



Asservissement visuel direct d'une sonde échographique

C. Nadeau, A. Krupa

► **To cite this version:**

C. Nadeau, A. Krupa. Asservissement visuel direct d'une sonde échographique. Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé, RITS'11, 2011, Rennes, France, France. 2011. <hal-00639690>

HAL Id: hal-00639690

<https://hal.inria.fr/hal-00639690>

Submitted on 9 Nov 2011

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 direct d'une sonde échographique

Caroline Nadeau¹, Alexandre Krupa²

1. Université de Rennes I, IRISA, INRIA Rennes-Bretagne Atlantique, 35042 Rennes, France
2. INRIA Rennes-Bretagne Atlantique, IRISA, 35042 Rennes, France

Résumé— Nous proposons ici une nouvelle approche basée image pour contrôler une sonde échographique montée sur un bras robotique. Dans une optique d'assistance au diagnostique ou à l'intervention chirurgicale, la méthode présentée permet de positionner la sonde sur une section désirée d'un organe et de la suivre en compensant les mouvements du patient. L'originalité de la méthode repose sur l'utilisation directe de l'image échographique comme information de commande, qui évite toute étape de segmentation ou de traitement d'image coûteuse en temps de calcul. L'application a été validée sur un bras robotique à six degrés de liberté avec un fantôme abdominal.

Mots-Clés

Robotique médicale, asservissement visuel, image échographique

I INTRODUCTION

Parmi les différentes modalités d'imagerie utilisées dans le domaine médical, l'imagerie par sonde échographique ou ultrasonore (US) présente l'avantage d'être bon marché, non invasive et peu encombrante. Elle s'adapte ainsi particulièrement bien aux applications médicales intra-opératoires. Par ailleurs, la rapidité d'acquisition des images US permet d'utiliser cette information visuelle dans le cadre d'un contrôle temps réel d'un système robotique par une stratégie dite d'asservissement visuel. Des applications d'assistance au diagnostique ou à l'insertion d'aiguille peuvent alors être envisagées où un robot manipulant la sonde US est contrôlé pour atteindre et suivre une section désirée d'un organe.

Pour contrôler 1 à 6 degrés de liberté (ddl) d'un système robotique, l'efficacité de l'asservissement visuel est dépendante des primitives visuelles choisies. Dans le cas d'une configuration embarquée où la sonde US est fixée directement sur le manipulateur robotique, ces informations visuelles sont souvent anatomiques. Dans [1], 3 ddl d'un robot sont contrôlés par

la vision pour centrer une artère dans l'image US au cours d'un déplacement manuel de la sonde perpendiculairement à son plan image. Cinq méthodes basées sur des mesures de similarité ou une segmentation du contour de l'organe, sont comparées pour extraire le centre de l'artère dont la position est utilisée dans la commande. Dans un autre travail [2], les mouvements de translation d'un effecteur robotique sont contrôlés à partir de la position du centre d'un calcul rénal extraite de deux coupes US orthogonales. Plus récemment, des solutions ont été proposées pour asservir les six ddl de la sonde. Dans [3], une approche basée sur la corrélation du speckle observée dans des images US successives est décrite, cependant elle reste locale et permet uniquement de réaliser des applications de suivi. Des tâches de positionnement mettant en jeu les six ddl du système ont été proposées par la suite en utilisant des primitives visuelles géométriques construites à partir des moments 2D extraits d'une seule coupe US [4] ou de trois coupes orthogonales [5]. Néanmoins, le calcul de ces primitives requiert une étape préalable de segmentation dont l'efficacité dépend de la forme de l'organe et qui n'est pas robuste aux changements de topologie de l'organe.

Dans ce travail, nous proposons de nous affranchir d'une telle étape de segmentation en utilisant directement les intensités des pixels de l'image US comme primitives visuelles. Nous présentons ici l'approche par asservissement visuel retenue pour réaliser une tâche de suivi d'une coupe anatomique. Nous détaillons notamment la modélisation de la matrice d'interaction qui permet de lier la vitesse de la sonde à la variation des primitives choisies dans l'image. La stratégie de commande ainsi développée a été implantée sur un système réel et validée par les résultats obtenus sur un fantôme abdominal.

II ASSERVISSEMENT VISUEL ÉCHOGRAPHIQUE

Les approches d'asservissement visuel permettent de contrôler en boucle fermée un système robotique à partir du retour fourni par un capteur visuel. Pour converger vers une pose (position et orientation) désirée \mathbf{r}^* , un ensemble de primitives visuelles \mathbf{s}^* est extrait de l'image fournie par le capteur à cette pose et utilisé comme référence dans la commande. En considérant une nouvelle pose différente de la pose désirée, l'asser-

vissement visuel consiste alors à appliquer une vitesse de commande à la sonde de manière à minimiser l'erreur visuelle $\mathbf{e}(t) = \mathbf{s}(\mathbf{r}) - \mathbf{s}^*$, où \mathbf{s} est l'information visuelle extraite de l'image $\mathbf{I}(\mathbf{r})$ fournie par la sonde à sa pose courante \mathbf{r} .

II.1 Loi de commande

La loi de commande mise en place repose sur l'estimation d'une matrice d'interaction \mathbf{L}_s qui lie la variation des informations visuelles \mathbf{s} à la vitesse instantanée appliquée au capteur visuel \mathbf{v}_c :

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s \mathbf{v}_c$$

Pour obtenir une décroissance exponentielle de l'erreur visuelle ($\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e}$), la vitesse instantanée de commande est classiquement définie par (voir [6]) :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \widehat{\mathbf{L}}_s^+ (\mathbf{s}(t) - \mathbf{s}^*), \quad (1)$$

où $\widehat{\mathbf{L}}_s^+$ est la pseudo-inverse de la matrice d'interaction estimée.

II.2 Primitives visuelles

Malgré les nombreux avantages de la modalité US évoqués précédemment, les images B-mode formées sont particulièrement bruitées et difficiles à segmenter et donc peu compatibles avec l'extraction de primitives géométriques. Nous proposons ici d'utiliser directement l'intensité des pixels de l'image comme information visuelle :

$$\mathbf{s}(\mathbf{r}) = \{I_r(u, v), \forall (u, v) \in [1, M] \times [1, N]\} \quad (2)$$

où M et N correspondent à la largeur et à la hauteur de l'image US et où $I_r(u, v)$ représente l'intensité du pixel de coordonnées (u, v) dans l'image $\mathbf{I}(\mathbf{r})$.

II.3 Matrice d'interaction

Dans une image US B-mode, l'intensité du signal US réfléchi en un point physique est représentée par la valeur d'intensité du pixel correspondant. Une intensité élevée correspond donc à une réflexion importante de l'onde US. Cette réflexion dépendant de la structure de l'organe et de l'interface rencontrée, sa valeur reste globalement constante pour un point anatomique considéré. Il en résulte que l'intensité d'un point 3D de coordonnées $\mathbf{x} = (x, y, z)^\top$ observé dans l'image B-mode reste constante au cours du temps, ce qui nous permet d'écrire :

$$I_r(x + dx, y + dy, z + dz, t + dt) - I_r(\mathbf{x}, t) = 0. \quad (3)$$

Le développement en série de Taylor de (3) donne :

$$\frac{\partial I_r}{\partial x} dx + \frac{\partial I_r}{\partial y} dy + \frac{\partial I_r}{\partial z} dz + \frac{\partial I_r}{\partial t} dt = 0. \quad (4)$$

La variation temporelle de l'intensité de chaque pixel peut alors s'exprimer en fonction du gradient 3D de l'image $\nabla \mathbf{I} = (\nabla I_x \ \nabla I_y \ \nabla I_z)^\top$ et du mouvement du point 3D correspondant :

$$\dot{I}_r = -\nabla \mathbf{I} \dot{\mathbf{x}} = -\nabla \mathbf{I} L_x \mathbf{v}_c, \quad (5)$$

avec L_x la matrice d'interaction relative au point 3D :

$$\dot{\mathbf{x}} = L_x \mathbf{v}_c, \quad L_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & -z & y \\ 0 & -1 & 0 & z & 0 & -x \\ 0 & 0 & -1 & -y & x & 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

La matrice d'interaction L_I de taille 1×6 associée à chaque pixel est ainsi déduite de (5) :

$$L_I = -\nabla \mathbf{I} L_x, \quad (7)$$

et la matrice d'interaction finale \mathbf{L}_s utilisée dans la loi de commande est construite en superposant les matrices lignes L_I associées à chaque pixel de $\mathbf{I}(\mathbf{r})$.

III APPLICATION DE SUIVI ROBOTIQUE

L'approche par asservissement visuel décrite précédemment est validée expérimentalement par une application de suivi d'une coupe anatomique désirée afin de compenser des mouvements rigides.

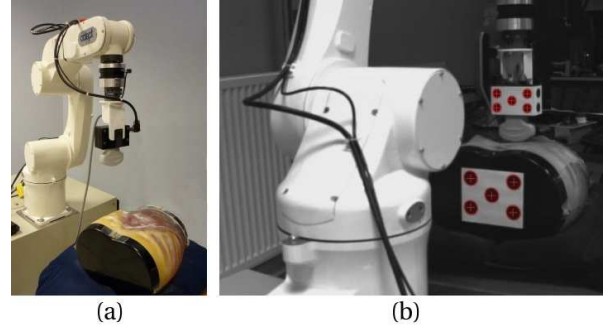


FIG. 1 – (a) Le fantôme abdominal et le bras robotique à 6 ddl. (b) Une caméra externe est utilisée pour valider le succès de la tâche de suivi en estimant la pose relative de la sonde et du fantôme.

Une sonde US 2D convexe de fréquence 2-5 MHz est montée en bout d'un bras robotique anthropomorphe également équipé d'un capteur d'effort et l'information visuelle considérée est fournie par l'interaction de cette sonde avec un fantôme abdominal spécifique à la modalité US (voir Fig. 1(a)).

Dans l'optique d'une application médicale, des contraintes de sécurité impliquent de combiner le contrôle par asservissement visuel avec un contrôle en effort dans la mesure où la sonde US est en contact direct avec le patient. Au contrôle en vision est associé un contrôle en effort qui assure qu'une force constante est appliquée sur la sonde. Un ddl du système correspondant à la translation selon l'axe principal de la

sonde est asservi par le contrôle en effort alors que les cinq ddl restants sont asservis par la vision.

La performance de la tâche de suivi est évaluée grâce à l'estimation de la pose relative de la sonde par rapport au fantôme alors que ce dernier est déplacé manuellement. Cette estimation est réalisée à l'aide d'une caméra externe (voir Fig. 1(b)). La sonde US 2D est positionnée sur le fantôme abdominal et une sous image de la coupe B-mode fournie par la sonde est utilisée comme information visuelle, afin de ne considérer que les données anatomiques pertinentes (voir Fig. 2).

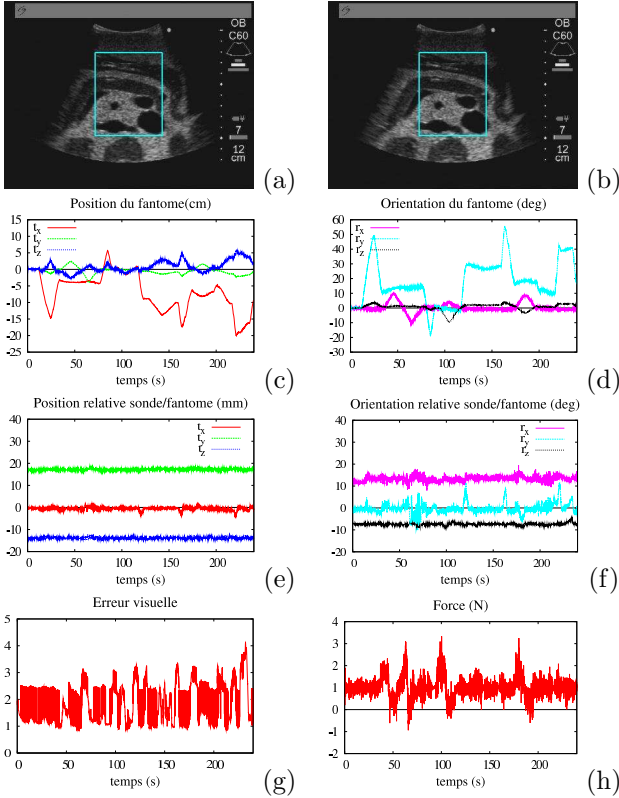


FIG. 2 – Coupe US avant (a) et après (b) la tâche de suivi. Malgré les mouvements importants appliqués au fantôme en translation (c) et rotation (d), la pose relative de la sonde dans le repère objet (e, f) et l'erreur visuelle (g) varient peu. La force mesurée sur le capteur d'effort (h) est réglée à 1N au cours du suivi.

Les résultats relatifs à la tâche de suivi montrent que lorsque des changements brusques de direction sont appliqués au fantôme, l'erreur de pose relative entre la sonde et le fantôme ainsi que l'erreur visuelle augmentent à cause du retard de suivi. Néanmoins la robustesse de l'algorithme d'asservissement visuel permet de garantir la convergence vers la position désirée. Ainsi, à la fin de la tâche, la pose relative entre le fantôme et la sonde est comparée à celle mesurée à l'instant initial : $\Delta^f \mathbf{r}_s = (-0.28\text{mm}, 0.03\text{mm}, 0.24\text{mm}, -0.13^\circ, 1.74^\circ, -0.17^\circ)$. Par rapport à l'amplitude maximale de mouvement

appliquée au fantôme, cette erreur est de l'ordre de 0.1% en translation et 1% en rotation.

IV CONCLUSION

Nous avons présenté une nouvelle approche de contrôle robotique basé sur l'image US. Afin d'éviter les étapes de segmentation, la méthode proposée utilise directement l'image US comme information visuelle. La matrice d'interaction permettant de contrôler les six ddl du système à partir de cette information d'intensité est calculée avec au moins deux images supplémentaires parallèles à l'image courante. Pour cette raison, nous nous sommes focalisés ici sur des tâches de suivi où la matrice d'interaction peut être estimée à la pose désirée. La méthode a été validée sur une application de suivi d'une coupe anatomique d'un fantôme abdominal. Dans des travaux futurs, des tâches de positionnement pourront être envisagées en utilisant une sonde US 3D. Enfin, les perspectives portent également sur la prise en compte de mouvements non rigides.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé grâce au financement de l'Agence National de la Recherche dans le cadre du projet US-Comp ANR-08-CORD-023 (programme ContInt).

RÉFÉRENCES

- [1] P. Abolmaesumi, S. Salcudean, W. Zhu, M. Sirouspour, and S. DiMaio, Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *In IEEE Trans. on Robotics*, vol. 18, no. 1, February 2002.
- [2] D. Lee, N. Koizumi, K. Ota, S. Yoshizawa, A. Ito, Y. Kaneko, Y. Matsumoto, and M. Mitsui-shi, Ultrasound-based visual servoing system for lithotripsy. *In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'07*, pp.877 -882, 2007.
- [3] 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*, 2009.
- [4] R.Mebarki, A. Krupa and F. Chaumette, 2D ultrasound probe complete guidance by visual servoing using image moments. *In IEEE Trans. on Robotics*, vol. 26, nr. 2, pp 296-306 ; 2010.
- [5] C. Nadeau, A. Krupa, A multi-plane approach for ultrasound visual servoing : application to a registration task. *In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'10*, Taipei, 2010.
- [6] B. Espiau, F. Chaumette and P. Rives, A new approach to visual servoing in robotics. *In IEEE Trans. on Robotics*, vol 8(3), pp.313-326, 1992.