

# Método de seguimiento 3D del instrumental quirúrgico mediante análisis de vídeo laparoscópico

A.M. Cano<sup>1,2</sup>, F. Gayá<sup>1</sup>, P. Lamata<sup>1</sup>, F. del Pozo<sup>1,2</sup>, F. Sánchez-Margallo<sup>3</sup>, E.J. Gómez<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España  
{acano, fgaya, plamata, fpozo, egomez}@gbt.tfo.upm.es

<sup>2</sup> Centro de Investigación Biomédica en Red de Bioingeniería, Biomateriales y Nanotecnología (CIBER-BBN), Madrid, España

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

## Resumen

*El seguimiento 3D del instrumental laparoscópico ofrece nuevas posibilidades para la mejora de la formación quirúrgica y el desarrollo de nuevas aplicaciones quirúrgicas de realidad aumentada. Este trabajo presenta un método original para determinar la orientación y posición del extremo del instrumental en el espacio con respecto al endoscopio, haciendo uso de información segmentada en la imagen y del campo de visión del endoscopio. Los resultados muestran un error máximo de posicionamiento de 9,28 mmRMS, cuyo origen es debido a imprecisiones en la estimación de los bordes en la imagen. Este método aparece como una alternativa a otras soluciones basadas en sensores de posición más caras y complejas de integrar en quirófano.*

## 1. Introducción

La cirugía laparoscópica es una técnica quirúrgica que actualmente se encuentra firmemente establecida en la rutina clínica hospitalaria [1]. Esta cirugía ofrece una interacción sensorial diferente a la existente en la cirugía tradicional, basada en una manipulación a distancia de instrumentales especializados, y una visualización indirecta de la escena quirúrgica capturada por el endoscopio [2].

Uno de los principales retos a los que se enfrenta el cirujano es una visualización monoscópica de la escena quirúrgica, perdiendo así la sensación de profundidad y ocasionando problemas de coordinación ojo-mano. Esto hace que el aprendizaje y el propio desarrollo de la técnica se conviertan en una difícil tarea.

La localización 3D del instrumental laparoscópico abre la posibilidad de múltiples aplicaciones para mejorar algunas de las limitaciones existentes en laparoscopia. Los actuales programas de entrenamiento carecen de métodos estandarizados de evaluación con métricas objetivas que garanticen una completa formación de cirujanos. El análisis de la trayectoria y movimientos del instrumental ofrecen parámetros objetivos, válidos para definir métricas objetivas [3].

Por otro lado, los últimos avances en realidad aumentada aplicados a la cirugía permiten dotar de información adicional a los cirujanos, advirtiendo de la presencia de regiones delicadas, presencia de venas, etc.[4] En estas técnicas, conocer la posición 3D del instrumental constituye un paso importante para guiar y advertir al cirujano de la proximidad de órganos o tejidos delicados.

En este trabajo se presenta un análisis de las secuencias de vídeo laparoscópico como la principal fuente de información para extraer información 3D de la escena quirúrgica. El principal objetivo será determinar la posición 3D del instrumental quirúrgico haciendo uso de la información 2D de la imagen monoscópica. Esta es una interesante alternativa frente a los sensores de posición (ópticos, electromagnéticos o mecánicos), cuyo uso en quirófano puede resultar aparatoso [5].

En la literatura científica, existe una primera aproximación [6] que hace uso de LEDs colocados en el extremo del instrumental. Los rayos que emiten son proyectados en la superficie de los órganos, y visualizados en la imagen endoscópica. Un análisis de dichas proyecciones permite localizar el instrumental con respecto a la escena. Por su parte, Tonet et al. [7] proponen un método heurístico para estimar la profundidad a la que se encuentra el instrumental mediante el ancho del instrumental y la orientación de sus bordes visualizados en la imagen. En un trabajo previo, los autores han formulado dos métodos de estimación de la posición 3D del instrumental [8]. El primero explota las propiedades del punto de fuga de los bordes del instrumental en la imagen, y el segundo el ancho del instrumental visualizado en la imagen con respecto a su distancia a la cámara.

La localización 3D del instrumental basada en el análisis de vídeo requiere dos etapas principales: (1) extracción de la información 2D relevante de la imagen, y (2) cálculo de la posición espacial del extremo del instrumental. Este trabajo se centra en la segunda etapa, y contribuye con un nuevo método de seguimiento 3D del extremo del instrumental. Este método es también robusto frente a oclusiones del extremo del instrumental en la imagen.

## 2. Material y métodos

La localización espacial del instrumental consistirá en determinar la posición 3D del extremo del instrumental y su orientación con respecto a la cámara. El procedimiento para su obtención consta de dos partes.

Una primera etapa de *tratamiento de la señal de vídeo* capturada por la cámara y extracción de la información 2D relevante de la escena. Esta información 2D está compuesta por los bordes del instrumental y su extremo, los cuales son detectados y segmentados en la imagen. En el procesado de la imagen se ha optado por una estrategia de detección de bordes, empleando la continuidad temporal entre imágenes consecutivas y operadores de detección de bordes (Sobel). Por otra parte, el análisis de color del instrumental laparoscópico permite identificar su extremo, cuyas coordenadas 3D serán estimadas.

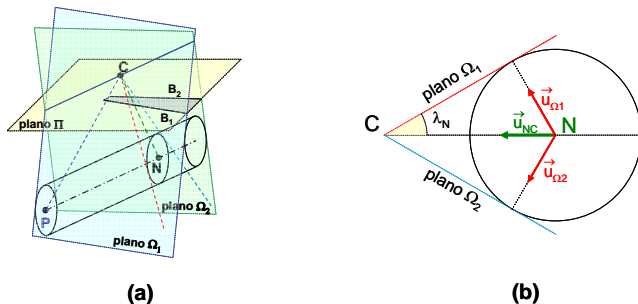
La segunda etapa del método, *localización 3D* del punto seleccionado, se explica en detalle en la siguiente sección.

### 2.1. Método de localización 3D del instrumental laparoscópico

Este método determina la orientación y profundidad del instrumental mediante un análisis de la geometría cilíndrica del instrumental, y su proyección en la imagen.

Los bordes segmentados y el campo de visión del endoscopio definen la orientación 3D del instrumental. De este modo, la posición 3D del extremo del instrumental queda determinada a partir de las coordenadas 2D en la imagen (o un punto característico de la herramienta como se explica posteriormente) y conociendo el diámetro de la herramienta (5 ó 10 mm. típicamente para instrumental laparoscópico).

De acuerdo con la geometría de la escena quirúrgica, el centro óptico de la cámara o endoscopio viene definido por el punto C, P es un punto del eje del instrumental, y  $\vec{u}_{CP}$  el vector unitario en la dirección CP. Sea  $\Pi$  el plano de la imagen y  $(\Omega_1, \Omega_2)$  los planos tangentes a la herramienta que contienen el punto C. La intersección entre ambos planos con el plano  $\Pi$  da lugar a los bordes proyectados del instrumental,  $B_1$  y  $B_2$ . (Ver figura 1.a), siendo  $(\vec{u}_{B_1}, \vec{u}_{B_2})$  sus vectores unitarios.



**Figura 1.** (a) Modelo proyectivo del instrumental laparoscópico. C: centro óptico, P: extremo del instrumental, N: punto del eje del cilindro cuya línea de proyección es perpendicular al eje, planos  $\Omega_1$  y  $\Omega_2$ : planos de vista de los bordes del instrumental, plano  $\Pi$ : plano de la imagen,  $B_1$  y  $B_2$ : bordes proyectados del instrumental. (b) Sección transversal del instrumental en el punto N.

Sea  $(\vec{u}_{CB_1}, \vec{u}_{CB_2})$  los vectores unitarios desde el punto C a cualquier punto de las proyecciones  $B_1$  y  $B_2$  respectivamente. Cada uno de los vectores normales  $(\vec{u}_{\Omega_1}, \vec{u}_{\Omega_2})$  de los planos  $\Omega_i$ , se obtienen como:

$$\vec{u}_{\Omega_i} = \vec{u}_{B_i} \times \vec{u}_{CB_i}, \quad i=1,2 \quad (1)$$

debido a que ambos vectores están incluidos en cada uno de los planos  $\Omega_i$ .

El plano perpendicular al eje del cilindro que contiene al punto C define una sección circular del cilindro como muestra la figura 1.b. Sea N el centro de este círculo, y  $2\lambda_N$  el ángulo entre los planos  $(\Omega_1, \Omega_2)$ .

Como muestra la figura 1.b, la suma de los vectores  $(\vec{u}_{\Omega_1}, \vec{u}_{\Omega_2})$  tiene la dirección CN, mientras que su producto vectorial indica la dirección del instrumental, vector  $\vec{u}_{NP}$ . De este modo, el ángulo  $\lambda_N$  queda expresado como:

$$\operatorname{tg} \lambda_N = \frac{|\vec{u}_{\Omega_1} + \vec{u}_{\Omega_2}|}{|\vec{u}_{\Omega_1} - \vec{u}_{\Omega_2}|} \quad (2)$$

Igualmente, es posible determinar la distancia CN conocido el radio del instrumental ( $r_{CIL}$ ) mediante la ecuación (3).

$$|CN| = r_{CIL} / \operatorname{sen} \lambda_N \quad (3)$$

Finalmente, la posición del instrumental con respecto al endoscopio, vector CP se determina con la ecuación (4).

$$\overline{CP} = \frac{|CN| \cdot \vec{u}_{CN}}{\vec{u}_{CP} \cdot \vec{u}_{CN}} \quad (4)$$

Hay que resaltar que el punto P puede ser cualquier punto del instrumental, requiriendo únicamente ser identificado en la imagen. De este modo, se puede obtener la posición de cualquier punto del instrumental P' (por ejemplo su extremo), conociendo la orientación del instrumental ( $\vec{u}_{NP}$ ) y la distancia física entre los puntos P y P'.

### 2.2. Secuencias de validación

Para la validación del método se ha construido un entorno que simula la geometría y el rango de movimientos del instrumental. Este escenario permite determinar la posición real del instrumental gracias a la introducción de elementos auxiliares como un plano de inclinación conocida ( $30^\circ$ ), con una retícula de puntos de control. Este plano es fijado a una distancia conocida del centro óptico del endoscopio, sabiendo así la posición de cualquier punto del plano con respecto al endoscopio. De este modo, la trayectoria 3D de la herramienta, manteniendo su extremo en contacto con el plano, es definida únicamente con información 2D extraída de la etapa de segmentación.

Las dos secuencias de validación adquiridas constan de dos tipos de movimientos: una con movimientos a profundidad constante, y una segunda con movimientos a profundidad variable. Cada secuencia contiene 275 imágenes aproximadamente.

La grabación fue realizada con una video-cámara, y las secuencias adquiridas fueron procesadas con la herramienta matemática Matlab en un ordenador Pentium IV (3,00 GHz, 512 Mb RAM).

### 3. Resultados

Las dos secuencias de movimientos han sido analizadas con el método propuesto (llamado “*método basado en la sección transversal*”), y con dos métodos previos propuestos en un trabajo previo [8]. El primero de ellos, “*método basado en el punto de fuga*”, explota las propiedades del punto de fuga de los bordes del instrumental en la imagen, y el segundo, “*método basado en el diámetro aparente*”, la relación entre el ancho del instrumental visualizado en la imagen y su distancia a la cámara.

Los resultados de la etapa de detección de los bordes del instrumental se muestran en la figura 2. La precisión de las coordenadas 3D estimadas viene dada por la comparación de esta estimación con los valores reales. Los resultados son los que se muestran en la tabla 1 y figura 3.

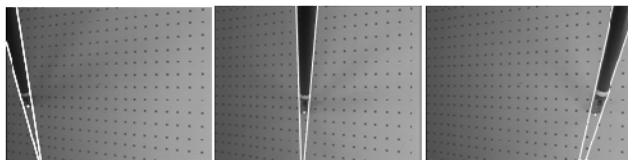


Figura 2. Detección de los bordes del instrumental a lo largo de las secuencias de imágenes de validación.

Ejes	Punto de fuga			Diámetro aparente			Sección transversal		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Media	2.29	3.43	42.1	0.71	1.93	2.39	0.08	0.35	2.03
SD	1.81	11.1	22.5	0.15	0.86	2.61	0.08	1.25	2.09

Tabla 1. Error de los métodos para las secuencias de movimiento de profundidad constante. Media del error y desviación estándar (SD), en mm.

Ejes	Punto de fuga			Diámetro aparente			Sección transversal		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Media	0.98	1.39	33.2	0.6	0.24	6.32	0.03	1.54	8.65
SD	7.2	3.42	9.97	0.76	3.55	4.36	1.4	3.66	3.55

Tabla 2. Error de los métodos para las secuencias de movimiento de profundidad variable. Media del error y desviación estándar (SD), en mm.

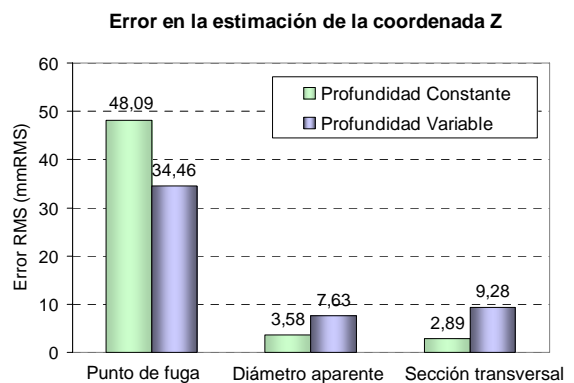


Figura 3. Estudio del error en la estimación de la coordenada Z para cada uno de los métodos. Raíz del error cuadrático medio, en mmRMS.

### 4. Discusión

En este trabajo se ha propuesto un nuevo método de localización y seguimiento 3D del instrumental laparoscópico basado en el análisis de vídeo. El método es robusto frente a oclusiones del instrumental, y determina no sólo la posición de un punto del instrumental sino también la orientación de la herramienta con respecto a la cámara.

Se han empleado dos secuencias de movimientos, grabadas en un entorno controlado de laboratorio, para evaluar la precisión del método. A pesar de que estas secuencias no se corresponden con una escena real de cirugía, el proceso de validación mediante el escenario simulado es una buena alternativa para evaluar la viabilidad del seguimiento del instrumental quirúrgico mediante el análisis de vídeo. Futuras validaciones considerarán la adquisición de las posiciones reales del instrumental mediante sistemas de sensado más fiables.

Los resultados obtenidos verifican el potencial de los métodos de localización basados en el análisis de vídeo, como ya previamente se concluyó en trabajos previos [7],[8]. El método propuesto ofrece una buena precisión (error de 2,89 mmRMS y 9,28 mmRMS para cada una de las secuencias, ver figura 3). El origen de este error puede ser debido a posibles errores en la calibración, y a imprecisiones en la detección de los bordes en la imagen.

La precisión medida para el método propuesto no mejora la alcanzada por métodos anteriores como el método del diámetro aparente (3.58 mmRMS y 7.63 mmRMS para movimientos constantes y variables, respectivamente). Sin embargo, este último requiere una visualización sin obstáculos del extremo del instrumental (de la parte que se quiere estimar su posición), limitando su potencial uso respecto al método propuesto. Además, una combinación de ambos métodos podría mejorar el comportamiento de cada uno, ya que la localización 3D se determina mediante diferentes fuentes de información.

Un factor limitante en la precisión del método es la presencia de bordes borrosos del instrumental debido al movimiento. Esto produce imprecisiones en la detección de los bordes, y un error en la posterior estimación 3D de la posición. Una detección de bordes más robusta puede incluir restricciones temporales y también geométricas, basadas en la posición y proyección del punto de inserción del instrumental (punto del trocar) [9], el cual es fácilmente reconocible con la información de la orientación 3D extraída del método propuesto.

El principal beneficio de este tipo de aproximación es la ausencia de elementos adicionales en el escenario quirúrgico, los cuales disturben la práctica del cirujano.

El comportamiento del método de seguimiento actual presenta precisiones suficientes para el análisis de los gestos y una evaluación objetiva de las maniobras quirúrgicas, donde no es necesario tiempo real y la precisión de entorno a 3 mm. es suficiente para determinar métricas objetivas.

Una mejora del método en los puntos anteriormente comentados, aumentará sus potenciales aplicaciones en la rutina clínica. En particular, esta herramienta de seguimiento aparece como una de las claves para el desarrollo de nuevas herramientas de realidad aumentada para cirugía laparoscópica.

## 5. Conclusiones

Este trabajo propone un método de seguimiento del instrumental laparoscópico basado en el análisis de vídeo, y que obtiene la posición y orientación del instrumental en el espacio. Este método es robusto frente a oclusiones del extremo del instrumental.

Los resultados en un entorno de laboratorio han validado el método propuesto como una alternativa a los sistemas tradicionales de localización. Además, presenta importantes aplicaciones clínicas como una evaluación objetiva de las habilidades motoras y el desarrollo de entornos de realidad aumentada.

## Referencias

- [1] Cuschieri A. "Laparoscopic surgery: current status, issues and future developments", *Surgeon*, vol. 3, num.3, 2005, pp. 125-135.
- [2] Chekan EG, Pappas TN. "General principles of minimally invasive surgery", *Basic Science and Clinical Evidence*, 2001, pp. 429-453.
- [3] Rosen J, Solazzo M, Hannaford B, Sinanan M. "Objective laparoscopic skills assessments of surgical residents using hidden Markov models based on haptic information and tool/tissue interactions". *9th Conf. on Medicine Meets Virtual Reality, Los Ángeles (California)*, vol. 81, January 2001, pp. 417-423
- [4] Navab N, Traub J, Sielhorst T, Feuerstein M, Bichlmeier C. "Action and workflow-driven augmented reality for Computer-Aided Medical Procedures". *Comp. Graphics and Applic. IEEE*, vol. 27, num. 5, Sept. 2007, pp.10-14.
- [5] Immersion: Digitizing. [www.immersion.com/digitizer/](http://www.immersion.com/digitizer/) (Consultada: Abril 2008).
- [6] McKenna SJ, Nait Charif H, Frank T. "Towards Video understanding of laparoscopic surgery: instrument tracking", *Conf. Image and Vision Computing New Zealand 2005*. Eds. B McCane, pp. 317-321.
- [7] Tonet O, Armes TU, Magali G, Dario P. "Tracking endoscopic instruments without localizer: Image analysis-based approach". *Proc. Medicine Meets Virtual Reality 14-MMVR, 2006*, pp. 544-549.
- [8] Cano AM, Lamata P, Gayá F, del Pozo F, Gómez EJ. "Localización 3D del instrumental laparoscópico a través de procesamiento de vídeo", *Libro de Actas del XXIV Cong. Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2006)*, Pamplona (Navarra), Noviembre 2006, pp. 497-494.
- [9] Voros S, Orvain E, Cinquin P. "Automatic detection of instruments in laparoscopic images: a first step towards high level command of robotized endoscopic holders". *BIOROB'06 1st IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. On Biomedical Robotics and Biomechatronics, Pisa, February 2006*, pp. 1107-1112.