

# Validación de dos algoritmos para la localización 3D del instrumental laparoscópico a partir de la imagen de vídeo endoscópico

I. Oropesa García<sup>1,2</sup>, P. Sánchez-González<sup>1,2</sup>, I. Morales Martín<sup>3</sup>, J.L. Moyano-Cuevas<sup>4</sup>,  
F.M. Sánchez-Margallo<sup>4</sup>, E.J. Gómez Aguilera<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España; {ioropesa, psanchez, egomez}@gbt.tfo.upm.es

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

<sup>3</sup> Instituto Biomecánico de Valencia (IBV), Valencia, España inigo.morales@ibv.upv.es

<sup>4</sup> Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón, Cáceres, España; {jmoyano, msanchez}@ccmijesususon.com

## Resumen

*Uno de los aspectos fundamentales en un sistema de cirugía guiada por imagen (CGI) es la localización del instrumental quirúrgico con respecto a la anatomía del paciente. Los sistemas basados en sensores ofrecen buenos niveles de precisión, pero son sensibles a distintas fuentes de ruido en el quirófano y contribuyen a la sobrecarga tecnológica del mismo. Una alternativa novedosa es analizar la imagen del vídeo endoscópico para llevar a cabo la detección y localización espacial del instrumental. Se presenta en este trabajo la validación de dos métodos, basados en el diámetro aparente y en la sección transversal del instrumental, para la localización espacial del instrumental a partir de los bordes y la posición 2D de la punta en la imagen. La validación, llevada a cabo en un simulador físico, se realiza comparando los resultados con el sistema Kinescan/IBV. Los resultados muestran para cada método un error medio de 12,7 y 12,8 mm respectivamente. La incorporación de estos algoritmos dentro del paradigma de navegación propuesto en el proyecto THEMIS permitirá al cirujano conocer la posición del instrumental de forma no intrusiva y transparente, sin necesidad de equipamiento adicional en el quirófano.*

## 1. Introducción

La cirugía de mínima invasión (CMI) se encuentra consolidada en la rutina clínica debido a sus múltiples ventajas, que repercuten directamente en la seguridad del paciente. Estas técnicas quirúrgicas implican un cambio de paradigma respecto a la cirugía abierta, que se traduce en dificultades para el cirujano durante la realización del procedimiento debidas, entre otras, a la visualización indirecta, la pérdida de sensación de profundidad y la inversión de movimientos [1].

El desarrollo de la cirugía guiada por imagen (CGI) está contribuyendo a limar estas dificultades, mediante el desarrollo de sistemas de navegación intraoperatoria que persiguen alcanzar procedimientos más precisos, sofisticados y seguros [2]. La CGI emplea sistemas computacionales que dotan al cirujano de información aumentada acerca de la anatomía del paciente, permitiéndole visualizar zonas de interés o riesgo más allá de su campo de visión [3].

Uno de los aspectos fundamentales en un sistema de CGI implica ofrecer al cirujano información precisa acerca de la localización del instrumental quirúrgico con respecto a la anatomía del paciente. Para dicha localización, es frecuente el uso de sistemas de seguimiento activo basado en sensores ópticos, mecánicos o electromagnéticos [4]. Estos sistemas ofrecen información precisa acerca de la posición, pero tienden a modificar la ergonomía del instrumental quirúrgico, suponen la inclusión de equipamiento adicional en el quirófano y son sensibles, según su naturaleza, a diversas fuentes de ruido [5].

Una alternativa para el seguimiento del instrumental de forma pasiva y transparente al cirujano durante la intervención quirúrgica es la propuesta en el proyecto THEMIS [6][7]: el análisis del vídeo endoscópico [8]. THEMIS propone un nuevo paradigma de navegación en CGI basado en la explotación del vídeo quirúrgico como principal fuente de información en el quirófano y los modelos biomecánicos, como fuente de información para la actualización intraoperatoria de los modelos virtuales del navegador. El reto en este tipo de sistemas pasivos de seguimiento estriba en, basándose exclusivamente en las características del instrumental sobre la imagen 2D del vídeo monoscópico, calcular su posición y orientación tridimensional con respecto al centro óptico de la cámara.

En el proceso se pueden distinguir dos fases. La primera consiste en la segmentación/seguimiento del instrumental en la imagen captada por el endoscopio, mediante técnicas basadas en detección de color/marcadores, bordes o formas geométricas [9][10]. La segunda fase pasa por el cálculo de su posición, que puede estar basada en las características geométricas del instrumental, del marcador segmentado o incluso en base a una estimación del punto de inserción del instrumental [11][12][13].

Este trabajo se centra en la segunda etapa; en él se plantea un estudio de validación de dos métodos para la localización del instrumental quirúrgico a partir de la información del endoscopio, presentados en trabajos anteriores [13][14]. El primero se basa en el diámetro aparente del instrumental en la imagen, mientras que el

segundo hace uso de la sección transversal de la proyección cilíndrica del instrumental.

## 2. Materiales y métodos

En esta sección se presentan brevemente los dos algoritmos de reconstrucción y la metodología de validación empleada. Para una descripción en detalle de ambos métodos, se recomienda consultar los trabajos descritos en [13][14]. Los métodos emplean información 2D de la punta ( $P_2$ ) y los bordes del instrumental ( $B_1$ ,  $B_2$ ), así como del centro óptico ( $C$ ) y la distancia focal de la cámara ( $f$ ).

### 2.1. Método A: Diámetro aparente [13]

A partir de la información del diámetro aparente de la herramienta laparoscópica a la altura de  $P_2$  ( $W_{IMG}$ ), y conociendo el ancho real del mismo ( $W_{INST}$ ), se obtiene la distancia entre el centro óptico de la cámara y la punta del instrumental ( $P_3$ ) a partir de similitud de triángulos tal y como se muestra en la Fig. 1a.

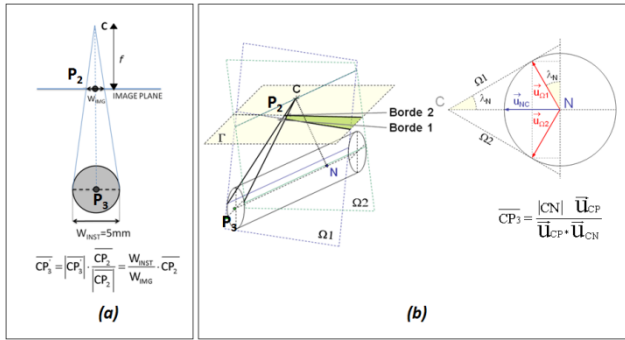


Figura 1. Esquemas de reconstrucción del instrumental: (a) diámetro aparente; (b) sección transversal

### 2.2. Método B: Sección transversal [14]

Para el método de sección transversal se realiza un análisis de la geometría cilíndrica del instrumental y su proyección en la imagen para determinar su orientación y profundidad. Los bordes del instrumental quedan definidos en la imagen por la intersección de tres planos (Fig. 1b): el plano de la imagen  $I$  y dos planos tangentes a la herramienta que contienen el punto  $C$  (planos de visión) ( $\Omega_1$ ,  $\Omega_2$ ), que forman un ángulo  $2\lambda_N$ . Por otra parte, el plano perpendicular al eje de la herramienta que contiene al punto  $C$  define una sección transversal del cilindro centrada en  $N$ . A partir del razonamiento matemático mostrado en [14] se calcula  $CP_3$  mediante la fórmula mostrada en la Fig. 1b.

### 2.3. Metodología de validación

#### 1) Montaje experimental

Para la validación de ambos métodos se dispuso un escenario experimental en un simulador laparoscópico fijo, con puertos de entrada para el endoscopio (Image1 H3-Z, Karl Storz, GmbH, Tuttlingen, Germany) y el instrumental quirúrgico. Se registraron un conjunto de secuencias a 25fps con (a) movimientos estandarizados sobre plantilla (Sec. #1-3) y (b) movimientos libres del

instrumental (Sec. #4-6), cuyas características se resumen en la tabla 1.

Sec.	Movimiento	Nº frames	Observaciones
1	Vertical	517	3 barridos de 7 cm i/v
2	Horizontal	456	3 barridos de 7 cm i/v
3	Diagonal	495	3 barridos de 5 cm i/v
4	Dos alturas	852	$\Delta h = 3\text{cm}$
5	Aleatorio (z constante)	558	Movimiento libre
6	Aleatorio (z variable)	785	Movimiento libre

Tabla 1. Secuencias de validación.: i/v: ida y vuelta;  $\Delta h$ : diferencia entre las dos alturas

De cara a llevar a cabo la validación, los movimientos del instrumental fueron registrados con el sistema de fotogrametría Kinescan/IBV<sup>®</sup>. El Kinescan emplea 3 cámaras para la reconstrucción 3D en tiempo real de los movimientos del instrumental, a partir de la detección de una serie de marcadores, reflectantes a luz infrarroja, situados sobre la herramienta. Los datos obtenidos serán usados como *gold standard* en el experimento.

#### 2) Preparación de los datos

Dado que el principal objetivo del trabajo es llevar a cabo la validación de los métodos de reconstrucción 3D y no de detección del instrumental, la segmentación y determinación de los bordes de la herramienta y la punta ( $P_2$ ) se realizó de forma manual sobre cada secuencia.

De cara a limpiar los datos obtenidos, se aplica un doble post-procesado sobre los mismos. En primer lugar, se eliminan el conjunto de puntos  $p_i$  tales que:

$$\{p_i / (p_i > \mu + 2\sigma) \cup (p_i < \mu - 2\sigma)\}$$

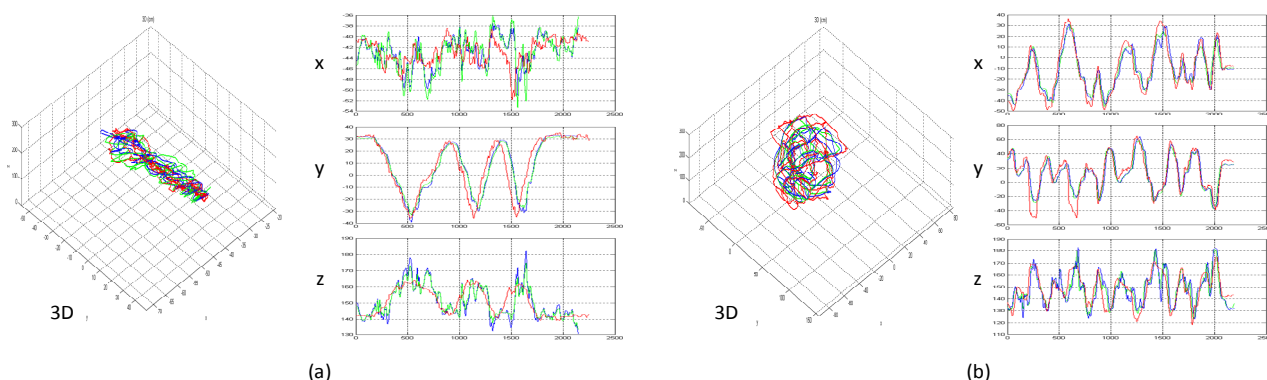
donde  $\mu$  es la media total de la señal y  $\sigma$  su desviación típica. En segundo lugar, se aplica un filtrado de señal basado en el algoritmo *k-means*, para el suavizado de la trayectoria obtenida [15]. Este filtrado se aplica tanto a la señal registrada por el vídeo como a la obtenida mediante el Kinescan. Finalmente, ambas trayectorias se alinean en el sistema de coordenadas del Kinescan, mediante ajuste de mínimos cuadrados [16].

#### 3) Registro de resultados

Para cada secuencia grabada se calculan las siguientes métricas entre la señal obtenida mediante el Kinescan y la trayectoria obtenida mediante los algoritmos de reconstrucción 3D:

- Error cuadrático medio (RMSE, mm): error relativo entre las posiciones reales (dadas por Kinescan) y las calculadas por seguimiento de vídeo.
- Coeficiente de correlación ( $0 < \rho < 1$ ): medida de similitud entre la señal real y la calculada, siendo 1 el valor máximo teórico, que se alcanzará si las señales son idénticas.

Adicionalmente, se calcula la existencia de diferencias significativas entre métodos para cada parámetro mediante test de Mann-Whitney ( $p < 0.05$ ).



**Figura 2.** Ejemplos de resultados. (a) Secuencia 1; (b) Secuencia 5. En verde se muestra la trayectoria calculada a partir del método de diámetro aparente; en azul, la calculada mediante sección transversal; en rojo la posición obtenida mediante Kinescan

Sec.	RMSE (mm)				$\rho$		
	x	y	z	Total	x	y	z
1	1,77	6,96	5,75	9,2	0,7	0,7	0,78
2	4,32	2,2	2,85	5,63	0,99	0,73	0,83
3	4,01	3,69	4,95	7,36	0,92	0,98	0,87
4	7,9	11,16	7,18	15,44	0,76	0,87	0,79
5	8,97	13,13	8,87	18,2	0,92	0,87	0,76
6	9,9	13	11,79	20,15	0,93	0,83	0,88
<b>Media</b>	<b>6,15</b>	<b>8,36</b>	<b>6,89</b>	<b>12,67</b>	<b>0,87</b>	<b>0,83</b>	<b>0,81</b>

**Tabla 2.** Resultados: Diámetro aparente

Sec.	RMSE (mm)				$\rho$		
	x	y	z	Total	x	y	z
1	2,1	7,39	6,69	10,19	0,63	0,94	0,75
2	3,67	2,06	3,19	5,28	0,99	0,77	0,81
3	5,36	3,66	5,26	8,36	0,86	0,99	0,85
4	8,16	11,46	8,74	16,56	0,75	0,89	0,79
5	7,8	11,23	7,98	15,84	0,94	0,91	0,8
6	10	12,8	12,64	20,58	0,92	0,84	0,85
<b>Media</b>	<b>6,18</b>	<b>8,1</b>	<b>7,42</b>	<b>12,8</b>	<b>0,84</b>	<b>0,89</b>	<b>0,8</b>

**Tabla 3.** Resultados: Sección transversal

### 3. Resultados

Los resultados se muestran en las tablas 2 (método A) y 3 (método B). Adicionalmente la Fig. 2, se muestra un ejemplo de los resultados obtenidos para cada método.

El análisis mediante test de Mann-Whitney revela que no existen diferencias significativas entre métodos para ningún parámetro, algo que se puede observar mediante simple inspección de los resultados. En media, los resultados arrojan un error cuadrático medio de aproximadamente 1,3 cm para ambos métodos. En el eje de profundidad (z), donde reside el mayor interés de los algoritmos, ese valor obtiene valores medios de 0,69 cm y 0,74 cm para los métodos A y B respectivamente.

Por otra parte, tanto en los resultados del análisis de  $\rho$  como en la Fig. 2, se observa cómo la similitud entre la trayectoria medida con el Kinescan y la calculada mediante análisis de vídeo, tiene valores superiores a 0,8 tanto en el plano XY como en la dirección z para ambos métodos. Asimismo, es posible ver cómo en la dirección de profundidad, la señal calculada tiende a presentar más oscilaciones ruidosas, cuya causa proviene de las pequeñas variaciones que se producen debidas al error introducido por la segmentación manual.

### 4. Discusión

En este trabajo se ha presentado una validación técnica de dos métodos para la localización en el espacio de la punta del instrumental laparoscópico a partir de la imagen monoscópica del endoscopio. Ambos métodos presentan resultados muy similares, con un error cuadrático medio de 12,67 y 12,8 para el método de diámetro aparente y el método de sección transversal respectivamente.

Actualmente, los sistemas comerciales usados en navegación quirúrgica alcanzan una precisión teórica de 0,9-1,6mm en seguimiento electromagnético y 0,1-0,35mm en óptico [17], aunque en la práctica se ven afectados por factores como la presencia de ruido electromagnético en el quirófano o la necesidad de visión directa, respectivamente. Por otra parte, requieren de equipamiento adicional en el quirófano, aumentan la sobrecarga de material, presentan problemas de esterilización y modifican la ergonomía del instrumental [5]. El seguimiento por análisis de vídeo se presenta como una alternativa fiable y transparente al cirujano que no requiere de equipamiento adicional en el quirófano.

A pesar de que los valores de error medios presentados en este trabajo son mayores que en los sistemas activos, cabe valorar las necesidades de precisión requeridas en el quirófano. Si bien es cierto que cuanto mayor precisión más fiable será el sistema, no existe ningún estudio que establezca con exactitud cuál debe ser el límite. En cuanto a su naturaleza, gran parte de los errores detectados en la validación vienen causados por la detección de movimientos rápidos, donde la precisión disminuye debido a dificultades en la segmentación manual de los bordes del instrumental quirúrgico, que aparecen borrosos y distorsionados en la imagen. Otra posible causa resulta del error introducido por el alineamiento basado en el ajuste de mínimos cuadrados de las trayectorias.

De cara a que los movimientos rápidos afecten lo mínimo posible a la fiabilidad del sistema, es necesaria la implementación de una fase de detección 2D robusta. En anteriores trabajos se han presentado distintas variaciones al problema basadas en segmentación por color y detección de bordes mediante transformadas de Hough y Radon [10][18]. Sin embargo, estas alternativas por sí solas presentan ciertas limitaciones en cuanto a ruido de detección y tiempo de procesado. Por tanto, es necesario

optimizar estos algoritmos de cara a su incorporación en un sistema de navegación, para lo que se proponen alternativas tanto software (filtros de partículas, filtros de Kalman) como hardware (uso de GPUs).

La actual implementación del sistema completo de detección y localización ya ha sido validada con éxito en el campo de la formación de habilidades quirúrgicas en simuladores físicos, donde las exigencias de precisión no son tan restrictivas [19]. En el campo de la CGI, su integración en el navegador ha de tener en cuenta las especificaciones del sistema de navegación THEMIS. Este paradigma de navegación [7] aboga no por el seguimiento en tiempo real de la posición, sino por un esquema *a tiempo*, en el que la posición se actualice (1) cada pocos segundos, o (2) a demanda del cirujano. La validación final del navegador determinará la verdadera utilidad del seguimiento basado en vídeo aplicado al ámbito de la CGI.

## 5. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado una validación de dos métodos para la localización 3D del instrumental laparoscópico a partir de su detección en la imagen del vídeo endoscópico. Ambos métodos presentan buenos niveles de robustez y correlación con la señal captada mediante el sistema Kinescan. Este tipo de sistemas de seguimiento basados en el procesamiento del vídeo quirúrgico ha sido ya validado en entornos de formación de cirujanos para la evaluación de habilidades motoras, donde las exigencias de precisión son menores. Sin embargo, de cara a su incorporación en un navegador quirúrgico es necesaria la optimización de los procesos de detección 2D en la imagen para garantizar un seguimiento fiable del instrumental en el quirófano.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto intramural THEMIS del CIBER-BBN. Los autores desean expresar su agradecimiento a Arturo Gómez Pellín y Enric Medina Ripoll del Instituto Biomecánico de Valencia por su colaboración en los experimentos de validación.

## Referencias

[1] Usón J, Sánchez-Margallo FM, Pascual S, Climent S. Formación en Cirugía Laparoscópica Paso a Paso. 4th ed. *Minimally Invasive Surgery Centre Jesús Usón eds*, 2010.

[2] Cleary K, Peters TM. Image-guided interventions: technology review and clinical applications. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 12, pp. 119-42, 2010.

[3] Ukimura O. Image-guided surgery in minimally invasive urology. *Curr. Opin. Urol.*, vol. 20(2), pp. 136-40, 2010.

[4] Chmarra MK, Grimbergen CA, Dankelman J. Systems for tracking minimally invasive surgical instruments. *Minimally Invasive Therapies and Allied Technologies*, vol. 16, 2007; pp 328-340.

[5] Peters TM Image-guidance for surgical procedures. *Phys Med Biol* 51: R505-40, DOI:10.1088/0031-9155/51/14/R01, 2006.

[6] Sánchez-González P, Oropesa I, Doblaré M, Peris JL, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. THEMIS: sistema de

navegación quirúrgica en cirugía laparoscópica del hígado, *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2011, pp. 303-306.

[7] Sánchez-González P. Análisis de vídeo laparoscópico para formación en cirugía de mínima invasión y cirugía guiada por imagen. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid, 2011.

[8] Sánchez-González P, Cano AM, Oropesa I, Sánchez-Margallo FM, del Pozo F, Lamata P, Gómez EJ. Laparoscopic Video Analysis for Training and Image Guided Surgery. *Minimally Invasive Therapies and Allied Technologies*, vol. 20 (6), pp. 311-20, 2011.

[9] Speidel S, Delles M, Gutt C, Dillmann R. Tracking of Instruments in Minimally Invasive Surgery for Surgical Skill Analysis, *Med Imag Augment Real*, vol. 4091, pp. 148-155, 2006.

[10] Cano AM, Vara I, Sánchez-González P, del Pozo F, Gómez EJ. Laparoscopic image analysis for automatic tracking of surgical tools. *Proceeding of the 22<sup>nd</sup> International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2008)*, Barcelona, 2008.vol 3, pp 279.

[11] Tonet O, Ramesh TU, Megali G, Dario P. Tracking endoscopic instruments without localizer: image analysis-based approach. *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 119, pp. 544-549, 2006.

[12] Wolf R, Duchateau J, Cinquin P, Voros S, 3D Tracking of Laparoscopic Instruments Using Statistical and Geometric Modeling, In: Fichtinger G, Martel A, Peters T (eds) *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2011, LNCS*, pp. 203-210, 2011.

[13] Cano AM, Lamata P, Gayá F, Gómez EJ. New Methods for Video-Based Tracking of Laparoscopic Tools, *ISBMS LNCS*, Springer, Heidelberg, vol. 4072, pp. 142-149, 2006.

[14] Cano AM, Gayá F, Lamata P, del Pozo F, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Método de seguimiento 3D del instrumental quirúrgico mediante análisis de vídeo laparoscópico. *Actas del XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2008, pp. 257-260.

[15] Jain AK, Dubes RC, Algorithms for Clustering Data. Prentice-Hall, 1981.

[16] Arun KS, Huang TS, Blostein SD. Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI*, vol. 9, pp. 698-700, 1987.

[17] Baumhauer M., Feuerstein M., Meinzer H.P., Rassweiler J. Navigation in endoscopic soft tissue surgery: perspectives and limitations. *J Endourol.* 22(4), 2008, pp. 751-66.

[18] García ME, Oropesa I, Sánchez-González P, Cano AM, Sánchez Margallo FM, Gómez EJ. Optimización de un método detección y seguimiento de instrumental quirúrgico en vídeo laparoscópico. *Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pp. 254, 2010.

[19] Oropesa I, Sánchez-González P, Lamata P, Chmarra MK, Sánchez-Margallo JA, Jansen FW, Dankelman D, Sánchez-Margallo FM, Gómez EJ. Evaluación de habilidades motoras en cirugía de mínima invasión basada en el análisis del vídeo laparoscópico. *Actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 2011, pp. 403-406.