

# Localización del punto de trocar basada en análisis de vídeo laparoscópico

P. Sánchez-González<sup>1,2</sup>, P. Lamata de la Orden<sup>1</sup>, I. Oropesa García<sup>1,2</sup>, F. Gayá Moreno<sup>1</sup>,  
J. Sánchez-Margallo<sup>3</sup>, F.M. Sánchez-Margallo<sup>3</sup>, E.J. Gómez Aguilera<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España

{psanchez, lamata, ioropesa, fgaya, egomez}@gbt.tfo.upm.es

<sup>2</sup> Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Madrid, España

<sup>3</sup> Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón, Cáceres, España {jasanchez, msanchez}@ccmijesususon.com

## Resumen

*Los sistemas de navegación quirúrgica ayudan a solventar las limitaciones de las técnicas quirúrgicas de mínima invasión, dotando al cirujano de una orientación intuitiva y cómoda. El análisis del vídeo laparoscópico es una solución novedosa para llevar a cabo el seguimiento del instrumental quirúrgico, la reconstrucción de la información de profundidad y el registro intraoperatorio. El presente trabajo de investigación propone una solución para la obtención de la posición de los trocáres a partir del análisis de las secuencias de vídeo endoscópico, posición que sirva de punto de referencia para el registro intraoperatorio. El método se basa en determinar el punto donde pivota la herramienta analizando parejas de fotogramas, y emplea un umbral de calidad de la posición basada en la ortogonalidad de las rectas.*

## 1. Motivación

La introducción en rutina clínica de la Cirugía de Mínima Invasión (CMI) ha supuesto para el cirujano la necesidad de adquirir nuevas habilidades quirúrgicas. En estas técnicas quirúrgicas las intervenciones se hacen más complejas, ya que los cirujanos han de superar limitaciones como la visualización indirecta de la escena quirúrgica, la pérdida de información de profundidad, la modificación de la información del tacto o la inversión de movimientos [1]. Así, la orientación tridimensional en CMI es una de las habilidades más difíciles de entrenar [2], y a su vez es una de las más indispensables para lograr que un procedimiento quirúrgico sea seguro y se lleve a cabo con éxito.

Los sistemas de navegación y cirugía guiada por imagen se introducen en los quirófanos con el objetivo de ayudar a solventar las limitaciones de las técnicas existentes [3]. Estos sistemas proporcionan información útil al cirujano acerca de la ruta a seguir, de los márgenes de seguridad a respetar, o de las estructuras que se deben preservar o extraer durante la intervención quirúrgica [4]-[7].

Uno de los aspectos clave en el éxito de estos sistemas es el de proveer al cirujano de una orientación intuitiva y cómoda en el sistema de navegación. Una solución es dotar al sistema, como en un navegador GPS en el automóvil, de la posición de las herramientas quirúrgicas en el campo operatorio. Para ello, es fundamental determinar la posición y orientación tanto de los órganos

del paciente como de las herramientas, y ponerlas en correspondencia (registro intra-operatorio) con los modelos virtuales reconstruidos a partir de las imágenes preoperatorias.

Uno de los retos principales de estos sistemas es la adaptación, en tiempo real, a los cambios intra-operatorios de la escena quirúrgica, teniendo en cuenta las maniobras quirúrgicas realizadas sobre los órganos y las deformaciones que éstos experimentan. La localización de los órganos es un problema complejo que encuentra soluciones parciales, con distinto grado de sobrecarga tecnológica, utilizando tecnología láser [8] o ultrasonidos intraoperatorio combinados con sistemas de tracking óptico [9].

El análisis de las imágenes de vídeo capturadas por el endoscopio proporciona una solución novedosa al seguimiento del instrumental quirúrgico [10]-[15], de la óptica del endoscopio [16] y de las estructuras anatómicas [17], así como a la reconstrucción tridimensional de la escena quirúrgica [18]. Una de las principales ventajas de esta metodología basada en análisis de vídeo laparoscópico es la no dependencia de nuevos equipos de localización y seguimiento introducidos en el quirófano.

En este trabajo de investigación se aborda un primer paso hacia el registro intra-operatorio basado en el análisis de secuencias de vídeo: la obtención de puntos de referencia en la escena quirúrgica en los que basar el registro a lo largo de toda una intervención. La posición de un trocar, puerta de entrada para las herramientas laparoscópicas en la pared abdominal del paciente, es una referencia presente en todo procedimiento laparoscópico. El objetivo por lo tanto es la obtención de la posición de los puntos de trocar con respecto al centro óptico de la cámara (laparoscopia) a lo largo de una intervención quirúrgica.

## 2. Metodología

La idea fundamental del método propuesto es la determinación del punto en el espacio donde una herramienta pivota, el punto de trocar, a partir de su orientación en dos instantes de tiempo. Para ello se distinguen tres etapas: (1) determinación de la posición 3D del instrumental quirúrgico y su orientación con respecto a la cámara; (2) estimación del punto de trocar a

partir de la orientación de la herramienta en cada pareja de fotogramas; (3) cálculo robusto del punto de trocar mediante un promedio temporal ponderado con una métrica de calidad de cada estimación.

En esta primera aproximación al problema se supone que el centro óptico de la cámara permanece inmóvil a lo largo de la secuencia de vídeo endoscópico.

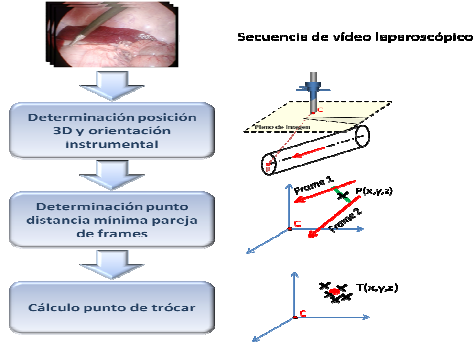


Figura 1. Esquema general de la metodología seguida

## 2.1. Localización espacial del instrumental quirúrgico

En este primer paso se determina la orientación y profundidad del instrumental con respecto al centro óptico de la cámara. Se utiliza para ello un análisis de la geometría cilíndrica del instrumental, y su proyección en la imagen, según el algoritmo explicado en [19]. En este método se procesa cada fotograma del vídeo laparoscópico con el fin de extraer los bordes del instrumental, y con ellos la posición y orientación de cada herramienta.

## 2.2. Estimación del punto de trocar a partir de dos fotogramas

El instrumental quirúrgico pivota sobre un único punto físico, el punto de trocar. En diferentes fotogramas del vídeo, la orientación del instrumental quirúrgico (obtenida en la etapa anterior) cambia debido a las constantes maniobras realizadas por el cirujano. Por lo tanto, las rectas de orientación en dos fotogramas consecutivos deberían intersectarse en un punto del espacio. Sin embargo esto no ocurre por dos razones principalmente. Por un lado el punto de trocar experimenta leves movimientos durante la intervención, debidos a la flexibilidad de la pared abdominal. Por otro lado, la precisión en la determinación de la recta de orientación está limitada por la calidad de la imagen laparoscópica, y no está exenta de errores. Por lo tanto la estimación del punto de trocar se realiza determinando el punto medio de la recta de distancia mínima entre ambas rectas de orientación.

Suponiendo que no existe movimiento de la cámara, sea  $\vec{e}_i$  el vector director de la recta de orientación de la herramienta en el instante  $i$ , y  $\vec{d}_i$  el vector distancia desde la herramienta al centro óptico de la cámara.

Cada punto  $u$  en una de las rectas puede ser definido en forma paramétrica mediante el parámetro  $m$  como

$$u_1 = u_1(x, y, z) = \vec{d}_1 + \vec{e}_1 \cdot m_1 \quad (1)$$

$$u_2 = u_2(x, y, z) = \vec{d}_2 + \vec{e}_2 \cdot m_2 \quad (2)$$

El par de puntos, cada uno sobre una recta y más cercanos entre sí,  $U_1 \in u_1$  y  $U_2 \in u_2$  estarán unidos por un vector perpendicular a ambas rectas, cuya dirección será paralela a la del vector  $p$ , siendo

$$\vec{p} = \vec{e}_1 \times \vec{e}_2 \quad (3)$$

El método de localización halla la distancia mínima entre las rectas de orientación del instrumental y se desglosa en las siguientes etapas:

- Obtención de los planos que contengan a cada recta y sean paralelos al vector  $p$ . El vector de estos planos vendrán dados por:

$$\vec{t}_i = \vec{p} \times \vec{e}_i, \quad i=1,2 \quad (4)$$

La ecuación de los puntos  $s$  de los planos previamente definidos vendrá dado por:

$$\vec{t}_i \cdot \vec{d}_i = \vec{t}_i \cdot \vec{s}_i, \quad i=1,2 \quad (5)$$

- Cálculo de los puntos  $U_i(x,y,z)$ , como la intersección de sendas rectas de orientación con el plano que contiene a la otra recta y es paralelo al vector  $p$ . Para ello, sustituyendo en (5) el valor de  $s$  por el valor de  $u$  en (1)(2) y despejando  $m$  se obtiene:

$$m_1 = \frac{\vec{t}_2 \cdot (\vec{d}_2 - \vec{d}_1)}{\vec{t}_2 \cdot \vec{e}_1} \quad m_2 = \frac{\vec{t}_1 \cdot (\vec{d}_1 - \vec{d}_2)}{\vec{t}_1 \cdot \vec{e}_2} \quad (6)$$

Sustituyendo  $t$  por su valor en (4) y teniendo en cuenta las propiedades del producto vectorial se concluye que:

$$U_1 = \vec{d}_1 + \vec{e}_1 \cdot \frac{\vec{p} \cdot \vec{p}_2}{\vec{p} \cdot \vec{p}} \quad U_2 = \vec{d}_2 + \vec{e}_2 \cdot \frac{\vec{p} \cdot \vec{p}_1}{\vec{p} \cdot \vec{p}} \quad (7)$$

donde

$$\vec{p}_1 = (\vec{d}_2 - \vec{d}_1) \times \vec{e}_1 \quad \vec{p}_2 = (\vec{d}_2 - \vec{d}_1) \times \vec{e}_2 \quad (8)$$

- Obtención del trocar como punto medio de ambos puntos  $U_1, U_2$ .

$$t_{12} = \frac{U_1 + U_2}{2} \quad (9)$$

## 2.3. Cálculo robusto del punto de trocar

Debido a las limitaciones anteriormente comentadas, la estimación del punto de trocar basada en sólo dos fotogramas resulta imprecisa. En este tercer paso se realiza un promediado temporal ponderando una medida de calidad de cada estimación realizada por cada pareja de fotogramas.

La precisión en la estimación del punto de trocar depende de los ángulos que forman las rectas de orientación de la herramienta entre sí en los dos instantes de tiempo. Esto es debido a la sensibilidad a pequeños errores en la determinación de la orientación de la herramienta. Así

pues, si la herramienta ha permanecido prácticamente inmóvil entre los dos instantes de tiempo, pequeños errores en la determinación de la orientación de las dos rectas causan cambios severos en la determinación de su punto de intersección.

El ángulo descrito entre las dos rectas, su ortogonalidad, se emplea por tanto como una medida de la calidad de la información. Por otro lado, la distancia mínima existente entre las dos rectas será más grande cuanto mayor sea el error en la medida. Un parámetro de fiabilidad de la medida viene dado por lambda, descrito en la ecuación (10), cuyos valores varían entre 0 (rectas paralelas) y 1 (líneas perpendiculares que se cortan en un punto, considerado como punto de trócar).

$$\lambda_{12} = \frac{1 - (\vec{e}_1 \cdot \vec{e}_2)}{1 + |d_{12}|} \quad (10)$$

La localización espacial del punto de trócar vendrá dada por la siguiente ecuación:

$$t(x, y, z) = \sum t_{ij} \cdot \lambda_{ij} \quad (11)$$

### 3. Resultados y discusión

Se ha llevado a cabo un estudio de validación preliminar del método de localización. Para ello, se ha realizado un experimento en los quirófanos del Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón (CCMIJU), con un simulador físico donde se situaron los trócares del endoscopio e instrumental tal y como se muestra en la Figura 2. Se ha analizado una secuencia de vídeo adquirida con el *setting* del simulador físico y una pletina de corte.

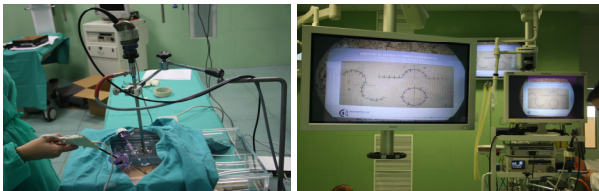


Figura 2. Montaje experimental

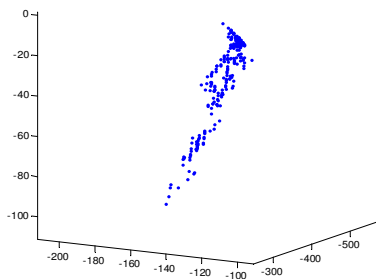


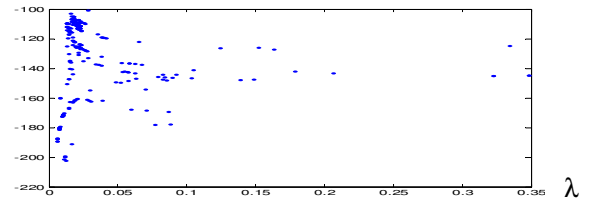
Figura 3. Distribución puntos de trócar por parejas

Las posiciones de trócar obtenidas por parejas de fotogramas quedan reflejadas en la Figura 3. La dispersión de resultados es debida al movimiento que se produjo en el trócar durante el experimento (la cubierta superior del simulador físico era flexible). Los resultados muestran, asimismo, que la tendencia que siguen los

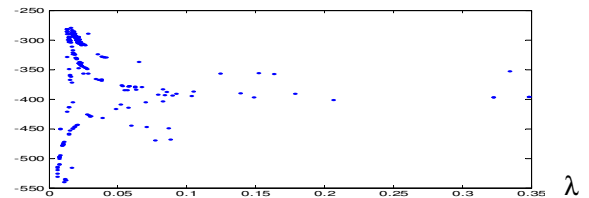
puntos obtenidos es una recta que se corresponde a la orientación general del eje de la herramienta. Esto es debido al movimiento del trócar, que basculaba dentro-fuera debido a que la cubierta de plástico se deformó un poco durante el experimento.

Analizando la estimación de los puntos de trócar por parejas (eje Y de las gráficas) en relación con el parámetro de fiabilidad de la medida (eje X de las figuras) se obtiene:

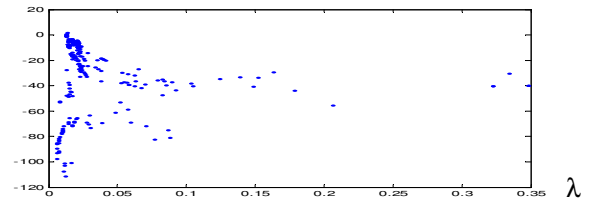
- Para el eje X:



- Para el eje Y:



- Para el eje Z:



Del análisis de las anteriores gráficas se puede concluir que valores superiores del parámetro de calidad  $\lambda$  a 0.1 hacen que el error de localización disminuya de forma abrupta. Para valores menores, la variabilidad que existe en los resultados hace que no sea recomendable trabajar con ellos.

El montaje experimental que se ha utilizado hace que las trazas de las rectas sean casi paralelas, lo que hace aumentar el error del método. En las operaciones quirúrgicas, normalmente el ángulo de inclinación de la herramienta es mayor (el ángulo entre los bordes de la herramienta en la imagen también es mayor), con lo que es esperable que aumente la precisión en la localización del eje de la herramienta, y por tanto, en la localización del punto de trócar.

Por otra parte, la precisión del método está fuertemente condicionada por la obtenida en el método de localización del instrumental, donde se caracteriza la profundidad de la herramienta, así como la orientación de la misma. El método empleado para tal fin presenta un error de 2,89mmRMS para secuencias con profundidad constante y 9,28 mmRMS para secuencias de profundidad variable [19]. Una solución para mejorar esta precisión, pasa por reemplazar la transformada de Radon, empleada para la

detección de rectas, y calcular regresiones lineales con el fin hallar directamente el ángulo de la recta.

La determinación de los puntos de trocar se presenta como un punto clave en el proceso en el seguimiento de la óptica del laparoscópico. Los trabajos aquí presentados han servido para la caracterización de los puntos de trocar con cámara fija. Futuros trabajos de validación se deberán llevar a cabo en *settings* con óptica móvil, y para cualquier instante de tiempo. Con el fin de tener determinada la posición real del trocar (*ground truth*), se emplearán sensores electromagnéticos.

#### 4. Conclusiones

La introducción de la CMI en rutina clínica ha complicado la realización de las intervenciones dentro del quirófano, teniendo el cirujano pocas ayudas de orientación y guiado. El análisis de la imagen de vídeo endoscópico ayuda al cirujano durante la intervención quirúrgica dotándole de información de utilidad: información tridimensional del entorno de trabajo, orientación en la escena quirúrgica y registro con modelos preoperatorios. El uso del vídeo como imagen intraoperatoria ha permitido el diseño de nuevas sistemas de ayuda en intervenciones de cirugía guiada por imagen.

Una funcionalidad crítica de los sistemas de navegación es la orientación del cirujano dentro de la escena quirúrgica y registrarlos con los modelos virtuales creados a partir de los estudios preoperatorios. Para lograr esto, se ha de producir un seguimiento de la óptica laparoscópica, para lo que este trabajo de investigación propone, como etapa inicial, caracterizar la posición tridimensional de los puntos de trocar basada en el análisis de vídeo.

Las principales ventajas de la localización de los trócares mediante análisis de vídeo endoscópico son: (1) hacer uso del vídeo como fuente de información, pues siempre está presente en las intervenciones de CMI, (2) no modificar el flujo de trabajo dentro del quirófano, siendo transparente al cirujano. La principal aplicación de este método es la provisión de un punto de referencia fijo para problemas de registro intraoperatorio en sistemas de navegación quirúrgica. Tiene también la utilidad de dotar de puntos de referencia para el seguimiento del endoscopio.

#### Referencias

- [1] Cuschieri A. Laparoscopic surgery: current status, issues and future developments. *Surgeon*, 3(3), 2005, pp125-138.
- [2] Aggarwal A., Moorthy K. and Darzi A. Laparoscopic skills training and assessment, *Br J Surg*, 91(12), 2004, 1549-58.
- [3] Marvik R., Lango T., Tangen G.A., Lindesth F., Yavuz Y., Nagelhus Hernes T.A. Image-guided laparoscopic surgery: review and current status. *Minerva Chir.*, 60, 2005, pp 305-25.
- [4] Feuerstein M, Mussack T, Heining SM, Navab N. Intraoperative laparoscope augmentation for port placement and resection planning in minimally invasive liver resection. *IEEE Trans. Med. Imaging* 27(3), 2008, 355-369.
- [5] Beller S, Nerbein M, Eulenstein S, Lange T, Schlag PM. Feasibility of navigated resection of liver tumors using multiplanar visualization of intraoperative 3-dimensional ultrasound data. *Ann. Surg.* 246(2), 2007, pp 288-294.
- [6] San Jose Estepar R., Stylopoulos N., Ellis, et al. Towards scarless surgery: an endoscopic-ultrasound navigation system for transgastric access procedures. *MICCAI International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 9, 2006, pp. 445-453.
- [7] Lamata P., Jalote-Parmar A., Lamata F., Declerck J. The Resection Map, a proposal for intraoperative hepatectomy guidance. *Int. J of CARS* 3(3-4), 2008, pp 299-306.
- [8] Cash DM, Miga MI, Glasgow SC, Dawant BM, Clements LW, Cao Z, et al. Concepts and preliminary data toward the realization of image-guided liver surgery. *J Gastrointest Surg*, 11(7), 2007, pp. 844-59.
- [9] Beller S, Nerbein M, Eulenstein S, Lange T, Schlag PM. Feasibility of navigated resection of liver tumours using multiplanar visualization of intra-operative 3-dimensional ultrasound data. *Ann Surg.* 246(2), 2007, pp. 288-94.
- [10] Doignon C., Nageotte F., de Mathelin M.. Segmentation and Guidance of Multiple Rigid Objects for Intra-operative Endoscopic Vision, *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 4358, 2007, pp. 314-327.
- [11] Tonet O., Ramesh T. U., Megali G., Dario P. Tracking endoscopic instruments without localizer: image analysis-based approach. *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 119, 2006, pp. 544-549.
- [12] Cano A. M., Lamata P., Gayá F., del Pozo F., Gómez E.J. New Methods for Video-Based Tracking of Laparoscopic Tools. *Lecture Notes in Computer Science* 4072, 2006, pp. 141-148.
- [13] McKenna S. J., Nait Charif H., Frank T. Towards Video Understanding of Laparoscopic Surgery: Instrument Tracking. *Conf. Image and Vision Computing New Zealand 2005*, 2005, pp. 317-321.
- [14] Climent J., Marés P. Automatic instrument localization in laparoscopic surgery. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, vol. 4, no. 1, 2004, pp. 21-31.
- [15] Voros S., Long J. A., Cinquin P. Automatic localization of laparoscopic instruments for the visual servoing of an endoscopic camera holder. *Int. Conf. Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.*, vol. 9, no. Pt 1, 2006, pp. 535-542.
- [16] Davison AJ., Reid ID., Molton ND., Stasse O. MonoSLAM: Real-Time Single Camera SLAM. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 29 (6), 2007, pp. 1052-1066.
- [17] Lamata P., Morvan T., Reimers M., Samset E., Declerck J. Addressing Shading-Based Laparoscopic Registration. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, vol 252009. pp. 189-192.
- [18] Sánchez-González P., Oropesa I., Cano AM., Gayá F., Lamata P., Sánchez-Margallo F.M., del Pozo F., Gómez EJ. Endoscopic video images analysis for surgical training and image-guided surgery. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, vol.25, 2009, 251-54.
- [19] Cano A.M., Gayá F., Lamata P., del Pozo F., Sánchez-Margallo F.M., Gómez E.J. Método de seguimiento 3D del instrumental quirúrgico mediante análisis de vídeo laparoscópico. *XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2008, pp. 257-260.