## Commande référencée capteurs en robotique médicale et chirurgicale

G. Morel<sup>1</sup>

J. Gangloff<sup>2</sup>

 <sup>1</sup> LRP, Univ. Paris VI- FRE 2507 CNRS, 18, route du Panorama BP 61, 92265 Fontenay aux Roses Cedex. guillaume.morel@upmc.fr
<sup>2</sup> LSIIT, UMR 7005 CNRS-ULP, Pôle API, Bd Sébastien Brant, BP 10413, 67412 ILLKIRCH CEDEX FRANCE, jacques@eavr.u-strasbg.fr

### Résumé

La commande référencée capteurs est une modalité permettant à un système robotique de prendre en compte une interaction avec son environnement pour adapter son comportement en temps réel. Cette technique trouve de nombreuses applications dans les domaines de la médecine et de la chirurgie, où l'environnement, qui est un patient recevant des soins, présente des caractéristiques géométriques et mécaniques très fortement variables dans l'espace et dans le temps.

Dans ce papier, on propose un panorama des recherches en cours dans le domaine, en considérant plus particulièrement les applications du retour d'efforts et de l'asservissement visuel. On cherche en particulier à préciser l'apport fonctionnel que l'on peut en attendre au plan médical, et les difficultés spécifiques inhérentes aux applications.

### **Mots Clef**

Robotique médicale, Commande en efforts, Asservissements visuels.

## **1** Introduction

Depuis plus d'une décennie, le corps médical, traditionnellement à l'écoute des évolutions technologiques, a entrepris d'utiliser des systèmes robotiques à des fins interventionnelles. Initialement, c'est la précision et la dextérité des robots qui a suscité cet intérêt. Il en a résulté le développement d'un certain nombre de dispositifs robotiques, qui, après avoir franchi les nombreux obstacles de la certification médicale, sont aujourd'hui utilisés en routine clinique. Dans l'ensemble, les principes technologiques qu'ils exploitent et les fonctions qu'ils réalisent sont assez rudimentaires. Ainsi, au plan de la commande, les systèmes cliniques, lorsqu'ils sont actifs, réalisent un simple asservissement sur une position de consigne. Cette position est issue soit d'une planification établie à partir d'une analyse pré-opératoire du geste à effectuer (par exemple en chirurgie ouverte pour l'orthopédie), soit d'une interface pilotée en temps réel par le chirurgien (par exemple pour les systèmes de téléopération en chirurgie laparoscopique digestive ou cardiaque).

Les systèmes de planification pré-opératoire, s'appuyant sur des performances toujours accrues des dispositifs d'imagerie médicale, ont connu un essor particulier. Ce type d'intervention [28, 21] repose sur l'hypothèse que les données pré-opératoires ne varient pas entre le moment où le patient est modélisé et le moment où il est opéré. Dans ce cas, après un recalage optique fondé sur un modèle rigide du patient, les mouvements du robot sont effectués en aveugle et ne peuvent pas intégrer une éventuelle modification de forme ou de position de la zone opératoire.

Pour pallier à ces limitations fonctionnelles, une activité de recherche a foisonné dans les laboratoires depuis quelques années, en vue du développement d'une seconde génération de robots médico-chirurgicaux, capables de réaliser des fonctions plus avancées et/ou de coopérer de façon plus interactive avec le praticien. Dans ce but, une des voies explorées est l'utilisation de retours sensoriels extéroceptifs dans la commande des robots. C'est en effet un moyen de doter un système robotique de la capacité à maîtriser une interaction avec un environnement peu structuré, ce qui confère au système une forme minimale d'intelligence. Le système n'utilise plus seulement des données pré-opératoire pour guider ses mouvements «en aveugle». Au contraire, il exploite un flux continu de mesures peropératoires qui l'informe en temps réel sur le bon déroulement de la tâche à effectuer grâce à une boucle d'asservissement. Cette approche présente donc un intérêt indéniable au plan de la sécurité, problème qui se pose avec une acuité particulière en robotique médicale. Elle permet aussi d'envisager l'automatisation de gestes simples réalisés sur des structures mobiles et déformables (donc difficilement modélisables de manière pré-opératoire).

Dans ce cas, lorsque mesure et consigne sont exprimées dans l'espace du capteur, on parle d'asservissement référencé capteur. Dans le cadre d'applications médicales, l'intérêt de la commande référencée capteur réside dans sa robustesse par rapport aux erreurs de modélisation géométrique de l'environnement. Elle se prête donc particulièrement bien au contexte médical où l'environnement, surtout lorsqu'il est déformable, est difficilement modélisable. L'asservissement peut être fondé sur différents types de mesures comme des mesures d'efforts ou des mesures visuelles. Les mesures d'effort peuvent être prélevées à l'extrémité de l'instrument ou à sa base et les informations visuelles peuvent provenir de caméras classiques couplées à un endoscope ou de dispositifs d'imagerie médicale (échographe, scanner, IRM), utilisés dans un mode «temps-réel». Dans ce qui suit, on considère séparément les deux modalités de retour sensoriel.

## 2 Le retour d'efforts

### 2.1 Commande en efforts d'un robot «autonome»

La commande en efforts, dont les principes de base ont été développés dans les années 1980, [44], a pour objet de maîtriser les contacts mécaniques entre le robot et un environnement dont on connaît mal la géométrie, ou pouvant présenter des mouvements. Dans sa formulation dite explicite, la commande en efforts consiste à asservir à une valeur désirée les efforts de contact appliqués par un robot sur son environnement; dans sa formulation implicite, elle s'attache à programmer l'impédance du robot, c'est-à-dire la dynamique de réponse de l'effecteur aux sollicitations mécaniques externes.

Bien que l'intérêt de la technique pour les applications médicales semble assez évident, tant le sens du toucher est essentiel à la pratique des gestes médico-chirurgicaux, on trouve assez peu d'exemples dans la littérature montrant une application directe de la commande en efforts à un problème de robotique médicale. Ces exemples se réduisent en fait à des applications pour lesquelles le maintien d'une force de contact à une valeur constante est essentiel pour la qualité du résultat médical. Ainsi, le système Hypocrate [29] est un robot qui manipule une sonde échographique pour construire un modèle 3D des artères d'un patient. La commande hybride force-position permet de suivre une trajectoire le long du bras ou de la jambe du patient tout en maintenant un effort constant, ce qui est essentiel pour l'obtention d'images échographiques exploitables (les déformations induites par la sonde sont uniformes dans le plan échographique le long de la trajectoire). Le système DermaRob ([9], Figure 1) exploite la même idée pour le prélèvement de peau en chirurgie des grands brûlés. Là encore, maintenir un effort constant est essentiel pour la qualité du geste, et, in fine, pour la qualité du prélèvement.

Un autre application de la commande hybride forceposition est proposée dans [19]. Une commande adaptative est utilisée pour la résolution de la contrainte cinématique plane imposée par le trocart au travers duquel on introduit un instrument. La commande en efforts permet d'utiliser un robot conventionnel à six degrés de liberté pour une manipulation contrainte à quatre degrés de liberté. Un estimateur robuste utilisant les mesures de forces et de moments permet de connaître en ligne la position du trocart et de



FIG. 1 – Le système Dermarob

minimiser les forces appliquées à la paroi abdominale. On peut noter que, pour les applications précédentes, les efforts qui doivent être contrôlés sont ceux de l'interaction avec la surface externe du patient. Le contrôle en efforts se fait selon un ou deux degrés de liberté, sans qu'il soit nécessaire d'obtenir une dynamique de réponse très rapide : le geste est relativement lent, le patient est immobilisé. La dynamique de l'interaction ne présente donc pas de difficultés particulières en termes de commande. En revanche, en chirurgie interne, la dynamique des interactions, qui conditionne fortement les performances du système commandé en efforts, est également très complexe, et assez mal connue. Non seulement les organes ont un comportement mécanique non trivial, présentant des mouvements pseudocycliques parfois amples ou encore des phénomènes de relaxation, mais l'interaction avec les instruments prend des formes très variables. Il suffit de considérer par exemple l'insertion d'une aiguille pour une opération de suture. Un tel geste fait apparaître de grandes variations de comportement entre la phase pseudo élastique précédant le perçage et la phase quasi plastique suivant le perçage. La modélisation et la caractérisation des interactions entre instruments et organes est donc l'objet d'une activité de recherche assez intense au cours des dernières années. Ce problème de modélisation est naturellement fondamental pour la mise en oeuvre de lois de commande en efforts adaptées à la réalisation de gestes chirurgicaux, dans la mesure où, en matière de commande en efforts, l'environnement est un élément intégrant du système à commander, conditionnant fortement les performances en boucle fermée. Disposer de modèles réalistes est également très important dans le cadre du développement de systèmes virtuels à retour haptique destinés à la formation des chirurgiens. Dans ce domaine, la littérature est riche. Le lecteur intéressé pourra commencer par consulter le remarquable travail présenté dans [8], qui

propose également une bibliographie intéressante. Nous ne pouvons pas clore cet aparté sur les problèmes de modélisation des interactions sans noter que, en dépit de nos recherches bibliographiques, nous n'avons pas trouvé de travaux portant sur la commande de ces interactions complexes, ce qui paraît un peu dommage.

Une autre difficulté pour l'utilisation d'une commande en efforts pour des gestes complexes de chirurgie réside dans la programmation de la tâche. En effet, les méthodes classiques de décomposition en deux sous-espaces complémentaires, permettant de spécifier les efforts et les déplacements que l'on souhaite asservir, semblent inexploitables compte tenu des incertitudes géométriques. Pour toutes ces raisons, la commande en efforts d'un robot fonctionnant selon un mode autonome ne semble pas appropriée pour la réalisation de gestes complexes de chirurgie. C'est sans doute pourquoi la communauté travaille principalement sur d'autres modalités de retour d'efforts : la télémanipulation et la comanipulation.

#### 2.2 Télémanipulation

Dans le domaine médical, les systèmes de télémanipulation sont utilisés avec deux objectifs principaux :

- 1. permettre des soins et examens à longue distance. Un des seuls exemples cliniques en chirurgie est «l'opération Lindberg», au cours de laquelle une patiente à Strasbourg a été opérée par un chirurgien installé à New-York [22]. Cette expérience vise à prouver qu'il est possible d'amener des compétences chirurgicales très spécialisées à n'importe quel point du globe accessible au réseau. Néanmoins, la présence d'un chirurgien généraliste auprès du patient reste indispensable pour des raisons évidentes de sécurité. En revanche, pour les systèmes de télé-échographie [40, 6], un opérateur avec une formation assez succincte est suffisant pour positionner les équipements de placement de la sonde sur le patient, ce qui permet de justifier pleinement la distance entre le médecin et le patient, pour des applications de médecine militaire notamment.
- 2. permettre l'immersion du chirurgien dans le champ opératoire. C'est dans ce but qu'ont été développés deux dispositifs interventionnels de chirurgie endoscopique : Zeus, de feue Computer Motion et da Vinci, d'Intuitive Surgical. Ces systèmes à trois bras esclaves permettent à un chirurgien de télémanipuler deux instruments par des bras maîtres depuis une console assurant un retour vidéo temps réel des images acquises par un endoscope. La sensation «d'immersion à l'intérieur du patient» est accentuée, pour le système da Vinci, par une interface de stéréovision avec rendu 3D et par la mise à disposition de degrés de liberté internes commandés à travers les bras maîtres de façon très intuitive. On comprend bien, dans ce contexte, l'intérêt de développer un retour d'effort à travers des bras maîtres actionnés : la sensation d'immersion sera

accentuée si le chirurgien ressent les efforts de contact entre les instruments et les structures anatomiques. Il s'agit par ailleurs d'une demande récurrente des chirurgiens, qui voient là la possibilité de maîtriser certains efforts qu'il est difficile d'évaluer visuellement, comme la tension d'un fil de suture lors de la réalisation de noeuds. Des études sur maquette [42] ont d'ailleurs montré que la qualité du geste semble améliorée lorsque l'on utilise un retour d'effort pour des tâches élémentaires (type incision) : le temps d'exécution est globalement diminué et/ou les efforts produits sont moindres.

Pour autant, les systèmes existants en routine clinique ne disposent pas de cette modalité. Une des raisons principales est la difficulté posée par la mesure, ou l'estimation des interactions entre instruments et organes. En effet, pour procéder à une mesure directe, c'est-à-dire placer un capteur à l'extrémité distale de l'instrument, on doit intégrer des contraintes sévères en termes de miniaturisation, de stérilisabilité, et de minimisation des coûts. Les réponses à ce triple problème prennent la forme de développements technologiques de capteurs miniaturisés. Ainsi, le capteur décrit dans [2] est constitué de nombreuses pièces assemblées et sa plage de mesure est très limitée (il est destiné à un usage en microchirurgie). Les options technologiques choisies dans [33] semblent plus judicieuses : le capteur est micro-usiné dans un seul bloc et la colle choisie pour placer les jauges supporte un passage en autoclave. On peut cependant s'interroger sur la viabilité de ce composant visà-vis des contraintes médico-économiques, et sur la robustesse du capteur. D'une manière générale, l'option d'une mesure directe des efforts est assez contestée dans la communauté, en raison d'un compromis prix/performance qu'il semble impossible d'optimiser.

De nombreuses équipes cherchent donc à développer des dispositifs à retour d'effort en évitant une mesure directe. On peut par exemple utiliser un système bilatéral de téléopération position-position, sans mesure d'efforts. Dans ce cas, le réglage des raideurs des asservissements de position du maître et de l'esclave permet un ressenti des efforts. Une application de ce principe est proposée dans [14], où une pince chirurgicale active, actionnée via des câbles par un moteur placé sur l'extrémité proximale, est couplée à un dispositif maître prenant la forme d'une poignée d'instrument chirurgical. Le dispositif est suffisamment performant pour permettre de reconnaître, en aveugle, différents éléments saisis par la pince. Cependant, on peut douter que le principe puisse être étendu à un retour d'effort plus complet. En effet, la condition sine qua non pour permettre un ressenti de qualité est la transparence et la réversibilité du système mécanique. Ce qu'il est possible de faire pour une pince semble difficile à réaliser pour un instrument miniaturisé à six degrés de liberté. Par ailleurs, dans la plupart des systèmes de manipulation proposés, une partie au moins des mobilités de l'instrument est réalisée à l'extérieur du patient (par un système dit porte-instrument). Dès

lors, même si le système était suffisamment transparent, les efforts parasites au niveau du trocart (frottements, efforts engendrés par les déformations de l'abdomen) seraient ressentis. Or on sait que pour de nombreux gestes, ces efforts sont prépondérants par rapport aux forces utiles au niveau de l'interaction instrument-organe [10].

Puisque la mesure directe des efforts est difficilement envisageable, puisqu'il semble par ailleurs impossible de se passer de mesure d'efforts, on trouve dans la littérature différentes tentatives destinées à mesurer de façon indirecte les interactions instrument-organes. On peut citer des tentatives d'estimation des efforts à partir de mesures visuelles de déformation [16]. Elles sont fondées sur un modèle éléments finis de déformation des organes, et sur la mesure de déplacements de marqueurs dans l'image. On imagine bien la difficulté de mise en oeuvre d'un tel principe, en particulier dans des conditions réalistes d'une intervention chirurgicale, et, à notre connaissance, ces travaux sont restés à un stade assez précoce.

Une autre approche consiste à utiliser un capteur d'efforts placé non pas sur la partie distale de l'instrument, mais à l'extérieur du patient, où les contraintes de stérilisation et d'encombrement sont moindres. Ici encore, la difficulté est alors posée par les perturbations d'efforts induites par le trocart. Dans [30], des jauges de contraintes placées près de l'actionneur, à l'extérieur du patient, sont utilisées pour mesurer les efforts de serrage entre les mors d'une pince chirurgicale active. Dans la mesure où la transmission de ce mouvement se fait à l'intérieur de l'instrument, les perturbations au niveau du trocart sont externes et n'influencent pas la mesure.

Dans [45], une solution mécatronique est proposée, qui consiste à exploiter un capteur d'efforts monté sur le trocart. Le dispositif est tel que ni les frottements engendrés par les joints dans le trocart, ni les interactions avec la paroi abdominale ne sont mesurés. L'estimation des efforts d'interaction est alors réduite à une simple compensation de poids.

Une particularité des applications de télémanipulation pour la chirurgie mini-invasive est caractérisée par la présence de mouvements physiologiques. Du point de vue de la commande, ces mouvements peuvent être considérés comme une perturbation pseudo-périodique [11]. Pour les mouvements respiratoires, qui sont relativement lents, la dynamique de réponse des boucles d'efforts doit permettre le rejet de la perturbation. Cependant, en chirurgie cardiaque, les mouvements présentent de grandes accélérations. Il semble donc souhaitable de mettre en place des estimations robustes des perturbations, en exploitant leur nature pseudo-périodique, pour intégrer dans la loi de commande une compensation active. On verra au paragraphe 3.4 que ce type de technique est employé avec succès dans le cadre des asservissements visuels. Pour ce qui concerne la commande en efforts, nous n'avons trouvé aucune contribution dans ce sens dans la littérature. Le problème de la compensation des mouvements physiologiques pour la télémanipulation au contact semble pourtant crucial. En particulier, il paraît souhaitable de superposer au geste utile, réalisé par le chirurgien, une compensation active des mouvements physiologiques, réalisé en mode autonome par l'esclave. Dans ce but, les travaux récents sur le filtrage entre mouvements commandés et mouvements induits par le retour d'efforts sur le maître, [20], semblent constituer une voie à explorer.

#### 2.3 Comanipulation

Le principe de la comanipulation, qui met en œuvre des systèmes dans lesquels un robot et le praticien manipulent simultanément un instrument, peut être également vu comme une forme de retour d'efforts.



FIG. 2 – Systèmes passifs pour la comanipulation (photo principale : guidage à contrainte fixe en neurochirurgie, icône : PADyC : système de guidage à contraintes dynamiques pour la chirurgie cardiaque)

Les premières applications médicales de la cobotique ont été des guides passifs pour la neurochirurgie stéréotaxique (Figure 2). Le robot est ici utilisé comme simple prépositionneur d'un instrument à un degré de liberté, manipulé par le chirurgien. Le système PADyc, [38], permet quant à lui d'imposer des contraintes passives dynamiques. Il utilise des embrayages commandables : lorsque l'embrayage est activé, le mouvement est contraint (à la raideur des asservissements de position près). On peut ainsi définir des régions dans lesquelles les déplacements sont libres et des «zones interdites». Dans [32], une nouvelle version de ce principe est proposé pour la chirurgie cardiaque.

D'autres travaux mettent en œuvre un retour explicite d'efforts pour réaliser un guidage actif, tel le système Acrobot [15]. L'application considérée concerne l'orthopédie du genou, elle consiste à fraiser une forme prédéfinie dans l'os avant la pose d'un implant. Dans ce cas, le planning préopératoire permet de définir différentes régions en fonction de la géométrie à réaliser. Selon les régions, le gain d'une boucle externe en admittance est adapté et des forces actives sont appliquées, permettant de ramener le chirurgien vers la forme prédéfinie lorsqu'il s'en éloigne. Ceci permet au chirurgien de choisir de se laisser guider par le plan préopératoire (en travaillant à effort nul) ou, moyennant un effort réglable, de sortir de cette zone pour tenir compte du déroulement de l'opération. Des travaux similaires sont présentés dans [3], avec un système qui n'utilise pas de capteurs d'effort : ici, un robot transparent et un asservissement de position à raideur variable sont utilisés pour produire les forces de guidage.

Mais le guidage actif ou semi actif n'est pas la seule application de la comanipulation à retour d'efforts pour la chirurgie. Ainsi, les systèmes Dermarob et Hippocrate évoqués au paragraphe 2.1 permettent un prépostionnement de l'instrument pour la programmation de la tâche : le robot est programmé en mode transparent (commande à effort nul selon tous les axes) et «suit» les efforts imposés par le chirurgien.

Dans [36], un système cobotique est proposé pour la microchirurgie de l'oeil. Un capteur d'efforts est placé entre le robot et l'instrument. Le robot est alors exploité pour filtrer les fréquences correspondant aux tremblements résiduels du chirurgien, inévitables à cette échelle (une précision de 10  $\mu$ m est requise), ce qui revient à programmer une impédance sélective en fonction de la fréquence.

Enfin, dans [45], le principe de la comanipulation est proposé pour la chirurgie endoscopique afin de rendre le trocart transparent : le robot, qui comanipule l'instrument endoscopique, compense les frottements et les autres perturbations d'effort au niveau du trocart, de sorte que les seuls efforts ressentis par le chirurgien sont les interactions entre l'instrument et l'organe (Figure 3). Une des difficultés abordées dans ce travail est celle posée par les instabilités cinématiques induites par la sélection des composantes d'efforts à asservir. En effet, le robot est cinématiquement contraint, c'est-à-dire qu'il possède moins de degrés de liberté que la dimension dans lequel son effecteur évolue. Ce travail analyse les problèmes de stabilité par la théorie de la passivité, et propose des solutions passives pour la commande, ce qui n'est pas sans intérêt puisque la stabilité est ainsi démontrée sans faire appel à un modèle de l'environnement.

### **3** Asservissements visuels

#### 3.1 Notions de base en asservissement visuel

Bien que la définition d'asservissement visuel sousentende d'habitude l'utilisation d'une caméra standard, nous étendons ici cette définition à l'utilisation des dispositifs d'imagerie médicale : échographe, fluoroscope, caméra RX, scanner, IRM. Aussi, afin de rester général, nous utiliserons dans la suite le terme d'imageur pour désigner le capteur visuel.

Les asservissements visuels peuvent être classés en plusieurs catégories en fonction de différents critères :

 Position de l'imageur par rapport au robot. Si l'imageur est solidaire d'un corps du robot autre que sa base on parle d'habitude de «caméra embarquée» qu'on étend ici à «imageur embarqué». Lorsque l'imageur est fixe et



FIG.  $3 - MC^2E$ : Système de comanipulation pour la chirurgie endoscopique, permettant un ressenti fin des efforts appliqués par l'instrument sur les organes.

permet de visualiser l'effecteur du robot ainsi que l'objet d'intérêt on parle d'«imageur déporté».

- Architecture de commande. Lorsque l'imageur est très lent (période supérieure à la seconde), l'asservissement fonctionne en mode séquentiel. La séquence comprend 3 étapes : l'acquisition de l'image, le calcul de la commande et le déplacement du robot à la position voulue. Cette séquence peut éventuellement être répétée jusqu'à convergence d'un certain critère. Dans la littérature anglo-saxonne, ce type d'asservissement est d'habitude désigné sous l'appellation «look then move». Lorsque l'imageur est moyennement rapide (de 1Hz à 50Hz), et afin de garantir une boucle d'asservissement stable et précise avec une correction proportionnelle, on utilise l'asservissement de position du robot pour émuler un robot parfait dépourvu de modes dynamiques d'ordre élevé. Ce type d'asservissement est appelé «asservissement visuel indirect». Lorsque l'imageur est rapide (plus de 50 Hz), il est possible, pour augmenter la bande passante de la boucle de vision, de tenir compte des modes dynamiques d'ordre élevés. Il n'est plus nécessaire d'avoir recours à l'asservissement des positions articulaires pour «forcer» un modèle plus simple. La commande de l'asservissement visuel peut être directement appliquée aux variateurs du robot, soit sous forme de consigne de vitesse (dans la plupart des cas) soit éventuellement sous forme de consigne de couple (lorsque la fréquence de rafraîchissement est au moins égale à 500Hz. Cette d'architecture est dénommée «asservissement visuel direct».
- Type de mesure. Lorsque le retour de la boucle de vision est constitué d'informations de positions opérationnelles on parle d'«asservissement 3D». Un modèle de la scène est nécessaire pour estimer la mesure : c'est là le principal inconvénient. Lorsque le retour est un vecteur contenant des coordonnées de primitives dans l'image

on parle d'«asservissement 2D» ou asservissement visuel référencé capteur. Dans ce type d'asservissement la conversion 2D/3D nécessaire pour commander le robot est obtenue par une matrice appelée «matrice d'interaction» ou encore «Jacobien image». Cette matrice d'interaction peut être estimée sans connaissance *a priori* de la géométrie de la scène. Lorsque l'information de contreréaction contient à la fois des données 3D et des données 2D, on parle d'«asservissement visuel hybride». Un exemple très connu est l'asservissement 2.5D qui réalise séparément l'asservissement des orientations en 3D et l'asservissement des translations en 2D.

#### 3.2 Les dispositifs d'imagerie médicale

Les principaux dispositifs imageurs médicaux sont les suivants :

- La caméra. Elle peut être utilisée seule, couplée à un endoscope ou un fibroscope. Un endoscope est un tube droit rigide de 30 à 40 cm de long contenant au centre une optique et à sa périphérie un réseau de fibres optiques amenant la lumière à l'extrémité. Connecté à une source de lumière froide, l'endoscope est souvent utilisé en chirurgie laparoscopique et chaque fois qu'il est possible d'accéder à la zone d'intérêt par une trajectoire rectiligne. Il existe des modèles stéréo qui, couplés à une paire de caméras, permettent de donner un rendu 3D des structures visualisées. Lorsque la zone d'intérêt est inaccessible avec un endoscope, on utilise un fibroscope (examen de l'estomac, du colon, ...). Contrairement à l'endoscope, le fibroscope est souple. Son extrémité est orientable à l'aide d'une molette. L'image est transmise par des fibres optiques. De ce fait, sa qualité est moindre qu'avec l'endoscope car le nombre de pixels, directement lié au nombre de fibres optique, est limité pour des raisons pratiques d'encombrement.
- Le fluoroscope. Aussi appelé «C-arm» en anglais. Il s'agit d'une paire source-capteur de rayons X diamétralement opposés sur un demi-cercle qui a la forme d'un grand «C» d'environ un mètre de diamètre. Le patient est placé au centre du demi-cercle. L'angle du fluoroscope ainsi que sa position peuvent être changés manuellement permettant ainsi de changer la zone visualisée. Le capteur est une caméra à rayons X. Elle donne en temps-réel vidéo (25 images/seconde) une image en niveaux de gris de l'atténuation des rayons X. Ce dispositif est la version temps-réel des radiographies classiques.
- Le scanner. Une source de rayons X et un capteur sont placés en opposition sur un anneau rotatif. Les acquisitions correspondant aux différents pas angulaires sur 360 degrés de la paire source-capteur permettent de reconstruire après traitement la coupe d'un patient placé au centre de l'anneau. Un lit motorisé en translation permet de changer la position de la coupe le long du patient et ainsi de reconstruire le volume en juxtaposant toutes les coupes. Sur les premiers scanner, la reconstruction d'une coupe pouvait prendre plusieurs minutes. Les nou-

veaux scanners permettent de calculer les coupes pratiquement à la cadence vidéo (une quinzaine d'images par seconde).

- L'IRM ou Imagerie à Résonance Magnétique nucléaire. L'IRM est fondée sur la résonance magnétique des atomes d'hydrogène. Ces derniers sont excités au moyen d'une impulsion magnétique intense. L'enregistrement, par un réseau d'antennes, de leurs oscillations transitoires permet de reconstruire le volume du patient. Le patient doit évidemment être débarrassé de tout objet métallique avant l'examen. C'est pourquoi les patients équipés de pacemaker ne peuvent pas subir d'IRM. Actuellement, la période minimum de rafraîchissement des images IRM est de l'ordre de 0.2 secondes. Il existe différents types d'IRM : on peut distinguer les IRM fermées, sorte de tunnel de 1 à 2 mètre de long dans lequel le patient est complètement enfermé, des IRM ouverts, plus récents, qui sont constitués de 2 bobines d'axe concourant entre lesquelles le chirurgien a un accès au patient.
- L'échographe. C'est le principe du sonar qui est utilisé dans ce cas. Des ondes ultra-sonores sont émises puis leurs échos réceptionnés par une sonde. Celle-ci est le plus souvent placée sur la peau du patient et positionnée par la main du chirurgien. Des sondes intracorporelles sont également disponibles pour certains examens (sondes gynécologiques, trans-œsophagiennes, endoscopiques, etc.). Le traitement des échos permet de reconstruire la coupe plane définie par l'axe de la sonde. Celle-ci prend souvent la forme d'un triangle dont le sommet est au niveau de la sonde. Le rafraîchissement de l'image se fait en temps-réel vidéo. Il existe des échographes dits «3D» qui utilise l'information combinée de plusieurs sondes ou une sonde active réalisant un balayage pour reconstruire un volume. Dans ce cas le volume reconstruit a la forme d'une pyramide dont le sommet est au niveau de la sonde. Cependant, les échographes 3D ne fournissent pas une information en temps réel.

### 3.3 Particularités de l'environnement médical

Les asservissements visuels référencés capteur ou «2D» se prêtent particulièrement bien à l'environnement médical. En effet, lorsque la tâche à réaliser peut s'exprimer directement à l'aide d'une fonction de paramètres dans l'image, la modélisation géométrique de la scène n'est pas requise. Par exemple, pour toutes les opérations de guidage d'un outil au centre d'une structure anatomique, on peut très bien imaginer le chirurgien cliquant directement dans l'image à l'endroit où il veut amener l'outil robotisé. Celui-ci, grâce à un asservissement visuel 2D, rejoint automatiquement le point spécifié en consigne. Seule une estimation de la matrice d'interaction est nécessaire. Cette estimation peut tolérer une certaine approximation sans altérer la précision de positionnement. Après convergence, l'asservissement peut fonctionner en régulation en compensant par exemple les mouvements du patient ou encore les mouvements physiologiques des organes (respiration, battements cardiaques). En fait, la difficulté principale des asservissements visuels en robotique médicale réside dans le traitement d'images, c'est-à-dire l'extraction robuste robuste d'une information pertinente. L'imagerie médicale (endoscopique, échographique, scanner, IRM) est particulièrement difficile à traiter. Or pour réaliser un asservissement, il est nécessaire de pouvoir extraire les primitives de manière fiable avec une fréquence de rafraîchissement constante (compatible avec la vitesse du robot, 1Hz est un minimum). Les contraintes de sécurité et de robustesse dans le domaine médical sont primordiales : le système doit pouvoir fonctionner quelques soient les conditions et doit pouvoir palier à d'éventuelles défaillances. Ainsi, une redondance des dispositifs de mesure doit être envisagée afin de garantir la continuité du flux d'information. Cette redondance n'est pas cantonnée à un type de capteur. On peut très bien imaginer par exemple l'acquisition puis la fusion de données aussi variées que la vision, les efforts, le débit respiratoire et les signaux ECG (Électrocardiogramme).

Jusqu'à présent, les asservissements visuels en robotique médicale se basaient surtout sur une image endoscopique car plus facile à acquérir en temps réel. Dans ces premières applications, la tâche consiste principalement à réaliser un suivi automatique d'instruments par l'endoscope. Plus tard, ce sont les instruments eux-mêmes qui ont été asservis pour réaliser des tâches simples comme un centrage dans l'image ou un suivi de marqueurs optiques solidaires de structures anatomiques.

Des travaux récents portent sur les asservissements visuels avec retour échographique. Il s'agit essentiellement pour le moment de preuves de concept prometteuses qui tendent à valider des lois de commande et des algorithmes de traitement d'image robustes.

Pour le moment, il n'existe pas d'asservissement visuel avec retour scanner ou IRM. En effet, pour ces imageurs, il est encore pratiquement impossible d'obtenir un flux d'image temps-réel. Seule une approche «look then move» est envisageable ce qui constitue une version dégradée d'un asservissement visuel. L'arrivée sur le marché de nouveaux imageurs rapides permet d'envisager à l'avenir un asservissement visuel avec retour scanner ou IRM temps-réel.

#### 3.4 Travaux réalisés et projets en cours

Dans cette partie, nous dressons un panorama des asservissements visuels développés ou en cours de développement en robotique médicale et chirurgicale. Nous classons ces applications en fonction du type d'imageur.

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

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

- Dans [37], Taylor *et al.* proposent un système capable de centrer automatiquement une structure anatomique dans l'image de l'endoscope. Après que le chirurgien ait pointé dans l'image la structure à centrer, le système évalue par triangulation sa position puis déplace le robot porte-endoscope. Ce n'est pas à proprement parlé un asservissement visuel mais plutôt une commande séquentielle de type *look then move*.
- Dans [4], Casals *et al.* optent pour une stratégie de centrage automatique des instruments. Avec ce système, l'endoscope suit en permanence les outils grâce à un asservissement visuel 3D. Des marqueurs sont rajoutés à l'extrémité des instruments. La connaissance de leur géométrie permet d'estimer leur position relative par rapport à l'endoscope et ainsi réaliser la tâche de centrage.
- Le système présenté dans [39] par Ueker *et al.* réalise la même tâche que celui de Casals *et al.* mais en utilisant un asservissement visuel 2D. Dans ce cas, des marqueurs colorés ont été rajoutés au bout des outils. Les primitives utilisées sont les coordonnées dans l'image de ces marqueurs ainsi que leur taille.
- Wei *et al.* [43] proposent également un système de centrage des outils fondé sur un asservissement visuel 3D utilisant des marqueurs colorés attachés au bout des outils. Il démontrent que la couleur verte est la moins représentée dans les images endoscopiques et donc la plus robuste pour un marqueur artificiel.

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

Dans [12], les auteurs présentent un système de position-\_ nement automatique des outils de chirurgie laparoscopique. Là encore, c'est une stratégie look then move qui est employée. Un système original de reconstruction 3D de la géométrie de la surface des organes est proposé, exploitant un scanner laser couplé à une caméra rapide. Ce système est monté en extrémité de l'endoscope. Le référencement de la position de l'endoscope par rapport au robot porteur d'instrument est réalisé par l'extérieur au moyen d'un système de repérage optique Polaris. Après que le chirurgien a pointé sur un écran tactile le point à atteindre pour l'instrument, le système calcule le déplacement grâce aux informations du scanner laser et du Polaris, puis déplace le robot porte-outil vers la position spécifiée.

- Le système présenté dans [25] par Nakamura *et al.* ne se place pas directement dans le contexte de la chirurgie laparoscopique. Il s'agit en fait d'une expérience réalisée en chirurgie ouverte mais qui illustre un concept ayant pour champ d'application la chirurgie mini-invasive robotisée du coeur. Ce système introduit la notion de compensation de mouvement cardiaque dans le but de réaliser des interventions à coeur battant. La tâche à réaliser est donc le suivi d'un organe en mouvement par retour visuel.
- Le système proposé par Krupa *et al.* [18] permet de réaliser par asservissement visuel une tâche automatique de récupération des outils dans le cas où ils sortent du champ opératoire. En effet, il peut arriver, lors d'un changement de zone de travail par exemple, que les outils sortent du champ de vision de l'endoscope. Dans ce cas, en chirurgie laparoscopique télémanipulée, il peut être difficile pour le chirurgien de les ramener de manière sûre dans le champ opératoire. Le système proposé permet de réaliser ce geste de manière sécurisée et automatique.
- Les travaux de Ginhoux *et al.* [11] portent également sur la compensation de mouvements physiologiques par retour visuel (Figure 4). Le problème est analysé du point de vue de la commande pour les 2 principaux mouvements physiologiques : la respiration et le battement cardiaque.
- Nageotte *et al.* [24] ont étudié la suture automatique guidée par vision. A partir de la définition dans l'image d'un point d'entrée et d'un point de sortie de l'aiguille, le système définit une trajectoire optimale pour l'outil porteaiguille. Cette trajectoire est ensuite réalisée par guidage visuel.



FIG. 4 - Compensation des mouvements cardiaques

Le fluoroscope. Dans [26], les auteurs présentent un système d'alignement automatique d'une aiguille de chirurgie percutanée en utilisant l'image d'un fluoroscope. La configuration est du type imageur déporté : l'aiguille est manipulée par un robot dans le champ du fluoroscope. L'asservissement visuel est du type séquentiel : des prises de vue successives sont acquises pour différents angles d'inclinaison de l'aiguille. En utilisant l'invariance projective du bi-rapport, la position angulaire désirée de l'aiguille est calculée puis envoyée au robot. Cette opération est répétée plusieurs fois pour différentes configurations du fluoroscope afin d'aligner l'aiguille avec la cible dans toutes les directions.

Bien qu'il ne s'agisse pas à proprement parler d'un asservissement au sens de l'automatique, cette application est une première car aucun recalage avec un modèle 3D connu n'est nécessaire : seules les données per-opératoires dans l'image sont exploitées.

On peut imaginer à l'avenir, une version temps-réel de cet asservissement où les commandes du robot seraient rafraîchies à la cadence vidéo.

Un système de positionnement robotisé utilisant des images rayons X a été développé par le Centre de Protonthérapie d'Orsay [7]. Le patient est porté par un robot 6 axes et déplacé automatiquement de manière à ce que le faisceau de protons converge exactement au centre de la tumeur à traiter, avec une orientation donnée. Le système fonctionne suivant le principe du «look-then-move» : deux images RX perpendiculaires du crâne du patient (dans lequel on a implanté des marqueurs) sont acquises et comparées à deux images virtuelles, synthétisées par le système de planification, correspondant à l'image du patient telle qu'elle devrait être pour un positionnement correct. L'erreur 2D est ensuite convertie en un déplacement 3D. Deux ou trois itérations suffisent pour un positionnement précis (1mm, 1 degré). Ce système prototype fonctionne en routine clinique depuis plusieurs années.

Le scanner et l'IRM. La plupart des applications robotiques utilisant le scanner ou l'IRM fonctionnement par recalage per-opératoire de données pré-opératoire. Par exemple, le système Neuromate [21] permet de positionner un guide cylindrique par rapport à la tête d'un patient avec une précision inférieure au millimètre. Le guide est solidaire de l'organe terminal d'un robot. La localisation de la zone à traiter se fait de manière pré-opératoire par acquisition d'images IRM. Ensuite, le patient est amené vers la zone opératoire. Celle-ci est équipée de deux caméras à rayons X dont les axes optiques sont perpendiculaires et passent par la tête du patient. Le recalage des images IRM avec les images RX utilise des structures visibles dans les 2 modalités. Le recalage du robot par rapport aux caméras à rayon X se fait en attachant à l'organe terminal du robot une cible constituée de marqueurs radio-opaques visibles dans l'imagerie RX. Une fois ce recalage effectué, la cible est remplacée par le guide qui est positionné de manière à viser la zone du cerveau à traiter tout en évitant de toucher des structures sensibles.

Il n'y a que très peu de travaux publiés sur les asservissements visuels avec retour scanner ou IRM. La fréquence d'acquisition et l'interfaçage de ces imageurs n'est pas le seul frein au développement de tels systèmes. Le robot est également un élément-clé qui doit être conçu sur mesure pour être compatible avec ces imageurs.

En radiologie interventionnelle robotisée sous scanner aucune pièce métallique ne doit se trouver dans le faisceau de rayons X, à savoir un disque de 1 à 2 cm d'épaisseur et de diamètre égal à l'anneau du scanner, afin de ne pas créer d'artefact dans l'image. Le robot utilisé dans [34] est fixé à la table du scanner et son organe terminal est un préhenseur d'aiguille de radiologie interventionnelle réalisé en matériau plastique. Pour le moment ce robot n'est pas utilisé pour un guidage scanner temps-réel : le positionnement de l'aiguille est effectué en utilisant les pointeurs laser des scanner.

Le robot présenté dans [23] est attaché au patient. Il a été conçu pour minimiser la quantité de métal présente dans le plan de coupe. D'encombrement et de poids réduits (Figure 5), il est sanglé au patient et permet de ce fait d'accompagner d'éventuels mouvements (respiration, convulsion, ...). Un système de marqueurs radio-opaques permet de recaler le robot par rapport au scanner. Le chirurgien définit dans l'image le point d'entrée et la cible à atteindre puis le robot positionne automatiquement l'aiguille dans la bonne direction. La descente de l'aiguille se fait pour le moment de façon manuelle. A moyen terme la descente se fera par télé-opération avec retour d'effort et il est prévu à plus long terme d'automatiser cette tâche grâce à un asservissement visuel.



FIG. 5 – Le robot CT-bot

L'IRM impose à la structure robotique des contraintes encore plus fortes. Il est clair qu'un robot compatible avec l'IRM doit être exclusivement constitué de matériaux amagnétiques. De plus, à cause des champs magnétiques intenses qui sont générés, les capteurs ne peuvent utiliser un principe de mesure électrique sous peine d'importantes perturbations voire de destruction par les courants induits. Dans [5], les auteurs dressent un inventaire exhaustif de toutes les contraintes propres à l'IRM. Un prototype de robot IRM-compatible entièrement en matière plastique et actionné par des moteurs pneumatiques est présenté dans [35].

**L'échographe.** Les asservissements visuels par échographie sont actuellement en plein essor. D'un point de vue robotique, l'échographie est beaucoup moins contraignante que l'imagerie scanner ou IRM. L'interfaçage est très simple car la plupart des échographes possède une sortie vidéo composite.

Parmi les travaux effectués dans ce domaine, certains s'intéressent au positionnement automatique de la sonde d'échographie (configuration imageur embarqué) :

- Dans [1], les auteurs présentent un robot porteur de sonde qui est asservi par vision pour centrer dans l'image la section de la carotide. C'est un asservissement visuel collaboratif : 3 degrés de liberté sont asservis par vision tandis que les 3 autres sont commandés par l'opérateur.
- Le système présenté dans [17] permet la calibration d'une imagerie échographique 3D. La sonde est portée par un robot et un asservissement visuel 2D permet d'amener deux primitives ponctuelles à des positions spécifiques dans l'image. Ces primitives ponctuelles correspondent à l'image échographique d'un dispositif de calibration constitué de 2 marqueurs rectilignes qui se coupent.

D'autres équipes ont étudié le positionnement d'instruments par retour échographique avec une sonde fixe (configuration imageur déporté) :

- Dans [13] les auteurs ont développé un système de chirurgie percutanée guidé par échographie. La sonde montée sur un robot est positionnée en regard de la zone à traiter. L'aiguille est montée sur un support actionné qui lui confère des degrés de mobilité supplémentaires par rapport à la sonde : ceux-ci sont utilisés pour orienter l'aiguille vers la zone à traiter. Cette tâche d'orientation est réalisée par asservissement visuel. Les auteurs ont aussi étudié la capacité du système à compenser les effets des mouvements respiratoires.
- Vitrani et al. [41] ont conçu un système de guidage par asservissement visuel 2D échographique d'un instrument de chirurgie intra-cardiaque (Figure 6). L'instrument est une pince chirurgicale, qui forme deux échos ponctuels dans le plan échographique. L'asservissement est fondé sur la formulation de la matrice d'interaction entre les mouvements du robot et les vitesses de glissement des points dans le plan. L'aspect traitement d'image représente aussi une part importante du travail [27] étant donnée la difficulté à extraire de manière robuste et continue des primitives d'images dont le rapport signal à bruit est très bas. Dans le cadre du même projet, les auteurs de [31] s'intéressent au suivi de la valve mitrale par échographie. Cet article présente des méthodes de traitement d'image pour suivre en temps réel les mouvements rapides de la valve. A moyen terme ce projet devrait déboucher sur un système de robotique de chirurgie de la valve mitrale à coeur battant.



FIG. 6 – Guidage intra-cardiaque d'un instrument par asservissement visuel échographique

# 4 Conclusion

Qu'il s'agisse d'asservissement visuel ou de commande à retour d'efforts, l'exploitation d'information extérosceptives, en temps réel, pour la commande des robots médicochirurgicaux, est un moyen d'évoluer vers des systèmes plus sûrs et plus autonomes. Nombre des travaux évoqués dans cet article ont fait l'objet de validations *in vivo*, prouvant la robustesse des concepts dans des conditions opératoires, et ce en dépit des difficultés particulières du problème : utilisation de différents appareils non recalés les uns par rapport aux autres, présence de mouvements physiologiques, interactions non linéaires, difficulté de traitement des images, etc.

Il reste au cours des prochaines années à faire migrer ces avancées technologiques vers une utilisation clinique. Pour cela, une industrialisation est nécessaire. Ce travail particulièrement coûteux dans le domaine médical ne sera possible qu'à deux conditions :

- le bénéfice médical de la technique doit être prouvé. Ceci ne peut se faire que par une évaluation préclinique des technologies. Une appropriation du corps médical est nécessaire car seuls les praticiens sont aptes à déterminer quelle assistance est d'une réelle utilité pour la pratique des soins. De notre point de vue, les techniques permettant d'effectuer des traitements impossibles avec les méthodes actuelles (comme par exemple le traitement de tumeurs trop petites avec une approche manuelle, qui sera rendu possible grâce à la précision d'un robot asservi sur la tumeur) sont celles qui sont promises à un meilleur avenir, par opposition aux méthodes permettant une simple transposition robotique de soins aujourd'hui pratiqués à la main.
- l'interfaçage avec le chirurgien doit être l'objet d'une attention particulière. S'agissant de commande référencée capteur, la spécification de la tâche s'effectue

dans l'espace de mesure. Elle n'est pas toujours intuitive. Un travail doit donc être entrepris pour savoir comment interfacer les systèmes asservis avec un utilisateur non spécialiste, utilisant un langage naturel, tout en garantissant la sécurité du patient.

## Références

- Abolmaesumi, P., Salcudean, S. E., Zhu, W. H., Sirouspour, M., et DiMaio, S. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 18:11–23, février 2002.
- [2] Berkelman, P. J., Whitcomb, L. L., Taylor, R. H., et Jensen, P. A miniature microsurgical instrument tip force sensor for enhanced force feedback during robot-assisted manipulation. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :917–922, octobre 2003.
- [3] Bonneau, E., Taha, F., Gravez, P., et Lamy, S. Surgicobot : Surgical gesture assistance cobot for maxillofacial interventions. Dans Proc. of MRNV 2004 : Medical Robotics, Navigation and Visualization. Remagen, Allemagne, mars 2004.
- [4] Casals, A., Amat, J., et Laporte, E. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. Dans Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 895–900. Mineapolis, avril 1996.
- [5] Chinzei, K. et Miller, K. Towards MRI guided surgical manipulator. *Med Sci Monit*, 7(1):153–163, 2001.
- [6] Courrèges, F., Poisson, G., Vieyres, P., Gourdon, A., Szpieg, M., et Mérigeaux, O. Real time exhibition of a simulated space tele-echography using an ultralight robot. Dans Proc. of ISAIRAS - 6th International Symposium on Artifical Intelligence, Robotics and Automation in Space. Montréal, Canada, juin 2001.
- [7] Desblancs, C., Mazal, A., R.Ferrand, et Habrand, J. Use of robots for patient positioning at the orsay protontherapy center. *A paraître dans Medical Image Analysis*, 2005.
- [8] DiMaio, S. P. et Salcudean, S. Needle insterion modeling and simulation. *IEEE Transactions on Robotics* and Automation, 19(5):864–875, octobre 2003.
- [9] Dombre, E., Duchemin, G., Poignet, P., et Pierrot, F. Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :876–884, 2003.
- [10] Dubois, P., Thommen, Q., et Jambon, A. In vivo measurement of surgical gestures. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 49(1):49–54, 2002.
- [11] Ginhoux, R., Gangloff, J., de Mathelin, M., Soler, L., Sanchez, M. A., et Marescaux, J. Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. *IEEE Transactions on Robotics*, 21(1):67–79, février 2005.

- [12] Hayashibe, M. et Nakamura, Y. Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3D geometric registration. Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1543–1548. Seoul, mai 2001.
- [13] Hong, J., Dohi, T., Hashizume, M., Konishi, K., et Hata, N. An ultrasound-driven needle insertion robot for percutaneous cholecystostomy. *Physics in Medicine and Biology*, 49(3):441–455, février 2004.
- [14] Hu, T., Tholey, G., Desai, J. P., et Castellanos, A. E. Evaluation of a laparoscopic grasper with force feedback. *Surgical Endoscopy*, 18(5):863, 2004.
- [15] Jakopec, M., y Baena, F. R., Harris, S., Gomes, P., J. Cobb, J., et Davies, B. The hands-on orthopaedic robot "acrobot" : Early clinical trials of total knee replacement surgery. *IEEE Transactions on Robotics* and Automation, 19(5):902–911, 2003.
- [16] Kennedy, C. et Desai, J. P. Force feedback using vision. Dans International Conference on Advanced Robotics, pages 179–184. Coimbra, Portugal, 2003.
- [17] Krupa, A. et Chaumette, F. Control of an ultrasound probe by adaptive visual servoing. Dans Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Edmonton, Canada, 2005.
- [18] Krupa, A., Gangloff, J., Doignon, C., de Mathelin, M., Morel, G., Leroy, J., Soler, L., et Marescaux, J. Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5):842–853, 2003.
- [19] Krupa, A., Morel, G., et de Mathelin, M. Achieving high precision laparoscopic manipulation through adaptive force control. *Advanced Robotics*, 18(9):905–926, 2004.
- [20] Kuchenbecker, K. J. et Niemeyer, G. Cancelling induced master motion in force-reflecting teleoperation. Dans *Proc. ASME Int. Mechanical Engineering Congress and Exposition*. novembre 2004.
- [21] Lavallee, S., Troccaz, J., Gaborit, L., Cinquin, P., Benabid, A., et Hoffmann, D. Image guided operating robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery. Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, tome 1, pages 618–624. Nice, France, 1992.
- [22] Marescaux, J., Leroy, J., Gagner, M., Rubino, F., Mutter, D., Vix, M., Butner, S., et Smith., M. Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413 :379–380, 2001.
- [23] Maurin, B., Doignon, C., Gangloff, J., Bayle, B., de Mathelin, M., Piccin, O., et Gangi, A. Ct-bot : A stereotactic-guided robotic assistant for percutaneous procedures of the abdomen. Dans SPIE Medical Imaging. San-Diego, février 2005.

- [24] Nageotte, F., Zanne, P., de Mathelin, M., et Doignon., C. A circular needle path planning method for suturing in laparoscopic surgery. Dans Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain, avril 2005.
- [25] Nakamura, Y., Kishi, K., et Kawakami, H. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Seoul, Korea, mai 2001.
- [26] Navab, N., Bascle, B., Loser, M., Geiger, B., et Taylor, R. Visual servoing for automatic and uncalibrated needle placement for percutaneous procedures. Dans *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, tome 2, pages 327–334. Hilton Head Island, SC, juin 2000.
- [27] Ortmaier, T., Vitrani, M. A., et Morel, G. Robust realtime instrument tracking in ultrasound images for visual servoing. Dans Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 2179–2184. Barcelona, Spain, avril 2005.
- [28] Paul, H., Bargar, W., Mittelstadt, B., Musits, B., Taylor, R., Kazanzides, P., Williamson, B., et Hanson, W. Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 285:57–66, décembre 1992.
- [29] Pierrot, F., Dombre, E., Dégoulange, E., Urbain, L., Caron, P., Boudet, S., Gariépy, J., et Mégnien, J.-L. Hippocrate : A safe robot arm for medical applications with force-feedback. *Medical Image Anal.*, 3(3):285–300, 1999.
- [30] Rosen, J., Hannaford, B., Farlane, M. M., et Sinanan, M. Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(10) :1212– 1221, octobre 1999.
- [31] Sauvee, M., Renaud, P., Poignet, P., Triboulet, J., Dombre, E., Karouia, M., Bonnet, N., et Noce, A. Mitral valve leaflet motion tracking in ultrasound images. Dans *Surgetica*. 2005.
- [32] Schneider, O. et Troccaz, J. A six-degree-of-freedom passive arm with dynamic constraints (padyc) for cardiac surgery application : preliminary experiments. *Computer Aided Surgery*, 6(6) :340–351, 2001.
- [33] Seibold, U., Kuebler, B., Weiss, H., et Hirtzinger, T. O. G. Sensorized and actuated instruments for minimally invasive surgery. Dans *Proc. of 4th International Conference EuroHaptics*. Munich, Allemagne, juin 2004.
- [34] Stoianovici, D., Cleary, K., Patriciu, A., Mazilu, D., Stanimir, A., Craciunoiu, N., Watson, V., et Kavoussi, L. Acubot : a robot for radiological interventions. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :927–930, octobre 2003.

- [35] Taillant, E., Avila-Vilchis, J.-C., Allegrini, C., Bricault, I., et Cinquin, P. CT and MR compatible light puncture robot : Architectural design and first experiments. Dans Proc. of the int. conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, pages 145–152. Saint-Malo, France, octobre 2004.
- [36] Taylor, R., Jensen, P., Whitcomb, L., Barnes, A., Kumar, R., Stoianovici, D., Gupta, P., Wang, Z., de Juan, E., et Kavoussi, L. A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation. *International Journal of Robotics Research*, 18 :1201–1210, 1999.
- [37] Taylor, R. H., Funda, J., Eldridge, B., Gomory, S., Gruben, K., Larose, D., Talamini, M., Kavoussi, L., et Anderson., J. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Special Issue on Robotics in Surgery*, 14(3):279–291, 1995.
- [38] Troccaz, J., Lavallée, S., et Hellion, E. A passive arm with dynamic constraints : a solution to safety problems in medical robotics? Dans *Proc. of IEEE SMC : Systems, Man and Cybernetics*, pages 166– 171. 1992.
- [39] Uecker, D. R., Cheolwhan, L., Wang, Y. F., et Wang, Y. Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery. *Journal of Image Guided Surgery*, 1 :308–325, 1995.
- [40] Vilchis, A., Troccaz, J., Cinquin, P., Masuda, K., et Pelissier, F. A new robot architecture for teleechography. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5):922–926, 2003.
- [41] Vitrani, M. A., Morel, G., et Ortmaier, T. Automatic guidance of a surgical instrument with ultrasound based visual servoing. Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 510–515. Barcelona, Spain, avril 2005.
- [42] Wagner, C. R., Stylopoulos, N., et Howe, R. D. The role of force feedback in surgery : Analysis of blunt dissection. Dans Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pages 73–79. mars 2002.
- [43] Wei, G.-Q., Arbter, K., et Hirzinger, G. Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 16(1):40–45, 1997.
- [44] Whitney, D. Historical perspective and state of the art in robot force control. *International Journal of Robotics Research*, 6:3–14, 1987.
- [45] Zemiti, N., Ortmaier, T., Vitrani, M., et Morel, G. A force controlled laparoscopic surgical robot without distal force sensing. Dans *Proc. of ISER'04 : The international symposium on experimental robotics.* 2004.