

Diseño de herramientas de seguimiento de instrumental laparoscópico basadas en vídeo para la evaluación de las habilidades quirúrgicas

J.A. Sánchez-Margallo¹, F.M. Sánchez-Margallo², J.B. Pagador Carrasco¹, J. Usón Gargallo², P. Bustos García de Castro³, J. Moreno del Pozo³

¹ Unidad de Bioingeniería y Tecnologías Sanitarias, Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón, Cáceres, España, {jasanchez, jbpagador}@ccmijesususon.com

² Unidad de Laparoscopia, Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón, Cáceres, España, msanchez@ccmijesususon.com

³ Laboratorio de Robótica y Visión Artificial, Universidad de Extremadura, Cáceres, España, {pbustos, josemore}@unex.es

Resumen

La expansión de los abordajes mediante cirugía laparoscópica requiere la adquisición de nuevas habilidades quirúrgicas con respecto a la cirugía convencional. Sin embargo, los métodos tradicionales de formación se basan en criterios subjetivos para evaluar las destrezas de los cirujanos. Estos procedimientos carecen de precisión y pueden llegar a ser peligrosos para el paciente. Por consiguiente, es importante desarrollar nuevos métodos automáticos de evaluación objetiva para contribuir a la mejora del sistema de formación en cirugía laparoscópica. En este trabajo se proponen dos enfoques diferentes para desarrollar una herramienta que proporcione la información necesaria para llevar a cabo una evaluación objetiva y automática de las destrezas quirúrgicas, basada en el análisis de los movimientos del instrumental laparoscópico. Estas herramientas llevan a cabo el seguimiento del instrumental en tiempo real y durante el proceso de formación quirúrgica mediante dos tipos de técnicas: basada en un clasificador en cascada y mediante procedimientos estereoscópicos.

1. Introducción

La expansión de los abordajes mediante cirugía de mínima invasión (CMI) requiere la adquisición de nuevas destrezas quirúrgicas. A diferencia de la cirugía convencional, la CMI no permite al cirujano una visión directa de la intervención, ya que se hace uso de una cámara laparoscópica insertada en la cavidad abdominal del paciente para mostrar el área de trabajo. Por otro lado, el uso de nuevos instrumentales quirúrgicos junto con maniobras diferentes a la cirugía abierta hace que sea necesario el entrenamiento de nuevas habilidades quirúrgicas por parte del cirujano.

En CMI, los cirujanos habitualmente comienzan su formación quirúrgica observando a cirujanos con experiencia en quirófano. Posteriormente, se les permite contribuir a la intervención quirúrgica bajo la supervisión de un cirujano experto. Sin embargo, mediante este proceso de formación no es posible determinar de forma precisa las habilidades del cirujano, ya que se utilizan métodos de evaluación de las destrezas quirúrgicas basados en criterios subjetivos, lo cual puede llegar a ser peligroso para el paciente [1].

Aunque se han desarrollado varios métodos de evaluación objetiva de las habilidades laparoscópicas, la mayoría requieren de la intervención del cirujano. Por consiguiente, es importante desarrollar nuevos métodos automáticos de evaluación objetiva para contribuir a la mejora del sistema de formación en la cirugía laparoscópica actual [2]. El uso de simuladores quirúrgicos durante los primeros estados del entrenamiento facilita el aprendizaje de nuevas destrezas sin la responsabilidad de poner en riesgo a un paciente. Sin embargo, hoy en día no hay un sistema automático de evaluación objetiva que haya sido establecido como un estándar [3].

Se ha demostrado que el análisis de los movimientos del instrumental es una herramienta efectiva de evaluación de las habilidades psicomotoras del cirujano [4]. Para llevar a cabo este procedimiento de evaluación es necesario identificar, registrar y analizar los movimientos del instrumental.

Para el registro de los movimientos del instrumental se han desarrollado diversas tecnologías: sistemas mecánicos, ópticos, electromagnéticos, basados en ultrasonidos o en vídeo. Algunos inconvenientes en la utilización de algunos de estos sistemas durante una intervención quirúrgica real o en un box-trainer [5], presentan a los sistemas de seguimiento intracorpóreos basados en vídeo como una solución adecuada para estos entornos.

Diversos enfoques se han mostrado en la literatura científica para llevar a cabo el seguimiento de instrumental laparoscópico basado en vídeo intracorpóreo. Estos sistemas se pueden dividir en dos grandes grupos: sistemas basados en marcas artificiales [6] y sistemas basados en características geométricas o de color del instrumental laparoscópico [7]. Sin embargo, es necesario seguir trabajando para mejorar las técnicas existentes y desarrollar sistemas de seguimiento más robustos, en tiempo real y bajo entornos tridimensionales.

2. Materiales y métodos

Para estandarizar el procedimiento de entrenamiento quirúrgico dentro de un entorno controlable y reproducible, se ha utilizado un simulador físico (SIMULAP-IC05; CCMIJU, Cáceres, España) para la formación de habilidades laparoscópicas.

A continuación se detallan dos procedimientos basados en vídeo para llevar a cabo el seguimiento de instrumental laparoscópico en tiempo real. Su objetivo principal es proporcionar la información necesaria para efectuar una evaluación objetiva de las habilidades psicomotoras del cirujano durante el proceso de formación laparoscópica.

2.1. Sistema basado en un clasificador en cascada

Como primera solución al problema de localización y seguimiento del instrumental laparoscópico se ha desarrollado sistema automático de clasificación, entrenado previamente, que permita identificar en tiempo real la localización de nuestro objeto de interés en un flujo de imágenes y nos pueda proporcionar tanto su posición como su tamaño. Como objeto de interés se ha establecido la punta del instrumental laparoscópico.

Para el desarrollo del clasificador se requieren llevar a cabo cuatro fases: adquisición de las imágenes, creación de la muestra de entrenamiento, entrenamiento del sistema y pruebas finales.

El primer paso es obtener las imágenes que van a ser utilizadas para entrenar al clasificador. Estas imágenes son de dos tipos: positivas y negativas. Las imágenes negativas son aquellas en las cuales no aparece el objeto de interés y son adquiridas de forma arbitraria del entorno de trabajo. Las imágenes positivas si contienen el objeto de interés, para el cual se debe indicar sus coordenadas y dimensiones en la imagen. En las imágenes positivas el objeto de interés debe aparecer de forma clara, con diferentes entornos, desde diferentes ángulos de visión y con condiciones lumínicas diversas. Tanto la adquisición de las imágenes positivas como negativas se ha restringido exclusivamente al interior del simulador de entrenamiento laparoscópico, que constituye nuestro área de trabajo. Para facilitar la tarea de selección de coordenadas y dimensiones de la punta del instrumental para cada imagen positiva registrada, se ha desarrollado una interfaz que permita al usuario llevar a cabo esta tarea de un modo más interactivo y rápido (Figura 1).

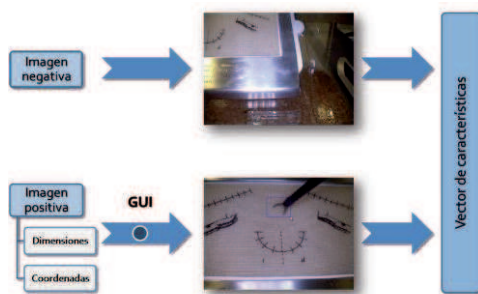


Figura 1. Esquema de proceso de obtención del vector de características del clasificador a partir de un conjunto de imágenes negativas y positivas.

Para llevar a cabo la muestra de entrenamiento, todas las imágenes son estandarizadas, convertidas a escala de grises y a las dimensiones apropiadas (640x480 píxeles).

El entrenamiento del clasificador es basado en el algoritmo AdaBoost (Adaptive Boosting) [8]. Ese algoritmo se fundamenta en dos aspectos principales: seleccionar las características principales del objeto de interés y entrenar el clasificador con una combinación lineal de las características más significativas.

Una vez el sistema ha sido entrenado correctamente, disponemos de un clasificador en cascada (Figura 2). Este clasificador es capaz de identificar de forma automática la punta del instrumental laparoscópico en la imagen de entrada. En el caso de que el clasificador devuelva una respuesta positiva, el sistema devolverá en tiempo real las coordenadas y dimensiones en la imagen de la punta del instrumental.

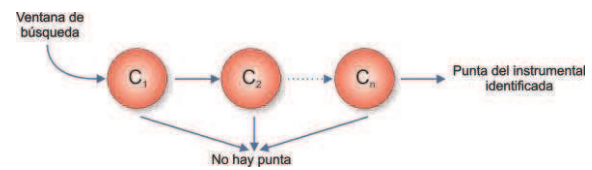


Figura 2. Representación esquemática del clasificador en cascada. Después de la ejecución de varios estados del clasificador se incrementan las posibilidades de éxito.

Para evaluar este sistema de seguimiento, se utilizaron tres secuencias de vídeo de 25 segundos correspondientes a una tarea básica de entrenamiento laparoscópico (corte en pletina). Para cada secuencia se variaron las condiciones de trabajo: en la secuencia 1 se incrementó la velocidad de movimiento del instrumental y se posicionó en regiones poco usuales de trabajo con la pletina de corte. En la secuencia 2 se ejecutó la tarea de formación de forma habitual. Y por último, en la secuencia 3 se empeoraron las condiciones de luz en la zona de trabajo. De cada secuencia se tomó un frame aleatorio por cada segundo (25 frames en total) y en cada uno de ellos se evaluó la eficacia del sistema de seguimiento respecto a la correcta identificación de la punta del instrumental.

2.2. Sistema basado en técnicas estereoscópicas

Para implementar este sistema se ha instalado un sistema de cámaras estéreo (Fire-i; Unibrain Inc., CA, USA) en el interior del simulador. Este sistema de cámaras se ha colocado en la parte posterior del simulador, de modo que dispongan de una visión amplia del área de trabajo y no interfieran en la ejecución de las actividades de entrenamiento (Figura 3).

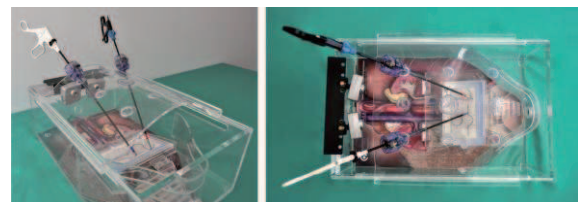


Figura 3. Simulador físico de entrenamiento laparoscópico con el sistema estereoscópico de seguimiento de instrumental.

Este sistema extrae la información geométrica tridimensional del entorno procesando dos imágenes tomadas desde diferentes ángulos de visión. Previo procesamiento de la información estéreo, se ha aplicado un método automático de corrección de la distorsión radial y tangencial causada por las lentes del sistema de cámaras [9]. Seguidamente, se procede a la alineación y rectificadas las imágenes estéreo.

Para llevar a cabo el proceso de eliminación de la distorsión, alineación y rectificación del sistema estéreo, se tomaron 20 frames del patrón de calibración por medio del sistema de cámaras estéreo y desde diferentes puntos de vista y orientaciones (Figura 4). Para el procesamiento de cada imagen se definió una homografía $q_i = \lambda H p_i$ para proyectar los puntos del plano del patrón de calibración $p_i = (x_i, y_i, z_i, k_i)$ en el plano de imagen $p_i = (u_i, v_i, h_i)$, donde λ es el factor de escala y H presenta los parámetros para la transformación física y de proyección (1).



Figura 4. Capturas del patrón de calibración desde diferentes puntos de vista.

$$H = \lambda K [r \quad t] = \lambda \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} [r \quad t] \quad (1)$$

Cada matriz de homografía es calculada mediante el método de Zhang [10] y de este modo resolver los parámetros de K . El modelo de distorsión geométrica fue calculado por el método de Brown [11] para eliminar las posibles distorsiones en el par de imágenes y, en consecuencia, relacionar de forma precisa las medidas realizadas mediante el sistema estéreo con las del espacio tridimensional.

Para obtener la posición tridimensional de un objeto en el espacio es necesario relacionar de forma geométrica (R, T) la información de ambas cámaras estéreo (Figura 5). Si $P = (x, y, z)$ es un punto en el espacio tridimensional, $P_l = R_l P + T_l$ y $P_r = R_r P + T_r$ son sus posiciones asociadas a la cámara izquierda y derecha, respectivamente. Ambas expresiones están relacionadas por $P_l = R^t (P_r - T)$, donde $R = R_r R_l^t$ y $T = T_r - R T_l$. Los valores promedio para (R, T) son calculados mediante todos los pares de imágenes adquiridas del patrón de calibración y su error es reducido mediante un algoritmo iterativo.

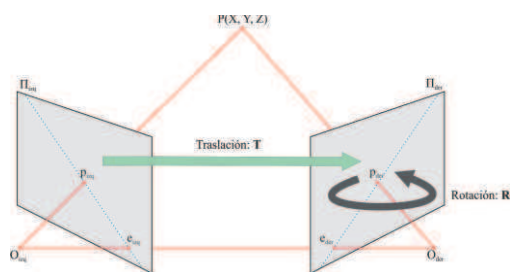


Figura 5. Esquema del proceso de calibración de las imágenes estéreo.

Ambas imágenes del sistema estéreo son alineadas por filas basándonos en el algoritmo de Bouguet [12], permitiendo una correspondencia entre ambas imágenes de un modo más fiable y eficiente a nivel computacional. Si (x_r, y) y (x_l, y) son las coordenadas de un punto en el plano de imagen de la cámara derecha e izquierda, la estimación de sus coordenadas tridimensionales viene dada por:

$$X = b \frac{(x_l - c'_x)}{(c'_x - c'_x) - d} \quad (2)$$

$$Y = b \frac{(y - c'_y)}{(c'_y - c'_y) - d} \quad (3)$$

$$Z = b \frac{f}{(c'_x - c'_x) - d} \quad (4)$$

donde b es la distancia de separación entre cámaras y $d = x_l - x_r$.

Como punto de referencia en el sistema de seguimiento del instrumental, se ha adherido una marca artificial de color a la parte distal del vástago de la herramienta. Su color fue determinado mediante el análisis de imágenes aleatorias obtenidas de secuencias de vídeos de procedimientos de formación laparoscópica con simulador.

Se llevó a cabo un procedimiento de segmentación por color en tiempo real, haciendo uso del espacio de color H-S (*Hue-Saturation*) para minimizar los posibles problemas con los cambios bruscos de iluminación (Figura 6). Para mejorar los resultados, se aplicó un proceso de dilatación y erosión de la imagen segmentada. La posición tridimensional de la punta del instrumental es obtenida mediante el centro de la región de interés en ambas imágenes segmentadas (2) (3) y (4).

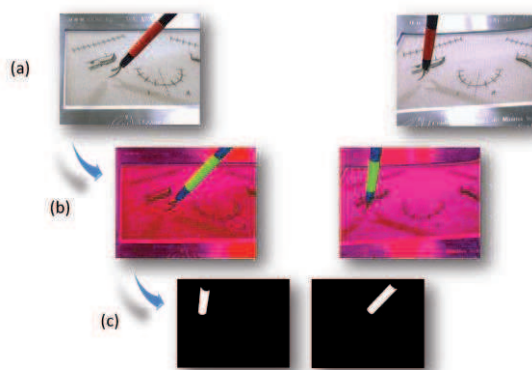


Figura 6. Imágenes sin distorsión y rectificadas (a). Transformación de la imagen al espacio de color HSV (b). Segmentación por color de la región de interés (c).

Para las pruebas experimentales se utilizó un patrón de medida de 6x7 cuadros de 30 mm de lado. La punta del instrumental laparoscópico fue posicionada en cada intersección del patrón de medida (30 medidas). Para cada una de las posiciones se registraron los valores tridimensionales de la punta, repitiéndose el procedimiento en tres ocasiones. Para asegurar la

estabilidad y verticalidad del instrumental en cada una de las mediciones, se utilizó un pequeño trípode junto con un puerto de acceso laparoscópico de 5 mm.

Para analizar la precisión de medida del sistema se evaluó el error en el cálculo de las distancias entre puntos del patrón de medida. Se calcularon las distancias Euclídeas entre las coordenadas de las posiciones de la primera fila del patrón $P(i,1), i=1, \dots, 5$ con las del resto de filas $P(i,j), j=1, \dots, 6$ (distancias acumuladas). Las distancias obtenidas fueron comparadas con las distancias reales en el patrón de medida.

3. Resultados

Para el sistema de seguimiento del instrumental laparoscópico basado en un clasificador en cascada (Figura 7), la menor tasa de errores (88% de aciertos) se ha obtenido durante la ejecución habitual de la tarea de corte (Secuencia 2). Por otro lado, El incremento en la velocidad del uso del instrumental y la localización de la punta en zonas poco usuales (Secuencia 1), como el soporte metálico de la platina de corte, presentan la tasa de fallos más elevada (72% de aciertos). La tasa de aciertos para la secuencia 3 fue de 76%.

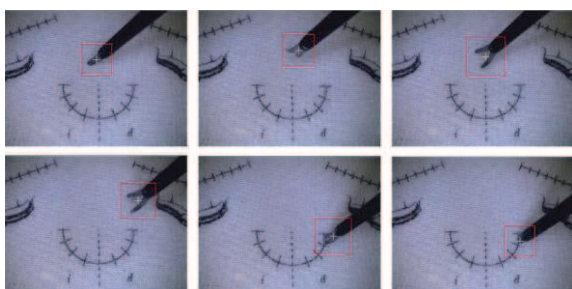


Figura 7. Ejecución del sistema automático de localización de la punta del instrumental laparoscópico basado en un clasificador en cascada durante una tarea de corte en pletina.

Respecto a los resultados obtenidos por el sistema basado en técnicas estereoscópicas (Figura 8), el incremento del error es proporcional a la distancia al sistema de cámaras. Se ha obtenido valor de error medio de 1.960 ± 1.532 mm y un valor máximo de 5.750 mm a una distancia de 415 mm del sistema de cámaras estéreo.

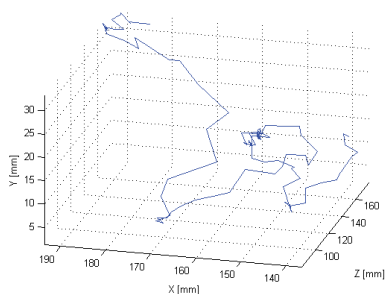


Figura 8. Gráfica de los movimientos registrados del instrumental laparoscópico durante la tarea de anudado en un procedimiento de sutura laparoscópica.

4. Conclusiones

En este trabajo se han presentado dos sistemas para llevar a cabo el seguimiento automático del instrumental laparoscópico. El objetivo principal es su utilización como herramienta principal para el desarrollo de métodos automáticos de evaluación objetiva de las habilidades técnicas del cirujano durante la formación laparoscópica.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado en parte por el Proyecto PRI07B132 del Plan Regional de Investigación, Consejería de Economía, Comercio e Innovación, Junta de Extremadura y el Fondo Social Europeo.

Referencias

- [1] Fried GM, Feldman LS. Objective Assessment of Technical Performance. *World J Surg*, vol 32, sup 2, 2008, pp 156-60.
- [2] Darzi A, Datta V, Mackay S. The challenge of objective assessment of surgical skill. *Am J Surg*. vol 181, 2001, pp 484-6.
- [3] van Hove PD, Tuijthof GJM, Verdaasdonk EGG, Stassen LPS, Dankelman J. Objective assessment of technical surgical skills. *Br J Surg*. vol 97, sup 7, 2010, pp 972-87.
- [4] Chmarra MK, Grimbergen CA, Dankelman J. Systems for tracking minimally invasive instruments. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. vol 16, 2007, pp 328-340.
- [5] Perrin DP, Vasilyev NV, Novotny P, Stoll J, Howe RD, Dupont PE et al. Image guided surgical interventions. *Curr Probl Surg*. vol 46, sup 9, 2009, pp 730-66.
- [6] Bouarfa L, Akman O, Schneider A, Jonker PP, Dankelman J. In-vivo real-time tracking of surgical instruments in endoscopic video. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. 2011. [Epub ahead of print]
- [7] Voros S, Long JA, Cinquin P. Automatic detection of instruments in laparoscopic images: A first step towards high-level command of robotic endoscopic holders. *Int J Rob Res*. vol 26, 2007, pp 1173-90.
- [8] Freund Y, Schapire RE. A Decision-Theoretic Generalization of On-Line Learning and an Application to Boosting. *J Comput Syst Sci*. vol 55, 1997, pp 119-39.
- [9] Sánchez-Margallo JA, Sánchez-Margallo FM, Pagador JB, Sánchez-González P, Oropesa I, Gómez-Aguilera EJ. Procedimiento automático para el calibrado de cámaras: Estudio comparativo de la distorsión en diferentes combinaciones de cámaras y ópticas laparoscópicas. *CASEIB*, Madrid, 2010, p 113.
- [10] Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*. vol 22, sup 11, 2000, pp 1330-4.
- [11] Brown DC. Close-range camera calibration. *Photogramm Eng*. vol 37, 1971, pp 855-66.
- [12] Camera Calibration Toolbox for Matlab - Calibrating a stereo system, stereo image rectification and 3D stereo triangulation, http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/htmls/example5.html (Consultada: Agosto 2011).