

# Réalité augmentée pour la chirurgie minimalement invasive du foie utilisant un modèle biomécanique guidé par l'image

Nazim Haouchine, Stéphane Cotin, Jérémie Dequidt, Erwan Kerrien,  
Marie-Odile Berger

## ► To cite this version:

Nazim Haouchine, Stéphane Cotin, Jérémie Dequidt, Erwan Kerrien, Marie-Odile Berger. Réalité augmentée pour la chirurgie minimalement invasive du foie utilisant un modèle biomécanique guidé par l'image. Reconnaissance de Formes et Intelligence Artificielle (RFIA) 2014, Jun 2014, France. 2014. <hal-00988767>

**HAL Id: hal-00988767**

**<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00988767>**

Submitted on 9 May 2014

**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.

# Réalité augmentée pour la chirurgie minimalement invasive du foie utilisant un modèle biomécanique guidé par l'image

Nazim Haouchine<sup>1,2</sup>, Stephane Cotin<sup>2</sup>, Jeremie Dequidt<sup>2</sup>, Erwan Kerrien<sup>1</sup>, Marie-Odile Berger<sup>1</sup>

<sup>1</sup>INRIA Nancy et Université de Lorraine

<sup>2</sup>INRIA Lille et Université Lille 1

nazim.haouchine@inria.fr, marie-odile.berger@inria.fr

## Résumé

*Cet article présente une méthode de réalité augmentée pour la chirurgie minimalement invasive du foie. Le réseau vasculaire et les tumeurs internes reconstruites à partir des données pré-opératoires (IRM ou CT) peuvent ainsi être visualisées dans l'image laparoscopique afin de guider les gestes du chirurgien pendant l'opération. Cette méthode est capable de propager les déformations 3D de la surface du foie à ses structures internes grâce à un modèle biomécanique sous-jacent qui prend en compte l'anisotropie et l'hétérogénéité du tissu hépatique. Des résultats sont montrés sur une vidéo in-vivo d'un foie humain acquise pendant une opération et sur un foie en silicone.*

## Mots Clef

Recalage non rigide, réalité augmentée, chirurgie minimalement invasive, simulation temps réel.

## Abstract

*This article introduces a method for tracking the internal structures of the liver during robot-assisted procedures. Vascular network and tumors, computed from pre-operative data, can be overlaid onto the laparoscopic view for image-guidance, even in the case of large deformation of the organ. Compared to current methods, our method is able to precisely propagate surface motion to the internal structures. This is made possible by relying on a fast yet accurate biomechanical model of the liver combined with a robust visual tracking approach. Augmentation results are demonstrated on phantom liver and on in vivo sequences acquired during robotic surgery.*

## Keywords

Non-rigid registration, augmented reality.

## 1 Introduction

Des progrès considérables en médecine ont permis à la chirurgie minimalement invasive de devenir une procédure bien établie pour la chirurgie hépatique, en raison notamment d'avantages importants pour les patients comme la

diminution des risques d'infection et d'hémorragie et la réduction du temps de rétablissement. Cependant, le champ de vue endoscopique réduit et l'absence de perception tactile lors de telles procédures nécessitent des compétences chirurgicales de pointe. Nous explorons ici des techniques de réalité augmentée qui ont le potentiel de fournir un enrichissement visuel de l'information par la fusion des images intra-opératoires et pré-opératoires (tumeurs et vaisseaux) afin de guider le chirurgien durant l'opération.

Le développement d'un système de réalité augmentée complet pour la chirurgie implique la résolution d'un certain nombre de difficultés [1]. Parmi les problèmes les plus compliqués et encore non résolus est la capacité de modéliser, en temps réel, les grandes déformations élastiques que subit le foie. Bien que le problème du recalage élastique ait été largement abordé dans la communauté médicale, peu de travaux considèrent la déformation élastique des organes dans les systèmes de réalité augmentée et ces articles concernent principalement le rein, le coeur et le foie.

Pour les reins, un recalage 3D-3D rigide basé sur des marqueurs implantés [2] ou un algorithme "Iterative Closest Point" (ICP) [3] peut être utilisé car les reins subissent davantage des déplacements que des déformations élastiques pendant l'opération. Récemment Puerto-Souza *et al.* [4] ont proposé un algorithme de mise en correspondance appelé "Hierarchical Multi-Affine" (HMA) capable d'effectuer le suivi des reins et une augmentation de la scène au cours d'une néphrectomie partielle. Cette approche consiste à estimer un ensemble de transformations affines sur l'ensemble des points suivis afin de détecter les points occultés et permettre un recalage cohérent. Figl *et al.* [5] expriment aussi le problème de recalage non rigide comme un recalage rigide entre les vues stéréoscopiques et un modèle du coeur construit à partir de données 4D, en s'appuyant sur le mouvement cyclique du coeur. Une analyse 4D du coeur est également utilisée dans [6], couplée à un modèle biomécanique qui relie le mouvement de points, extraits à la surface grâce à un dispositif stéréoscopique, aux forces internes. Le calcul de la déformation locale est donc possible et permet une propagation correcte en pro-

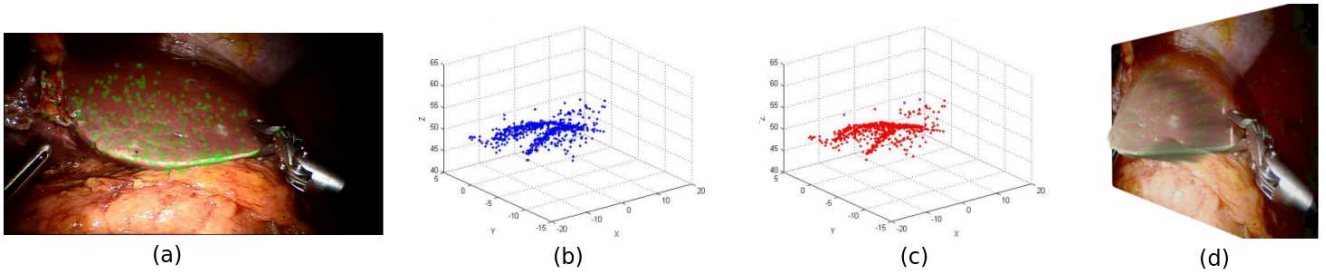


FIGURE 1 – Reconstruction 3D de la surface du foie : (a) image originale, (b) nuage de points  $\mathbf{z}$ , (c) nuage de points  $\mathbf{z}'$  après MLS, (d) projection de l'image sur la surface reconstruite.

fondeur de la déformation aux structures invisibles. Cette approche ne peut s'appliquer au cas du foie, car de grandes déformations peuvent être observées et aucune observation cyclique ne peut par ailleurs être intégrée. Dans un contexte similaire, Kim *et al.* [7] proposent une solution robuste de correspondance de points d'intérêt et de reconstruction dans le cas monoculaire. Cependant, cette méthode ne peut vraisemblablement pas assurer une localisation correcte des structures internes en profondeur.

Les modèles déformables mécaniques se sont avérés pertinents pour la modélisation des déformations volumiques car ils permettent de définir les propriétés élastiques du foie et de déduire le mouvement des structures en profondeur [8, 9, 10]. Le recalage se fait soit en résolvant les équations mécaniques, en considérant les points suivis comme contraintes externes [8], ou en utilisant le concept de modèles actifs en minimisant une énergie qui prend en compte le comportement interne du modèle et des contraintes externes qui mesurent l'adéquation entre le modèle et les indices images extraits [9, 10].

Nous présentons ici une méthode utilisant un modèle biomécanique hétérogène guidé par l'image, capable de propager dans le volume les déformations 3D observées en surface à l'aide d'une caméra stéréo-endoscopique. Le modèle physique utilisé, dont il a été prouvé qu'il était bien adapté au foie [11], est superposé en temps réel sur les images laparoscopiques. Les résultats de notre approche sont présentés sur un foie humain *in-vivo* et un foie en silicone permettant de montrer que l'erreur entre les positions estimées et réelles d'une tumeur artificielle implantée est inférieure aux marges chirurgicales actuelles.

## 2 Suivi de la surface du foie

L'utilisation d'un modèle biomécanique permet de propager les mouvements de la surface au volume et donc de calculer correctement la position des tumeurs internes. Il nécessite un suivi 3D de la surface du foie suffisamment robuste au bruit présent dans l'image.

La reconstruction 3D de surfaces intra-abdominales a été largement étudiée par la communauté (pour un résumé complet se référer à [19]). Les méthodes proposées sont divisées en deux groupes : les méthodes passives stéréoscopiques [21] [23] qui se basent uniquement sur l'infor-

mation image, et les méthodes actives [22, 24] du type lumière structurée ou "Shape From Shading" qui impliquent des modifications matérielles. Notre suivi se base sur une méthode passive utilisant un endoscope stéréoscopique, préalablement calibré suivant l'approche de Zhang [20]. Des points d'intérêt et le descripteur SURF associé sont extraits de la surface du foie sur la paire d'image stéréo ; ces points sont ensuite suivis temporellement grâce à la méthode de flux optique de Lucas-Kanade. Cette combinaison est considérée comme optimale pour ce type d'images laparoscopiques [14]. Une mise en correspondance au plus proche voisin entre les points d'intérêt est ensuite effectuée et permet de reconstruire un nuage de point 3D par triangulation. On obtient alors un nuage de  $m$  points 3D, noté  $\mathbf{z}$ , représenté par un vecteur de coordonnées de taille  $3 \times m$ . Afin de lisser et de diminuer le nombre de points bruités dans le nuage  $\mathbf{z}$  on applique la méthode des Moving Least-Squares surface (MLS) afin d'obtenir une reconstruction de la surface moins bruitée noté  $\mathbf{z}'$  qui permet un recalage non rigide plus efficace. Un exemple de reconstruction est illustré dans la figure 1.

La surface MLS, introduite par [18], est une méthode non paramétrique sans maillage permettant d'approximer une surface à partir d'un ensemble de points épars bruités.

Afin de déterminer la surface MLS sur un ensemble de points  $P = \{p_i \in \mathbb{R}^3\}$ , on procède à une projection du nuage de points sur une surface en utilisant une approximation locale. Etant donné un point  $r \in \mathbb{R}^3$ , la procédure est la suivante :

- Calculer un plan de référence localement dans le voisinage de  $r$  : Trouver le plan  $H$  avec le vecteur normal  $a \in \mathbb{R}^3$  qui passe par un point  $q = r + ta$  (pour un certain  $t \in \mathbb{R}$ ) tel que  $\|a\| = 1$  et minimisant l'erreur aux moindres carrés :

$$\sum_{p_i \in P} \langle a, p_i - q \rangle^2 \theta(\|p_i - q\|) \quad (1)$$

où,  $\langle a, p_i - q \rangle^2$  est la distance pour chaque point  $\{p_i\}$  au plan  $H$ , et  $\theta(\|p_i - q\|)$  est une fonction de poids généralement gaussienne.

- Projeter  $r$  sur la surface : On considère les points  $x_i$

comme étant les projections orthogonales des points  $p_i$  sur le plan  $H$  avec une distance de projection de  $f_i = \langle a, p_i - q \rangle$  orientée suivant la normale  $a$  et issue de l'origine  $q$ . Ainsi, on applique une approximation MLS qui consiste à construire un polynôme  $g$  de degré  $m$  (ici  $m = 3$ ) qui minimise localement l'erreur aux moindres carrés autour de  $q$  :

$$\sum_{p_i} (g(x_i) - f_i)^2 \theta(\|p_i - q\|) \quad (2)$$

Cela revient à projeter  $r$  suivant la normale avec une distance  $g(0)$  (approximation locale de la surface en  $q$ ).

### 3 Modèle biomécanique

Nous utilisons un modèle biomécanique du foie composé du parenchyme et du réseau vasculaire que nous considérons ici comme étant la source majeure d'hétérogénéité et d'anisotropie. D'un point de vue mécanique, le modèle de parenchyme repose sur une modélisation linéaire tétraédrique par éléments finis utilisant une approche corotationnelle [15]. Ce modèle est capable de gérer les grands déplacements et il a été prouvé qu'il était approprié pour les applications temps réel en chirurgie laparoscopique [11]. Le réseau vasculaire, quant à lui, est modélisé avec des éléments de poutre reliés en série, modèle précédemment utilisé pour modéliser les cathéters et proposé par Duriez *et al.* [25]. Les deux modèles présentent des propriétés très similaires qui permettent de construire le modèle composite. Une description plus détaillée de ces deux modèles et de leur couplage peut être trouvée dans [13]. Les forces élastiques du modèle sont définies comme dans [15] :

$$f_i(x) = R_e K \cdot (R_e^\top x - x^0) \quad (3)$$

où  $K$  représente la matrice de raideur,  $R_e$  la matrice corotationnelle et  $x, x^0$  sont des vecteurs de taille  $3n$  qui représentent les positions des  $n$  points du modèle mécanique, au temps  $t$  et  $t = 0$ . Il est à noter que notre méthode est, d'un point de vue logiciel, flexible et modulaire ce qui permet d'intégrer facilement d'autres modèles physiques.

## 4 Recalage non rigide

### 4.1 Initialisation

L'initialisation est pour tous les systèmes de réalité augmentée une étape importante. Dans nos travaux, cette étape est faite manuellement grâce à une interface 3D similaire aux travaux de [4, 8, 5, 6, 12]. Néanmoins, il est à noter qu'en plus d'aligner le modèle sur la première paire d'images laparoscopiques grâce à une transformation rigide, des déformations non rigides sont également appliquées afin d'assurer une initialisation correcte.

### 4.2 Minimisation de l'énergie élastique

Nous proposons de considérer le recalage non rigide en ajoutant des forces élastiques externes introduites par le

suivi des points 3D de la surface du foie. Les points 3D suivis  $y$  représentent la façon dont les parties visibles du foie sont en mouvement.

Les forces externes sont définies en couplant les  $m$  points 3D  $y$  aux  $n$  degrés de liberté  $x$  du modèle biomécanique. Ce couplage est fait à l'initialisation ( $t = 0$ ) et est exprimé en coordonnées barycentriques des degrés de liberté adjacents menant à la relation linéaire :

$$y^0 = J \cdot x^0 \quad (4)$$

où  $J$  est une matrice ( $3m, 3n$ ). On suppose que cette relation linéaire reste valide pendant la déformation. À tout moment ultérieur  $t$ , les forces élastiques induites par le suivi sont définies comme suit :

$$f_t(y) = k(y - y^0) \quad (5)$$

où  $k$  est un paramètre de raideur. Les forces élastiques peuvent donc finalement être exprimées en fonction des degrés de liberté par :

$$f_t(x) = J^\top f_t(y) = J^\top k J (x - x^0) \quad (6)$$

Le paramètre  $k$  est choisi assez proche du module de Young (élasticité du modèle) afin d'assurer un équilibre entre les forces externes et internes.

## 5 Expérimentations et résultats

Dans cette section, nous présentons les expérimentations menées pour valider notre approche. La validation dans le contexte chirurgical est délicate. Dans notre cas, nous proposons deux sortes de validation. La première est effectuée dans un contexte *in-vivo* sur un foie humain, la deuxième concerne une expérience sur un foie en silicone avec une évaluation sur vérité terrain.

### 5.1 Segmentation et génération de maillage

Les données en entrée de notre simulation sont issues des images du scan pré-opératoire du patient. Ces images nous permettent de générer les maillages nécessaires pour modéliser correctement le foie et les vaisseaux. Pour cela trois étapes préalables sont nécessaires : la segmentation, la génération du maillage volumétrique et la paramétrisation du modèle mécanique.

**Segmentation.** Les images pré-opératoires du scanner sont segmentées afin d'extraire la surface, le réseau vasculaire et les tumeurs. Ces segmentations sont faites manuellement en utilisant des méthodes basées sur le modèle des contours actifs en utilisant le logiciel Itk-Snap<sup>1</sup>.

**Génération du maillage volumétriques.** Un maillage volumétrique est nécessaire pour une modélisation par éléments finis. Ce maillage est généré en utilisant CGal<sup>2</sup>. Le réseau vasculaire étant considéré comme une série de poutres, les lignes centrale des vaisseaux sont d'abord extraites puis les poutres sont construites le long de ces lignes.

1. <http://www.itksnap.org>  
2. <http://www.cgal.org/>

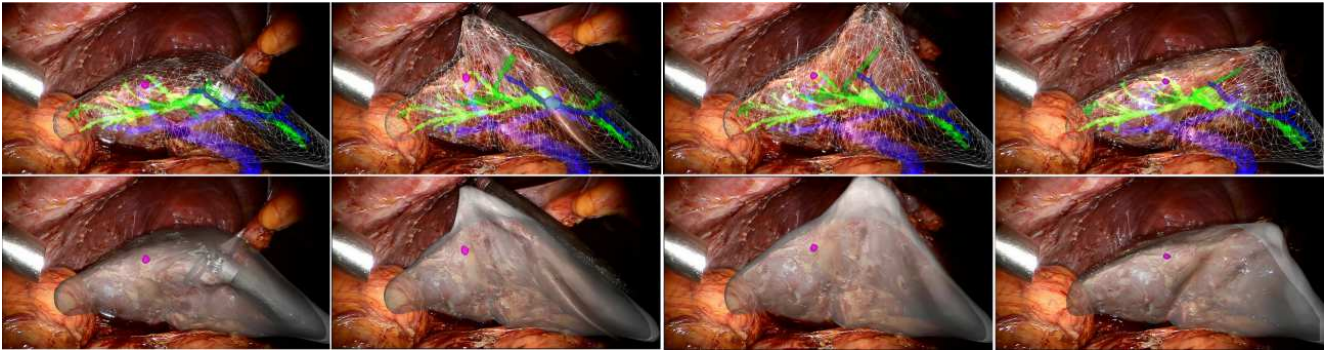


FIGURE 2 – Images sélectionnées d’une superposition du modèle biomécanique sur le foie humain pendant la chirurgie minimalement invasive. **Haut** : Modèle hétérogène composé du parenchyme (blanc), de la veine porte (rouge), et de la veine hépatique (bleu) et d’une tumeur (sphère). **Bas** : Une autre visualisation de la superposition.

**Propriétés mécaniques.** Pour cette étude, nous avons utilisé un modèle biomécanique hétérogène, qui prend en compte la veine hépatique et la veine porte pour décrire le comportement des tissus mous, avec les paramètres élastiques suivants (selon [11]) :

- parenchyme : Module de Young  $E_p = 7 \text{ kPa}$ , coefficient de poisson  $\nu = 0.45$ , avec 3391 éléments tétraédriques linéaires.
- Réseau vasculaire : Module de Young :  $E_v = 0.62 \text{ MPa}$ , coefficient de poisson :  $\nu = 0.45$ , épaisseur des parois  $t_v = 200 \mu$ , avec 120 éléments de poutre.

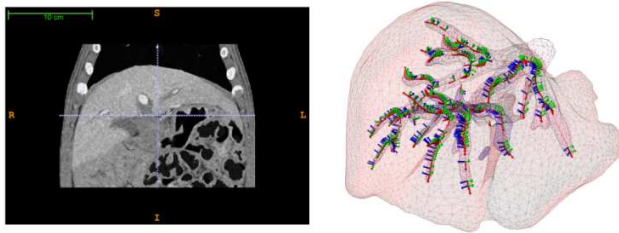


FIGURE 3 – Segmentation et génération du maillage : **Gauche** : Image du foie issue d’un scan CT. **Droite** : Génération du maillage hétérogène composite avec le parenchyme et les vaisseaux.

## 5.2 Resultats sur foie humain *in vivo*

Le but de mener une expérimentation *in-vivo* sur un foie humain est de confronter notre méthode à un cas d’utilisation réel pendant une chirurgie hépatique. Plusieurs facteurs perturbateurs importants sont présents : la luminosité produite par la lumière laparoscopique, l’interaction des instruments avec le foie, le mouvement respiratoire et les battements de coeur qui génèrent des déformations globales. Nous utilisons la méthode de Lucas et Kanade avec une taille de fenêtre de  $51 \times 51$  pixels et un seuil de mouvement interne de 20 pixels. La caméra utilisée est la caméra stéréoscopique du robot Da Vinci (Intuitive Surgical) dotée d’une ligne de base d’environ  $6 \text{ mm}$ , avec une résolution de  $960 \times 540$ . La figure 3 illustre quatre images sélection-

nées à partir de la séquence vidéo et montre un recalage cohérent du modèle sur l’image. La superposition est réalisée en temps réel à 25 images par seconde.

## 5.3 Resultats sur foie en silicone

Le but de notre méthode est d’estimer la position interne des tumeurs qui sont invisibles dans l’image et qui subissent des déformations. Afin de valider notre méthode, nous proposons d’effectuer un scan d’un foie en silicone avant et après déformation afin de comparer notre simulation à une vérité terrain. Ce foie en silicone, dont les propriétés mécaniques et la géométrie sont fidèles à un foie humain, est déformé en tirant avec un fil sur un de ses lobes pour générer une elongation. Cette elongation est capturée par une caméra stéréoscopique en assurant qu’aucun artefact ne soit généré lors du scan CT (cf Figure 5).

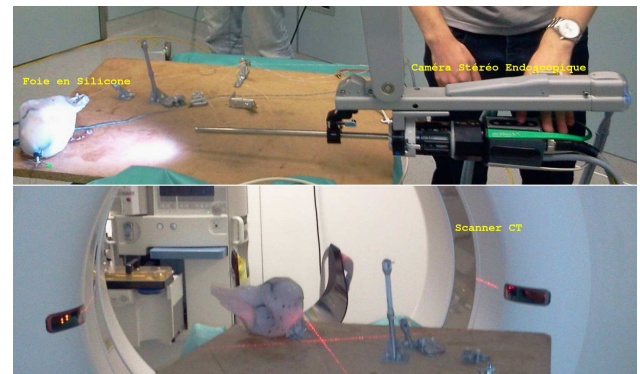


FIGURE 5 – Protocole de validation : Nous effectuons un scan avant et après déformation sur un foie en silicone pendant que la caméra récupère le flux vidéo correspondant.

Nous comparons l’utilisation du modèle biomécanique hétérogène avec un modèle homogène sur trois localisations tumorales différentes : près du point de traction (tumeur 1) et entouré par les vaisseaux (tumeurs 2 et 3). En outre, une comparaison avec un modèle masse-ressort est également conduite (cf Figure 4). Il convient de souligner que la comparaison est effectuée avec les mêmes données



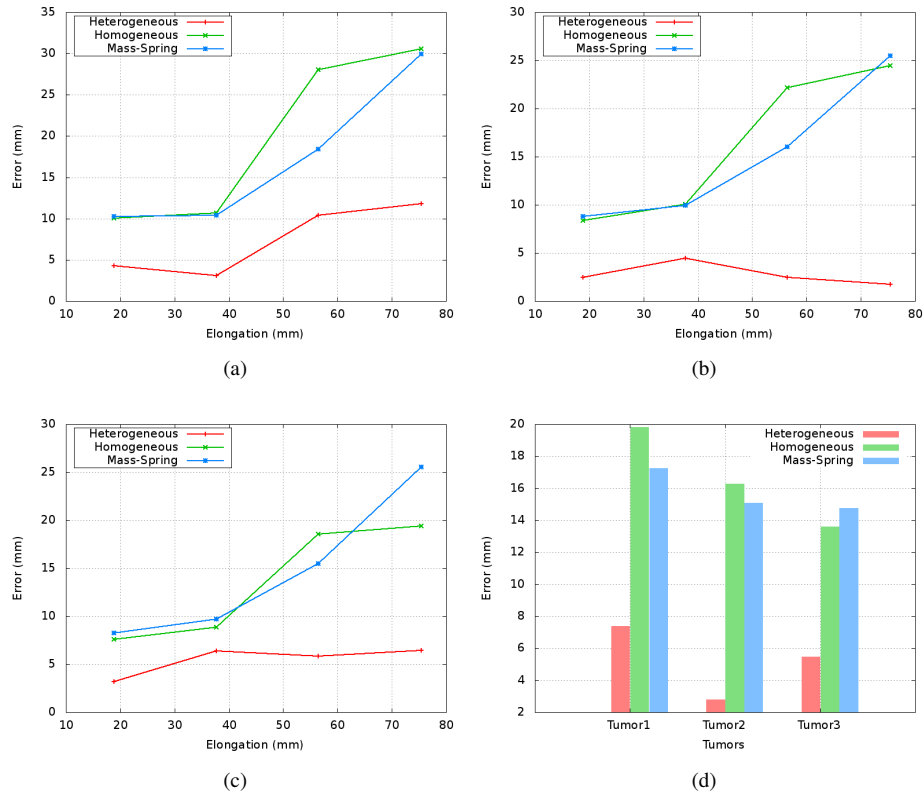


FIGURE 4 – Etude comparative entre le modèle biomécanique hétérogène, homogène et masse-ressort : (a) Tumeur 1 située proche du point de traction, (b) Tumeur 2 et (c) Tumeur 3, situées au milieu du réseau vasculaire, (d) erreurs moyennes pour chaque tumeur.

et paramètres et en utilisant le même recalage initial.

Le modèle hétérogène donne les erreurs les plus faibles par rapport au modèle homogène et masse-ressort. Les plus grandes différences entre les modèles peuvent être remarquées pour les tumeurs 2 et 3, qui sont entourées par les vaisseaux. En outre, pour ces deux tumeurs nous pouvons remarquer que, malgré l'augmentation de l'élongation, l'erreur reste stable et toujours à moins de  $6\text{mm}$ . L'erreur moyenne pour la tumeur 1 est de  $7.40\text{mm}$ ,  $2.79\text{mm}$  pour la tumeur 2 et  $5.46\text{mm}$  pour la tumeur 3. Ces erreurs sont significativement plus petites que les erreurs correspondantes obtenues avec le modèle homogène et masse-ressort.

## 6 Conclusion

Un des problèmes à résoudre avant que les systèmes de réalité augmentée puissent trouver leur place dans la routine clinique des procédures minimalement invasives est de les doter de la capacité de capturer la déformation des organes pendant la chirurgie. Des déformations importantes du foie peuvent en effet se produire pendant la chirurgie et influencent fortement la localisation des structures internes telles que les tumeurs et les vaisseaux. Nous avons présenté dans cet article, un algorithme de suivi visant à

contraindre correctement un modèle biomécanique qui est capable de capturer de telles déformations. Des résultats prometteurs ont été obtenus sur un foie humain *in-vivo* et une validation sur un foie en silicone, où les erreurs sont inférieures aux marges chirurgicales actuelles, a été présentée. Une validation plus approfondie est évidemment nécessaire mais il est à noter que des validations impliquant les organes réels sont rarement présentées dans les travaux existants. Nos travaux futurs aborderont la question de l'initialisation qui est actuellement effectuée manuellement, et nous souhaitons également rendre l'approche robuste en présence d'événements chirurgicaux comme la fumée, les saignements et les occlusions des instrument qui peuvent entraver le suivi.

## Références

- [1] Nicolau S., Soler L., Mutter D., Marescaux J. : Augmented reality in laparoscopic surgical oncology. *Journal of Surgical Oncology* ; 20 (3) :189-201
- [2] Teber D., Guven S., Simpfendorfer T., Baumhauer M., Guven E. O., Yencilek F., Gozen A. S., Rassweiler J. : Augmented reality : a new tool to improve surgical accuracy during laparoscopic partial nephrectomy Preliminary in vitro and in vivo results. *Journal of European Urology* (2009).

- [3] Su L.M., Vagvolgyi B., Agarwal R., Reiley C. E., Taylor R., Hager G. D : Augmented Reality During Robot-assisted Laparoscopic Partial Nephrectomy : Toward Real-Time 3D-CT to Stereoscopic Video Registration. *Journal of Urology*, 73(4) :896-900, 2009.
- [4] Puerto-Souza, G.A. and Mariottini, G.L. : An augmented-reality system for laparoscopic surgery robust to complete occlusions and fast camera motions. In ICRA 2013.
- [5] Figl M., Rueckert D., Hawkes D., Casula R., Hu M., Pedro O., Zhang D. P., Penney G., Bello F., Edwards P. : Image guidance for robotic minimally invasive coronary artery bypass. In *Proceedings of the 4th international workshop on Medical Imaging and Augmented Reality*, MIAR '08, pp. 202-209.
- [6] Pratt P., Visentini Scarzanella M., Stoyanov D. and Yang G-Z. : Dynamic Guidance for Robotic Surgery using Image-Constrained Biomechanical Models. In *Medical Image Computing and Computer Assisted Interventions (MICCAI10)*, 2010.
- [7] Jae-Hak Kim, Adrien Bartoli, Toby Collins and Richard Hartley. Tracking by Detection for Interactive Image Augmentation in Laparoscopy. In *Workshop on Biomedical Image Registration*, WBIR'2012.
- [8] Speidel S., Roehl S., Suwelack S., Dillmann R. : Intraoperative surface reconstruction and biomechanical modeling for soft tissue registration. In *SCATh joint Workshop on New Technologies for Computer/Robot Assisted Surgery*, 2011.
- [9] Shen T., Li H.; Huang X. : Active Volume Models for Medical Image Segmentation. In *IEEE Trans. Med. Imaging*. 30 (3), 2011.
- [10] Sermesant M., Forest C., Pennec X., Delingette H, Ayache N. : Deformable biomechanical models : Application to 4D cardiac image analysis. In *Medical Image Analysis*, 4 (7), 2003.
- [11] Peterlik I., Duriez C., Cotin S. : Modeling and Real-Time Simulation of a Vascularized Liver Tissue. In *MICCAI 2012*.
- [12] Haouchine N., Dequidt J., Berger M.-O., and Cotin S. Deformation-based Augmented Reality for Hepatic Surgery. In *Medicine Meets Virtual Reality*, MMVR 20, San Diego, USA, 2013.
- [13] Haouchine N., Dequidt J., Peterlik I., Kerien E., Berger M.-O., and Cotin S. Image-guided Simulation of Heterogeneous Tissue Deformation for Augmented Reality during Hepatic Surgery. In *International Symposium of Mixed and Augmented Reality*, ISMAR'13, 2013.
- [14] Elhawary H., Popovic A. : Robust feature tracking on the beating heart for a robotic-guided endoscope. *Int J Med Robot*. 2011 Dec ;7(4) :459-68.
- [15] Müller M., Dorsey J., McMillan L., Jagnow R. and Cutler B. : Stable real-time deformations. In *ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer Animation 2002*.
- [16] Samur E., Sedef M., Basdogan C., Avtan L., Duzgun O. : In vivo data acquisition instrument for solid organ mechanical property measurement. In *Medical Image Analysis*. 11(4), 2007.
- [17] Yamada H. : *Strength of Biological Materials Book*. 1970.
- [18] Levin, D. Mesh-independent surface interpolation. In "Geometric Modeling for Scientific Visualization" Edited by Brunnett, Hamann and Mueller, Springer-Verlag, 2003, 37-49.
- [19] L. Maier-Hein, P. Mountney, A. Bartoli, H. Elhawary, D. Elson, A. Groch, A. Kolb, M. Rodrigues, J. Sorger, S. Speidel, D. Stoyanov, Optical techniques for 3D surface reconstruction in computer-assisted laparoscopic surgery, *Medical Image Analysis*, Volume 17, Issue 8, December 2013, Pages 974-996, ISSN 1361-8415.
- [20] Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 22(11), Nov. 2000.
- [21] D. Stoyanov. Stereoscopic scene flow for robotic assisted minimally invasive surgery. In *Proceedings of the 15th international conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI12*, pages 479-486. Springer-Verlag, 2012.
- [22] X. Maurice, P. Graebling, and C. Doignon. Real-time structured light coding for adaptive patterns. *Journal of Real-Time Image Processing*, pages 1-10, 2011.
- [23] R. Richa, A. Bo, and P. Poignet. Robust 3d visual tracking for robotic-assisted cardiac interventions. In *Proceedings of the 13th international conference on Medical image computing and computer-assisted intervention, MICCAI 2010*, pages 267-274. Springer-Verlag, 2010.
- [24] Herrera, S.E.M.; Malti, A.; Morel, O.; Bartoli, A., "Shape-from-Polarization in laparoscopy," *Biomedical Imaging (ISBI)*, pp.1412-1415,
- [25] C. Duriez, S. Cotin, J. Lenoir, and P. Neumann. New approaches to catheter navigation for interventional radiology simulation. *Computer Aided Surgery*, 2006.