

PROTOTIPO DE UN APARATO DE CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA PARA EL DIAGNÓSTICO RÁPIDO DE PATOLOGÍA QUIRÚRGICA EN DOLOR ABDOMINAL EN LOS SERVICIOS DE URGENCIAS

RESUMEN

Un motivo de consulta muy frecuente es dolor abdominal, especialmente con sospecha de apendicitis aguda, cuyo estudio puede tomar 24 horas y ser costoso. Existe la necesidad de un mecanismo eficiente para el diagnóstico del dolor abdominal. El prototipo actual de Trocamera™ es un dispositivo mínimamente invasivo, compuesto por sistemas generación de espacio en la cavidad abdominal; de iluminación de la cavidad; y de visión que permiten revisar la cavidad abdominal.

Resultados: Las primeras pruebas en cadáveres lograron adecuadas tracción y visualización.

Conclusión: Pruebas iniciales demuestran que Trocamera™ es eficaz en la visualización de la cavidad peritoneal, requiriendo mas desarrollo.

PALABRAS CLAVES: cirugía mínimamente invasiva, diagnóstico rápido, dolor abdominal, endoscopio flexible.

ABSTRACT

Abdominal pain is a very frequent consultation complaint, especially cases where acute appendicitis is suspected. Tests and observation may take over 24 hours and result very expensive. There is the need for an efficient diagnostic mechanism for abdominal pain. The current prototype of Trocamera™ is a minimally invasive device formed by a set of systems for space generation in the peritoneal cavity, cavity illumination, and visualization, which allow exploration of the abdominal cavity.

Results: First trials in cadavers achieved adequate traction and visualization.

Conclusions: Early results show that Trocamera™ is effective in the visualization of the abdominal cavity, requiring further development.

KEYWORDS: *Abdominal pain, flexible endoscope, minimally invasive surgery, rapid diagnosis.*

1. INTRODUCCIÓN

Un motivo de consulta muy frecuente en los servicios de urgencias es el dolor abdominal, especialmente con sospecha de apendicitis aguda. La valoración clínica es la herramienta más útil para el diagnóstico en un número grande de casos. Esta valoración en manos de un cirujano experimentado tiene una exactitud que llega al 80% y puede disminuir al 50% en médicos en entrenamiento [14]. Sin embargo, hay un número grande de pacientes en quienes el cuadro clínico no es claro, por ejemplo en

JUAN DAVID HERNÁNDEZ RESTREPO

MD, Especialista en Cirugía General

Profesor asistente

Facultad de Medicina, Universidad de los Andes

juandah@uniandes.edu.co

NATALIA LUCÍA AGUDELO ÁLVAREZ

Diseñadora Industrial, M.Sc.

Profesor asistente

Facultad de Arquitectura y Diseño, Departamento de Diseño, Universidad de los Andes

nagudelo@uniandes.edu.co

ANDRÉS FELIPE ESPINOSA VELA

Candidato a grado septiembre 2008

Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes

andres.espinosa@grimorum.com

SANTIAGO DE FRANCISCO VELA

Candidato a grado septiembre 2008

Facultad de Arquitectura y Diseño, Departamento de Diseño, Universidad de los Andes

san-de@uniandes.edu.co

RAFAEL EDUARDO ARANGO

CHAVARRIAGA

Economista, M.B.A.

Gerente Clinical Systems, GEMEDCO

rafael.arango@gemedco.com.co

MARCELA CÁRDENAS ROJAS

Ingeniero de Sistemas y Computación, M.Sc.,

MBA

Gerente, ENDOWAYS S.A.

mcr963@etb.net.co

JAIME MIGUEL GONZÁLEZ MONTAÑO

Odontólogo, MBA

Gerente, COOSALUD ESS - EPSS

jagonzalez@coosalud.com

mujeres en edad fértil, pacientes obesos o personas con variaciones anatómicas que oculten los síntomas. En estos casos, se hace necesario practicar exámenes de laboratorio y estudios radiológicos especializados, como la ecografía y la tomografía axial computarizada (TAC), lo cual hace que el estudio de estos pacientes sea costoso y se prolongue hasta por 24 a 48 horas.

Existe la necesidad de contar con un dispositivo de fácil manipulación para el diagnóstico temprano de dolor abdominal quirúrgico y que esté disponible en la sala de

urgencias de los hospitales, donde las condiciones de espacio e infraestructura restringen la instalación y utilización de grandes y costosos equipos de laparoscopia que requieren anestesia general para su empleo. Por ello, es importante desarrollar un dispositivo portátil y de bajo costo, con las mismas características de visualización de los equipos de endoscopia actuales y con un nuevo sistema de generación de espacio en la cavidad abdominal que no requiera anestesia general, para realizar el diagnóstico.

2. CONTENIDO

2.1 Desarrollo tecnológico

Los adelantos técnicos en distintas ramas de la electrónica y la ingeniería de materiales, han permitido acercarse al desarrollo de un dispositivo portátil de diagnóstico con resolución visual adecuada, mejorando las opciones de exportación y procesamiento de las imágenes, disminuyendo tamaños y costos de operación. Adicionalmente, se desarrolló un método de generación mecánica de espacio abdominal con una adecuada facilidad de uso. El desarrollo se divide en tres subsistemas que permiten revisar la cavidad peritoneal: generación de espacio en la cavidad abdominal; iluminación de la cavidad; y visión. A continuación se especifican los subsistemas:

2.1.1 Generación de Espacio

Para un procedimiento diagnóstico mínimamente invasivo en sala de urgencias, no es conveniente realizar una insuflación con gases en pacientes sedados; por lo tanto, es necesario generar espacio abdominal por medios mecánicos, en tres etapas: (a) Ingreso a través de la pared abdominal por una incisión longitudinal de aproximadamente 20mm hasta la cavidad peritoneal. Este espacio es suficiente para girar el dispositivo diagnóstico con la mínima fricción; (b) Tracción manual directa sobre la pared abdominal para generar el espacio de trabajo, con área de contacto suficiente para reducir el esfuerzo al operar el dispositivo y minimizar el traumatismo e incomodidad del paciente, que se encuentra despierto y con los músculos abdominales activos; (c) Permitir el paso sin restricciones del endoscopio al interior del abdomen del paciente.

Se diseñó un mecanismo de tracción con una geometría que permite generar un canal de área transversal circular con un diámetro libre de 15mm, realizando presión sobre la pared abdominal en un área total de 370mm², ingresando por un orificio lineal de 17mm practicado sobre la línea alba del paciente. El proceso se realiza por una sola persona sin asistencia en tres pasos, cuya duración es de aproximadamente 15s: a. Inserción del retractor. b. Apertura del canal. c. Sujeción mecánica al endoscopio.

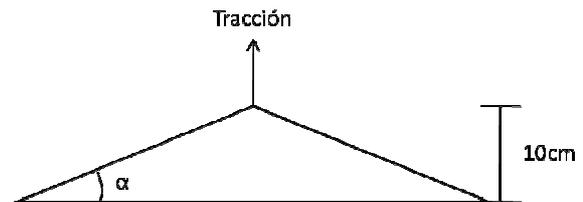


Figura 1. Esquema de elongación de la pared abdominal para generación del espacio de trabajo para un α promedio de

$$21,8^{\circ+7,19^{\circ}}_{-4,7^{\circ}}$$

Para producir un espacio de trabajo interno de 10cm (Figura 1), es necesario elongar la pared abdominal aproximadamente 11,8%^{+8%}_{-4%} dependiendo del paciente.

En estudios realizados en pacientes con anestesia, sin contracción muscular, el módulo de Young máximo de la pared abdominal es de 51,5kPa [15], para lo que el esfuerzo mínimo sobre los retractores será de alrededor de 6kPa, debido a la fuerza aplicada necesaria para la generación del espacio interno de trabajo. En estado de sedación, es posible una contracción media de los músculos abdominales; por lo tanto, el material de los retractores debe tener buena capacidad de absorción de energía para evitar fracturas del material que dejen partes de los retractores en el interior del paciente. Esta característica y la necesidad de que los retractores sean desechables, requieren un material de bajo costo, reciclable y de fácil procesamiento para generar la geometría compleja de los retractores, por lo que el material seleccionado para el prototipo inicial de los retractores es el PVC ($S_u=40\text{MPa}$) [7].

2.1.2 Iluminación

Las fuentes de luz convencionales utilizan lámparas de xenón de arco eléctrico corto, poco eficientes (1 a 10 lúmenes por Watt) con vida útil de 1000h, refrigeración por agua, altísima emisión de calor y necesidad de un regulador eléctrico costoso [13] [1] [3] [4] [5]. En su lugar, se han utilizado Diodos Emisores de Luz Visible (VLED) que producen 30 lúmenes por Watt a 350mA y 3.5V con un ángulo de proyección de 140° [8] [2]. Estos permiten iluminación directa puntual y periférica sobre la superficie observada por su reducido tamaño (1x2mm), sin necesidad de transporte de la luz mediante costosos canales de fibra óptica, permitiendo reducir además los requerimientos espaciales del endoscopio.

2.1.3 Visualización

La resolución de la imagen visualizada por el médico va a determinar el éxito del diagnóstico, haciéndolo uno de los subsistemas más importantes del dispositivo. Este subsistema se divide en cuatro elementos:

Captura: En los dispositivos endoscópicos convencionales, la captura se realiza en resoluciones un poco inferiores a la calidad VGA (640x480 píxeles) [13]

mediante sensores de imagen CCD (*charge-coupled device*) donde los electrones liberados en cada píxel son transportados a lo largo del chip en micro-barreras electromagnéticas hasta un punto donde las cargas (corriente) son leídas por medio de un *shift register* y convertidas a una señal digital. Este tipo de sensores tienen grandes requerimientos energéticos y de post-proceso, ya que su método de funcionamiento hace necesarias una gran cantidad de correcciones; por esto es que los equipos comerciales tienen unidades de proceso tan voluminosas [9] [8]. En el prototipo, se ha decidido utilizar un sensor CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*), en donde en cada píxel se encuentra un grupo de transistores que traducen la carga a una señal de voltaje y la amplifican para enviarla digitalmente por medio de cableado convencional con buses de datos por columnas, con un consumo energético 100 veces menor al de un sensor CCD y con mayores facilidades de edición y control a tener procesadores de imagen integrados [11] [12] [6]. Las especificaciones y ventajas del sensor CMOS empleado en el prototipo se resumen en la tabla 1.

Parameter	Typical Value	
Optical Format	1/4-inch (4:3)	
Active Imager Size	3.58mm(H) x 2.69mm(V) 4.48mm (Diagonal)	
Active Pixels	640H x 480V (VGA)	
Pixel Size	5.6µm x 5.6µm	
Color Filter Array	RGB Bayer Pattern	
Shutter Type	Electronic Rolling Shutter (ERS)	
Maximum Data Rate/ Master Clock	12–13.5 MPS/24–27 MHz	
Frame Rate	VGA (640 x 480)	15 fps at 12 MHz (default), programmable up to 30 fps at 27 MHz
	CIF (352 x 288)	Programmable up to 60 fps
	QVGA (320 x 240)	Programmable up to 90 fps
ADC Resolution	10-bit, on-chip	
Responsivity	1.9 V/lux-sec (550nm)	
Dynamic Range	60dB	
SNR _{MAX}	45dB	
Supply Voltage	2.8V ±0.25V	
Power Consumption	<80mW at 2.8V, 15 fps at 12MHz	
Operating Temperature	-20°C to +60°C	
Packaging	44-Ball ICSP, wafer or die	

Tabla 1. Especificaciones del sensor CMOS utilizado [10]

Para el enfoque óptico de la imagen, se utilizan lentes convencionales, con las mismas características de ángulo o campo de visión (*Field of View*, FOV) y profundidad de visión (*Depth of View*, DOV) de los equipos actuales.

Visualización: Los últimos avances en tecnología han colocado los monitores LCD en niveles comerciales, por lo que no es necesario utilizar grandes monitores de cañón de electrones. Para el prototipo, se utiliza un monitor LCD VGA de 6,5in con alimentación de 12V DC con control completo de configuración de la imagen.

Edición: Debido a los altos requerimientos de almacenamiento y velocidad necesarios para trabajar imágenes con resolución VGA, los dispositivos portátiles de diagnóstico optan por comprimir las imágenes

utilizando codificaciones jpeg o mp4 y reducir la calidad del video de 15fps (*frames per second*) utilizado por los endoscopios tradicionales, a hasta 2fps [4][5]. El prototipo utiliza conexión y codificación directa de la imagen del sensor al monitor (formato YCbCr – RCA) y ofrece 15fps en resolución completa VGA, con capacidad de transferencia de datos a un PC por puerto RS232 para almacenamiento y post-proceso computacional sin mayores requerimientos de hardware en el dispositivo [6].

Navegación: La navegación al interior de la cavidad abdominal se realiza, igual que en los endoscopios tradicionales, por medio de guayas y poleas para permitir el movimiento de la punta del endoscopio en dos ejes. Las características del retractor permiten tres ejes adicionales de movimiento (rotacional y bidireccional) en la parte exterior que controla el endoscopio (agarre). La figura 2 muestra un boceto del agarre, del cual sobresalen la rueda que permite mover las guayas del endoscopio flexible.

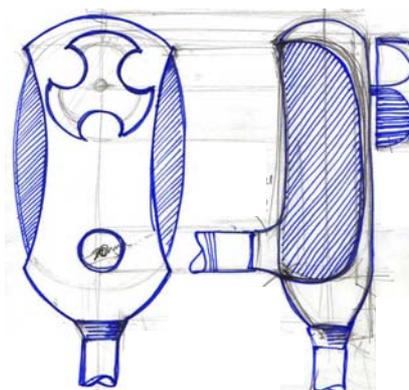


Figura 2: Agarre del prototipo de Trocamera™ (boceto)

3. RESULTADOS INICIALES

Se realizaron pruebas de funcionamiento del prototipo en cadáveres preservados con solución de formol, mediante incisiones en la línea media a nivel del ombligo aunque se probaron otras alturas. Estas pruebas iniciales demuestran que es posible introducir los retractores con facilidad. El espacio generado mediante tracción permitió mover la punta del endoscopio en la cavidad para visualizar estructuras específicas, y la iluminación fue adecuada. La imagen obtenida tiene colores que no corresponden a los reales de los órganos examinados, que en todo caso no es el de los órganos vivos. La imagen se vio oscurecida por un campo que reflejaba mal la luz y dificultaba la identificación de detalles específicos.

4. CONCLUSIONES

- Se desarrolló un dispositivo endoscópico portátil y compacto con reducidos requerimientos energéticos y bajo costo que con desarrollos futuros deberá brindar iguales características de resolución y amplitud de imagen que un endoscopio tradicional.
- Se diseñó un sistema de retracción mecánico desechable para generar el espacio de trabajo dentro del abdomen. El espacio generado permite revisar la cavidad abdominal y debe posibilitar su revisión bajo anestesia local y sedación, lo cual todavía se debe demostrar en un ser vivo.
- Se demostró que el dispositivo permite visualizar los órganos de la cavidad abdominal y reconocer diferentes estructuras.
- Se presentaron inconvenientes en la visualización de la imagen por el tipo de iluminación utilizada, ya que los VLED producen un rango muy reducido de frecuencias lumínicas a diferencia de los dispositivos de iluminación tradicionales. Un factor adicional que debe considerarse es que las superficies oscuras (como los órganos preservados en formol, que pierden su color y brillo natural) no reflejan adecuadamente la luz y generan una imagen oscura. Una situación similar se presenta en cirugía cuando hay mucha sangre en el área operatoria. Se está trabajando en la inclusión de más frecuencias para mejorar la capacidad de respuesta óptica de las superficies a estudiar. Se están reconfigurando los controles del monitor y el sensor para corregir las deficiencias y proporcionar la misma calidad de intensidad y color que se experimentan con los endoscopios actuales.

4. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Asahi Spectra, Xenon Light Source LAX-102, Specifications.
- [2] Brilliance Technologies Co., Ltda., BriLux 1W SMD Emitter Datasheet., <http://www.brilliance-tech.com/>, recuperado de la web el 04 de octubre de 2007.
- [3] Hamamatsu photonics K.K., Compact UV-VIS S2D2 Fiber Light Source L10671, Specifications.
- [4] Hand-held, portable camera for producing video images of an object, United States Patent 6432046.
- [5] Hand-held, portable endoscopic camera, United States Patent 5879289.
- [6] HARDIE, R. C., SCHULTZ, R. R., BARNER, K. E., Super-Resolution Enhancement of Digital Video, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, vol. 2007, Article ID 20984, 3 pages, 2007.
- [7] HIBBELER, R.C., Mechanics of Materials, Fifth Edition, Prentice Hall, New Jersey, 2003.pp 67-83.
- [8] KATO, H., OKUNAKA, T., IKEDA N., KONAKA, C., Application of Simple Imaging Technique for Fluorescence Bronchoscope, Diagnostic and Therapeutic Endoscopy, vol. 1, no. 2, pp. 79-81, 1994.
- [9] KUMAR, U., CHADDHA, N., Comprehensive Summary of Performance-Affecting Factors of CCDs, Active and Passive Electronic Components, vol. 15, no. 1, pp. 33-61, 1992.
- [10] Micron Technology, Inc., 1/4-Inch SOC VGA CMOS Active-Pixel Digital Image Sensor, Specifications.
- [11] MOSQUERON, R., DUBOIS, J., PAINDAVOINE, M. High-Speed Smart Camera with High Resolution, EURASIP Journal on Embedded Systems, vol. 2007, Article ID 24163, 16 pages, 2007.
- [12] NIR, M., FEUER, A., GOODWIN, G. C., Compression at the Source for Digital Camcorders, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, vol. 2007, Article ID 24106, 11 pages, 2007.
- [13] Olympus Corporation, <http://www.olympus-global.com/>, recuperado de la web el 5 de Octubre de 2007.
- [14] SALEM T A.; MOLLOY R G.; O'DWYER P J., Prospective study on the role of the CT scan in patients with an acute abdomen, Colorectal Disease, 7, 460-466, Blackwell Publishing Ltd., 2005.
- [15] SONG, C., ALIJANI, A., FRANK, T., HANNA, G. B., CUSCHIERI, A., Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery, Surg Endosc (2006) vol 20, pp 987-990.