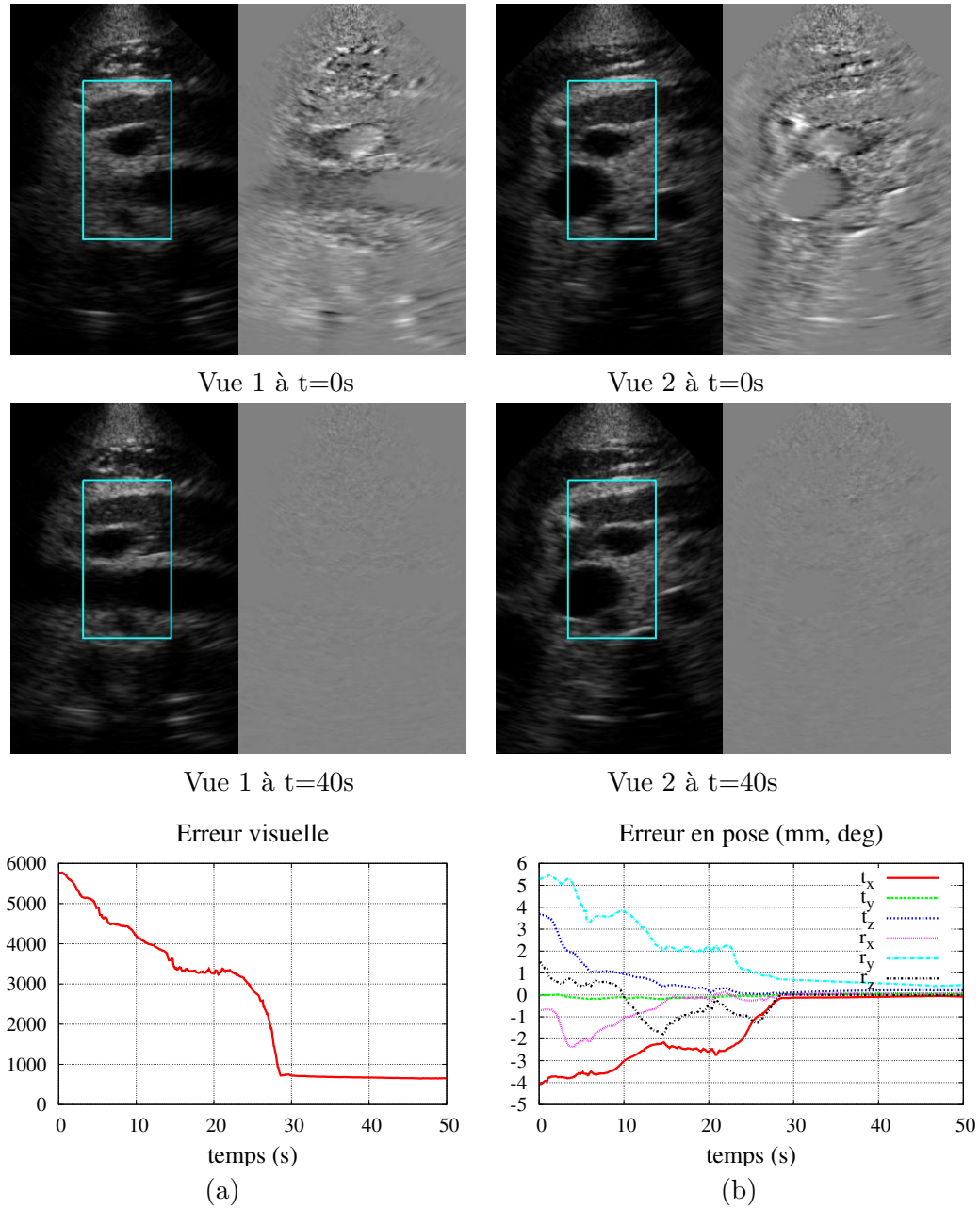


FIG. 5.9 – Tâche de positionnement avec la sonde bi-plans.

Les deux vues internes de la sonde et l'image de différence avec les vues désirées sont affichées à la position initiale ($t = 0s$) et finale ($t = 40s$) de la sonde. A partir de la position initiale de la sonde, un mouvement de translation en boucle ouverte est réalisé pendant 10 itérations. Afin d'initialiser les composantes de gradient hors plan de tous les points images considérés dans le vecteur d'information visuelle, l'axe de

translation du mouvement est situé en dehors des deux plans image de la sonde. Après cette initialisation, la loi de commande par asservissement visuel est appliquée et le gradient hors plan est estimé en ligne à l'aide de l'algorithme non récursif. Le facteur d'oubli est choisi tel que $\beta = 0.7$ et la taille de la fenêtre glissante est $N = 5$. Le gain de la commande est $\lambda = 0.7$.

A la position finale ($t = 40s$), les deux images acquises correspondent aux vues désirées (voir figure 5.8(b, c) et les images de différence uniformes) et valident la convergence de l'asservissement visuel. La décroissance de l'erreur visuelle au cours de la tâche de positionnement est représentée sur la courbe (a) et la courbe (b) montre l'évolution de l'erreur entre la position courante et la position désirée de la sonde déduite de l'odométrie du robot.

5.3 Tâche de suivi

Nous considérons maintenant une tâche de suivi d'une section anatomique à l'aide d'une sonde 2D. La sonde, montée sur un bras robotique à six ddl est placée au contact du fantôme abdominal puis déplacée jusqu'à observer une image désirée. A partir de cette position le contrôle en effort est lancé pour réguler la force exercée sur le fantôme par la sonde à $1N$ et une zone d'intérêt est délimitée dans l'image désirée par l'utilisateur.

Pour une application de suivi où la sonde doit rester au voisinage de sa position désirée, la matrice d'interaction courante peut être approximée par la matrice d'interaction désirée. Cette matrice d'interaction désirée est ici estimée avant de lancer la commande en vision. Un mouvement automatique de translation est réalisé après le choix de la position désirée de la sonde pour acquérir un ensemble d'images parallèles de part et d'autre de cette position. Le gradient image 3D associé à l'image désirée est estimé à l'aide de trois filtres dérivatifs de taille $5 \times 5 \times 5$ et la matrice d'interaction désirée est estimée et utilisée dans la loi de commande.

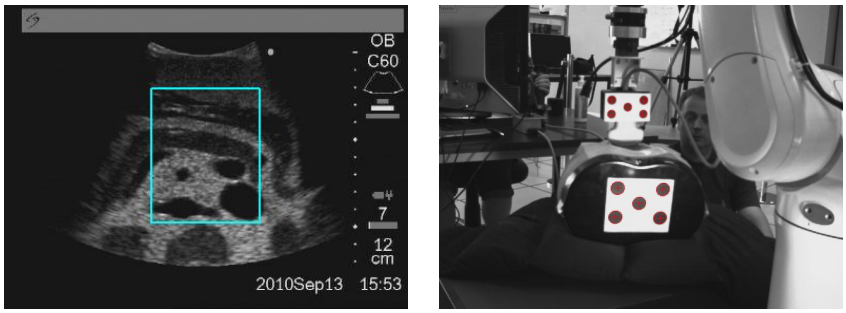
Un filtre de Kalman sur la vitesse de l'objet est implémenté pour prédire le mouvement du fantôme et augmenter la précision du suivi. Le filtre de Kalman considéré est basé sur un modèle de vitesse constante et prend en entrée les intensités des pixels et la vitesse instantanée de la sonde. Il permet d'estimer à chaque instant la vitesse de l'objet $\hat{\mathbf{v}}_\mathbf{o}$ en deux temps. Dans un premier temps, la mesure de cette vitesse est calculée à partir de la variation des primitives visuelles et de la vitesse de la sonde, déduite de l'odométrie du robot. En effet la variation totale des informations visuelles résulte du mouvement relatif de la sonde par rapport à l'objet et est donc générée par les mouvements de l'objet mais également par le mouvement propre de la sonde. Ce mouvement propre de la sonde peut être déduit de l'odométrie du robot. Dans un second temps, la mesure de la vitesse de l'objet est filtrée en accord avec le modèle de vitesse constante considéré.

La vitesse de l'objet estimée par le filtre de Kalman est finalement réinjectée dans la loi de commande comme terme de prédiction :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \, {\mathbf{L}_{\mathbf{s}^*}}^{+} (\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) + \hat{\mathbf{v}}_\mathbf{o}$$

Pour valider la bonne réalisation de la tâche de suivi, la pose relative de la sonde par rapport au fantôme est mesurée tout au long du suivi. Cette mesure est déduite des estimations des poses de l'objet et de la sonde obtenues par une méthode d'asservissement visuel virtuel [Marchand 2002] à l'aide d'une caméra externe, bien calibrée, observant la scène. Un motif constitué de cinq points dont les positions respectives sont connues est attaché à la sonde et un second est attaché au fantôme. La caméra externe est positionnée de manière à conserver en permanence dans son champ de vision ces deux motifs. A la position initiale de la sonde, pour chacun des deux motifs les cinq points sont initialisés manuellement par un clic dans la vue de la caméra (voir figure 5.10(b)) et suivis au cours de la tâche robotique. Les poses de la sonde ${}^{cam}M_{sonde}$ et du fantôme ${}^{cam}M_{obj}$ exprimées dans le repère fixe de la caméra sont finalement reconstruites à partir de ces primitives visuelles. La pose relative de la sonde par rapport au fantôme est déduite de ces mesures :

$$ {}^{obj}M_{sonde} = {}^{cam}M_{obj}^{-1} \; {}^{cam}M_{sonde} $$



(a) (b)

FIG. 5.10 – Vues interne (a) et externe (b) de la sonde 2D.

En pratique le fantôme est placé sur un plateau tournant qui permet d'appliquer un mouvement principal de rotation autour de l'axe y de la sonde. Comme la sonde n'est pas alignée avec le centre de rotation du plateau, ce mouvement de rotation appliqué au fantôme induit également des mouvements de translation sur la coupe anatomique désirée. De plus, le plateau peut être incliné pour créer une translation verticale et une rotation autour des axes x et z du repère de la sonde. Enfin, le plateau étant placé sur un support mobile, des translations dans le plan du plateau, c'est-à-dire selon les axes x et z de la sonde sont également introduites.

Le détail des mouvements appliqués au fantôme au cours de la tâche de suivi est représenté sur les courbes (a) et (b) qui correspondent respectivement à la position du fantôme et à son orientation, mesurées à l'aide de la caméra externe. La position initiale du fantôme ${}^{cam}\mathbf{M}_{obj_0}$ est choisie comme référence et les courbes (a) et (b) correspondent aux composantes du vecteur de translation et de rotation caractérisant la transformation ${}^{obj_0}\mathbf{M}_{obj}$ entre la pose courante et la pose initiale du fantôme.

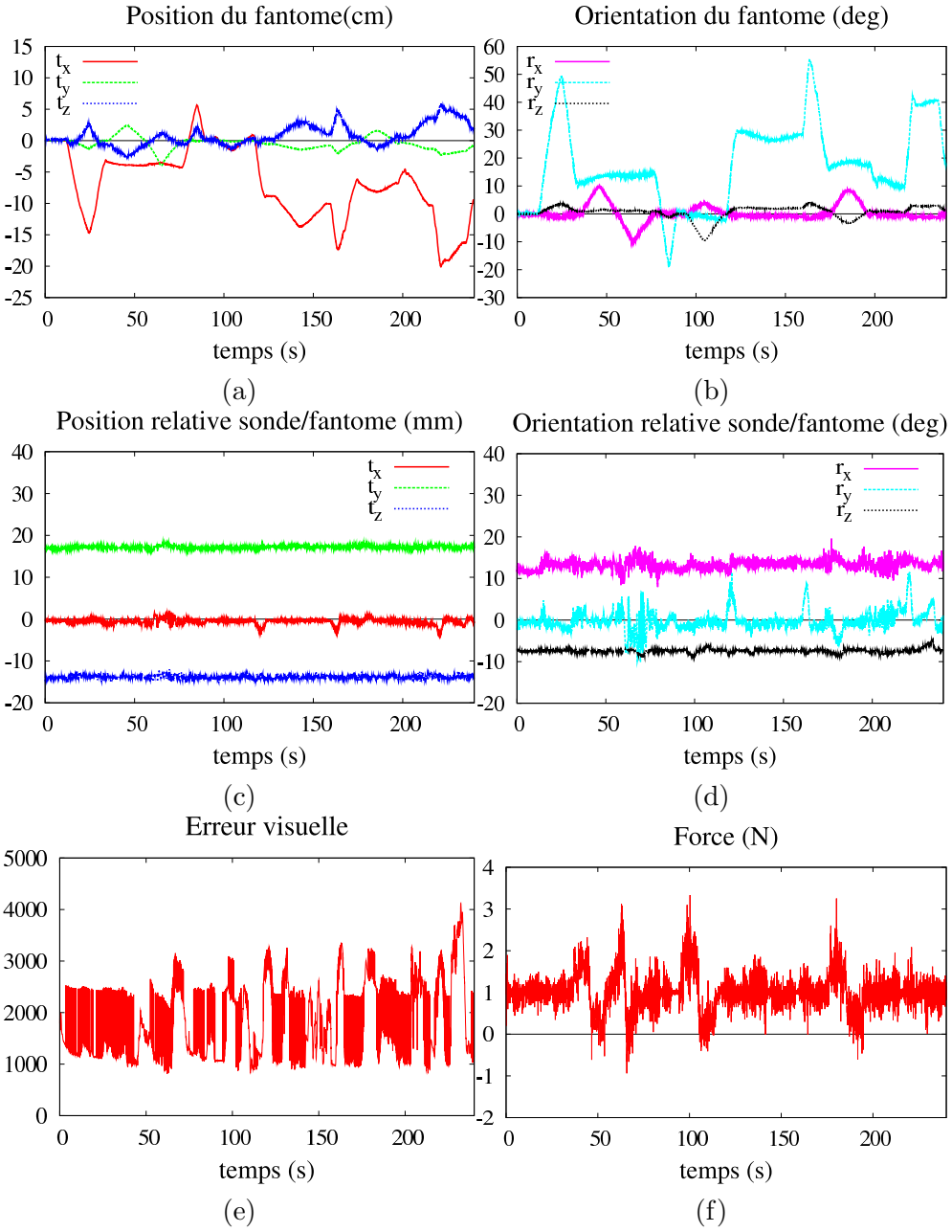


FIG. 5.11 – Suivi d'une section abdominale en compensant le mouvement appliqué au fantôme en translation (a) et en rotation (b). La valeur constante de la position (c) et de l'orientation (d) de la sonde par rapport au fantôme et la valeur faible de l'erreur visuelle (e) valident la tâche de suivi. La force est régulée autour de 1N tout au long du suivi (f).

En parallèle la pose relative de la sonde par rapport au fantôme est mesurée et les composantes de translation et de rotation sont représentées respectivement sur les

courbes (c) et (d). Lorsque des mouvements importants sont appliqués au fantôme, cette erreur de position ainsi que l'erreur visuelle représentée sur la courbe (e) augmentent en raison du retard de suivi. Néanmoins l'approche basée intensité permet de reconverger vers la position désirée. A la fin de la tâche de suivi, l'erreur de pose de la sonde par rapport au fantôme est : $\Delta^{obj}\mathbf{r}_{sonde}(mm, deg) = (-0.28, 0.03, 0.24, -0.13, 1.74, -0.17)$. Par rapport à l'amplitude des mouvements appliqués au fantôme, cette erreur est de l'ordre de 0.1% en translation et 1% en rotation.

La figure 5.13 présente un ensemble de vues extérieures acquises au cours de la tâche de suivi. Ces différentes vues montrent le déplacement de la sonde au cours du temps permettant de compenser les mouvements appliqués au fantôme pour conserver la même section échographique. Sur la dernière ligne, un agrandissement montre le comportement de la sonde alors que le fantôme est manuellement incliné vers l'arrière puis vers l'avant.

5.4 Compensation de mouvements périodiques

Pour stabiliser une coupe anatomique tout en compensant les mouvements physiologiques et notamment respiratoires du patient, nous avons décrit en section 4.6.1 une approche prédictive. Par rapport à la commande proportionnelle utilisée pour les tâches de suivi présentées précédemment, ce contrôleur prédictif permet de tirer profit de la périodicité du mouvement de perturbation à compenser. Dans cette section nous donnons les résultats de deux expériences de compensation automatique d'un mouvement périodique.

En plus du fantôme abdominal rigide utilisé précédemment, un fantôme mou réalisé en gélatine est également considéré pour valider la robustesse de la commande basée intensité dans le cas de déformations locales. La sonde 2D convexe de fréquences 2-5 MHz est fixée sur le bras robotique à six ddl et un second robot est utilisé pour appliquer des mouvements périodiques au fantôme (voir figure 5.12).

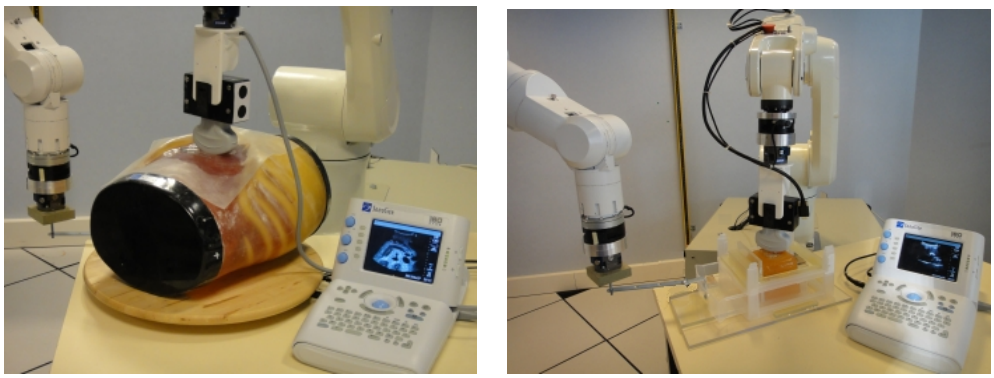


FIG. 5.12 – Dispositif expérimental impliquant un fantôme abdominal (à gauche) et un fantôme déformable en gélatine (à droite). La perturbation périodique est appliquée au fantôme à l'aide d'un second système robotique.

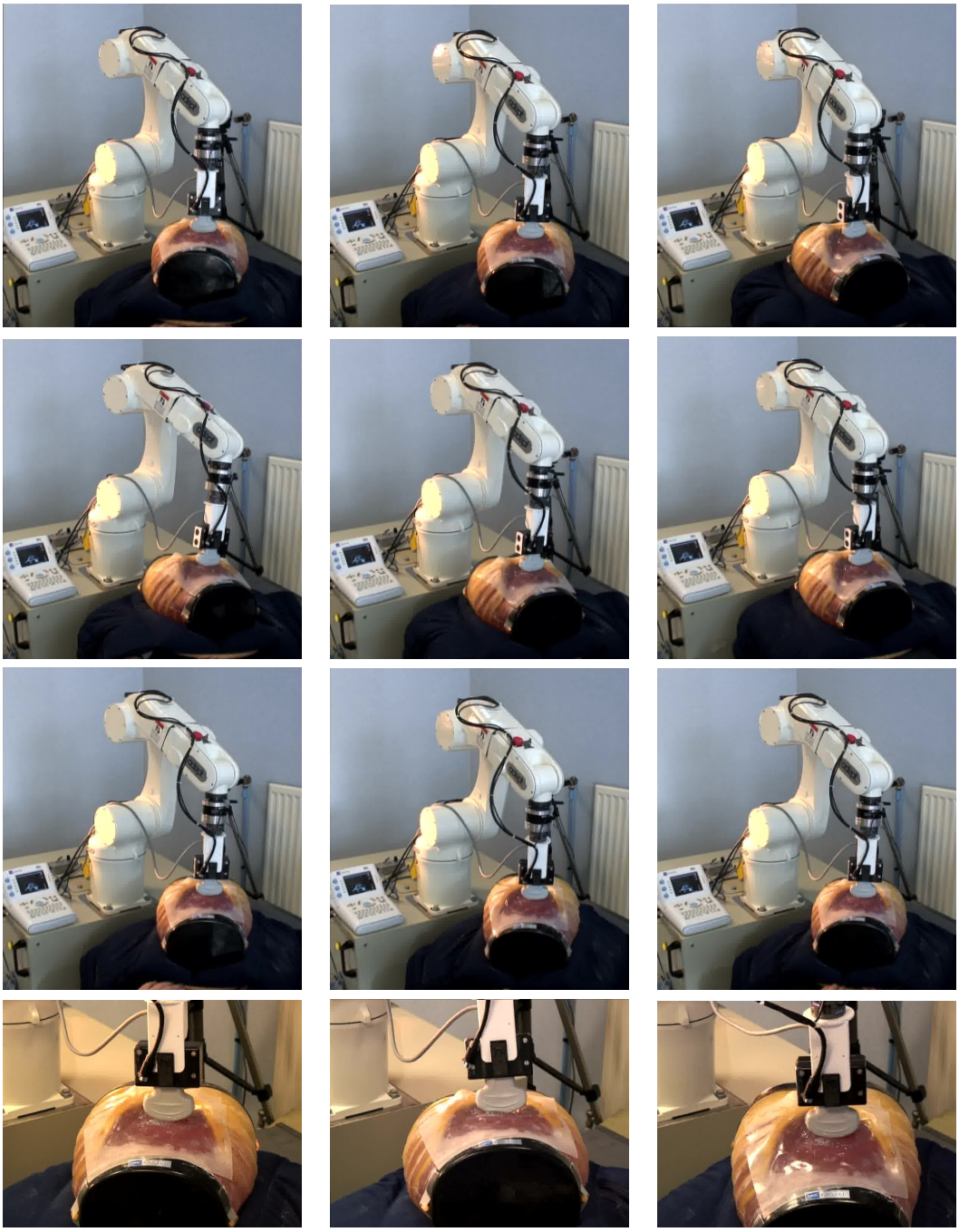
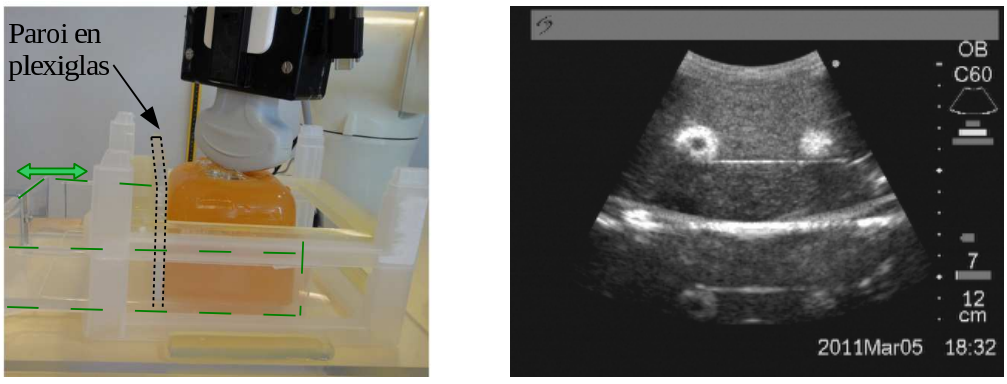


FIG. 5.13 – Vues externes de la tâche de suivi.

Dans la première tâche de compensation, le fantôme abdominal est à nouveau positionné sur un plateau tournant actionné cette fois par le second robot. Une perturbation sinusoïdale est ainsi appliquée au fantôme abdominal avec une période de $6s$, principalement autour de l'axe y en rotation et le long des axes x et z en translation.

La figure 5.15 montre les résultats d'un suivi de coupe désirée réalisé à l'aide du contrôleur prédictif R-GPC décrit dans la section 4.6.1. Les courbes (c) et (d) représentent le mouvement de perturbation appliqué au fantôme respectivement en translation et en rotation. Le robot porteur de sonde est asservi dès $t = 0s$ et la perturbation est introduite à $t = 6s$. La compensation du mouvement de perturbation est observée dès son introduction avec une réduction supplémentaire de l'erreur visuelle à partir d'une période de perturbation en raison de l'apprentissage réalisé par le correcteur (voir courbe (b)). La stabilisation de la section abdominale est validée par les courbes (e) et (f) qui décrivent la pose relative de la sonde par rapport au fantôme en termes de position et d'orientation.

La robustesse de la loi de contrôle dans le cas d'une interaction de la sonde avec des structures déformables est évaluée à l'aide d'un second fantôme mou. Ce fantôme est réalisé manuellement à l'aide de feuilles de gélatine. Des fibres de céréales non solubles sont introduites pour diffuser les ondes US et créer du speckle dans l'image obtenue. Deux olives sont également introduites pour simuler des tumeurs (voir figure 5.14).



(a) (b)

FIG. 5.14 – Vues externe et interne à la position désirée de la sonde 2D. (a) Le fantôme déformable est placé dans un tiroir en plastique (délimité en vert) et vient s'écraser légèrement sur une paroi de plexiglas fixe lors du mouvement périodique appliqué par un second robot. (b) Les fibres de céréales introduites dans le fantôme génèrent une structure de speckle dans l'image échographique et deux olives sont considérées pour modéliser une structure anatomique de type tumeur.

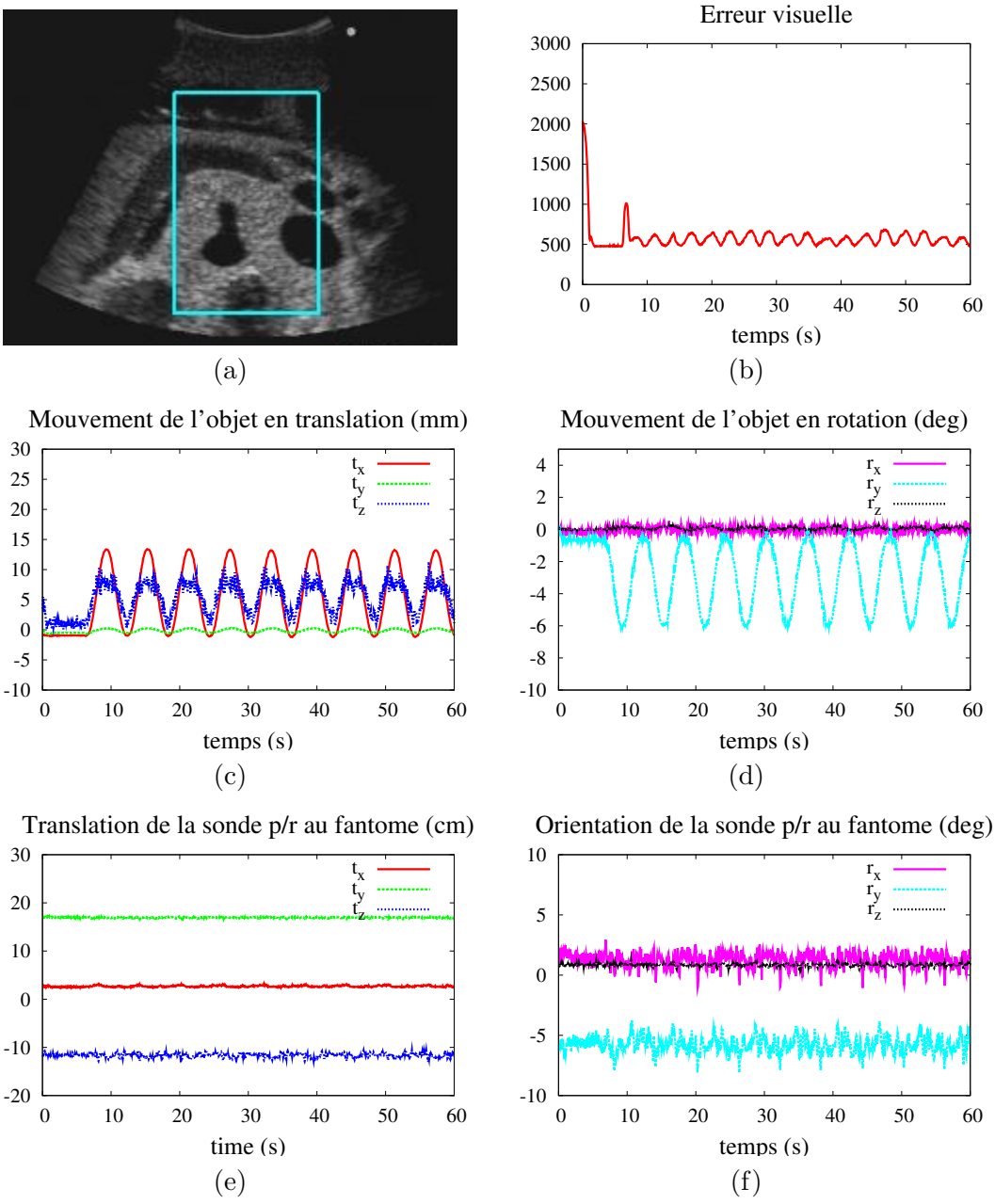


FIG. 5.15 – Suivi d'une section abdominale (a) en compensant le mouvement périodique appliqué au fantôme en translation (c) et en rotation (d). La commande prédictive considérée assure une bonne précision du suivi qui se traduit par la valeur faible de l'erreur visuelle (b) et la valeur globalement constante de la position (e) et de l'orientation (f) de la sonde par rapport au fantôme.

La matrice d'interaction est à nouveau estimée à la position désirée de la sonde et le contrôle de la sonde en effort et en vision est lancé. La période de la perturbation, fixée à $6s$ est supposée connue et utilisée dans le contrôleur prédictif pour améliorer la précision de la compensation. A partir du temps $t = 5s$, un mouvement périodique de translation d'environ $2cm$ d'amplitude est appliqué au fantôme qui est alors légèrement écrasé sur une plaque de plexiglas pour créer une déformation. Une seconde déformation est introduite par la pression de la sonde à la surface de l'objet.

Dans cette nouvelle tâche de suivi, la pose relative de la sonde par rapport au fantôme ne peut pas être considérée pour valider la tâche de suivi du fait de la déformation subie par le fantôme. La validation est donc réalisée visuellement avec l'évolution de l'erreur visuelle et les résultats obtenus sont présentés en figure 5.16. La courbe d'erreur visuelle (a) montre l'apprentissage de la perturbation par le correcteur qui se traduit par une réduction de l'erreur visuelle mesurée dès le deuxième cycle de la perturbation. La courbe (b) permet de visualiser l'effet de la commande en effort qui régule la force exercée sur le fantôme autour de $1N$. L'affichage de la vue interne de la sonde et de l'image de différence correspondante à $t = 10s$ puis $t = 37s$ illustre le gain en précision apporté par le correcteur R-GPC. De plus la vue affichée à $t = 37s$ correspond à la valeur maximale atteinte par la fonction d'erreur visuelle au cours de la tâche de suivi à partir de la deuxième période de perturbation et permet de valider qualitativement la stabilisation de la vue désirée de la sonde.

5.5 Conclusion

Après l'étude en simulation proposée au chapitre 4, la méthode basée intensité a été implémentée sur un système robotique à six ddl manipulant la sonde échographique. Un fantôme abdominal compatible avec la modalité échographique est utilisé pour ces expériences. Il permet de valider l'asservissement visuel proposé avec des images anatomiques réalistes pour des tâches de positionnement et de compensation de mouvements. Néanmoins, en raison de sa rigidité il n'est pas adapté pour étudier le comportement de la méthode dans le cas de déformations des organes et un second fantôme mou est conçu à base de gélatine pour étudier ce cas particulier.

Pour les différentes expériences de positionnement réalisées, trois sondes échographiques ont été considérées : une sonde convexe 2D, une sonde 3D motorisée et une sonde bi-plans abdominale. Les résultats expérimentaux obtenus avec ces trois géométries de capteurs diffèrent en partie des résultats de simulation. En particulier l'intérêt de la sonde bi-plans par rapport à la sonde 2D n'est pas mis en évidence. Ceci peut s'expliquer par la différence de qualité entre les images fournies par la sonde 2D et celles fournies par la sonde bi-plans qui sont de faible résolution, notamment en profondeur, en raison de la large ouverture du faisceau US. Avec ces deux types de capteurs l'approche basée intensité se révèle sensible aux minimums locaux et seules des tâches de positionnement local peuvent être envisagées. La sonde 3D en revanche permet d'obtenir les meilleurs résultats en considérant une pose initiale plus éloignée. Le calcul du gradient hors plan à partir des filtres dérivatifs plutôt que par algorithme d'estimation conduit logiquement

à un meilleur comportement de l'asservissement visuel en conditions expérimentales.

Pour la validation des tâches de suivi et de compensation, seule la sonde 2D a été utilisée. Les résultats expérimentaux montrent dans ce cas le bon comportement de l'approche basée intensité. En considérant des mouvements quelconques appliqués au fantôme, un filtre de Kalman sur la vitesse de l'objet est couplé à l'asservissement visuel pour réaliser le suivi qui se révèle réactif et suffisamment robuste pour rattraper de légers retards de suivi. Dans le cas d'un mouvement de perturbation périodique de période connue, le contrôleur prédictif répétitif décrit au chapitre 4 améliore encore la précision de la compensation.

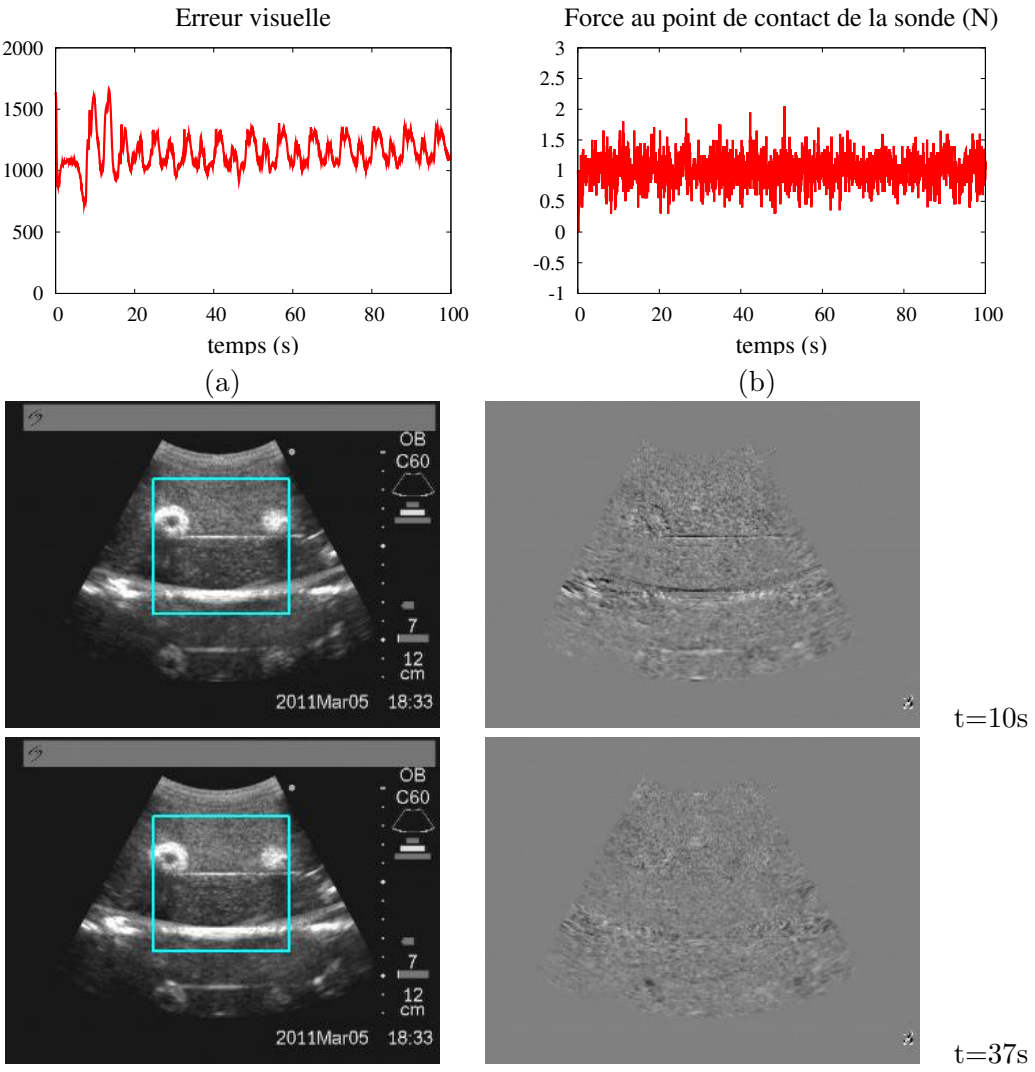


FIG. 5.16 – Suivi d'une coupe du fantôme en gélatine, contenant deux olives.

Conclusion

Les travaux réalisés dans cette thèse ont pour objectif d'apporter de nouvelles solutions pour le contrôle d'un système robotique par asservissement visuel échographique. Une configuration embarquée est ici considérée où la commande est appliquée directement à la sonde échographique manipulée par le système robotique. Des méthodes génériques, permettant de réaliser au mieux des tâches robotiques de type positionnement et suivi, sont proposées et pourront être adaptées par la suite pour s'appliquer spécifiquement à une procédure chirurgicale donnée.

Deux approches différentes et complémentaires ont été envisagées pour réaliser le positionnement automatique de la sonde sur une coupe échographique désirée ou encore pour stabiliser une vue d'intérêt en compensant les mouvements du patient. Des informations visuelles de natures différentes ont été proposées pour réaliser ces tâches et la matrice d'interaction associée a été modélisée dans chaque cas. Les atouts et les limites de chacune des deux méthodes proposées ont été mis en évidence par les différents résultats de simulation ou d'expériences robotiques. Nous revenons ici sur les contributions apportées dans le cadre de l'asservissement visuel échographique par les approches basées moments et intensité.

Contribution 1 : une méthode géométrique assurant un positionnement précis depuis une position initiale éloignée. Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à une approche géométrique où les informations visuelles sont calculées à partir des moments 2D de la section d'un objet d'intérêt. Pour caractériser au mieux la pose de la sonde avec ces informations géométriques l'intérêt d'une approche multi-plans a été mise en évidence, ce qui nous a conduit à proposer un asservissement visuel bi-plans puis tri-plans. Ces deux approches assurent une nette amélioration des résultats de positionnement par rapport à l'approche mono-plan dans la mesure où la convergence de l'asservissement visuel coïncide avec la convergence de la sonde à sa position désirée. De plus, dans l'approche tri-plans le vecteur d'information visuelle est composé de six primitives géométriques couplées principalement à un mouvement donné de la sonde. En raison de ce couplage, nous avons proposé une forme simplifiée de la matrice d'interaction entièrement calculée à partir des informations contenues dans les plans image. Les résultats de simulation valident l'approximation réalisée qui permet d'éviter l'estimation en-ligne de la normale à la surface de l'objet requise dans les approches mono-plan et bi-plans.

De manière générale les résultats obtenus à l'aide du simulateur d'images échographi-

ques démontrent le bon comportement de l'approche tri-plans pour réaliser des tâches de positionnement depuis des positions initiales éloignées de la sonde. De plus ces primitives étant robustes aux changements de modalité d'imagerie, elles permettent de réaliser des tâches multimodales où l'information désirée peut être extraite d'un volume IRM ou TDM par exemple. Les limitations actuelles de la méthode sont liées à la bonne segmentation du contour de l'objet d'intérêt nécessaire au calcul des moments 2D et à l'acquisition simultanée de trois plans orthogonaux.

Contribution 2 : une méthode intensité pour un suivi efficace d'une section anatomique. Dans un second temps une nouvelle approche a été proposée dont l'originalité tient à l'utilisation directe de l'image échographique comme information visuelle. Le vecteur d'information visuelle est dans ce cas constitué des valeurs d'intensité de l'ensemble des pixels contenus dans une région d'intérêt, ce qui permet de se dispenser de toute étape de segmentation ou de traitement de l'image. La forme analytique de la matrice d'interaction associée à ce vecteur d'information visuelle est déterminée et l'approche basée intensité est validée en simulation sur des images échographiques ainsi qu'au travers d'expériences robotiques où une sonde échographique interagit avec un fantôme abdominal réaliste.

Deux tâches robotiques sont envisagées qui consistent en un positionnement sur une section anatomique désirée et un suivi automatique d'une coupe échographique donnée. Dans le premier cas, l'asservissement visuel est appliqué à des sondes de géométries différentes, 2D, 3D et bi-plans en exploitant à chaque fois les caractéristiques de la sonde. Une méthode d'estimation en ligne du gradient de l'image est développée pour calculer la matrice d'interaction courante dans la loi de commande et validée en simulation pour le positionnement avec les sondes 2D et bi-plans. La sonde 3D à balayage permet le calcul direct de ce gradient à partir de filtres dérivatifs 3D appliqués sur un ensemble d'images et donne les meilleurs résultats de positionnement en pratique. Dans le second cas, le suivi est réalisé au moyen d'une sonde 2D classique et un contrôleur prédictif permet d'améliorer la précision de la tâche. De manière générale, l'approche basée intensité permet de considérer un large éventail d'images anatomiques et se prête bien au suivi d'une section anatomique quelconque. Par rapport à une approche géométrique, il s'agit néanmoins d'une méthode plus locale où le nombre important d'informations visuelles considérées rend l'asservissement visuel davantage sensible aux minimums locaux.

Perspectives

Pour chacune des méthodes présentées dans cette thèse, les perspectives consistent dans un premier temps à lever les limitations identifiées pour permettre une validation in-vivo à court terme de tâches robotiques de positionnement et de suivi. Dans un second temps, une perspective à plus long terme est la mise en valeur des solutions proposées dans le cadre d'applications médicales définies.

Vers une validation in-vivo

Comme évoqué dans la conclusion, les limitations actuelles de l'approche basée sur les moments correspondent d'une part à la détection automatique du contour de l'objet et d'autre part à l'acquisition simultanée de trois images échographiques orthogonales.

La segmentation actuellement envisagée est basée sur une description polaire du contour qui s'applique bien à la segmentation de contours convexes mais qui se révèle insuffisante pour prendre en compte des formes plus complexes. En particulier, ce type de contour actif n'est pas robuste à des changements de topologie de l'objet dans la mesure où il ne peut pas se diviser en plusieurs contours. Néanmoins le domaine du traitement des images échographiques est très actif et devrait permettre de fournir de nouvelles méthodes plus robustes et mieux adaptées pour segmenter une plus large variété de sections anatomiques. L'utilisation de contours actifs basés sur des descripteurs de Fourier ou de méthodes de traitement d'image de type Graph Cuts sont autant de solutions qui peuvent être envisagées pour une meilleure qualité de détection du contour ou de la surface de l'objet d'intérêt.

La seconde limitation de cette approche est liée à la nécessité d'acquérir trois plans de coupes orthogonaux. Une validation expérimentale de l'approche tri-plans peut être réalisée à l'aide d'une sonde 3D motorisée pour déterminer si les temps d'acquisition et de traitement des images sont compatibles avec une commande temps réel. Dans le cas contraire une sonde bi-plans peut éventuellement être envisagée. Dans ce cas, l'absence du plan transverse nécessite de définir une nouvelle primitive pour contrôler la rotation de la sonde autour de son axe.

L'approche basée sur l'intensité montre déjà un bon comportement sur les expériences robotiques réalisées notamment dans le cadre d'applications de suivi. La stabilisation de la vue désirée de la sonde est assurée dans le cas de mouvements de perturbation aléatoires ou périodiques et une validation supplémentaire devrait être apportée à court terme par des expériences in-vivo sur modèle porcin. Néanmoins à l'heure actuelle seuls les mouvements rigides sont pris en compte dans la loi de commande et la modélisation des déformations semble la perspective la plus prometteuse pour améliorer la robustesse de la méthode dans le cas d'une application in-vivo. La prise en compte d'un modèle de déformation peut être réalisée en intégrant au système des ddl supplémentaires correspondant aux paramètres de la transformation non rigide. L'objectif de la loi de commande est alors de minimiser l'erreur visuelle tout en optimisant ces paramètres additionnels.

Vers une application clinique

Les nouvelles solutions apportées au problème général de l'asservissement visuel d'une sonde échographique permettent de constituer un ensemble de méthodes génériques impliquant différentes informations visuelles et pouvant être associées à différents types de capteurs échographiques. Dans ce sens, le travail réalisé dans cette thèse s'est attaché à lever les verrous scientifiques propres à l'asservissement visuel échographique en proposant une commande de tous les mouvements de la sonde, sans connaissance de la normale à la surface dans le cas de l'approche basée moments et sans étape de

segmentation pour l'approche basée intensité. Cette première étape permet d'envisager par la suite des applications médicales potentielles pouvant bénéficier au mieux de ces solutions robotiques. Nous dressons ici une liste non exhaustive de telles applications, envisagées dans des travaux précédents dans le domaine de l'asservissement visuel échographique, ou évoquées au cours de discussions avec des médecins. Les méthodes proposées peuvent être associées à des systèmes de télé-échographie où la tâche de positionnement automatique permettrait au médecin de retrouver une coupe d'intérêt préalablement observée et sauvegardée. En parallèle la tâche de suivi peut assurer la compensation des mouvements induits par la respiration lorsque le médecin télé-opère. L'idée est alors de réaliser une exploration d'un organe virtuellement stabilisé au moyen d'une tâche robotique qui fusionne la commande par télé-opération avec la commande en vision.

Des applications possibles de la stabilisation d'une coupe échographique concernent également les tâches de diagnostique faisant intervenir des mesures d'intensité d'onde [Nakadate 2011] ou de flux sanguin (Doppler) ou encore des techniques d'échographie de contraste. Pour réaliser de telles mesures dans l'image échographique, la section longitudinale de l'artère considérée doit être observée avec la sonde échographique pendant quelques minutes. Au cours de cette observation, une tâche de suivi robotique peut garantir la validité de la mesure en compensant de manière active tout mouvement involontaire ou physiologique du patient tout au long de la procédure. Le même principe s'applique à l'échographie de contraste où des micro-bulles sont injectées dans le sang pour rehausser le signal échographique renvoyé. Pour obtenir une bonne qualité d'image il est nécessaire que l'image de la sonde soit maintenue stable pendant une période de l'ordre de plusieurs dizaines de secondes voire quelques minutes.

La mesure de la dilatation des vaisseaux induite par le flux sanguin (FMD pour « Flow-Mediated Dilation ») est une autre procédure clinique particulière pouvant être envisagée. Une telle mesure est généralement réalisée au niveau de l'artère brachiale et permet, à travers des essais cliniques, de mesurer l'effet de différents facteurs tels que les médicaments, le régime alimentaire ou le sport sur les fonctions vasculaires du patient. Elle peut également permettre de détecter un risque cardiovasculaire accru chez un patient si la mesure obtenue est suffisamment précise et fiable. Le principe de la technique est d'évaluer la réactivité de l'artère brachiale à un stress induit par un afflux sanguin à l'aide d'une échographie de haute résolution. La mesure retournée correspond à la différence entre le diamètre de l'artère avant et après l'afflux sanguin exprimée en pourcentage et requiert ici encore une stabilisation parfaite de l'image pour être valide.

Enfin, des applications chirurgicales peuvent également bénéficier des approches proposées. Dans [Lee 2007], les auteurs décrivent une procédure de lithotripsie qui consiste à détruire un calcul rénal au moyen d'ondes US de haute intensité. En combinant le transducteur HIFU avec une sonde 2D classique au niveau de l'effecteur du robot, l'asservissement visuel échographique permet de suivre de manière active la cible et de maximiser ainsi l'irradiation du calcul rénal en épargnant les tissus sains proches.

Annexe A

Calibration de la sonde

La procédure de calibration vise à déterminer les paramètres extrinsèques et intrinsèques d'une sonde échographique considérée. Les paramètres extrinsèques d'une telle sonde correspondent à sa position (3 composantes) et à son orientation (3 composantes) par rapport à un système de localisation externe 3D et ses paramètres intrinsèques correspondent aux deux facteurs d'échelle s_x, s_y de l'image qu'elle fournit.

A.1 Généralités

Pour déterminer les huit paramètres de calibration de la sonde, l'échographie d'un fantôme de géométrie connue est réalisée. Un capteur de position est fixé sur la sonde et permet d'obtenir les poses relatives des images échographiques acquises. En considérant un point caractéristique du fantôme identifié dans l'image de la sonde et dans l'espace 3D, une fonction de coût non linéaire mettant en jeu les paramètres de calibration de la sonde est définie. Les paramètres intrinsèques et extrinsèques sont alors estimés en minimisant cette fonction de coût par un algorithme d'optimisation.

A.1.1 Repères et transformations

Les repères et transformations mis en jeu dans une procédure de calibration sont précisés en figure A.1. Le capteur de position est constitué d'un transmetteur immobile placé dans l'espace de travail (repère $\mathcal{R}_t$) et d'un récepteur attaché à la sonde (repère $\mathcal{R}_r$). $\mathcal{R}_o$ est le repère fixe attaché au fantôme et $\mathcal{R}_i$ le repère image.

La transformation ${}^t\mathbf{T}_r$ entre le transmetteur et l'effecteur est donné directement par la lecture du capteur de position. La transformation constante ${}^o\mathbf{T}_t$ entre les deux repères fixes peut être mesurée à l'aide du capteur de position ou assimilée à l'identité en considérant ces deux repères fixes confondus. Elle peut également être considérée comme un paramètre à identifier. Enfin la transformation ${}^r\mathbf{T}_i$ entre le récepteur et le repère image correspond à la transformation à déterminer par le procédé de calibration.

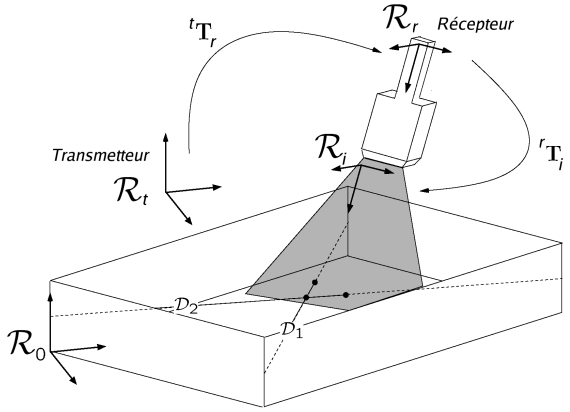


FIG. A.1 – Repères et transformations considérés pour la calibration de la sonde échographique.

A.1.2 Relation géométrique

En prenant en compte les repères ainsi définis, il est possible de relier la position d'un point caractéristique $\mathbf{x}_i$ extrait de l'image échographique exprimée dans le repère $\mathcal{R}_i$ à la position du point 3D correspondant $\mathbf{x}_f$ exprimée dans le repère fixe du fantôme $\mathcal{R}_o$. Cette mise en correspondance est traduite par l'équation suivante :

$$\mathbf{x}_f \quad = \quad {}^{o}\mathbf{T}_t \; {}^{t}\mathbf{T}_r \; {}^{r}\mathbf{T}_i \; \mathbf{x}_i, \tag{A.1}$$

où $\mathbf{x}_i$ dépend des coordonnées pixelliques du point image (u, v) et des facteurs d'échelle (s_x, s_y) :

$$\mathbf{x}_i = \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}. \tag{A.2}$$

En considérant un ensemble de points images $\mathbf{x}_i$ correspondant au même point objet $\mathbf{x}_f$, l'équation (A.1) devient un système d'équations (S) Les paramètres de calibration de la sonde sont alors calculés par la résolution du système (S) à l'aide d'un algorithme de minimisation de type Levenberg-Marquardt, en considérant une même primitive géométrique identifiée dans la séquence d'images acquises avec la sonde échographique. Les techniques de calibration différent en terme de type de capteur de position et de géométrie du fantôme utilisés.

A.2 La méthode proposée

A.2.1 Choix du capteur de position et du fantôme

Dans le cas particulier d'un asservissement visuel échographique en configuration embarquée, la sonde est montée sur un bras robotique qui peut être directement utilisé

comme capteur de position. Dans notre cas, la position de la sonde sera donc obtenue par l'odométrie du bras robotique. Par ailleurs, pour éviter les difficultés de positionnement de la sonde et la détection manuelle des informations visuelles dans le cas des fantômes de type point ainsi que les erreurs de détection observées avec les fantômes de type plan, tout en conservant un fantôme simple à réaliser et utiliser, nous avons développé une nouvelle approche de calibration basée sur un fantôme à géométrie sphérique.

Le fantôme proposé est constitué d'une sphère maintenue par deux fils de nylon dans un bac d'eau. Une balle de ping-pong percée pour se remplir d'eau permet d'obtenir un écho clair de sa surface circulaire (voir figure A.2). Le cercle ainsi visualisé peut être segmenté efficacement à l'aide d'un contour actif paramétrique de type snake caractérisé par une description polaire du contour [Collewet 2009]. Sur une séquence continue d'images, ce contour actif est initialisé manuellement par l'utilisateur dans la première image puis migre automatiquement dans les images successives.

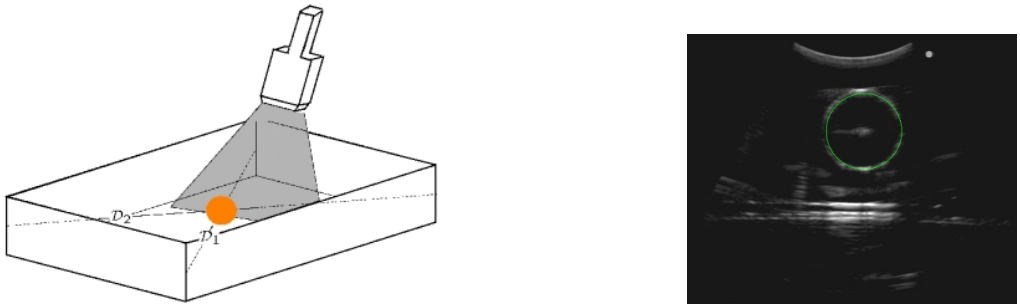


FIG. A.2 – Fantôme sphère. A gauche, schéma du fantôme constitué d'une balle de ping-pong maintenue par deux fils de nylon dans un bac d'eau. A droite, vue échographique d'une section de la balle avec segmentation automatique du contour circulaire.

A.2.2 Principe de la calibration avec balle de ping-pong

La sonde échographique est déplacée autour de la balle de ping-pong, de diamètre calibré $D = 40mm$ et de centre O_O, immergée dans une bassine d'eau. La séquence d'images ainsi acquise est traitée à l'aide d'un contour actif pour extraire de chaque image la position en pixels du centre du cercle observé et son rayon. Soit I une image acquise à l'aide de la sonde, alors elle contient un cercle de rayon r_C et de centre O_C où O_C est le projeté orthogonal du centre de la sphère sur le plan de la sonde.

Les repères mis en jeu lors de la procédure de calibration par balle de ping-pong sont représentés en figure A.3. Outre les paramètres extrinsèques et intrinsèques de la balle, les trois composantes de position du centre de la balle exprimées dans le repère fixe ${}^f\mathbf{x}_O = ({}^f x_O, {}^f y_O, {}^f z_O)$ sont considérées comme des inconnues et calculées par la méthode d'optimisation Levenberg-Marquardt. La fonction de coût f à minimiser est déduite de la relation suivante :

$$\|\overrightarrow{O_O O_C}\|^2 = (\frac{D}{2})^2 - {r_C}^2. \tag{A.3}$$

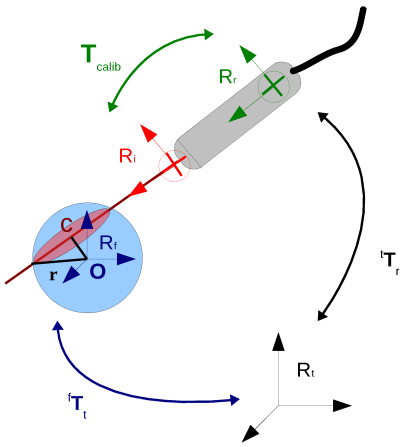


FIG. A.3 – Les différents repères et transformations associés à la calibration par balle de ping-pong.

D'où :

$$f = ({}^{f}x_C - {}^{f}x_O)^2 + ({}^{f}y_C - {}^{f}y_O)^2 + ({}^{f}z_C - {}^{f}z_O)^2 - r^2 + {r_C}^2. \tag{A.4}$$

A.3 Résultats de calibration

A.3.1 Validation en simulation

La méthode de calibration avec fantôme sphérique est dans un premier temps validée en environnement de simulation. Les données images (rayon et position du centre du cercle) sont créées à partir de la position de la sphère et de la pose de la sonde virtuelle choisie. Aucune erreur de segmentation n'est introduite lors de cette validation. L'environnement de simulation permet d'obtenir une vérité terrain de la calibration et les paramètres extrinsèques de calibration considérés correspondent à un vecteur de translation $T(cm) = (5; 15; 0.2)$ et un vecteur de rotation (défini par la convention $\theta\mathbf{u}$) $R(^\circ) = (0; 180; 0)$. Ils sont initialisés respectivement à $T_{init}(cm) = (0; 10; 0)$ et $R_{init}(^\circ) = (10; 180; 30)$.

Une première validation est réalisée en considérant six positions de la sonde réparties tout autour de la sphère (au dessus, en dessous, devant, derrière, à droite, à gauche). Autour de chacune de ces positions un ensemble de 120 images est acquis, correspondant à de faibles rotations ou translations de la sonde à partir de la position initiale. L'optimisation des 11 paramètres est réalisée sur un PC Dual Core de 3GHz en $5s$ pour une estimation finale : $T_{est}(cm) = (5.0; 15.0; -0.1)$ et $R_{est}(^\circ) = (0.1; 182.9; -2.187)$. La reconstruction de la sphère avec les paramètres ainsi estimés est présentée en figure A.4.

En pratique, compte tenu de la géométrie du fantôme et de l'immersion de la balle de

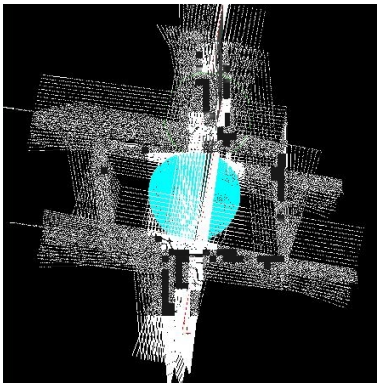


FIG. A.4 – Reconstrution de la sphère avec les paramètres de calibration estimés.

ping-pong dans un bac d'eau, l'ensemble des positions choisies pour réaliser la procédure de calibration n'est pas atteignable. Une nouvelle validation est alors réalisée en simulation en ne considérant qu'un ensemble de positions de la sonde situées au dessus de la balle et jugées atteignables par le bras robotique dans ce contexte d'immersion de la balle. Seulement trois positions distinctes sont considérées et un ensemble de 120 images est à nouveau traité autour de chacune de ces positions.

La reconstruction de la sphère obtenue avec les paramètres de calibration estimés est présentée en figure A.5 (à gauche). En raison de la faible dispersion des images utilisées pour calibrer la sonde, une ambigüité est observée sur l'estimation des paramètres. Néanmoins cette ambigüité peut être facilement levée en calculant a priori les facteurs d'échelle de la sonde et en introduisant cette connaissance dans la procédure d'optimisation (voir figure A.5, à droite). L'estimation a priori des paramètres intrinsèques de la sonde est obtenue en réalisant une translation de la sonde au dessus de la sphère et en enregistrant les images ainsi acquises. En recherchant ensuite dans ces images le rayon maximal (en pixel) de la sphère r_{max}, les facteurs d'échelle, considérés égaux, sont calculés de la manière suivante :

$$s_x = s_y = \frac{D}{2r_{max}}.$$

A.3.2 Calibration de la sonde 2D fixée sur le bras robotique

La procédure de calibration consiste à positionner manuellement le robot porteur de sonde en une dizaine de positions réparties autour de la balle de ping-pong et de manière à visualiser une section complète de cette balle. A partir de chacune de ces positions une séquence automatique est lancée qui permet de réaliser des rotations et translations de la sonde de faibles amplitudes. Une séquence d'une centaine d'images avec la pose de l'effecteur (pose du repère $\mathcal{R}_r$ dans le repère fixe $\mathcal{R}_t$) associée est ainsi obtenue. Une séquence supplémentaire correspondant à une translation hors-plan de la sonde est également réalisée afin d'estimer a priori les facteurs d'échelle de la sonde.

FIG. A.5 – Reconstrution de la sphère avec les paramètres de calibration estimés à partir de trois positions atteignables. A gauche, les 11 paramètres de calibration sont optimisés simultanément. A droite, les facteurs d'échelle sont estimés a priori puis les 9 paramètres de calibration sont ensuite optimisés

Hors ligne, les images acquises sont traitées pour extraire la position du centre de la section de la sphère observée et son rayon. Ces données images sont calculées à partir de la segmentation du cercle à l'aide d'un contour actif initialisé manuellement dans la première image de la séquence, qui évolue ensuite automatiquement dans les images successives. L'ensemble des mesures extraites des images et données par le capteur de position permet d'estimer les paramètres extrinsèques de la sonde et les trois composantes de position de la balle en minimisant le fonction de coût (A.4).

En l'absence de vérité terrain, la validation de la calibration est réalisée en reconstruisant le volume de la sphère à partir des paramètres de la sonde estimés et d'une séquence d'images différente de celle exploitée pour l'optimisation. Les résultats de reconstruction obtenus sont présentés en figure A.6.

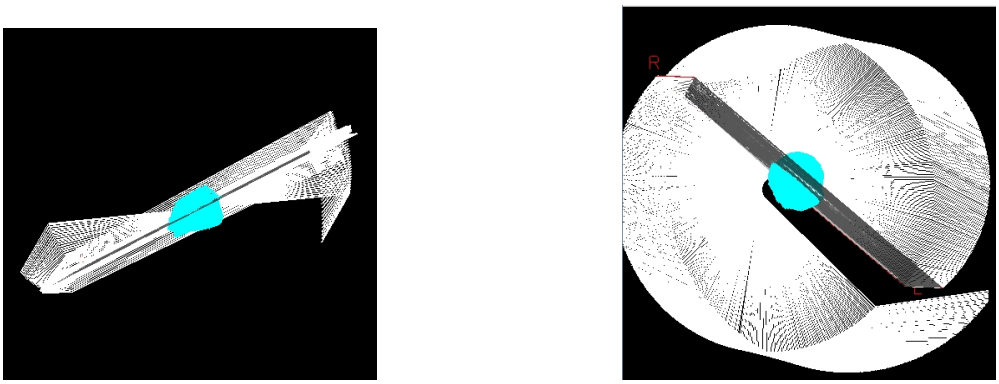


FIG. A.6 – Volumes de la balle reconstruits à partir des paramètres de calibration estimés et de deux séquences d'images différentes. A droite une rotation de 180° autour de l'axe vertical de l'effecteur est réalisée.

Annexe B

Modélisation de l'interaction des moments image

Le calcul de l'interaction des moments d'ordre $i+j$ avec le mouvement d'une sonde échographique est détaillé dans[Mebarki 2010a]. Dans cette annexe, nous rappelons seulement l'expression analytique de cette interaction.

La matrice d'interaction associée au moment $m_{i,j}$ s'écrit :

$$\mathbf{L_{m_{i,j}}} = [m_{v_x}\ m_{v_y}\ m_{v_z}\ m_{\omega_x}\ m_{\omega_y}\ m_{\omega_z}], \tag{B.1}$$

où :

$$\begin{cases} m_{v_x} &= -im_{i-1,j} \\ m_{v_y} &= -jm_{i,j-1} \\ m_{v_z} &= {}^{x}m_{i,j} - {}^{y}m_{i,j} \\ m_{\omega_x} &= {}^{x}m_{i,j+1} - {}^{y}m_{i,j+1} \\ m_{\omega_y} &= -{}^{x}m_{i+1,j} + {}^{y}m_{i+1,j} \\ m_{\omega_z} &= im_{i-1,j+1} - jm_{i+1,j-1} \end{cases}. \tag{B.2}$$

Les composantes $(m_{v_x}, m_{v_y}, m_{\omega_z})$ relatives aux mouvements dans le plan de la sonde dépendent seulement des moments d'ordre $i+j-1$ et $i+j$. En revanche, les autres composantes, relatives aux mouvements hors du plan de la sonde sont fonction des moments modifiés, définis comme suit :

$$\begin{cases} {}^{x}m_{ij} &= \oint_C x^i\, y^j\, K_y\, dx \\ {}^{y}m_{ij} &= \oint_C x^i\, y^j\, K_x\, dy \end{cases}, \tag{B.3}$$

où les scalaires K_x et K_y se déduisent du vecteur normal à la surface de l'objet $\nabla\mathbf{F} = (f_x, f_y, f_z)$ en chaque point du contour fermé :

$$\begin{cases} K_x &= \dfrac{f_x f_z}{f_x^2 + f_y^2} \\ K_y &= \dfrac{f_y f_z}{f_x^2 + f_y^2} \end{cases}. \tag{B.4}$$

Bibliographie

[Abolmaesumi 2002] P. Abolmaesumi, S. Salcudean, W. Zhu, M. Sirouspour et S. DiMaio. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 18, no. 1, pages 11–23, feb 2002.

[Acc 2002] Accuray Cyberknife, http ://www.accuray.com, 2002.

[Althuser 2001] M. Althuser, J.M. Ayoubi, P. Cinquin, F. Courrèges, A.A. Guerraz, B. Hennion, F. Pellisier, G. Poisson, P. Thorel, J. Troccaz, A. Vilchis, A. Gourdon, P. Caron, O. Mérigeaux, L. Urbain, C. Daimo, S. Lavallée, P. Arbeille, B. Tondu, S. Ippolito et P. Vieyres. TER : a system robotic tele-Echography. In Wiro J. Niessen et Max A. Viergever, editeurs, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2208, pages 326–334. Springer Berlin / Heidelberg, 2001.

[Bachta 2006] W. Bachta et A. Krupa. Towards ultrasound image-based visual servoing. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'06, pages 4112–4117, Orlando, Florida, may 2006.

[Bachta 2008] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, A. Forgione et J. Gangloff. Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first in vivo experiments using a new robotized device. Computer Aided Surgery, vol. 13, pages 243–254, 2008.

[Baeten 2002] J. Baeten, H. Bruyninckx et J. De Schutter. Shared control in hybrid vision/force robotic servoing using the task frame. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'02, 2002.

[Benabid 1987] A. L. Benabid, P. Cinquin, S. Lavalle, J.F. Le Bas, J. Demongeot et J. de Rougemont. Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging : Technological design and preliminary results. Appl. Neurophysiol., vol. 50, pages 153–154, 1987.

[Boctor 2004] E.M. Boctor, R.J. Webster III, M.A. Choti, R.H. Taylor et G. Fichtinger. Robotically assisted ablative treatment guided by freehand 3D ultrasound. In CARS, pages 503–508, 2004.

[Bricault 2008] I. Bricault, N. Zemiti, E. Jouniaux, Fouard C., E. Taillant, F. Dorandeu et P. Cinquin. A Light Puncture Robot for CT and MRI Interventions. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pages 42–50, 2008.

[Casals 1996] A. Casals, J. Amat et E. Laporte. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'96, volume 1, pages 895 –900 vol.1, apr 1996.

[Chaumette 2006] F. Chaumette et S. Hutchinson. Visual Servo Control, Part I : Basic Approaches. IEEE Robotics and Automation Magazine, vol. 13, no. 4, page 82–90, dec 2006.

[Chaumette 2007] F. Chaumette et S. Hutchinson. Visual servo control, Part II : Advanced approaches. IEEE Robotics and Automation Magazine, vol. 14, no. 1, pages 109–118, March 2007.

[Clarke 1987] D. W. Clarke, C. Mohtadi et P. S. Tuffs. Generalized predictive control - Part I : The basic algorithm. Automatica, vol. 23, pages 137–160, 1987.

[Clifford 2002] M. A. Clifford, F. Banovac, E. Levy et K. Cleary. Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions. Computer Aided Surgery, vol. 7, 2002.

[Collewet 2009] C. Collewet. Polar snakes : A fast and robust parametric active contour model. In IEEE Int. Conf. on Image Processing, ICIP'09, 2009.

[Collewet 2011] C. Collewet et E. Marchand. Photometric visual servoing. IEEE Trans. on Robotics, vol. 27, no. 4, pages 828–834, aug 2011.

[Coussement 1995] A. Coussement, J.M. Caillé et R. Duvauferrier. Publications edicerf : documents pédagogiques et d'informations édités par le conseil des enseignants de radiologie de france, 1995. http ://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf.

[Dagon 2004] N. Dagon, P. Frossard, M. Malik et N. Richli. Techniques échographiques, http ://files.chuv.ch/internet-docs/rad/techniciens/rad_trm_us_technique_echo2.pdf, 2004.

[Dario 1996] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta et M. C. Carrozza. Robotics for medical applications. IEEE Robotics and Automation Magazine, vol. 3, no. 3, pages 44–56, 1996.

[de Mathelin 1999] M. de Mathelin et R. Lozano. Robust adaptive identification of slowly time-varying parameters with bounded disturbances. Automatica, vol. 35, no. 7, pages 1291–1305, 1999.

[Deacon 2010] G. Deacon, A. Harwood, J. Holdback, D. Maiwand, M. Pearce, I. Reid, M. Street et J. Taylor. The Pathfinder image-guided surgical robot. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine, vol. 224, pages 691–713, 2010.

[Dohi 1995] T. Dohi, N. Hata, K. Miyata, D. Hashimoto, K. Takakura, K. Chinzei et Y. Yamauchi. Robotics in Computer Aided Surgery. Journal of Computer Aided Surgery, vol. 1, no. 1, pages 4–10, 1995.

[Doignon 2008] C. Doignon, B. Maurin, B. Bayle et M. de Mathelin. A visual 3D-tracking and positioning technique for stereotaxy with CT scanners. Robotics and Autonomous Systems, vol. 56, no. 5, pages 385–395, 2008.

[Espiau 1992] B. Espiau, F. Chaumette et P. Rives. A new approach to visual servoing in robotics. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 8, no. 3, pages 313–326, 1992.

[Felfoul 2009] O. Felfoul, E. Aboussouan, A. Chanu et S. Martel. Real-time positioning and tracking technique for endovascular untethered microrobots propelled by MRI gradients. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'09, pages 2693–2698, 2009.

[Felix 2005] N. Felix, D. Voisin, O. Clade et R. Dufait. Biplane ultrasound arrays with integrated multiplexing solution for enhanced diagnostic accuracy in endorectal and transvaginal imaging. In IEEE Int. Ultrasonics Symposium, Rotterdam, The Netherlands, 2005.

[Fichtinger 2002] G. Fichtinger, T.L. DeWeese, A. Patriciu, A. Tanacs, D. Mazilu, J.H. Anderson, K. Masamune, R.H. Taylor et D. Stoianovici. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance. Academic Radiology, vol. 9, pages 60–74, jan 2002.

[Fichtinger 2007] G. Fichtinger, J. Fiene, C.W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D.Y. Song, E.C. Burdette et P. Kazanzides. Robotic assistance for ultrasound guided prostate brachytherapy. In Proceedings of the 10th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'07, pages 119–127. Springer-Verlag, 2007.

[Gangloff 2006] J. Gangloff, R. Ginhoux, M. De Mathelin, L. Soler et J. Marescaux. Model predictive control for compensation of cyclic organ motions in teleoperated laparoscopic surgery. IEEE Trans. on Control System Technology, vol. 14, pages 235–246, 2006.

[Hadwiger 2006] M. Hadwiger, J.M. Kniss, C. Rezk-salama, D. Weiskopf et K. Engel. Real-time volume graphics. 2006.

[Hein 2001] A. Hein, M. Klein, T. Lüth, J. Queck, M. Stien, O. Schermeier et J. Bier. Integration and Clinical Evaluation of an Interactive Controllable Robotic System for Anaplastology. In Proceedings of the 4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'01, pages 591–598. Springer-Verlag, 2001.

[Hong 2002] J.S. Hong, T. Dohi, M. Hasizume, K. Konishi et N. Hata. A Motion Adaptable Needle Placement Instrument Based on Tumor Specific Ultrasonic Image Segmentation. In Proceedings of the 5th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'02, pages 122–129, 2002.

[Hong 2004] J. Hong, T. Dohi, M. Hashizume, K. Konishi et N. Hata. An ultrasound-driven needle-insertion robot for percutaneous cholecystostomy. Physics in Medicine and Biology, vol. 49, no. 3, pages 441–455, 2004.

[Hungr 2009] N. Hungr, J. Troccaz, N. Zemiti et N. Tripodi. Design of an Ultrasound-Guided Robotic Brachytherapy Needle-Insertion System. In Proceedings of IEEE EMBC'09, pages 250–253, 2009.

[Ito 2010] K. Ito, S. Sugano et H. Iwata. Portable and attachable tele-echography robot system : FASTele. In IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pages 487–490, sep 2010.

[Jakopec 2001] M. Jakopec, S.J. Harris, F.R.Y. Baena, P. Gomes, J. Cobb et B.L. Davies. The first clinical application of a "hands-on" robotic knee surgery system. Computer Aided Surgery, vol. 6, no. 6, pages 329–339, 2001.

[Kreisselmeier 1990] G. Kreisselmeier. Stabilized least-squares type adaptive identifiers. IEEE Trans. on Automatic Control, vol. 35, no. 3, pages 306–310, 1990.

[Krupa 2003] A. Krupa, J. Gangloff, C Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler et J. Marescaux. Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pages 842–853, October 2003.

[Krupa 2009a] A. Krupa. Asservissement visuel par imagerie médicale. In Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'09, Neuvy-sur-Barangeon, France, nov 2009.

[Krupa 2009b] A. Krupa, G. Fichtinger et G.D. Hager. Real-time motion stabilization with B-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing. The Int. Journal of Robotics Research, IJRR, vol. 28, no. 10, pages 1334–1354, 2009.

[Kwoh 1988] Y.S. Kwoh, J. Hou, E.A. Jonckheere et S. Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 35, no. 2, pages 153–160, feb 1988.

[Kwon 2002] D.S. Kwon, J.J. Lee, Y.S. Yoon, S.Y. Ko, J. Kim, J.H. Chung, C.H. Won et J.H. Kim. The mechanism and registration method of a surgical robot for hip arthroplasty. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA '02, volume 2, pages 1889–1894, 2002.

[Lavallee 1991] S. Lavallee et P. Cinquin. IGOR : image guided operating robot. In Int. Conf. on Advanced Robotics, ICAR'91, pages 876–881, jun 1991.

[Lee 2007] D. Lee, N. Koizumi, K. Ota, S. Yoshizawa, A. Ito, Y. Kaneko, Y. Matsumoto et M. Mitsuishi. Ultrasound-based visual servoing system for lithotripsy. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'07, pages 877–882, San Diego, USA, nov 2007.

[Malis 2004] E. Malis. Improving vision-based control using efficient second-order minimization techniques. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'04, New Orleans, USA, apr 2004.

[Marchand 2002] E. Marchand et F. Chaumette. Virtual visual servoing : A framework for real-time augmented reality. Computer Graphics Forum, vol. 21(3), pages 289–298, September 2002.

[Marchand 2005] E. Marchand et F. Spindler. ViSP for visual servoing : a generic software platform with a wide class of robot control skills. IEEE Robotics and Automation Magazine, Special issue on Software Packages for Vision-Based Control of Motion, vol. 12, no. 4, pages 40–52, 2005.

[Maurin 2004] B. Maurin, O. Piccin, B. Bayle, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler et A. Gangi. A new robotic system for CT-guided percutaneous procedures with haptic feedback. Int. Congress Series, vol. 1268, pages 515–520, jun 2004.

[Mebarki 2008] R. Mebarki, A. Krupa et C. Collewet. Automatic Guidance of an Ultrasound Probe by Visual Servoing Based on B-Mode Image Moments. In Proceedings of the 11th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'08, pages 339–346, 2008.

[Mebarki 2010a] R. Mebarki. Automatic guidance of robotized 2D ultrasound probes with visual servoing based on image moments. PhD thesis, Université de Rennes 1, 2010.

[Mebarki 2010b] R. Mebarki, A. Krupa et F. Chaumette. 2D ultrasound probe complete guidance by visual servoing using image moments. IEEE Trans. on Robotics, vol. 26, no. 2, pages 296–306, apr 2010.

[Middleton 1988] R.H. Middleton, G.C. Goodwin, D.J. Hill et D.Q. Mayne. Design issues in adaptive control. IEEE Trans. on Automatic Control, vol. 33, pages 50–58, 1988.

[Nadeau 2010] C. Nadeau et A. Krupa. A multi-plane approach for ultrasound visual servoing : application to a registration task. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'10, Taipei, Taiwan, oct 2010.

[Nadeau 2011a] C. Nadeau et A. Krupa. Improving ultrasound intensity-based visual servoing : tracking and positioning tasks with 2D and bi-plane probes. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'11, San Francisco, USA, sep 2011.

[Nadeau 2011b] C. Nadeau et A. Krupa. Intensity-based direct visual servoing of an ultrasound probe. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'11, Shanghai, China, may 2011.

[Nadeau 2011c] C. Nadeau, A. Krupa et J. Gangloff. Automatic tracking of an organ section with an ultrasound probe : compensation of respiratory motion. In Proceedings of the 14th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'11, Toronto, Canada, 2011. Springer-Verlag.

[Nageotte 2005] F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin et C. Doignon. A circular needle path planning method for suturing in laparoscopic surgery. In Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'05, Spain, Barcelona, Apr 2005.

[Nakadate 2011] R. Nakadate, J. Solis, A. Takanashi, E. Minagawa, M. Sugawara et K. Niki. Out-of-plane visual servoing method for tracking the carotid artery with a robot-assisted ultrasound diagnostic system. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'11, Shanghai, China, may 2011.

[Nakamura 2001] Y. Nakamura, K. Kishi et H. Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'01, volume 2, 2001.

[Navab 2000] N. Navab, B. Bascle, M.H. Loser, B. Geiger et R. Taylor. Visual Servoing for Automatic and Uncalibrated Needle Placement for Percutaneous Procedures. In 13th IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'00, pages 2327–2334, 2000.

[Novotny 2007] P. Novotny, J. Stoll, P. Dupont et R.D. Howe. Real-Time Visual Servoing of a Robot Using Three-Dimensional Ultrasound. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'07, pages 2655 –2660, apr 2007.

[Ortmaier 2005] T. Ortmaier, M. Groger, D.H. Boehm, V. Falk et G. Hirzinger. Motion estimation in beating heart surgery. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 10, pages 1729–1740, oct 2005.

[Ott 2011] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne et M. De Mathelin. Robotic Assistance to Flexible Endoscopy by Physiological-Motion Tracking. IEEE Trans. on Robotics, vol. 27, no. 2, pages 346–359, 2011.

[Patriciu 2007] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schär et D. Stoianovici. Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance. IEEE Trans. on Bio-Medical Engineering, vol. 54, pages 1499–1506, aug 2007.

[Phee 2005] L. Phee, D. Xiao, J. Yuen, C.F. Chan, H.S.S Ho, C.H. Thng, C.W.S. Cheng et W.S. Ng. Ultrasound Guided Robotic System for Transperineal Biopsy of the Prostate. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'05, pages 1315–1320, 2005.

[Pierrot 1999] F. Pierrot, E. Dombre, E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariepy et J. Megnien. Hippocrate : A safe robot arm for medical applications with force feedback. Medical Image Analysis (MedIA), vol. 3, no. 3, pages 285–300, 1999.

[Plaskos 2005] C. Plaskos, P. Cinquin, S. Lavallée et A.J. Hodgson. Praxiteles : a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty. Journal of Medical Robotics and Computer Aided Surgery, vol. 1, no. 4, pages 67–79, 2005.

[Radon 1917] J. Radon. Ueber die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. In Ber. Verh. Sächs. Akad., 1917.

[Richa 2011] R. Richa, A.P.L. Bo et P. Poignet. Towards robust 3D visual tracking for motion compensation in beating heart surgery. Medical Image Analysis (MedIA), vol. 15, pages 302–315, 2011.

[Rocchisani 2006] J.M Rocchisani. L'Echographie, http ://wwwdfr.ensta.fr/Cours/docs/ESE21/ese21_Imed_5_echographie2D3D4D.pdf, 2006.

[Rohling 1998] R. Rohling. 3D freehand ultrasound : reconstruction and spatial compounding. PhD thesis, University of Cambridge, Department of Engineering, 1998.

[Samson 1991] C. Samson, B. Espiau et M. Le Borgne. Robot control : The task function approach. Oxford University Press, 1991.

[Sauvée 2007] M. Sauvée, A. Noce, P. Poignet, J. Triboulet et E. Dombre. 3D Heart Motion Estimation Estimation using Endoscopic Monocular Vision System : from Artificial Landmarks to Texture Analysis. Journal of Biomedical Signal Processing and Control (Elsevier), vol. 2(3), pages 199–207, Juillet 2007.

[Sauvée 2008] M. Sauvée, P. Poignet et E. Dombre. Ultrasound Image-Based Visual Servoing of a Surgical Instrument Through Nonlinear Model Predictive Control. Int. Journal of Robotic Research, vol. 27, pages 25–40, jan 2008.

[Schroeder 2006] W. Schroeder, K. Martin et B. Lorensen. Visualization toolkit : An object-oriented approach to 3d graphics, 4th edition. Kitware, dec 2006.

[Siebert 2001] W. Siebert et S. Mai. One year clinical experience using the robot system Caspar for TKR. In 5th Annual North American Program on Computer Assisted Orthopaedic Surgery, pages 141–142, 2001.

[Stoll 2006] J.A. Stoll, P.M. Novotny, R.D. Howe et P.E. Dupont. Real-time 3D Ultrasound-based Servoing of a Surgical Instrument. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'06, 2006.

[Taylor 1994] R.H. Taylor, B.D. Mittelstadt, H.A. Paul, W. Hanson, P. Kazanzides, J.F. Zuhars, B. Williamson, B.L. Musits, E. Glassman et W.L. Bargar. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 10, no. 3, pages 261–275, jun 1994.

[Taylor 2003] R.H. Taylor et D. Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. IEEE Trans. on Robotics, pages 765–781, 2003.

[Troccaz 1996] J. Troccaz et Y. Delnondedieu. Semi-active guiding systems in surgery. A two-dof prototype of the passive arm with dynamic constraints (PADyC). Mechatronics, vol. 6, no. 4, pages 399–421, 1996.

[Troccaz 2000] J. Troccaz. Robotique médico-chirurgicale, pages 165–192. Robotique non manufacturière, Hermès, 2000.

[Uecker 1995] D.R. Uecker, C. Lee, Y.F. Wang et Yulun Wang. Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery. Journal of Image Guided Surgery, vol. 1, no. 6, pages 308–325, 1995.

[Varma 2006] T.R.K. Varma et P. Eldridge. Use of the NeuroMate stereotactic robot in a frameless mode for functional neurosurgery. The Int. Journal of Medical Robotics, vol. 2, no. 2, pages 107–113, 2006.

[Vitrani 2005] M.A. Vitrani, G. Morel et T. Ortmaier. Automatic Guidance of a Surgical Instrument with Ultrasound Based Visual Servoing. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'05, pages 508–513, 2005.

[Vitrani 2007] M.A. Vitrani, H. Mitterhofer, G. Morel et N. Bonnet. Robust Ultrasound-Based Visual Servoing for Beating Heart Intracardiac Surgery. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'07, pages 3021–3027, Rome, Italie, 2007.

[Voros 2007] S. Voros, E. Orvain, L. Long et P. Cinquin. Automatic detection of instruments in laparoscopic images : a first step towards high level command of robotized endoscopic holders. Int. Journal of Robotic Research, vol. 26, no. 11-12, pages 1173–1190, 2007.

[Wei 1997] G. Wei, K. Arbter et G. Hirzinger. Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. Controlling robot motion with color image segmentation. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 16, no. 1, jan 1997.

[Wei 2005] Z. Wei, M. Ding, D.B. Downey et A. Fenster. 3D TRUS Guided Robot Assisted Prostate Brachytherapy. In Proceedings of the 8th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'05, pages 17–24, 2005.

[Wolf 2005] A. Wolf, B. Jaramaz, B. Lisien et A.M. DiGioia. MBARS : mini bone-attached robotic system for joint arthroplasty. The Int. Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 1, no. 2, pages 101–121, 2005.

[Yu 2006] Y. Yu, T. Podder, Y. Zhang, W.S. Ng, V. Misic, J. Sherman, L. Fu, D. Fuller, E. Messing, D. Rubens, J. Strang et R. Brasacchi. Robot-assisted prostate brachytherapy. In Proceedings of the 9th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'06, pages 41–49. Springer-Verlag, 2006.

Résumé

Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse ont pour but d'apporter des solutions pour le contrôle par asservissement visuel d'une sonde manipulée par un système robotique. Les applications envisagées sont à la fois des tâches de positionnement sur une section désirée d'un organe ou des tâches de suivi pour la stabilisation active d'une vue échographique. Deux approches sont proposées dans cette optique.

Une première approche est basée sur des primitives visuelles géométriques extraites depuis trois plans orthogonaux. Le choix de ces primitives assure un large domaine de convergence de la commande et un bon comportement de la tâche de positionnement. Néanmoins la limitation de la méthode est liée à l'extraction des primitives géométriques qui nécessite une étape préalable de segmentation rendue difficile par la faible qualité des images échographiques.

Une seconde approche est alors envisagée où les informations visuelles considérées sont directement les intensités des pixels de l'image échographique. L'interaction de ces primitives avec le mouvement de la sonde est modélisée et introduite dans la loi de commande pour contrôler tous les mouvements de la sonde. Cette méthode permet d'éviter tout traitement d'image et de considérer un large éventail d'images anatomiques. Des expériences sur un bras robotique valident le bon comportement de la méthode pour des tâches de suivi.

Mots clés : Asservissement visuel, images échographiques, robotique médicale

Abstract

Our work deals with the use of visual servoing strategy to control the motions of an ultrasound (US) probe mounted on a robotic arm in an eye-in-hand configuration. The aim is to automatically position the probe on a desired anatomic cross-section or to stabilize a desired US image while compensating physiological motions of the patient.

Two different approaches are described and validated in simulation environment. First a geometric approach is proposed where six visual features are built from 2D image moments extracted from three orthogonal images. The interaction matrix associated to these features is modeled and allows the control of both in-plane and out-of-plane motions of the probe for positioning tasks. Nevertheless, the efficiency of the method is dependent on the good segmentation of the observed structures.

Subsequently an intensity-based approach is detailed where the visual vector is directly constituted by the intensity values of a set of image points. With no segmentation or image processing step, this new approach allows a large range of US image to be considered in the visual servoing scheme. The analytical form of the interaction matrix associated to this new visual information is given and the intensity-based approach is validated through several robotic experiments.

Key words : Visual servoing, ultrasound images, medical robotics