

Procedimiento automático para el calibrado de cámaras: Estudio comparativo de la distorsión en diferentes combinaciones de cámaras y ópticas laparoscópicas

J.A. Sánchez Margallo¹, F.M. Sánchez Margallo¹, J.B. Pagador Carrasco¹, P. Sánchez González², I. Oropesa García², E.J. Gómez Aguilera²

¹ Centro de Cirugía de Mínima Invasión *Jesús Usón*, Cáceres, España, {jasanchez, msanchez, jbpagador}@ccmijesususon.com

² Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {psanchez, ioropesa, egomez}@gbt.tfo.upm.es

Resumen

En este trabajo se propone un método de calibración automática para el cálculo y corrección de la distorsión en imágenes producida por las lentes de los sistemas de captura. Este procedimiento ha sido empleado como herramienta para analizar la distorsión provocada por diversos sistemas de cámara y óptica laparoscópica, de modo que podamos determinar el sistema que proporciona una imagen más fiable al cirujano.

1. Introducción

Desde la extensa introducción de la cirugía de mínima invasión, amplias evidencias han demostrado sus ventajas respecto a la cirugía convencional. Aunque hay beneficios claros, esta cirugía crea un entorno artificial donde el cirujano tiene una pérdida de orientación, del eje ojo-mano-objeto y de la percepción de la profundidad. Las mejoras tecnológicas aplicadas a la cirugía han mejorado algunos de estos inconvenientes, sin embargo, todavía siguen existiendo algunas deficiencias en la fiabilidad de la imagen mostrada al cirujano.

Las cámaras junto con las ópticas laparoscópicas proporcionan el medio de adquisición de la imagen dentro de la cavidad abdominal. Mediante sistemas de lentes se transmite la imagen al ocular y se capta por la cámara laparoscópica al tiempo que la luz es propagada a través de fibras ópticas [1] (Figura 1). Sin embargo, estos sistemas de lentes provocan ciertas deformaciones geométricas en las imágenes adquiridas, principalmente distorsiones radiales y tangenciales de la imagen.



Figura 1. Detalle de óptica laparoscópica (a). Ensamblaje de los sistemas de imagen e iluminación en la óptica laparoscópica (b).

Por consiguiente, es necesario una adecuada corrección de las distorsiones en estos sistemas de adquisición de imagen y la elección de una apropiada combinación de cámara y óptica laparoscópica de modo que la imagen quirúrgica sea modificada lo menos posible. Se pretende que el cirujano reciba la información visual del modo más

fiable posible respecto a la realidad y sufrir en la menor medida de lo posible la pérdida de la percepción de lo que realmente está sucediendo en el escenario quirúrgico.

En la literatura científica existen múltiples trabajos centrados en el análisis y corrección de la distorsión que sufren las imágenes. En este sentido, el método de Tsai [2] representa un proceso clásico de calibración basado en las medidas de las coordenadas de los puntos de una plantilla 3D respecto a un punto de referencia fijo. Por el contrario, el método de Zhang [3] utiliza las coordenadas de los puntos situados en una plantilla plana 2D. Combina las ventajas de los métodos de calibración basados en las medidas de coordenadas de la plantilla con las ventajas de la auto-calibración en la cual no es necesaria utilizar plantilla. Este modo de calibración resulta muy flexible desde el punto de vista de que tanto la cámara como la plantilla pueden ser movidas libremente y además tomar tantas imágenes como se quieran sin tener que volver a realizar medidas en la plantilla [4].

Partiendo de la hipótesis que el cirujano cuenta en el hospital con varios equipos de captura de imagen disponibles comercialmente y que puede intercambiar los componentes entre ellos, en este trabajo se plantea un estudio comparativo de la distorsión provocada por diversas combinaciones entre cámaras y ópticas laparoscópicas. Para el cálculo de los parámetros de distorsión que van a definir cada sistema de captura se va a hacer uso de un modelo matemático de corrección geométrica basado en el método de Zhang [3] y Brown [5].

2. Material y métodos

Se han utilizado cuatro modelos de cámara de diferentes casas comerciales: cámara de Storz, modelo Image1 HD H3; cámara de Richard Wolf, modelo HD 1080p; cámara de Stryker, modelo 1188HD y cámara de Olympus, modelo OTV-SPI.

Con respecto a los modelos de ópticas, también se han utilizado ópticas de diferentes fabricantes: Richard Wolf, Storz, Olympus y Endoview. Todas ellas de 0° y 10 mm.

Para la obtención de los datos de calibración, se han registrado los datos de dos ópticas de cada modelo, para posteriormente obtener su valor medio respecto a sus parámetros de calibración.

Respecto al cálculo de los parámetros de distorsión de cada sistema de captura llevamos a cabo un procedimiento de auto-calibración. Este proceso nos proporciona un modelo geométrico del sistema de captura así como un modelo de distorsión de las lentes que utiliza. Estos dos modelos constituyen los parámetros intrínsecos del sistema de captura.

Para llevar a cabo el procedimiento de calibración se han seguido de forma secuencial una serie de pasos que detallamos en los siguientes apartados.

Una vez obtenidos los parámetros de calibración podremos comparar la calidad de la imagen que cada sistema de captura ofrece al cirujano y de este modo, establecer la combinación de cámara y óptica laparoscópica que ofrece una imagen más fiable al cirujano respecto a la distorsión provocada.

Para la implementación del procedimiento de calibración presentado se ha hecho uso de la librería de visión por computador OpenCV.

2.1. Diseñar la plantilla de calibración

Como patrón de calibración se ha utilizado una rejilla plana de cuadrados alternos blancos y negros, con 7x9 cuadros de 30x30 mm de tamaño, de modo que disponemos de un total de 48 esquinas internas. El tamaño de la plantilla es de 210x270 mm. La rigidez de la plantilla se garantiza adhiriéndola a un tablero.

2.2. Registro de las imágenes

Se registraron de forma automática un total de 20 frames por cada sistema de captura. Las imágenes se tomaron de forma que el patrón de calibración abarcara la mayor superficie de la imagen posible y con el patrón en diferentes orientaciones (Figura 2).

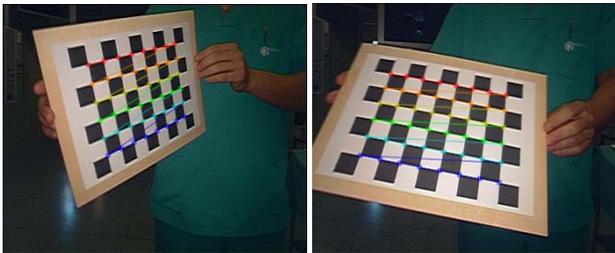


Figura 2. Capturas del patrón de calibración desde diferentes puntos de vista.

2.3. Detección de los puntos de calibración

Para cada imagen capturada se localizaron de forma automática las esquinas internas del patrón de calibración. Al final se disponía de un conjunto de coordenadas en

pixeles para cada esquina del patrón de distorsión y sus correspondientes en cada imagen registrada.

2.4. Cálculo de las homografías

Definiremos homografía planar al procedimiento de proyección de un punto de un plano a otro. Por consiguiente, podemos utilizar esta homografía para proyectar los puntos presentes en el plano de nuestro patrón de calibración dentro del plano de la imagen de la cámara. Para ello utilizamos las coordenadas homogéneas tanto de los puntos del plano del patrón de calibración $p_i = (x_i, y_i, z_i, k_i)$ como de los puntos en el plano de la imagen $q_i = (u_i, v_i, h_i)$.

Podemos expresar la acción de la homografía mediante una expresión simple: $q_i = \lambda \cdot H \cdot p_i$

En la expresión anterior introducimos el parámetro λ como el factor de escala propio de la homografía. Cabe destacar, que H dispone de dos partes: la transformación física, que fundamentalmente localiza el objeto en la posición adecuada; y la proyección, que introduce los parámetros intrínsecos de la cámara. Asumimos que el plano del objeto se sitúa en $Z=0$.

$$H = \lambda \cdot K \cdot [R \ t] = \lambda \cdot \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & t \\ & & & \end{bmatrix}$$

El modelo contiene la orientación de la cámara en la escena y su posición expresadas con una matriz de rotación R y un vector de traslación $t = [t_x \ t_y \ t_z]^T$ respectivamente, además de las características intrínsecas de la cámara contenidas en la matriz K . La rotación viene definida por tres ángulos de giro (ψ, ϕ, θ), uno para cada eje, y la traslación por tres factores de desplazamiento, también uno para cada eje.

2.5. Método de calibrado

Existen muchas formas de resolver los parámetros intrínsecos de la cámara. En este trabajo se va a utilizar el método de Zhang [3] para resolver los parámetros de distancias focales y desplazamientos del centro de la imagen. Para obtener los parámetros de distorsión emplearemos el método de Brown [5].

Para el cálculo de los parámetros intrínsecos de la cámara, el método de Zhang obtiene la homografía h para cada imagen capturada resolviendo la siguiente expresión:

$$\begin{bmatrix} p_i^T & 0 & -u_i q_i^T \\ 0 & p_i^T & -v_i q_i^T \end{bmatrix} h = 0; A \cdot h = 0$$

Si se calculan n homografías a partir de n imágenes obtenidas de la plantilla de calibración se obtiene un sistema de ecuaciones de la forma $V \cdot b = 0$, donde V es una matriz de dimensiones $2n \times 6$, formada con los elementos de las homografías de la siguiente forma:

$$v_{ij}^T = [h_{i1}h_{j1}, h_{i1}h_{j2} + h_{i2}h_{j1}, h_{i1}h_{j2} \dots h_{i3}h_{j1} + h_{i1}h_{j3}, h_{i3}h_{j2} + h_{i2}h_{j3}, h_{i3}h_{j3}]$$

Si $n \geq 3$ se tiene una solución general con solución única de b definida con un vector de escala. La solución del vector $b = [b_{11} \ b_{12} \ b_{22} \ b_{13} \ b_{23} \ b_{33}]^T$ es el vector

propio de $V^T \cdot V$. A partir de este vector estimado b se obtienen los parámetros intrínsecos de la cámara mediante las siguientes relaciones.

$$f_x = \sqrt{\frac{\mu}{b_{11}}} \quad f_y = \sqrt{\frac{\mu \cdot b_{11}}{(b_{11} \cdot b_{22} - b_{12}^2)}}$$

$$c_x = \frac{-b_{13} \cdot f_x^2}{\mu} \quad (1)$$

$$c_y = \frac{b_{12} \cdot b_{13} - b_{11} \cdot b_{23}}{b_{11} \cdot b_{22} - b_{12}^2} \quad (2)$$

$$\mu = b_{33} - \frac{b_{13}^2 + c_y \cdot (b_{12} \cdot b_{13} - b_{11} \cdot b_{23})}{b_{11}}$$

Una vez conocidos los parámetros intrínsecos, se pueden calcular a partir de cada homografía los parámetros extrínsecos de la posición del plano de cada imagen del patrón de calibración capturada.

$$r_1 = \lambda \cdot K^{-1} \cdot h_1 \quad r_2 = \lambda \cdot K^{-1} \cdot h_2$$

$$r_3 = r_1 \times r_2 \quad t = \lambda \cdot K^{-1} \cdot h_3$$

Respecto al método de Brown para la obtención de los coeficientes de distorsión, teniendo en cuenta el modelo de cámara 'pin-hole', podemos establecer una relación entre las coordenadas de los puntos registrados por la cámara (los cuales pueden presentar distorsión) y las coordenadas reales que se deberían obtener.

Las coordenadas reales sin distorsión vienen definidas por:

$$\begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x \left(\frac{x_i}{z_i} \right) + c_x & f_y \left(\frac{y_i}{z_i} \right) + c_y \end{bmatrix}^T$$

Utilizando estas coordenadas sin distorsión, podemos establecer la siguiente relación:

$$\begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} = (1 + k_1 \cdot r^2 + k_2 \cdot r^4 + k_3 \cdot r^6) \begin{bmatrix} u_d \\ v_d \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} p_2 \cdot (r^2 + 2 \cdot u_d^2) + 2 \cdot p_1 \cdot u_d \cdot v_d \\ p_1 \cdot (r^2 + 2 \cdot u_d^2) + 2 \cdot p_2 \cdot u_d \cdot v_d \end{bmatrix} \quad (3)$$

Haciendo uso de las coordenadas de los puntos obtenidos en el registro de los patrones de calibración, se puede elaborar un sistema de ecuaciones con las dos relaciones anteriores que nos permita obtener los valores de los parámetros de distorsión de la cámara.

Una vez definidos todos los parámetros intrínsecos y los coeficientes de distorsión de la cámara, se pueden comparar las desviaciones principales de la imagen

registrada por cada dispositivo respecto a las medidas reales del espacio en tres dimensiones.

Conocidos los parámetros de distorsión para cada sistema de adquisición se elabora una gráfica de distorsión generada mediante la aplicación *Camera Calibration Toolbox* de Jean-Yves Bouguet [6], utilizando los parámetros intrínsecos obtenidos por el procedimiento automático presentado. Para ello, se hace uso de una retícula de puntos equidistantes de los cuales conocemos sus coordenadas y por medio de la ecuación (3) podemos calcular el desplazamiento que sufren los puntos reales debido a la distorsión de las lentes de los sistemas de captura. Respecto al desplazamiento de los puntos principales, estos han sido calculados previamente mediante las ecuaciones (1) y (2).

3. Resultados

En la Tabla 1 se muestran los valores de los parámetros de distorsión tanto radial (k_1 , k_2 y k_3) como tangencial (p_1 y p_2) y la desviación de su punto principal (c_x y c_y) para cada una de las combinaciones de cámaras y ópticas laparoscópicas analizadas.

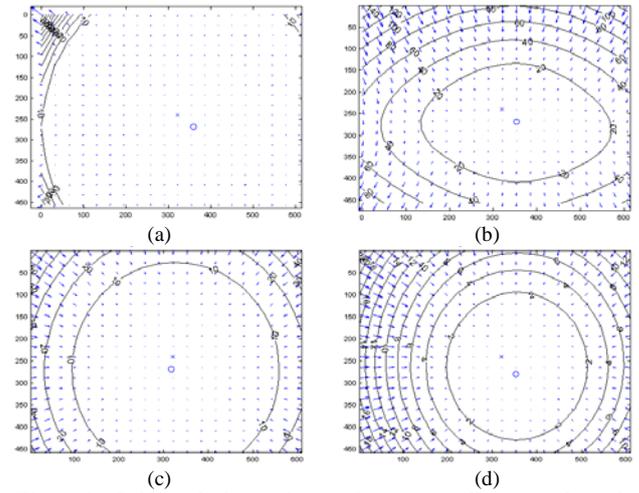


Figura 3. Gráficas de distorsión para los sistemas de captura formado por una cámara R. Wolf modelo HD 1080p con ópticas de de 0° y 10 mm de R. Wolf (a), Olympus (b), Endoview (c) y Storz (d). Las flechas indican el desplazamiento de los puntos de una cuadrícula externa provocado por la distorsión.

Cámara	Óptica	k_1 (mm ⁻²)	k_2 (mm ⁻⁴)	k_3 (mm ⁻⁶)	p_1 (mm ⁻²)	p_2 (mm ⁻⁴)	c_x (píxeles)	c_y (píxeles)
Storz	Storz	-0.187	0.121	-0.028	0.003	0.002	354.504	309.527
	Richard Wolf	-0.121	-0.341	1.171	0.009	-0.001	365.481	314.191
	Olympus	-0.124	0.158	-0.383	0.003	0.000	390.466	313.367
	Endoview	-0.450	0.024	0.306	0.008	0.008	339.718	267.890
R. Wolf	Storz	-0.190	0.294	-0.240	-0.004	-0.001	350.534	277.748
	Richard Wolf	-0.072	0.011	0.097	-0.002	0.006	357.134	266.963
	Olympus	-0.156	0.374	-0.521	0.222	-0.010	352.738	267.538
	Endoview	-0.508	1.153	-4.064	0.001	0.006	315.538	268.137
Olympus	Storz	-0.186	0.215	0.475	-0.002	0.001	336.062	265.847
	Richard Wolf	-0.138	0.542	-1.416	-0.010	0.000	341.105	234.558
	Olympus	0.005	-0.635	1.741	0.004	-0.003	361.553	268.863
	Endoview	-0.304	-1.167	4.395	0.000	-0.002	361.143	255.052
Stryker	Storz	-0.188	0.312	-0.369	0.011	0.002	362.044	328.642
	Richard Wolf	-0.161	0.340	-0.663	0.002	-0.007	351.438	289.430
	Olympus	-0.087	0.115	0.033	-0.002	-0.005	370.306	282.105
	Endoview	-0.452	0.503	-0.962	0.003	0.004	323.218	282.429

Tabla 1. Valor de los parámetros de distorsión radial (k_i) y tangencial (p_j) y desviaciones de los puntos principales (c_x y c_y) de las diferentes combinaciones de cámaras y ópticas laparoscópicas.

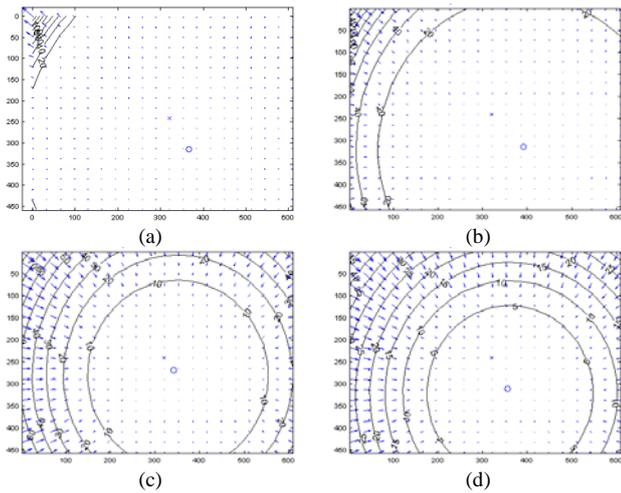


Figura 4. Gráficas de distorsión para los sistemas de captura formado por una cámara Storz modelo Image1 HD H3 con ópticas de de 0° y 10 mm de R. Wolf (a), Olympus (b), Endoview (c) y Storz (d).

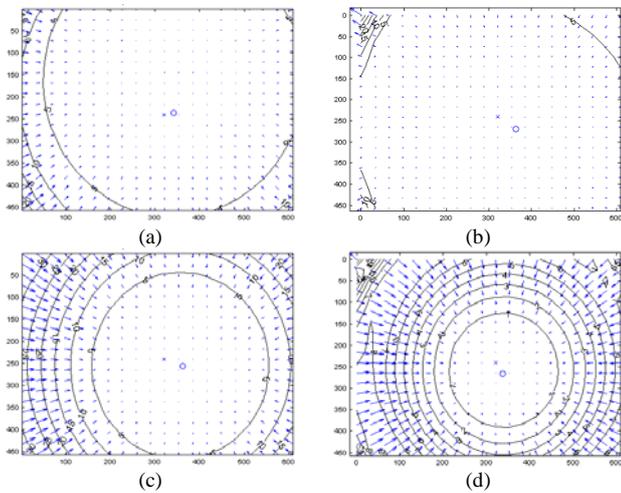


Figura 5. Gráficas de distorsión para los sistemas de captura formado por una cámara Olympus modelo OTV-SP1 con ópticas de de 0° y 10 mm de R. Wolf (a), Olympus (b), Endoview (c) y Storz (d).

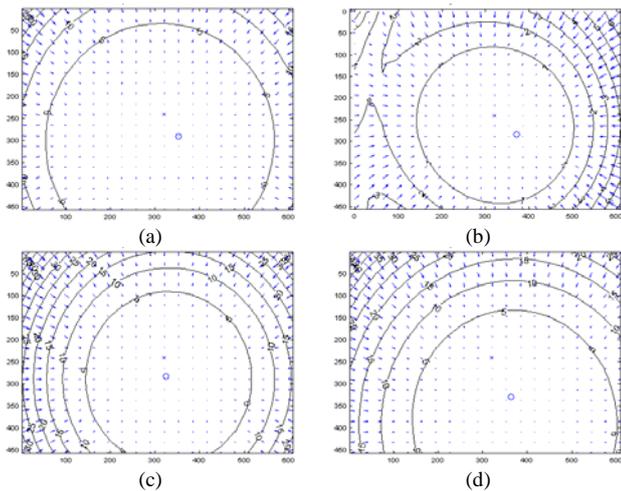


Figura 6. Gráficas de distorsión para los sistemas de captura formado por una cámara Stryker modelo 1188HD con ópticas de de 0° y 10 mm de R. Wolf (a), Olympus (b), Endoview (c) y Storz (d).

4. Discusión y conclusiones

Si comparamos los resultados obtenidos respecto a las diferentes combinaciones entre cámara y óptica

laparoscópica (Tabla 1) (Figura 3-6), podemos determinar que para el conjunto de cámaras analizadas, la óptica que menor distorsión, tanto radial como tangencial, produce en todo el conjunto de píxeles de la imagen es la óptica de Richard Wolf. Asimismo, la óptica que mayor distorsión produce son las ópticas de Storz y Endoview, siendo la óptica de Endoview la que mayor magnitud de desplazamiento en píxeles produce en la imagen (una valor medio de 60 píxeles).

Por otro lado, teniendo en cuenta todas las ópticas estudiadas, la combinación con la cámara que menor distorsión produce en la imagen es la cámara Olympus. Del mismo modo, la combinación con la cámara que mayor distorsión provoca en la imagen es la cámara de Richard Wolf.

Respecto a la combinación de cámara y óptica laparoscópica que menor distorsión producen en la imagen, destacaremos la cámara Olympus junto con la óptica del mismo fabricante (Figura 5b). Por otro lado, la combinación con mayor distorsión es la cámara Storz con óptica Olympus (Figura 3b). Esta distorsión se ve acentuada por la elevada distorsión tangencial que presenta.

En este trabajo se ha presentado un método automático de calibración de cámaras para calcular y corregir la distorsión provocada por las lentes en la imagen capturada. Este procedimiento ha sido utilizado como herramienta para determinar la combinación de cámara y óptica laparoscópica que ofrece una imagen con menor distorsión, y por tanto más fiable, al cirujano. Los resultados obtenidos muestran que la combinación de cámara Olympus, modelo OTV-SP1, junto con la óptica Olympus de 0° y 10 mm es la que ofrece una imagen más real respecto a la distorsión aplicada.

Referencias

- [1] Usón J, Sánchez FM, Pascual S, Climent S. Formación en Cirugía Laparoscópica Paso a Paso. Vol 3. Minimally Invasive Surgery Centre Jesús Usón, 2007 (ISBN-13: 978-84-612-0498-4).
- [2] Tsai R. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision methodology using off-the-self TV camera lenses. *IEEE J Robot Autom*, vol 3, sup 4, 1987, pp 323-44.
- [3] Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, vol 22, sup 11, 2000, pp 1330-4.
- [4] Cano AM, Gayá F, Vara I, Sánchez FM, Gómez EJ. Corrección geométrica de la distorsión de barril en imágenes de vídeo endoscópico. *Actas del XXV Congreso Anual de la Sociedad española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2007)*, Cartagena, 2007, pp 108-11.
- [5] Brown DC. Close-range camera calibration. *Photogramm Eng*, vol 37, 1971, pp 855-66.
- [6] Bouguet JY. Camera Calibration Toolbox for Matlab. http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html (Consultada: Julio 2010).