



HAL
open science

Asservissement visuel par imagerie médicale

A. Krupa

► **To cite this version:**

A. Krupa. Asservissement visuel par imagerie médicale. Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'09, 2009, Neuvy-sur-Barangeon, France, France. inria-00436996

HAL Id: inria-00436996

<https://inria.hal.science/inria-00436996>

Submitted on 28 Nov 2009

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

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

Asservissement visuel par imagerie médicale

Alexandre Krupa

INRIA Rennes - Bretagne Atlantique / IRISA

Campus universitaire de Beaulieu

35042 Rennes Cedex

tél : 02 99 84 25 85 - alexandre.krupa@irisa.fr

Résumé - Cet article présente les avancées récentes dans le domaine de l'asservissement visuel par imagerie médicale, réalisées notamment depuis les dernières JNRR'07. Le domaine applicatif concerne la robotique médicale où la tâche est réalisée selon un schéma de commande en « boucle fermée » utilisant directement l'information visuelle fournie par une modalité d'imagerie médicale telles l'endoscopie, la fibroscopie, l'échographie, la tomодensitométrie (scanner X), la résonance magnétique (IRM) ou autres.

Mots-clés - Robotique médicale, Asservissements visuels

I. INTRODUCTION

Apparue au milieu des années 1980, la robotique médicale et chirurgicale n'a cessé depuis de progresser. En effet, grâce à l'introduction de nouvelles technologies de l'information et de la communication dans la médecine, une nouvelle discipline est apparue, laquelle s'intéresse aux Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO). Ainsi, les techniques d'imagerie médicale informatisée permettent aujourd'hui d'assister le praticien de façon quantitative et fiable. L'utilisation de systèmes robotiques permet d'augmenter la précision du geste et d'effectuer des opérations chirurgicales peu invasives pour le patient voir même des interventions ne pouvant pas être réalisées auparavant par une technique manuelle. A leur début, ces systèmes ont principalement été télé-opérés par le praticien. Depuis une dizaine d'années, l'émergence des techniques d'imagerie a permis d'envisager de nouvelles applications robotiques d'assistance aux gestes médicaux. Il est à présent possible d'utiliser l'information provenant d'une ou de plusieurs modalités d'imagerie telles l'endoscopie, l'échographie, l'imagerie à rayonnement X, ou l'imagerie à résonance magnétique IRM pour guider des robots médicaux. Actuellement, une grande majorité des interventions réalisées sous imagerie médicale à l'aide de robots est basée sur des techniques de recalage utilisant généralement des systèmes externes de mesure optique ou magnétique pour localiser la position courante d'un instrument dans le référentiel de l'imageur où est planifiée la position de la cible à atteindre à partir d'une image pré-opératoire du patient. La précision de la localisation et du positionnement de l'instrument est dans ce cas directement fonction de la précision fournie par le système de localisation externe utilisé. L'erreur de positionnement est également plus grande lorsque la cible réelle à atteindre est mobile, ce qui est généralement le cas dû aux perturbations induites par les mouvements physiologiques du patient. Dans ce contexte, l'asservissement visuel est une approche alternative que plusieurs équipes de recherche ont proposé dans des applications médicales, afin de commander directement à partir d'informations visuelles extraites de l'image médicale, et en boucle fermée, soit le déplacement de l'imageur ou celui d'un instrument. Ces techniques ont un avantage majeur. Elles permettent d'obtenir des précisions de positionnement de l'ordre du pixel tout en essayant de compenser au mieux les perturbations introduites par les mouvements physiologiques du patient au moyen de la boucle de retour visuel.

Dans cette article, nous reportons les avancées récentes de l'asservissement visuel dans le contexte de la robotique médicale. Nous nous intéresserons et détaillerons dans la mesure du possible plus particulièrement les travaux réalisés lors des 2 ou 3 dernières années dans la communauté française et

citerons quelques travaux précurseurs ou novateurs réalisés à l'étranger. Nous proposons ici de classer ces travaux en fonction du dispositif d'imagerie médicale utilisé dans l'application ciblée. La section III porte sur les travaux utilisant une ou plusieurs caméras avec ou sans optique particulière. Les travaux sur l'asservissement visuel à partir d'images échographiques sont décrits dans la section IV. Et pour finir, la section V présente les travaux où les imageurs à rayonnement X ou à résonance magnétique nucléaire sont considérés. Mais tout d'abord un petit rappel sur les notions de base de l'asservissement visuel est donné dans la section qui suit.

II. ASSERVISSEMENT VISUEL

Dans cette section, nous présentons brièvement les bases utiles à la compréhension de ce qu'est un asservissement visuel. Afin d'obtenir une explication plus approfondie, nous invitons le lecteur à se reporter aux articles tutoriels [1] et [2]. La commande par vision ou asservissement visuel consiste à contrôler les mouvements d'un système dynamique en intégrant les informations fournies par un capteur de vision dans un système de commande en boucle fermée. Initialement, les techniques d'asservissement visuel ont été développées pour contrôler, à partir de l'image fournie par une caméra monoculaire, des robots de type manipulateurs. Une classification à présent bien connue permet de qualifier les différents types d'asservissement visuel selon 3 critères qui sont : la configuration du capteur visuel dans le système robotique, le type d'architecture de commande utilisé et le type de grandeur à asservir. Ces critères sont brièvement présentés ci-dessous.

A. Le positionnement du capteur visuel

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

B. Les grandeurs asservies

- **Asservissement visuel 3D :**
Dans un asservissement visuel 3D, l'objectif est de contrôler le déplacement du robot dans l'espace cartésien. La grandeur à asservir correspond directement à l'attitude d'un repère lié rigidement à l'effecteur du robot par rapport à un repère attaché à l'objet d'intérêt. L'inconvénient majeur de ce type d'asservissement est la nécessité d'une étape de reconstruction 3D permettant de fournir une mesure d'attitude. Cette dernière peut par exemple être obtenue par triangulation en utilisant un système de vision stéréoscopique calibré, ou par des techniques de reconstruction de pose dans le cas d'un capteur monoculaire. Les techniques de reconstruction de pose utilisent des primitives extraites de l'image et sont généralement basées sur la connaissance d'un modèle de la scène observée. Malheureusement quelle que soit la méthode de reconstruction de pose utilisée, l'estimation de l'attitude est très sensible aux bruits de mesure et aux erreurs de calibrage du capteur visuel. Il en résulte, après convergence de l'asservissement lorsque le régime permanent est atteint, un biais entre la position du robot et l'objet d'intérêt à atteindre. Cet inconvénient constitue le problème majeur de l'asservissement visuel 3D.
- **Asservissement visuel 2D :** Dans un asservissement visuel 2D, la grandeur à asservir est exprimée sous la forme de primitives visuelles dans l'image. Pour ce type d'asservissement, on parle également "d'asservissement référencé image". Contrairement à un asservissement visuel 3D, le contrôle du

robot n'est pas effectué dans l'espace cartésien, mais directement dans l'image. Les primitives extraites de l'image sont généralement des formes géométriques élémentaires qui proviennent de l'objet d'intérêt. Différents types de primitives peuvent être utilisés. Des coordonnées de points dans l'image sont les plus couramment utilisées. Ces primitives peuvent également être des droites, des ellipses, des cylindres, des invariants projectifs, etc... Pour des scènes complexes qui ne contiennent aucune primitive géométrique simple, l'information du mouvement dans l'image ou directement l'information photométrique d'une région d'intérêt de l'image peuvent être utilisées comme primitives visuelles.

C. L'architecture de commande du robot

- **Commande séquentielle** : Cette approche est recommandée lorsque le dispositif d'imagerie ne peut pas fournir des images à une cadence d'acquisition supérieure au Hertz. L'asservissement fonctionne selon un mode séquentiel également appelé "look then move" dans la littérature anglo-saxonne. La séquence consiste à acquérir une ou un ensemble d'images puis traiter et analyser ces images pour générer une trajectoire en position de l'organe terminal du robot qui est envoyée au contrôleur bas-niveau du robot fourni par le constructeur. Ce dernier effectue ensuite l'asservissement en position des coordonnées articulaires. Cette séquence peut être répétée éventuellement jusqu'à atteindre un critère d'arrêt imposé. L'avantage de cette architecture réside dans sa simplicité, sa portabilité et sa robustesse, car le robot peut être considéré comme un système de positionnement autonome où les singularités et les sécurités sont gérées par le contrôleur de bas niveau du robot. L'inconvénient est l'impossibilité de réaliser des asservissements visuels pour lesquels le but recherché est la rapidité.
- **Commande cinématique** : La commande cinématique est un asservissement en boucle fermée qui consiste à envoyer périodiquement des consignes de vitesses articulaires au contrôleur bas niveau du robot. La cadence du rafraîchissement des consignes est imposée par la fréquence d'acquisition des images et la durée des traitements nécessaires à l'extraction de l'information visuelle et du calcul de la loi de commande. Ce type de commande est généralement utilisé pour des fréquences d'acquisition des images allant de 1 à 50 Hz. La fonction de transfert du robot est considérée comme étant un intégrateur pur car les effets dynamiques ne sont pas modélisés. Cette commande a l'avantage d'être facilement mise en œuvre si le contrôleur bas niveau du robot permet de générer et d'appliquer une trajectoire de positions articulaires à partir de consignes de vitesses articulaires. Néanmoins, elle n'est pas adéquate pour des applications nécessitant une réactivité élevée du robot du fait de la non modélisation des effets dynamiques.
- **Commande dynamique** : La commande dynamique tient compte d'une modélisation plus réaliste du comportement du robot. Une identification des paramètres dynamiques (masses, inerties, frottements,...) du robot est nécessaire afin de mettre en œuvre une commande en vitesse ou en couple qui linéarise le comportement du système. Dans ce cas, le système de vision commande directement les variateurs des actionneurs du robot en se substituant au contrôleur bas niveau du robot. Cette architecture permet de tirer pleinement partie des possibilités dynamiques offertes par le robot pour réaliser des asservissements visuels rapides. Elle nécessite cependant une cadence élevée du système de vision (plus de 50 images/s), afin de garantir la stabilité et la convergence de la commande.

III. CAMÉRAS AVEC OU SANS OPTIQUE PARTICULIÈRE

Historiquement, les premiers travaux d'asservissement visuel en robotique médicale ont été réalisés dans le contexte de la chirurgie laparoscopique où le dispositif d'imagerie utilisé est un endoscope constitué d'une caméra couplée à une optique particulière de forme cylindre. Cette optique de longueur importante est introduite dans l'abdomen du patient par l'intermédiaire d'un trocart préalablement positionné au travers d'un point d'incision. Un réseau de fibres optiques placé en périphérie de l'optique permet de transporter à l'intérieur de l'abdomen du patient l'éclairage d'une source de lumière froide qui est située

à l'extérieur. Ce type d'imageur médicale a l'avantage de bénéficier des bonnes propriétés des caméras classiques, qui sont entre autres une cadence élevée de l'acquisition d'images (25 images/s ou plus) et la présence d'un faible temps de retard d'acquisition (de l'ordre de 20 ms). Il est donc approprié pour être intégré dans des applications robotiques avec asservissement visuel utilisant une architecture de commande cinématique ou dynamique.

Les premiers travaux [3], [4], [5] ont porté sur le positionnement automatique d'un robot porteur d'endoscope (configuration "eye in hand") afin de suivre et maintenir dans le champs visuel de la caméra un ou plusieurs instruments de chirurgie laparoscopique lors d'une intervention chirurgicale et évitant ainsi la présence d'un chirurgien pour manipuler l'endoscope.

Par la suite, des travaux ont porté sur le positionnement automatique d'un instrument de chirurgie laparoscopique actionné par un robot médical commandé par asservissement visuel (configuration "eye to hand"). Les applications mises en œuvre ont été : la récupération automatique par asservissement visuel 2D d'un instrument dans le champs visuel de la caméra [6], une tâche de suture automatique [7] effectuée par asservissement visuel 3D après indication dans l'image du point d'entrée et de sortie d'une aiguille circulaire et la compensation des mouvements physiologiques du patient au moyen d'une commande dynamique utilisant un correcteur prédictif basé sur un modèle du mouvement de l'organe [8].

L'utilisation de la vision pour le guidage de robot à l'intérieur du corps humain est limitée par les difficultés émanant de l'interprétation des images. Pour cette raison, les travaux mentionnés précédemment ont pour la plupart considéré des informations visuelles fournies par des marqueurs artificiels ajoutés dans la scène. Ces marqueurs ont été fixés sur l'extrémité des instruments [3], [4], [5], [7] et/ou également sur la surface de l'organe d'intérêt par projection de spot laser [6] ou fixation de marqueurs lumineux [8].

Une méthode alternative à l'utilisation de marqueur a été proposée dans [9] dans le but de détecter des instruments de chirurgie laparoscopique. Cette méthode est basée sur l'hypothèse que chaque instrument est introduit dans l'abdomen par un point "fixe". Elle nécessite une phase d'initialisation au début de l'intervention qui consiste à visualiser par la caméra endoscopique les points de l'abdomen où sont insérés les différents instruments afin de calculer leurs coordonnées 3D dans un repère lié au robot selon le principe de stéréovision. Ces coordonnées 3D constituent des contraintes sur les positions attendues des outils dans les images permettant ainsi à un algorithme de segmentation basé sur la méthode de Hough [10] d'extraire efficacement les contours latéraux des instruments. La détection de l'extrémité de l'outil est basée sur une méthode d'Otsu [11] qui consiste à réaliser un seuillage sur l'histogramme des niveaux de gris des pixels appartenant à l'axe de symétrie de l'instrument. Cette méthode de détection a été validée sur cadavre lors d'une cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) et un asservissement visuel 2D "eye in hand" a été mis en œuvre pour contrôler 2 degrés de liberté d'un robot porte-endoscope afin de suivre et maintenir un instrument au centre de l'image (Figure 1).

En vue de réaliser le positionnement relatif des instruments par rapport aux surfaces des organes, déformables et en mouvement, une approche différente consiste à effectuer une mesure 3D immédiate de la surface des organes. Celle-ci a été abordée dans [12] par la mise en œuvre d'un dispositif de lumière structurée qui projette un motif sur les organes, indépendamment de l'information renfermée dans la texture. Cette étude concerne plus particulièrement la conception automatique de motifs de grandes dimensions, codant spécifiquement la lumière et où la distance de Hamming permet de quantifier la robustesse vis-à-vis des occultations et des discontinuités de courbures de la surface observée. Des dispositifs de projection miniaturisés ont été développés en partenariat avec un industriel. Grâce aux choix des indices visuels représentant les éléments du motif et à un schéma de décodage proposé, la

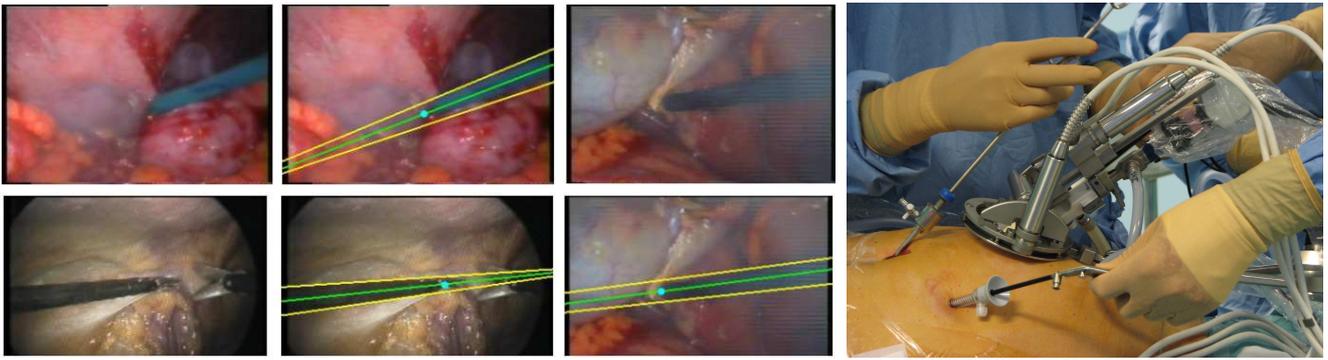


Fig. 1. Quelques exemples de détection des instruments chirurgicaux avec la méthode du “point fixe” et le robot porte-endoscope LER commandé par asservissement visuel 2D pour centrer l’instrument dans l’image

rapidité d’exécution obtenue permet une reconstruction 3D (Figure 2) en temps réel (50 ms) pour des applications de réalité augmentée et de commande de robot [13].

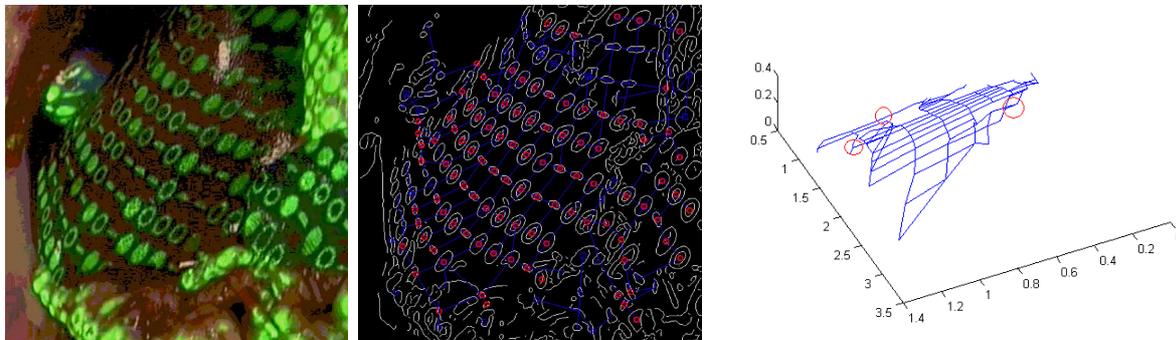


Fig. 2. Projection d’un motif monochrome sur les organes de l’abdomen d’un porc - Décodage : les indices visuels détectés et décodés (mis en correspondance avec le modèle) sont coloriés en rouge - Reconstruction 3D

Récemment une nouvelle technique de chirurgie mini-invasive a été mise en place par les médecins. Cette technique consiste à introduire des instruments chirurgicaux dans la cavité abdominale par voie transluminale, c’est à dire par des orifices naturels tels que la bouche, l’anus, le vagin ou l’urètre. Cette nouvelle technique présente de nombreux avantages par rapport aux techniques traditionnelles telles que la chirurgie ouverte (laparotomie) ou chirurgie laparoscopique. Le plus significatif est l’absence d’incisions dans la paroi abdominale et de cicatrices visibles après l’intervention. Dans ce contexte, des travaux de recherche [14], [15] ont été menés afin de contrôler automatiquement l’orientation de la tête d’un endoscope flexible robotisé. Deux degrés de liberté en orientation sont commandés par un asservissement visuel basé image, de sorte que la caméra endoscopique maintienne une cible anatomique fixe dans l’image (voir Figure 3). Afin de rejeter efficacement les perturbations liées au mouvement respiratoire, l’asservissement visuel est couplé à un mécanisme de commande répétitive [16]. Cette commande, récemment utilisée dans le domaine médical, a une limitation importante : elle ne permet pas de rejeter efficacement des perturbations non périodiques. Cette limitation est particulièrement gênante en endoscopie flexible où la caméra est embarquée sur le système portant les instruments. Ainsi, dans le système considéré, l’enfoncement de l’endoscope est contrôlé manuellement et ces mouvements manuels agissent comme des perturbations inconnues sur l’asservissement visuel. La solution proposée par les auteurs consiste à décomposer ces perturbations selon 2 axes : les changements de profondeur selon l’axe de la caméra et les

perturbations perpendiculaires à cet axe. Un algorithme de commande permettant de gérer au mieux ces 2 types de perturbations est proposé. Les variations de profondeur sont estimées à partir des modifications de la cible anatomique dans l'image en utilisant un modèle de transformation homographique. Ces variations de profondeur sont utilisées pour mettre à jour le tampon des commandes passées intervenant dans l'algorithme de commande répétitive, de sorte que les actions appliquées correspondent à la nouvelle profondeur de la cible [14]. La commande répétitive classique ne permet pas de rejeter l'autre partie des perturbations ou produit des répétitions inappropriées. Pour résoudre ce problème, un algorithme de commande à commutation est proposé où un observateur permet de détecter l'arrivée d'une perturbation non prévue. La commande répétitive est alors déroutée pour une période, ce qui évite de répéter les actions de commandes de rejet de cette perturbation [15]. Ces algorithmes de commande ont été testés avec succès lors de plusieurs opérations *in vivo* menées sur modèle porcin. Les améliorations dans le rejet des perturbations dues au mouvement manuel de l'endoscope sont importantes et n'affectent pas le rejet des perturbations prédites. Ceci permet d'envisager un mode de commande coopératif chirurgical / asservissement visuel pour les endoscopes flexibles pour des applications intraluminales (gastroscopie) ou transluminales.



Fig. 3. Gastroscopie robotisée - Image observée durant l'asservissement visuel par l'endoscope flexible (gastroscope). L'orientation de la tête est automatique afin de suivre un point de brûlure du foie (tâche blanche) alors que l'enfoncement du gastroscope et des instruments est manuel - Vue du gastroscope et de son instrument par un laparoscope conventionnel

Depuis quelques années, des recherches sont menées en vue de permettre la réalisation d'interventions chirurgicales tel que le pontage de l'artère coronaire sur cœur battant à l'aide d'un système robotique téléopéré par le chirurgien. Une première approche est de synchroniser les déplacements de la caméra endoscopique et des instruments laparoscopiques avec les mouvements du cœur, de sorte que le chirurgien puisse opérer sur un cœur virtuellement stabilisé. Dans cette optique, des asservissements visuels rapides [8], [16] ont été développés et testés sur animaux pour synchroniser les déplacements des instruments chirurgicaux au moyen de commandes dynamiques. Les premiers travaux ont porté plus particulièrement sur la synthèse de commandes prédictives et répétitives où le mouvement du cœur battant est considéré comme une perturbation cyclique pour l'asservissement visuel qui a pour objectif de la compenser. Ces commandes sont basées sur un modèle du mouvement du cœur permettant de fournir une prédiction de l'évolution de la perturbation. Dans [17], le modèle de la perturbation a également été corrélé à des signaux externes tels que le débit respiratoire et l'ECG. Ces travaux ont considéré des informations visuelles de type point correspondant à la projection de marqueurs lumineux fixés sur la surface du cœur.

Des solutions ont par la suite été proposées pour estimer le mouvement du cœur sans l'utilisation de marqueurs artificiels. Une approche basée sur une analyse de texture est présentée dans [18] pour détecter

des marqueurs naturels de la surface du cœur et fournir une estimation du mouvement 3D à partir de l'image fournie par une caméra endoscopique monoculaire. Une méthode utilisant un système de vision stéréoscopique a également été proposée [19]. Dans [20], le suivi du mouvement d'un cœur battant est réalisé dans une séquence d'images par une méthode de suivi différentiel. Dans ce travail, la déformation de la surface du cœur est approchée par un modèle basé sur des fonctions radiales de base (Radial basis function) de type splines de plaques minces (thin plate spline). Les paramètres de déformations du modèle incluent des paramètres de déformation affine et des points de contrôle 2D des splines traduisant les déformations non linéaires dans le plan image. L'algorithme de suivi consiste à estimer les paramètres du modèle de déformation qui minimisent l'erreur d'alignement entre une image de référence, acquise à l'initialisation du suivi, et l'image courante après application de la transformation estimée. L'erreur d'alignement est mesurée directement à partir de la différence de l'intensité (en niveaux de gris) des pixels appartenant à l'image de référence et ceux de l'image courante modifiée par la transformation inverse estimée. Afin de tenir compte des déformations projectives et de permettre le suivi 3D complet de la surface, le modèle de déformation a par la suite été étendu et paramétré par des points de contrôle 3D qui correspondent à des points de la surface observée. Les coordonnées 3D de ces nouveaux points de contrôle sont estimées en minimisant l'erreur d'alignement entre l'image de référence et deux images observées par un système stéréoscopique calibré (Figure 4). Cette méthode a l'avantage de s'affranchir d'une mise en correspondance explicite des images stéréoscopiques. Afin d'être robuste au changement d'illumination, la méthode de compensation proposée dans [21] a été mise en œuvre. Cette dernière repose sur une estimation d'une surface modélisant la variation d'éclairage par des fonctions radiales (splines de plaques minces).

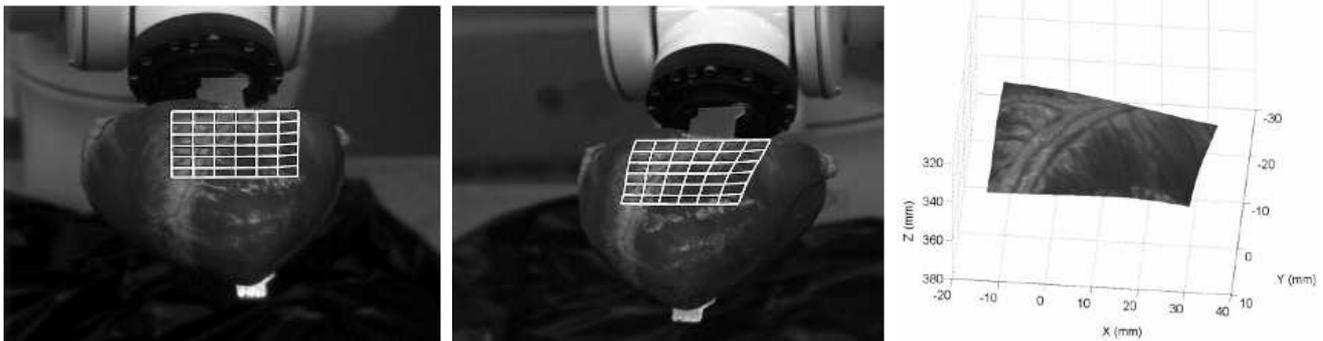


Fig. 4. La région suivie de la surface du cœur visualisée dans les 2 images lors d'un battement simulé par un robot manipulateur portant un cœur - La reconstruction 3D de la surface à un instant donné.

Toujours dans le contexte de la chirurgie sur cœur battant, un système robotique [22] a été développé pour stabiliser de manière active une surface locale du cœur. Le principe consiste à déplacer automatiquement 2 doigts mécaniques en contact du cœur de sorte à compenser son mouvement. Le travail a porté sur la conception d'un robot miniature rapide basé sur une structure à mécanisme compliant actionné par un actionneur piézoélectrique ainsi que sur une commande par asservissement visuel permettant de stabiliser le mouvement du cœur dans sa direction principale (1 DDL). Une caméra rapide en configuration "eye to hand" et fournissant 333 images/seconde mesure la variation de position de l'organe terminal du robot par suivi d'un marqueur visuel de type point qui est attaché à l'extrémité du dispositif. Aucune reconstruction 3D n'est nécessaire car la caméra est positionnée de sorte que le plan image soit parallèle au plan du marqueur visuel. Plusieurs lois de commande ont été synthétisées par une approche H^∞ sans ou avec connaissance *a priori* de la fréquence cardiaque ou d'un modèle du mouvement. Une nouvelle

version du système robotique [23] a été par la suite développée pour compenser le mouvement du cœur selon 2 directions principales.

Dans [24], un asservissement visuel référencé image est mis en œuvre pour effectuer automatiquement l'insertion d'une aiguille dans le petit animal (souris) afin de réaliser une biopsie ou injecter une substance médicamenteuse dans le cadre d'essais thérapeutiques. Le dispositif est constitué d'un manipulateur robotique porteur d'aiguille et d'un dispositif de vision stéréoscopique en configuration "eye to hand". La procédure consiste tout d'abord à réaliser une imagerie 3D de l'animal fixé sur un lit prévu spécialement à sa taille au moyen d'un micro-scanner à rayon X. Le médecin indique ensuite dans le volume obtenu la cible à atteindre et le point d'entrée de l'aiguille. L'ensemble animal et lit est par la suite positionné devant le robot et le système de vision stéréoscopique. Une reconstruction 3D du lit exprimée dans le référentiel du système de vision est ensuite réalisée par une technique de projection de lumière structurée, puis recalée au volume pré-opératoire obtenu par le scanner. Ce recalage permet alors d'exprimer en pixel les consignes des informations visuelles 2D à atteindre dans les images stéréoscopiques qui sont : la position de la cible et les droites correspondant à la projection de l'axe de l'aiguille dans les 2 plans images. Les droites décrivant la position et l'orientation courante de l'aiguille sont extraites par une technique basée sur la méthode de Hough [10].

IV. ECHOGRAPHES

L'imagerie ultrasonore possède trois principaux atouts. Elle permet une imagerie anatomique en temps réel, non-invasive et à faible coût. La plupart des dispositifs d'imagerie échographique 2D ont l'avantage de fournir des images à la cadence vidéo (25 images/seconde), ce qui rend possible leur utilisation pour des applications robotiques où la commande est basée sur un asservissement visuel. Néanmoins, le rapport signal/bruit des images échographiques est faible et rend difficile leur interprétation et traitement. L'utilisation de cette modalité en asservissement visuel a démarré aux alentours de l'an 2000. Cependant, le nombre de travaux existant n'est pas élevé et nous sommes donc en mesure de faire ici un état de l'art international quasiment complet. Les applications concernent soit le guidage de la sonde échographique (configuration "eye in hand"), soit le guidage d'un instrument ou d'une aiguille observée par la sonde (configuration "eye to hand"). Nous pouvons distinguer deux catégories de travaux : ceux qui se sont limités à commander, par asservissement visuel, les mouvements de la sonde ou de l'instrument uniquement dans le plan de coupe du capteur et ceux qui ont fourni des solutions pour commander également les déplacements en-dehors du plan de coupe par asservissement visuel. En effet, il est important de noter qu'une sonde échographique 2D standard a la particularité de fournir une information complète dans le plan d'observation du capteur mais de ne fournir aucune information en dehors de ce plan. Les capteurs de vision usuels (caméras) agissent d'une manière totalement différente car ils fournissent une projection de l'environnement perçu vers une image 2D. Par conséquent, les méthodes classiques d'asservissement visuel ne peuvent pas être directement appliquées pour un capteur fournissant une coupe. Il faut également noter qu'une problématique importante concerne l'extraction en temps réel des informations visuelles, nécessaires à la commande du système car comme nous l'avons déjà mentionné, les images échographiques sont par nature très fortement bruitées.

A. Asservissements visuels limités au contrôle des déplacements dans le plan de coupe

Les auteurs de [25] ont été les premiers à mettre en œuvre un asservissement visuel utilisant l'image échographique. Un robot porteur de sonde échographique 2D est utilisé pour réaliser l'imagerie ultrasonore 3D d'une artère. La commande visuelle mise en œuvre permet de centrer automatiquement la section de l'artère dans l'image échographique 2D afin de maintenir l'artère visible dans l'image lors du déplacement de la sonde. Parmi les six degrés de liberté du robot manipulant la sonde, seuls les trois degrés de liberté

généralisant un mouvement dans le plan du capteur (deux translations et une rotation) sont commandés par vision échographique, les 3 autres sont télé-opérés par l'utilisateur. Dans [26], un robot médical est commandé par asservissement visuel échographique afin d'insérer automatiquement une aiguille lors d'une cholécystostomie percutanée. Cependant, uniquement 2 degrés de liberté de l'aiguille (une rotation et une translation) sont commandés directement par l'image échographique et l'aiguille est mécaniquement contrainte de rester dans le plan d'observation de la sonde 2D. Un travail plus récent [27] a porté sur la conception d'un dispositif robotique ainsi que sur sa commande par asservissement visuel en vue de dissoudre un calcul rénal en mouvement par émission d'un faisceau ultrasonore focalisé à forte énergie (lithotripsie). Ce dispositif est constitué d'un robot cartésien XYZ dont l'organe terminal porte un émetteur d'onde ultrasonore de puissance rigidement lié à une sonde échographique 3D. La sonde échographique 3D est configurée dans un mode bi-plan fournissant 2 coupes orthogonales. L'expérimentation mise en œuvre consiste à déplacer automatiquement l'ensemble émetteur et sonde échographique afin de suivre les déplacements d'une bille plongée dans une bassine d'eau qui est actionnée par un piston simulant ainsi un calcul rénal en mouvement. Dans cette étude, une commande rapide du robot est réalisée par un asservissement visuel référencé image utilisant comme informations visuelles les coordonnées du barycentre de la bille extraites dans les 2 images échographiques. Cet asservissement visuel peut être considéré comme étant limité au contrôle des déplacements dans le plan de coupe (dans chaque plan) car il n'y a pas de couplage des informations visuelles entre les 2 images du fait que les axes des images sont alignés avec les axes du robot et que les mouvements de rotation de la sonde ne sont pas considérés.

B. Asservissements visuels pour contrôler les déplacements dans et en-dehors du plan de coupe

L'utilisation d'un capteur échographique 3D a été proposée dans [28] pour contrôler les 4 degrés de liberté d'un instrument robotisé de chirurgie laparoscopique. Dans cette étude, une reconstruction complète du volume observé par le capteur permet d'estimer la position de l'instrument dans un repère cartésien associé à la sonde. Cette localisation 3D de l'instrument est ensuite utilisée pour guider automatiquement ce dernier vers une cible préalablement indiquée par l'utilisateur dans le volume 3D. Néanmoins, les sondes 3D sont pour l'instant limitées à l'acquisition de volumes de petites tailles et de faible résolution spatiale, ce qui limite l'amplitude des mouvements possibles de l'instrument.

Une autre approche permettant d'utiliser une sonde 2D consiste à modéliser l'interaction complète entre l'objet observé et le plan de coupe de la sonde. Les premiers objets considérés ont été constitués par de simples droites 3D produisant des points d'intersection avec le plan de coupe. Dans [29] deux points visuels, correspondant dans l'image échographique à la section d'une pince ouverte de chirurgie laparoscopique (modélisée par deux droites), sont utilisés comme informations visuelles afin de contrôler les 4 degrés de liberté de l'instrument en vue d'assister le geste du chirurgien lors d'une intervention de réparation de la valve mitrale du cœur. En lien avec ce travail, les auteurs de [30] ont proposé une commande prédictive qui tient compte des contraintes de visibilité de l'instrument dans l'image. Les auteurs de [31] ont également proposé une méthode permettant de recalibrer le robot porteur d'instrument par rapport à la sonde échographique au moyen d'un algorithme utilisant uniquement l'observation des points résultant de l'intersection de l'outil avec le plan de coupe. Il faut noter que ce recalage est nécessaire pour réaliser la commande d'un instrument avec une sonde déportée ("eye to hand"), ce qui n'est pas utile à la commande d'une sonde embarquée ("eye in hand").

L'utilisation d'informations visuelles de type point a également été considérée dans [32] où une commande référencée image échographique permet de réaliser automatiquement la procédure de calibrage d'une sonde échographique 2D. La procédure consiste à positionner selon différentes configurations le plan échographique sur un point 3D fixe qui est matérialisé par l'intersection de deux fils de nylon tendus

et immergés dans une bassine d'eau. Elle est réalisée par une tâche visuelle qui consiste à centrer les sections des deux fils sur une cible définie dans l'image pour différentes orientations de la sonde.

Dans [33] une première étude a présenté une méthode d'asservissement visuel basée sur une formulation implicite du contour 2D d'un élément anatomique observé dans la coupe, dont la géométrie 3D est *a priori* connue au moyen d'une imagerie pré-opératoire, dans le but de positionner et maintenir par asservissement visuel une sonde échographique sur une section désirée de l'élément anatomique d'intérêt. Une méthode [34] utilisant les moments extraits de la section d'un organe d'intérêt a par la suite été proposée pour augmenter la robustesse de la commande aux erreurs de mesure dans l'image. Récemment, cette méthode basée sur les moments de la section observée a été étendue dans [35] pour s'affranchir de la connaissance d'un modèle de l'organe considéré. Son principe repose sur une estimation du vecteur normal à la surface de l'organe pour chaque point du contour de la section observée. Cette estimation qui est réalisée en ligne à partir de l'information fournie par l'image et de l'odométrie du robot permet alors de déterminer la matrice d'interaction, nécessaire à la commande par asservissement visuel, qui modélise la variation des moments aux déplacements (selon les 6 degrés de liberté) de la sonde. La figure 5 présente les derniers résultats obtenus avec cette méthode.

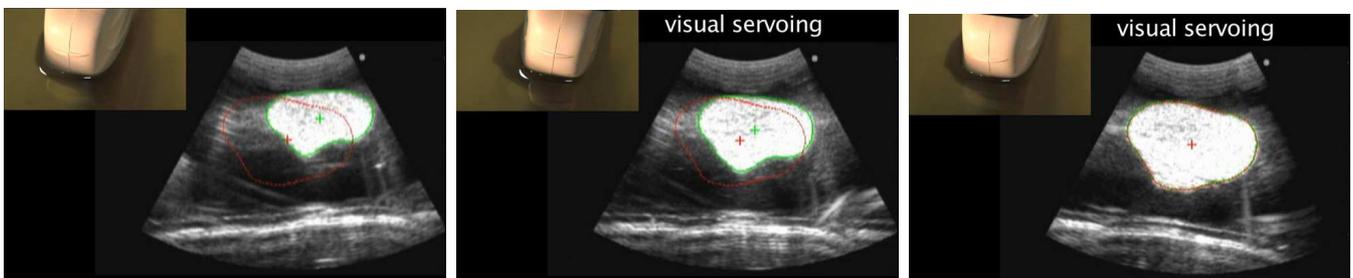


Fig. 5. L'image initiale, une image intermédiaire et l'image finale obtenues durant l'asservissement visuel basé sur les moments extraits de la section observée. Le contour rouge indique la section désirée à atteindre et le contour vert entoure la section actuelle

Ces dernières approches reposent toutes sur l'utilisation d'informations visuelles géométriques qui sont extraites de l'image par des techniques de segmentation, soit des points dans [29], [30], [32], des contours dans [33] ou les moments d'une section d'un organe d'intérêt dans [35]. Afin de s'affranchir de l'étape de segmentation et de considérer des images échographiques non structurées, une approche [36] totalement différente utilise directement l'information de corrélation du bruit de type "speckle" présent dans l'image échographique pour réaliser la poursuite d'un organe en mouvement par une sonde échographique robotisée selon les 6 degrés de liberté. La méthode consiste à minimiser la position cartésienne relative entre une coupe de référence apprise à un instant donné et se déplaçant avec l'objet d'intérêt et la coupe actuellement observée par la sonde. Une technique de décorrélation du "speckle" est utilisée pour obtenir une estimation de cette position relative qui est immédiatement minimisée par un asservissement visuel hybride 2D/3D. Les premiers résultats expérimentaux obtenus sur une maquette anatomique ont démontré la faisabilité d'une telle approche (Figure 6).

V. IMAGEURS À RAYONS X ET À RÉSONANCE MAGNÉTIQUE NUCLÉAIRE (IRM)

Peu de travaux ont été menés sur la mise en œuvre d'asservissement visuel utilisant l'image fournie par un imageur à rayon X ou à résonance magnétique nucléaire (IRM). Ceci s'explique en grande partie par la difficulté à récupérer un flux temps réel d'images même si les derniers dispositifs d'imagerie sont capables actuellement de réaliser des acquisitions proches du temps réel. Le verrou principal est l'absence d'un format de données universel permettant le transfert de flux de données continu et sans retard. La

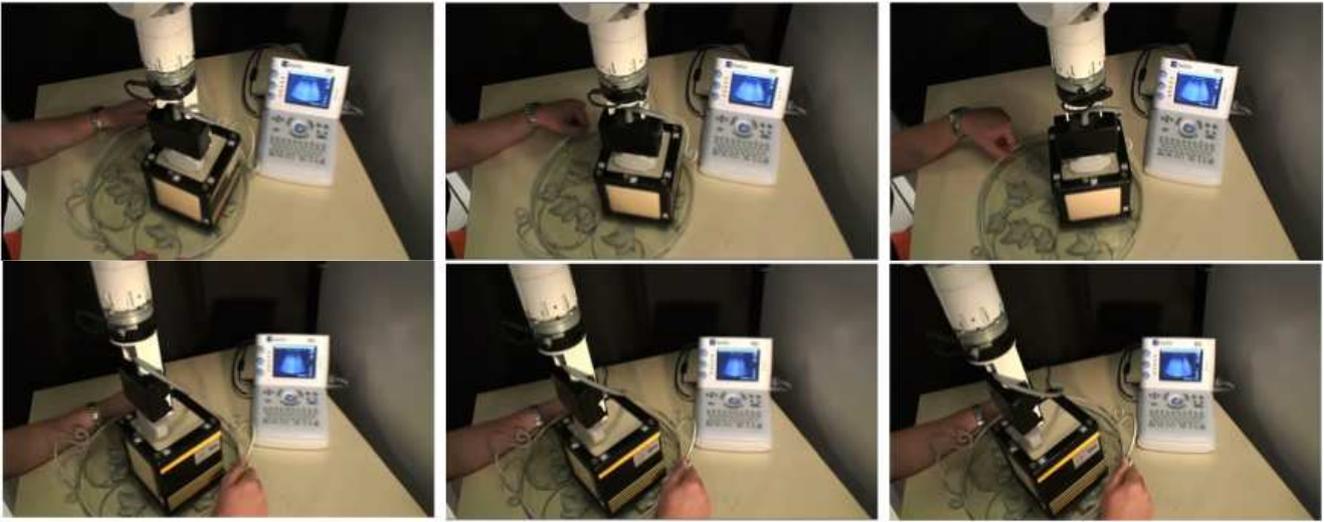


Fig. 6. Poursuite automatique d'une maquette anatomique, simulant le déplacement de tissus mous (selon 6 DDL), par une sonde échographique 2D embarquée sur un robot. L'asservissement visuel utilise uniquement le bruit de "speckle" contenu dans l'image échographique pour réaliser la tâche

norme actuellement utilisée dans la communauté médicale est le format DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) qui est déjà assez ancien. Ce dernier permet de récupérer les images acquises uniquement par une procédure hors-ligne basée sur un protocole de communication lent de type client-serveur où le serveur est dans ce cas le dispositif d'imagerie. Ce format DICOM n'est donc pas en mesure de fournir les images à une cadence compatible au besoin de l'asservissement visuel. Pour l'instant, seul le fluoroscope permet de fournir en temps réel via une sortie analogique une image radiographique du patient à la cadence vidéo. Le premier asservissement visuel avec fluoroscope a été présenté dans [37] où le positionnement d'une aiguille de chirurgie percutanée est réalisé de manière itérative par une commande séquentielle avec une configuration déportée "eye to hand" de l'imageur.

Un asservissement visuel en mode séquentiel [38] a également été mis en œuvre dans le cadre d'une application robotique de traitement du cancer au centre de protonthérapie d'Orsay. Le patient est porté par un robot manipulateur pour être positionné devant une source de protons de sorte que le faisceau converge exactement au centre d'une tumeur du cerveau à traiter avec une orientation donnée. Cette asservissement visuel utilise deux coupes radiographiques perpendiculaires du crâne du patient qui sont acquises non périodiquement afin de réduire la dose de rayonnement. Elle sont ensuite comparées à des coupes virtuelles générées par un système de planification indiquant la position exacte où devraient se situer des marqueurs implémentés dans le crâne du patient. Une commande par asservissement visuel référencée image permet ensuite de définir la nouvelle position du robot à atteindre qui minimise au mieux l'erreur d'alignement. Ce processus est réitéré jusqu'à l'obtention d'une erreur minimale avant d'envoyer le faisceau de protons.

Les applications chirurgicales utilisant le scanner X ou l'IRM sont généralement basées sur le recalage de données per-opératoires avec des données pré-opératoires où est planifié à l'avance le geste d'intervention. La plupart des applications concernent l'insertion d'aiguille en vue de réaliser une biopsie ou le traitement d'une tumeur par injection de substances médicamenteuses, par thermo-ablation ou par cryo-ablation. Dans ce contexte, aucun asservissement visuel n'a pour l'instant été mis en œuvre. Les raisons sont d'une part la non disponibilité d'un flux temps réel des images per-opératoires comme nous l'avons déjà mentionné et d'autre part la difficulté à faire entrer des systèmes robotiques dans ces imageurs. En effet, pour ce

dernier point, il est indispensable que les robots ne soient pas constitués de matériaux ferro-magnétiques pour éviter d'une part d'introduire des distorsions dans les images scanner X, ou tout simplement de détruire le scanner IRM sous l'influence de son champ magnétique intense. Plusieurs équipes de recherche se sont donc intéressées ces dernières années à concevoir des robots porteur d'aiguille respectant ces contraintes. Nous pouvons compter en France, le robot CT-Bot [39] qui se pose sur le ventre du patient dans un scanner X conventionnel et le robot léger LPR [40] composé entièrement de pièces en plastique et actionné intégralement par des moteurs à air comprimé, le rendant ainsi également capable de manipuler une aiguille dans un scanner IRM. Pour ces systèmes, le positionnement automatique de l'aiguille est réalisée après une procédure de recalage qui consiste à localiser un repère attaché au robot dans le repère de l'imageur au moyen d'un marqueur stéréotaxique solidairement fixé sur le robot. Ce marqueur est généralement constitué par une pièce contenant un ensemble de droites radio-opaques (cas du scanner X) ou d'un matériau visible à l'IRM dont les positions et orientations sont précisément connues dans le repère attaché au robot. L'intersection d'un ou plusieurs plans de coupe avec ses droites génère des points dans les images observées dont les coordonnées sont utilisées pour déterminer l'attitude du repère attaché au robot par rapport au repère de référence de l'imageur. Ce recalage permet par la suite de traduire les coordonnées de la cible à atteindre, du point d'entrée de l'aiguille et de son orientation, qui ont été indiquées préalablement par le médecin dans un volume pré-opératoire du patient, en consignes exprimées dans le repère du robot. Le positionnement de l'aiguille est alors réalisé par une commande de position sans retour visuel. Une ou plusieurs acquisitions de coupe sont par la suite effectuées pour vérifier voir corriger (principe d'une commande séquentielle) le positionnement de l'aiguille avant son insertion par le robot [40] ou manuellement par le médecin avec une orientation imposée par le robot [39].

Récemment des chercheurs d'un laboratoire québécois ont proposé une application révolutionnaire [41], [42] qui consiste à utiliser le champ magnétique d'un scanner IRM pour positionner une micro-capsule endovasculaire dans le réseau artériel sous retour visuel de l'imageur. La micro-capsule est constituée d'un matériau ferro-magnétique et sa propulsion est obtenue en modifiant l'orientation du champs magnétique par une commande actionnant le champ magnétique créé par les bobines de gradient de l'imageur. Dans cette étude, une micro-capsule est guidée selon une trajectoire 2D prédéfinie afin d'atteindre une position désirée dans le réseau sanguin. Le scanner IRM est utilisé alternativement en mode de propulsion durant 14 ms et en mode d'imagerie durant 16 ms, ce qui permet d'atteindre une période d'asservissement visuel de 30 ms. La trajectoire à suivre est fragmentée en segments linéaires qui sont délimités par des points de passage. Le long de chaque segment un correcteur de type PID détermine la propulsion à appliquer à la capsule en fonction de sa position courante extraite de l'image.

VI. PERSPECTIVES

Nous pouvons souligner que la communauté roboticienne en France mène des recherches très actives dans le domaine des asservissements visuels appliqués à la robotique médicale. Le nombre et la qualité des travaux présentés dans des revues ou à des conférences internationales témoignent de l'excellence des équipes françaises dans le domaine. Les différentes modalités d'imagerie offrent actuellement la possibilité de mener d'innombrables travaux de recherche en asservissement visuel et il est quasiment certain que dans un futur proche, des équipes de recherche mettront en œuvre des asservissements visuels rapides utilisant des images fournies par un scanner X ou un IRM. Une problématique intéressante concerne également la compensation du mouvement physiologique du patient en vue de réaliser des interventions sur cœur battant ou autres organes déformables en mouvement. Nous pouvons également imaginer que ce type d'intervention pourra être réalisé dans un futur proche sous imagerie endoscopique, voir sous imagerie échographique ou scanner IRM à plus long terme. Les limitations actuelles sont d'ordre matériel et il n'est pas impossible que les nouvelles générations d'imageurs puissent fournir des flux d'images à des fréquences élevées au moyen d'un nouveau format de données.

REMERCIEMENTS

Je remercie les chercheurs qui m'ont envoyé des contributions en provenance du LSIIT, du LIRMM, du TIMC et de l'ISIR.

REFERENCES

- [1] F. Chaumette, S. Hutchinson, "Visual servo control, part I : Basic approaches," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 13, no. 4, pages. 82-90, décembre 2006.
- [2] F. Chaumette, S. Hutchinson, "Visual servo control, part II : Advanced approaches," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 14, no. 1, pages. 109-118, mars 2007.
- [3] D. Uecker, L. Cheolwhan, Y. Wang, Y. Wang, "Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery," *Journal of Image Guided Surgery*, vol. 1, pages. 308-325, 1995.
- [4] A. Casal, J. Amat, E. Laporte, "Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'96)*, pages. 895-900, avril 1996.
- [5] G.-K. Wei, K. Arbter, G. Hirzinger, "Real-time visual servoing for laparoscopic surgery," *IEEE Trans. in Engineering in Medicine and Biology*, vol. 16, no. 1, pages. 40-45, 1997.
- [6] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, 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, octobre 2003.
- [7] F. Nageotte, C. Doignon, M. de Mathelin, P. Zanne, L. Soler, "Circular needle and needle-holder localization for computer-aided suturing in laparoscopic surgery," in *SPIE International Symposium on Medical Imaging*, pages. 87-89, San Diego, Etats-Unis, février 2005.
- [8] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Sanchez, J. Marescaux, "Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 21, no. 1, pages. 67-79, février 2005.
- [9] S. Voros, E. Orvain, L. Long, 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.
- [10] R. Duda and P. Hart, "Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures," *Communication of the Association for Computing Machinery*, vol. 15, no. 1, pages. 11-15, 1972.
- [11] N. Otsu, "A threshold selection method from gray level histograms," *IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 9, pages. 62-66, 1979.
- [12] C. Albitar, P. Graebing, C. Doignon, "Robust structured light coding for 3D reconstruction," in *IEEE Int. Conf. on Computer Vision*, Rio de Janeiro, Brésil, pages. 1-6, octobre 2007.
- [13] C. Albitar, C. Doignon, P. Graebing, "Calibration of vision systems based on pseudo-random patterns," in *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, St Louis, MO, Etats-Unis, octobre 2009.
- [14] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin, "Simultaneous physiological motion cancellation and depth adaptation in flexible endoscopy," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 9, pages. 2322-2328, septembre 2009.
- [15] L. Ott, F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin, "Physiological motion rejection in flexible endoscopy using visual servoing and repetitive control : Improvements on non-periodic reference tracking and non-periodic disturbance rejection," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'09)*, pages. 4233-4238, Kobe, Japon, mai 2009.
- [16] J. Gangloff, R. Ginhoux, M. de Mathelin, L. Soler, J. Marescaux, "Model predictive controller for compensation of cyclic organ motions in teleoperated laparoscopic surgery," *IEEE Trans. on Control Systems Technology*, vol. 14, no. 2, pages. 235-246, mars 2006.
- [17] L. Cuvillon, J. Gangloff, M. de Mathelin, A. Forgione, "Towards robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision," *Computer Aided Surgery*, vol. 11, no. 5, pages. 267-277, septembre 2006.
- [18] M. Sauvée, A. Noce, P. Poignet, J. Triboulet, E. Dombre., "Motion estimation using endoscopic monocular vision system : from artificial landmarks to texture analysis," *Biomedical Signal Processing and Control in the Special Issue : IFAC Symposia (2008)*, vol. 2, no. 3, pages. 199-207, juillet 2007.
- [19] A. Noce, S. Petit, J. Triboulet, P. Poignet, "Stereo-vision for 3D tracking of the beating heart," in *In Proceedings of Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications (SURGETICA 07)*, pages. 63-65, Chambéry, France, janvier 2007.
- [20] R. Richa, P. Poignet, C. Liu, "Deformable motion tracking of the heart surface," in *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'08*, pages. 3997-4003, Nice, France, septembre 2008.
- [21] G. Silveira, E. Malis, "Real-time visual tracking under arbitrary illumination changes," in *IEEE Int. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'2007*, pages. 1-6, Minneapolis, Etats-Unis, 2007.
- [22] W. Bachta, P. Renaud, L. E., A. Forgione, 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.
- [23] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff, "Cardiolock2 : Parallel singularities for the design of an active heart stabilizer," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'09)*, pages. 3839-3844, mai 2009.
- [24] A. Ayadi, B. Bayle, P. Graebing, G. J., "An image-guided robot for needle insertion in small animal. accurate needle positioning using visual servoing," in *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pages. 1453-1458, Nice, France, septembre 2008.
- [25] P. Abolmaesumi, S. Salcudean, W. Zhu, M. Sirospour, S. DiMaio, "Image-guided control of a robot for medical ultrasound," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 18, no. 1, pages. 11-23, février 2002.

- [26] J. Hong, T. Dohi, M. Hashizume, K. Konishi, N. Hata, "An ultrasound-driven needle insertion robot for percutaneous cholecystostomy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, no. 3, pages. 441-455, 2004.
- [27] D. Lee, N. Koizumi, K. Ota, S. Yoshizawa, A. Ito, Y. Kaneko, Y. Matsumoto, M. Mitsuishi, "Ultrasound-based visual servoing for lithotripsy," in *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'07*, pages. 877-882, San Diego, CA, Etats-Unis, octobre 2007.
- [28] J. Stoll, P. Novotny, R. Howe, P. Dupont, "Real-time visual servoing of a robot using three-dimensional ultrasound," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'2007*, pages. 2655-2660, Rome, Italie, avril 2007.
- [29] M. Vitrani, G. Morel, H. Mitterhofer, N. Bonnet, "Robust ultrasound-based visual servoing for beating heart intracardiac surgery," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'2007*, pages. 3021-3027, Rome, Italie, avril 2007.
- [30] M. Sauvee, P. Poignet, E. Dombre, "Ultrasound image-based visual servoing of a surgical instrument through nonlinear model predictive control," *International Journal of Robotics Research*, vol. 27, no. 1, janvier 2008.
- [31] M. Vitrani, G. Morel, "Hand-eye self-calibration of an ultrasound image-based robotic system," in *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'08*, pages. 1179-1185, Nice, France, septembre 2008.
- [32] A. Krupa, "Automatic calibration of a robotized 3D ultrasound imaging system by visual servoing," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'2006*, pages. 4136-4141, Orlando, Florida, mai 2006.
- [33] W. Bachta, A. Krupa, "Towards ultrasound image-based visual servoing," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'2006*, pages. 4112-4117, Orlando, Florida, mai 2006.
- [34] R. Mebarki, A. Krupa, F. Chaumette, "Image moments-based ultrasound visual servoing," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'08*, pages. 113-119, Pasadena, California, mai 2008.
- [35] R. Mebarki, A. Krupa, F. Chaumette, "Modeling and 3D local estimation for in-plane and out-of-plane motion guidance by 2D ultrasound-based visual servoing," in *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'09*, pages. 319-325, Kobe, Japon, mai 2009.
- [36] A. Krupa, G. Fichtinger, G. Hager, "Real-time motion stabilization with B-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing," *The International Journal of Robotics Research, IJRR*, 2009.
- [37] N. Navab, B. Bascle, M. Lose, B. Geiger, R. Taylor, "Visual servoing for automatic and uncalibrated needle placement for percutaneous procedures," in *IEEE Int. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages. 327-334, Hilton Head Island, SC, juin 2000.
- [38] R. Belaroussi, G. Morel, "Visual servoing for patient alignment in protontherapy," in *Advances in Visual Computing, 4th International Symposium, ISVC 2008*, pages. 843-850, Las Vegas, NV, Etats-Unis, décembre 2008.
- [39] B. Maurin, B. Bayle, O. Piccin, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, P. Zanne, A. Gangi, "A patient-mounted robotic platform for CT-scan guided procedures," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 10, pages. 2417-2425, octobre 2008.
- [40] I. Bricault, N. Zemiti, E. Jouniaux, C. Fouard, E. Taillant, F. Dorandeu, P. Cinquin, "Light puncture robot for CT and MRI interventions," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 3, pages. 42-50, mai-juin 2008.
- [41] S. Tamaz, R. Gourdeau, A. Chanu, J.-B. Mathieu, S. Martel, "Real-time MRI-based control of a ferromagnetic core for endovascular navigation," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 7, pages. 1854-1863, 2008.
- [42] O. Felfoul, J.-B. Mathieu, 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'2009*, pages. 2693-2698, Kobe, Japon, mai 2009.