

Fotopletismografía laparoscópica: nueva técnica mínimamente invasiva y estudios experimentales iniciales

Laparoscopic photoplethysmography: novel least invasive technique and initial experimental studies

S. M. López Silva^(1,*;S), M. L. Dotor⁽¹⁾, J. P. Silveira⁽¹⁾, R. Giannetti⁽²⁾ y L. Herrera⁽³⁾

1. Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC, Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid, España.
2. Departamento de Electrónica y Automática, Universidad Pontificia Comillas de Madrid, Alberto Aguilera 25, 28015 Madrid, España.
3. Servicio de Cirugía General, Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Avda. Valdecilla s/n, 39008 Santander, España.

(*) Email: somnia@imm.cnm.csic.es

S: miembro de SEDOPTICA / SEDOPTICA member

Recibido / Received: 04/09/2009. Versión revisada / Revised version: 13/10/2009. Aceptado / Accepted: 15/10/2009

RESUMEN:

En los procedimientos endoscópicos no es posible utilizar el tacto para captar palpitations débiles, como es relativamente habitual en la cirugía abierta, ni evaluar directamente la perfusión y oxigenación de órganos y tejidos intra-corpóreos. Presentamos los resultados iniciales de la aplicación de una novedosa técnica de fotopletismografía laparoscópica desarrollada por nuestro grupo, que permite determinar parámetros de interés clínico y ayuda a suplir los inconvenientes anteriores. De las señales fotopletismográficas a diferentes longitudes de onda registradas en territorios y órganos intra-abdominales de modelos animales, se han derivado los valores de pulso y de los cocientes proporcionales al nivel de oxigenación de los tejidos observados.

Palabras clave: Fotopletismografía, Sensor Óptico, Sonda, Laparoscopia, Endoscopia.

ABSTRACT:

In the endoscopic procedures there is not possible to use the sense of touch for the detection of weak palpitations as in open surgery, neither to directly evaluate the oxygenation and perfusion of intra-corporeal organs and tissues. Here, we present the initial results after the application of laparoscopic photoplethysmography, a novel technique developed by our group, which allows obtaining specific clinical parameters and overcome the cited drawbacks. From the photoplethysmographic signals of different wavelengths recorded in intra-abdominal organs and territories of animal models, their pulse values and oxygenation related quotients have been derived.

Key words: Photoplethysmography, Optical Sensor, Probe, Laparoscopy, Endoscopy.

REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] A. A. R. Kamal, J. B. Harness, G. Irving, A. J. Mearns, "Skin photoplethysmography – a review", *Comput. Meth. Prog. Bio.* **28**, 257-269 (1989).
- [2] I. Yoshiya, Y. Shimada, K. Tanaka, "Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip", *Med. Biol. Eng. Comput.* **18**, 27-32 (1980).
- [3] S. M. López Silva, *Oximetría de Pulso con Diodos Láser Infrarrojos*, Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid (1997).
- [4] S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. P. Silveira, "NIR transmittance pulse oximetry with laser diodes", *J. Biomed. Opt.* **8**, 525-533 (2003).

- [5] S. M. López Silva, J. P. Silveira, L. Herrera, M. L. Dotor, R. Giannetti, “Utilidad de la fotopletismografía por transmisión con diodos láser infrarrojos en el estudio de la perfusión visceral: estudio preliminar”, *Opt. Pura Apl.* **38**, 23-30 (2005).
- [6] S. M. López Silva, J. P. Silveira, M. L. Dotor, R. Giannetti, D. Golmayo, L. Herrera, “Transmittance photoplethysmography with near-infrared laser diodes in intraperitoneal organs”, *Physiol. Meas.* **27**, 1033-1045 (2006).
- [7] S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. P. Silveira, R. Giannetti, L. Herrera, “Fotopletismografía por reflexión con LEDs infrarrojos para evaluar órganos y tejidos intra-abdominales: estudio inicial en cerdos”, *Opt. Pura Apl.* **42**, 23-32 (2009).
- [8] M. L. Dotor, J. P. Silveira, S. M. López Silva, L. Herrera, R. Giannetti, “Sonda endoscópica con sensor optoelectrónico para uso diagnóstico y quirúrgico”, *Solicitud de Patente* WO 2009/090293A1 (2008).
- [9] R. Giannetti, S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. R. Sendra, J. P. Silveira and F. Briones, “An innovative signal processing algorithm for near infrared laser-based pulse oximeter”, *Proc. IMEKO TC-4*, 153-156 (1998).
- [10] J. P. Silveira Martín, M. L. Dotor Castilla, M. D. Golmayo Fernández, A. Bilbao Monasterio, R. Giannetti, S. M. López Silva, P. Martín Escudero, F. Miguel Tobal, “Método para procesar señales fotopletismográficas obtenidas de una persona o animal, y oxímetro que utiliza dicho método”, *Patente de Invención ES2276594B1* (2008).
- [11] Convenio europeo sobre la protección de los animales vertebrados utilizados para experimentación y otros fines científicos. Diario Oficial de las Comunidades Europeas 24.8.1999, L 222, p. 31-37 (1999).
- [12] Real Decreto 1201/2005, de 10 de octubre, sobre protección de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos, BOE núm. 252, de 21 de octubre de 2005.
- [13] P. D. Mannheim, J. R. Casciani, M. E. Fein, S. L. Nierlich, “Wavelength selection for low-saturation pulse oximetry”, *IEEE T. Bio-Med. Eng.* **44**, 148-158 (1997).
- [14] M. Nogawa, T. Kaiwa, S. Takatani, “A novel hybrid reflectance pulse oximeter sensor with improved linearity and general applicability to various portions of the body”, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* **20**, 1858-1861 (1998).
- [15] R. Nijland, H. W. Jongsma, J. G. Nijhuis, “Reflectance pulse oximetry (RPOX): two sensors compared in piglets”, *Am. J. Gynecol.* **172**, 386 (1995).
- [16] G. Zonios, U. Shankar, V. K. Iyer, “Pulse oximetry theory and calibration for low saturations”, *IEEE T. Bio-Med. Eng.* **51**, 818-822 (2004).
- [17] J. Schoevers, C. Scheffer, R. Dippenaar, “Low-oxygen-saturation quantification in human arterial and venous circulation”, *IEEE T. Bio-Med. Eng.* **56**, 846-854 (2009).
- [18] K. Shafqat, D. P. Jones, R. M. Langford, P. A. Kyriacou “Filtering techniques for the removal of ventilator artefact in oesophageal pulse oximetry”, *Med. Biol. Eng. Comput.* **44**, 729-737 (2006).
- [19] M. A. Franceschini, D. Boas, A. Zourabian, S. G. Diamond, S. Nadgir, D. W. Lin, J. B. Moore, S. Fantini, “Near-infrared spirometry: noninvasive measurements of venous saturation in piglets and human subjects”, *J. Appl. Physiol.* **92**, 372-384 (2002).

1. Introducción

El desarrollo de la cirugía endoscópica y demás técnicas mínimamente invasivas es considerado por muchos como la tercera revolución, después de la anestesia y la aplicación de los antibióticos. Los cirujanos realizan este tipo de procedimiento en casi cualquier espacio y en cualquier órgano del cuerpo humano, usando cámaras y vídeo-monitores de alta complejidad asociados al instrumental quirúrgico, con indiscutibles y variadas ventajas. Sin embargo, una de sus desventajas principales es que el cirujano pierde información sensorial importante. En los procedimientos endoscópicos no es posible utilizar el tacto para captar palpaciones

débiles, como es relativamente habitual en la cirugía abierta, ni evaluar directamente la perfusión de los órganos. Por tanto, son necesarios dispositivos que midan parámetros que ayuden a suplir estos inconvenientes. Esta medición sería, además, de enorme utilidad en procesos morbosos como la isquemia o trombosis mesentérica, que afectan selectivamente a territorios intracorpóreos sin repercusión significativa en los parámetros habitualmente determinados en zonas periféricas como las extremidades.

La fotopletismografía está basada en la medida y análisis de una señal óptica relacionada con los cambios en el volumen sanguíneo, que permite

medir la componente pulsátil del latido del corazón y evaluar así la circulación sanguínea [1]. Esta técnica es ampliamente usada en la práctica médica como parte de los pulsioxímetros [2-4], para medir el pulso, equivalente al ritmo cardíaco, y la saturación de oxígeno, o relación entre la concentración de hemoglobina oxigenada y la concentración total de hemoglobina, habitualmente en la punta de los dedos. Los resultados de la aplicación previa por nuestro grupo de la fotopleletismografía intraperitoneal durante laparotomía, por transmisión con diodos láser [5,6] y por reflexión con LEDs [7], todos con emisiones en el infrarrojo cercano, han evidenciado la posibilidad de valorar de manera incruenta, directa e inmediata, *in vivo* e *in situ*, el estado de órganos y tejidos.

Hemos desarrollado un sistema cuya sonda [8] incorpora un sensor óptico que permite realizar medidas de parámetros vitales en territorios intracorpóreos. Al estar el sensor acoplado a una sonda específica, es posible obtener las señales provenientes de órganos y tejidos en animales y en humanos usando las técnicas quirúrgicas endoscópicas, laparoscópicas, toracoscópicas, neuroscópicas, endovasculares, endocavitarias, etc. Los valores de las medidas se registran en un ordenador periférico mediante una interfase de adquisición de datos conectada a la electrónica del sensor óptico. Las señales así detectadas permiten la cuantificación de uno o más parámetros de interés clínico, aplicando los principios de técnicas ya conocidas como la fotopleletismografía o la pulsioximetría. En el presente trabajo exponemos los resultados iniciales de la aplicación de esta novedosa técnica de fotopleletismografía laparoscópica, en territorios intra-abdominales de modelos animales.

2. Materiales y métodos

2.a. Sistema de medida y procesamiento

El sistema de medida está compuesto por la sonda laparoscópica con el sensor óptico en uno de sus extremos en contacto con el lecho vascular del territorio explorado [8], la electrónica del sensor, la tarjeta de adquisición de datos (DAQ NI6024E, National Instruments) y el ordenador portátil (PC, HP-Pavilion) con los programas de control y procesamiento.

La electrónica del sensor permite la activación de hasta cuatro emisores (diodos electroluminiscentes y/o diodos láser), así como la amplificación y la separación de las señales detectadas en canales independientes, para su posterior adquisición con la DAQ instalada en el PC. Cada emisor es excitado con pulsos de 15 μ s de duración y frecuencia de repetición de 1 kHz. La salida del pre-amplificador, situado muy cerca del fotodetector, es amplificada y separada en canales independientes mediante los circuitos de muestreo y retención. Las salidas de estos circuitos van a las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición instalada en el ordenador. Las señales son prefiltradas analógicamente por la tarjeta de adquisición con un filtro anti-aliasing RC de paso bajo a 300 Hz y digitalizadas a 1000 Sa/s (muestras/segundo). Una vez adquirida cada señal, se realiza un promedio de 10 muestras antes de su procesamiento y, opcionalmente, se almacenan 100 Sa/s en ficheros para su posterior procesamiento y/o análisis. El procesamiento en tiempo real es posible empleando algoritmos implementados previamente.

En el presente trabajo hemos utilizado algoritmos anteriormente desarrollados por nuestro grupo [4,9,10] para procesar las señales registradas. Este algoritmo de procesamiento comprende filtros lineales y no lineales para suprimir el ruido y derivar los componentes constante y variable de cada señal [4,9], aplicación de transformadas de Fourier (*Short Time Fourier Transform*, STFT) en la parte variable, así como un análisis heurístico de los espectros [10]. Las 100 Sa/s de cada señal son procesadas en ventanas rectangulares de 10 s cada 2,5 s. Todo lo anterior permite obtener el valor del pulso con una resolución de casi 3 pulsaciones por minutos (ppm) para cada canal, emisor o longitud de onda.

El procesamiento de las señales registradas aplicando los principios de la pulsioximetría [2-5,7] nos permite obtener un parámetro proporcional a la saturación de oxígeno (SO_2). La aplicación de la pulsioximetría es válida si la señal pulsátil registrada en un lecho vascular proviene de la sangre arterial y está asociada únicamente al ciclo cardíaco, y si dicha sangre sólo contiene hemoglobinas oxigenada y desoxigenada. Así, SO_2 resulta ser inversamente proporcional al cociente de los cocientes de las componentes variable (E_{AC}) y constante (E_{DC}) de sendas señales correspondientes a dos longitudes de onda específicas (λ_1 y λ_2). Este cociente es:

$$q_{Ox} = \frac{\log\left(1 - \frac{E_{AC}^{\lambda 1}}{E_{DC}^{\lambda 1}}\right)}{\log\left(1 - \frac{E_{AC}^{\lambda 2}}{E_{DC}^{\lambda 2}}\right)} \approx \frac{\frac{E_{AC}^{\lambda 1}}{E_{DC}^{\lambda 1}}}{\frac{E_{AC}^{\lambda 2}}{E_{DC}^{\lambda 2}}}, \quad (1)$$

2.b. Sondas endoscópicas con sensores ópticos

Hemos propuesto y creado varios prototipos de sondas endoscópicas con sensores ópticos basados en diferentes emisores optoelectrónicos para realizar mediciones por reflexión [8]. En la Fig. 1a se ofrece una vista del extremo de un primer prototipo de *sonda laparoscópica rígida* de 5 mm de diámetro en el que se ubicó el sensor óptico por reflexión con cuatro emisores y dos fotodetectores. Se utilizaron cuatro diodos electroluminiscentes (LED1, LED2, LED3 y LED4) de montaje superficial (SMC735, SMC750, SMC810 y SMC940, respectivamente) con emisiones en el inicio del infrarrojo cercano, centradas en 735 nm, 750 nm, 810 nm y 940 nm, respectivamente. Estas longitudes de onda pico coinciden con zonas del espectro en las que prevalece la absorción específica de la oxihemoglobina (en 940 nm) o de la desoxihemoglobina (en 735 y 750 nm) de la sangre, o con el punto isobéptico de ambas en torno a 805 nm (véase, por ejemplo, Fig. 1d de [7]). Como fotodetectores se emplearon dos fotodiodos *p-i-n* de silicio (BPW34), conectados en paralelo y alineados, con el fin de abarcar una mayor área de detección de la radiación reflejada. La propia ubicación de cada dado de LED dentro de su encapsulado, junto a los elementos situados entre los emisores y los detectores, previene de un acoplo directo entre éstos sin interacción de la luz con el medio analizado. En la Fig. 1b se ilustra el posicionamiento de la sonda laparoscópica con el sensor óptico en uno de sus extremos, en contacto con un órgano de la cavidad intra-abdominal [8].

En la Fig. 2 se muestra el extremo de un segundo prototipo de sonda laparoscópica de 10 mm de diámetro con *apertura variable* en el que se sitúa el sensor óptico por reflexión con cuatro emisores y dos fotodetectores (2a), y el posicionamiento de esta sonda, en contacto con un órgano de la cavidad intra-abdominal (2b) [8]. Las dimensiones, geometrías y dispositivos de ambos sensores por reflexión son similares a los de un sensor previamente desarrollado y probado durante laparotomía en cerdos [7]. Así, los emisores y detectores de cada sensor quedan situados frente al

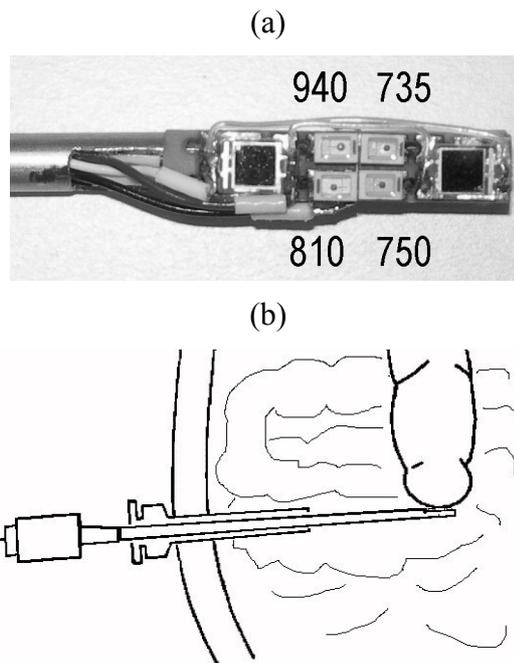


Fig. 1. Vista del un primer prototipo de sonda laparoscópica rígida con un sensor óptico por reflexión formado por cuatro LEDs (picos de emisión en las longitudes de onda 735, 750, 810 y 940 nm) y dos fotodetectores, en uno de sus extremos (a), e ilustración del posicionamiento de la sonda con el sensor, en contacto con un órgano de la cavidad intra-abdominal (b).

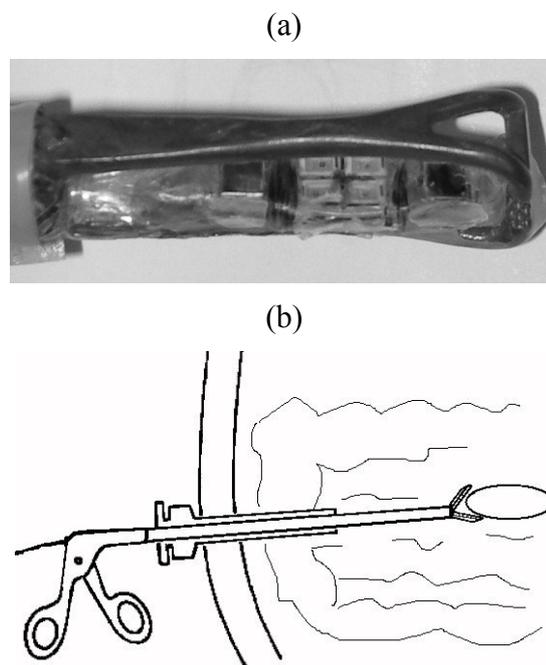


Fig. 2. Vista de un segundo prototipo de sonda laparoscópica con apertura variable con un sensor óptico por reflexión formado por cuatro LEDs y dos fotodetectores en uno de sus extremos (a), e ilustración del posicionamiento de la sonda con el sensor, en contacto con un órgano de la cavidad intra-abdominal (b).

lecho vascular ocupando un área de aproximadamente $4 \times 16 \text{ mm}^2$. Las características, dimensiones y formas de las sondas permiten que estas sean compatibles con los dispositivos y técnicas estándar habitualmente empleados en los procedimientos endoscópicos y laparoscópicos. En ambas Figs. 1b y 2b se puede apreciar que el extremo de la sonda con el sensor accede a la cavidad intra-abdominal a través de una puerta situada en la pared abdominal.

2.c. Procedimiento experimental

Todos los experimentos con animales se realizaron en el Centro de Formación e Investigación en Cirugía Guiada por Imagen (CENDOS), de la Fundación “Marqués de Valdecilla”, previa obtención de los permisos requeridos. Durante todo el estudio, los animales han sido tratados según el Real Decreto 1201/2005, de 10 de octubre, sobre protección de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos [11,12]. Para nuestras experiencias se han utilizado 9 cerdos de raza “Landrace” de 10-16 kg de peso. Los animales objeto de cada experimento, fueron mantenidos en ayunas desde la noche anterior y conducidos desde la granja de origen hasta el laboratorio en transporte autorizado por la Consejería de Agricultura, Pesca y Alimentación de la Comunidad de Cantabria. A su recepción, los animales eran premedicados con 1 cc Xilacina y 1 cc Tiletamina-Zolacepan por vía intramuscular. Posteriormente, los animales fueron intubados y ventilados mecánicamente con oxígeno a través de un circuito anestésico habitual. La anestesia se realizaba mediante Diprivan® (propofol; 2,6-diisopropilfenol) y atracurio más fentanilo en perfusiones independientes, para la obtención de un nivel anestésico profundo y una relajación adecuada. Durante el procedimiento se monitorizaron los siguientes parámetros: estado de relajación (medida de la presión intra-abdominal con alarma al exceder 12 mm de Hg), temperatura (con termómetro intra-esofágico), frecuencia cardíaca por electrocardiografía (ECG) y saturación arterial de oxígeno en la oreja y la lengua con un pulsioxímetro (Pulse Oximeter V3301, SurgiVet, USA). Mediante colocación de catéteres centrales arteriales y venosos, se obtenían: tensión arterial sistólica, diastólica y presión venosa central y muestras sanguíneas para la determinación de parámetros hematológicos. Los fluidos y drogas, se administraron por vía periférica preferentemente

situada en el dorso del pabellón auricular. Al final del procedimiento todos los animales fueron sacrificados eutanásicamente mediante la administración de solución de CLK, bajo control electrocardiográfico y, posteriormente, sometidos a necropsia de la cavidad torácica.

Los animales fueron sometidos a técnica laparoscópica estándar mediante aguja de Veress, con tres puertas de 10 mm de diámetro, situadas en la línea media supra-umbilical y a los lados de la primera. La sonda laparoscópica compuesta por el sensor óptico acoplado a una varilla recta de 5 mm de diámetro y longitud suficiente (Fig. 1), fue recubierta con una funda estéril de poliamida transparente en las longitudes de onda de los emisores empleados, conteniendo silicagel para absorber la humedad, e introducida a través de una de las puertas. Similar procedimiento se aplicó en la sonda de 10 mm de diámetro de apertura variable (Fig. 2).

Empleando el sistema y los sensores anteriormente descritos, se registraron las señales fotopleletismográficas por reflexión en diferentes territorios, a concentraciones inspiratorias de O_2 decrecientes (FiO_2). Se tomó como referencia el valor de frecuencia cardíaca por ECG del pequeño intervalo de tiempo, desde un mínimo de 20 s hasta unos 60 s, considerado en cada territorio y FiO_2 . Las medidas se realizaron, en el hígado, intestino (íleon terminal) y pared abdominal de cerdos con niveles de FiO_2 de 100, 66, 33 y 17 %, así como en la arteria gastroepiploica en estado basal ($\text{FiO}_2 = 100 \%$). El primer prototipo se empleó en 8 de los 9 cerdos estudiados, mientras que con el segundo se midió en órganos de un ejemplar. Además, se registraron las señales fotopleletismográficas en dedos de voluntarios sanos (del personal participante en el experimento), las que se emplearon como control para verificar el funcionamiento del sistema y sensores de medida.

3. Resultados

En la Fig. 3a se exponen las señales fotopleletismográficas (PPG) registradas en la arteria gastroepiploica en situación basal, con dos emisores (LED3 y LED4), en un intervalo de tiempo de 30 segundos (s). A continuación, en la Fig. 3b, se pueden observar los valores de pulso (en pulsaciones por minuto, ppm) derivados tras procesar las señales PPG registradas en dicha arteria, a lo largo de 40 s con los cuatro emisores (LED1 - círculos abiertos, LED2 - triángulos hacia

arriba gris claro, LED3 - triángulos grises hacia abajo y LED4 - rombos negros), así como el valor de la frecuencia cardiaca obtenida por ECG (105 pulsaciones por minuto, ppm). Los resultados mostrados en las Figs. 3-6, se han obtenido usando la sonda rígida (Fig. 1a).

En la Fig. 4a se presentan las señales fotopleletismográficas registradas en la parte inferior (o cara interior) del hígado con dos emisores (LED1 y LED4) durante 15 s, a una concentración de oxígeno (FiO₂) del 66%. En la Fig. 4b mostramos los valores de pulso obtenidos con ambos emisores durante 25 s, junto al valor de frecuencia cardiaca procedente del ECG (137 ppm, línea negra) para el intervalo.

En la Fig. 5a se pueden apreciar las señales PPGs registradas en una porción del intestino (el ileon terminal) durante 10 s con dos LEDs (LED1 y LED4), a una presión parcial de oxígeno (FiO₂) de 17%. En 5b aparecen los valores de pulso obtenidos, indicándose, además, el valor de frecuencia cardiaca (ECG = 99 ppm).

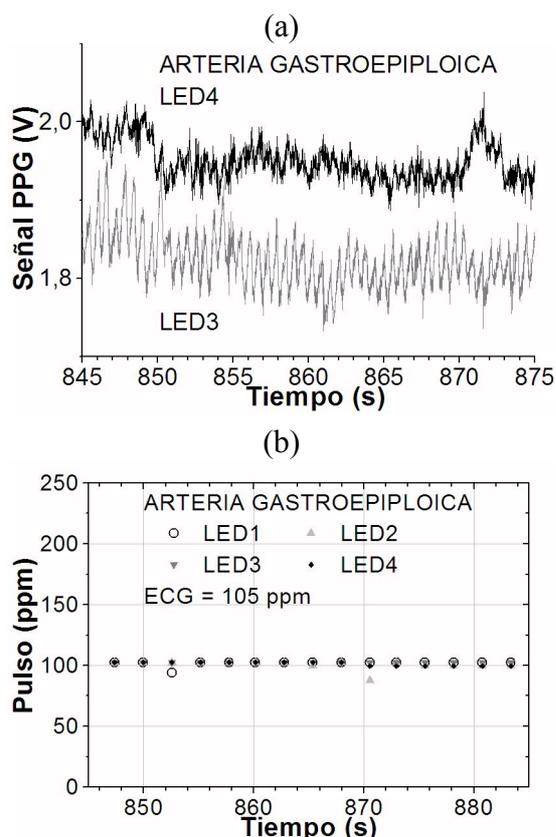


Fig. 3. Señales fotopleletismográficas (PPG, en voltios, V) por reflexión registradas durante 30 segundos (a), y valores de pulso obtenidos en 40 s (b) con los cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4) en la arteria gastroduodenal, con la frecuencia cardiaca por ECG (en pulsaciones por minuto, ppm).

En la Fig. 6a se exponen las señales fotopleletismográficas por reflexión para dos emisores (LED3 y LED4) registradas en la pared intra-abdominal durante 30 s, a una presión parcial de oxígeno (FiO₂) de 100 %, mientras que en 6b se detallan los valores de pulso derivados para los cuatro LEDs (LED1, LED2, LED3 y LED4), y el de frecuencia cardiaca obtenido por ECG (107 ppm).

Los resultados mostrados en la Fig. 7 se obtuvieron utilizando la sonda laparoscópica de apertura variable (Fig. 2a). En la Fig. 7a se reflejan los valores de pulso obtenidos tras procesar las señales fotopleletismográficas registradas en la arteria gastroduodenal en situación basal, para dos LEDs (LED3 y LED4) durante 20 s, y el valor de frecuencia cardiaca por ECG (78 ppm). En la Fig. 7b se detallan los valores de pulso derivados en un intervalo de 25 s, y el de frecuencia cardiaca obtenido mediante ECG (136 ppm), en el hígado a una presión parcial de oxígeno (FiO₂) del 33%, para tres emisores (LED1, LED2 y LED3).

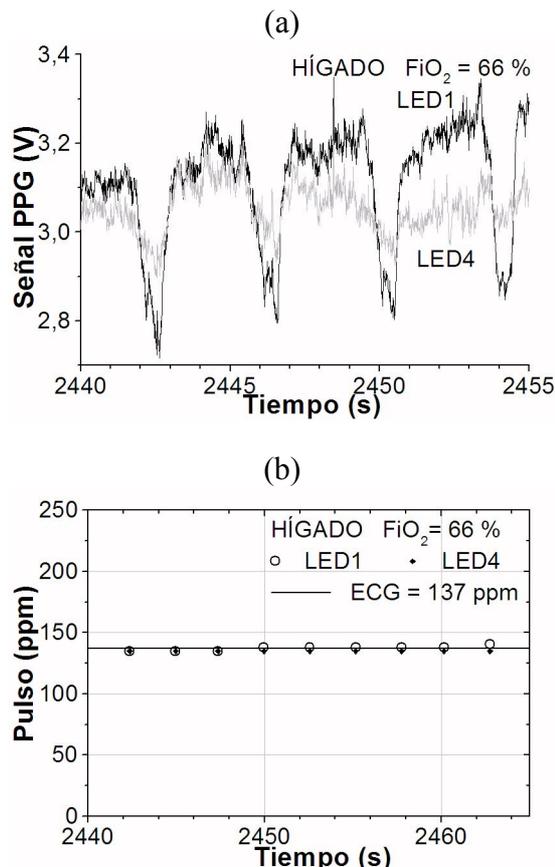


Fig. 4. Señales fotopleletismográficas (PPG, en voltios, V) por reflexión registradas sobre el hígado en 15 segundos (a), y valores de pulso obtenidos en 25 s con dos emisores (LED1 y LED4) y la frecuencia cardiaca por ECG (pulsaciones por minuto, ppm, línea negra en b).

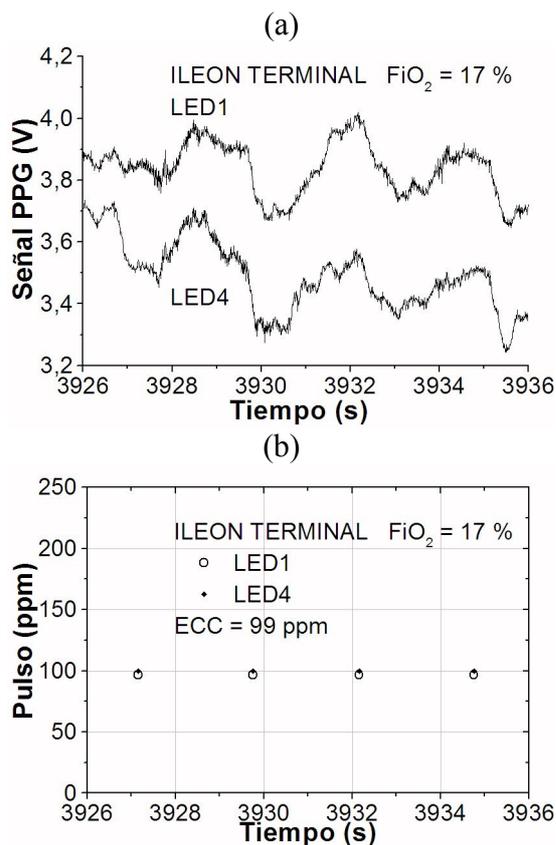


Fig. 5. Señales fotopletoptismográficas (PPG, en voltios, V, en a) por reflexión registradas con el sensor óptico sobre el ileon terminal del intestino, durante 10 s con dos emisores (LED1 y LED4), y los valores de pulso correspondientes, con la frecuencia cardiaca por ECG (en pulsaciones por minuto, ppm, en b).

En la Fig. 8 se comparan los valores medios de los pulsos obtenidos por fotopletoptismografía y las frecuencias o ritmos cardiacos medidos por electrocardiografía (PPG y ECG, respectivamente, en pulsaciones por minuto, ppm) en la arteria gastroepiploica (G), el hígado (H), el intestino (I) y la pared abdominal (P) con diferentes emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4) y a diferentes FiO₂ (100, 66, 33 y 17%), empleando la sonda laparoscópica rígida. Los valores medios se calcularon a partir de cuatro valores consecutivos de pulso, obtenidos en intervalos de 10 s cada 2,5 s. Las desviaciones estándar de estos valores medios se muestran como barras de error que apenas se pueden apreciar debido a que son inferiores a 3 ppm. Se exponen, además, la cantidad de puntos experimentales (n=114) y el coeficiente de correlación (r=0,99) del ajuste lineal (línea negra), así como la línea de igualdad o identidad (línea gris). Así mismo, se indican la cantidad de valores

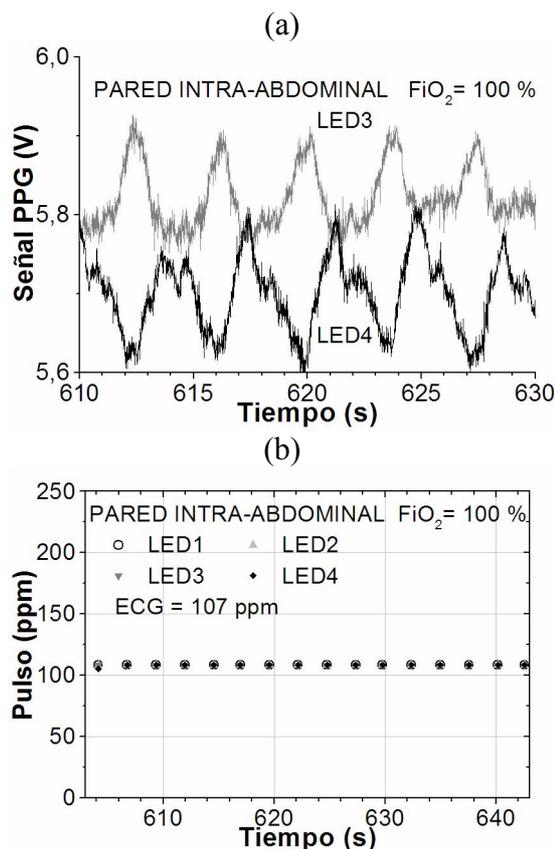


Fig. 6. Señales fotopletoptismográficas por reflexión durante 20 s para dos emisores (PPG, en voltios, V, en a), y valores de pulso obtenidos con cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4) en la pared intra-abdominal durante 40 s, con la frecuencia cardiaca por ECG (en pulsaciones por minuto, ppm, en b).

medios de pulso correspondientes a cada órgano o territorio (entre paréntesis en la figura), siendo tales cantidades: 17 en la arteria gastroepiploica (G, cuadrados de color gris claro), 33 en el hígado (H, cuadrados de color gris oscuro), 30 en el intestino (I, cuadrados abiertos) y 34 en la pared intra-abdominal (P, cuadrados de color negro).

En la Fig. 9 se muestran los valores medios de los cocientes proporcionales al nivel de oxigenación (q_{Ox}, Ec. (1)) obtenidos para diferentes combinaciones de emisores (q₁₃ - círculos, q₁₄ - triángulos hacia arriba, q₂₃ - triángulos hacia abajo, y q₂₄ - rombos) que corresponden a determinados pares de longitudes de onda (735-810 nm, 735-940 nm, 750-810 nm y 750-940 nm, respectivamente), en el hígado (H, símbolos grises), el intestino (I, símbolos abiertos) y la pared abdominal (P, símbolos negros), a cuatro niveles decrecientes de FiO₂ (100, 66, 33 y 17 %), empleando la sonda laparoscópica rígida. El número entre paréntesis

indica la cantidad de puntos mostrados para cada órgano o territorio estudiado, siendo 11 del hígado, 11 del intestino y 17 de la pared intra-abdominal. Los valores medios se calcularon a partir de cuatro valores consecutivos de los cocientes, obtenidos en intervalos de 10 s cada 2,5 s. Las desviaciones estándar de estos valores medios se muestran como barras de error, que en la mayoría de los casos no se pueden apreciar. Se consideró un único intervalo de 10 s para cada territorio y nivel de FiO_2 .

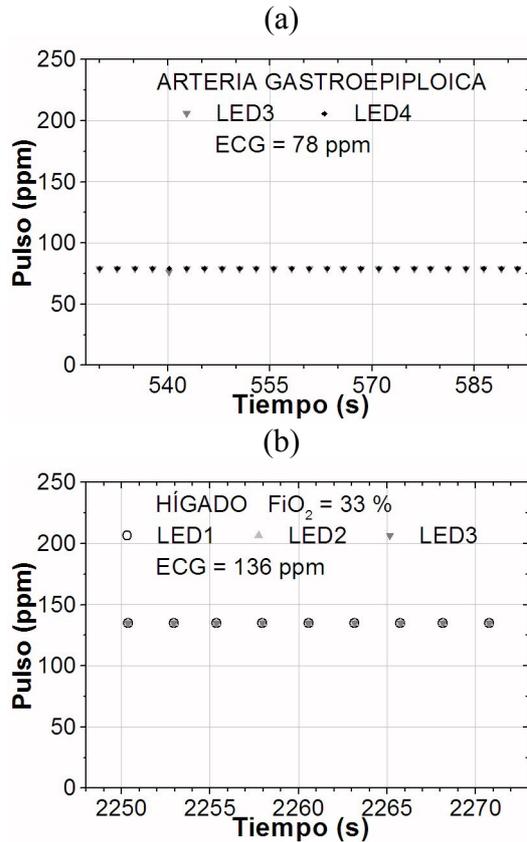


Fig. 7. Valores de pulso (en pulsaciones por minuto, ppm) obtenidos en la arteria gastroeiploica con dos emisores (LED3 y LED4, en a) y en el hígado con tres emisores (LED1, LED2 y LED3, en b) empleando la sonda laparoscópica, con apertura variable, y las respectivas frecuencias cardiacas por ECG.

4. Discusión

Como se puede observar en las figuras 3a, 4a, 5a y 6a, las señales fotopletoimográficas registradas no solo parecen estar moduladas por el pulso arterial, sino que presentan variaciones adicionales. Algunas de tales variaciones son un tanto aleatorias (Fig. 3a) mientras que otras podrían estar asociadas al peristaltismo (Fig. 5a). También se pueden apreciar grandes variaciones cuyas frecuencias son de 15-16 ciclos por minutos (Figs. 4a y 6a), que coinciden

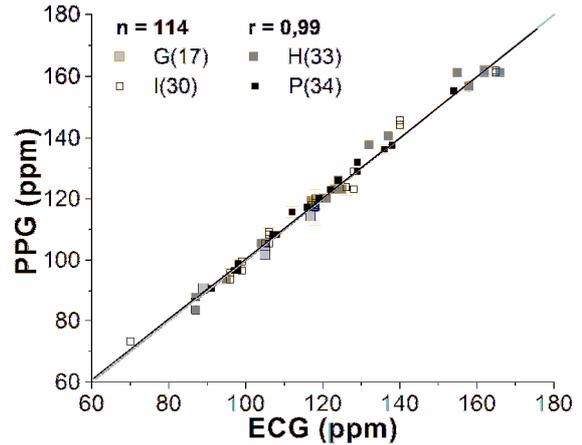


Fig. 8. Comparación de los valores medios de pulso obtenidos por fotopletoimografía y las frecuencias cardiacas medidas por electrocardiografía (PPG y ECG, respectivamente, en pulsaciones por minuto, ppm) en la arteria gastroeiploica (G), el hígado (H), el intestino (I) y la pared intra-abdominal (P), para diferentes emisores y FiO_2 , empleando la sonda laparoscópica rígida.

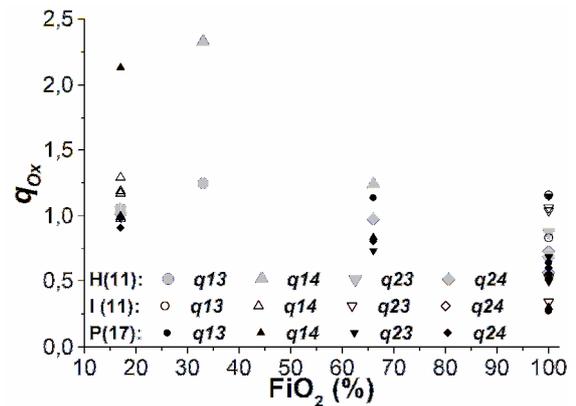


Fig. 9. Valores medios de qO_x obtenidos con diferentes combinaciones de emisores ($q13$, $q14$, $q23$, y $q24$) en el hígado (H), el intestino (I) y la pared intra-abdominal (P) a niveles decrecientes de FiO_2 , empleando la sonda laparoscópica rígida.

precisamente con el ritmo de la respiración, asistida por el sistema de ventilación o respirador mecánico.

Los valores de pulso por PPG obtenidos con emisores de diferentes longitudes de onda en varios territorios intra-abdominales de cerdos y para los distintos valores de FiO_2 , coinciden con el valor de frecuencia o ritmo cardiaco medido por ECG, en los ejemplos mostrados para el prototipo de sonda rígida (Figs. 3b, 4b, 5b, 6b y 8), así como para el caso de la sonda de apertura variable (Fig. 7). En las experiencias realizadas, no siempre fue posible obtener señales pulsátiles con los cuatro emisores (como ocurre en los casos de las Figs. 4b, 5b y 7),

y/o que estuviesen afectadas de forma similar por artefactos como la respiración o ventilación. Esto puede deberse a razones anatómicas, fisiológicas e instrumentales.

En los sensores empleados en este trabajo, cada uno de los emisores se encuentra en un encapsulado del tipo montaje superficial, formando los dados de los LEDs un rectángulo de $3 \times 2 \text{ mm}^2$. Como consecuencia, la señal correspondiente a cada emisor o longitud de onda puede resultar de radiación procedente de zonas o volúmenes diferentes. Cuando estas zonas o volúmenes tienen una vascularización muy escasa, irregular, o poco homogénea, o el medio vascularizado es muy pequeño, puede ocurrir que la señal de una longitud de onda contenga información sobre la atenuación en la sangre arterial, mientras que la(s) señal(es) de otra(s) longitud(es) de onda no la tengan. En tal caso no es posible determinar correctamente los parámetros de interés relacionados con la perfusión, pulso y/u oxigenación. Al tratarse de cerdos, sus órganos son más pequeños, con dimensiones equivalentes a las de un ser humano de corta edad o neonato, no un adulto, por lo que el área de contacto de los sensores presentados puede exceder a la de determinado medio analizado. En consecuencia, hay que adaptar las características de cada sensor a la dimensión o talla (adulto o no). Para igualar (o equalizar), hasta donde es “fisiópticamente” posible, el volumen interrogado por cada uno de los emisores de diferentes longitudes de onda, los dados de éstos se deben montar sobre un único sustrato, ocupando la menor área posible (aproximadamente $1 \times 1 \text{ mm}^2$).

Por otra parte, los valores del cociente proporcional al nivel de oxigenación arterial (q_{Ox}), obtenidos para diferentes combinaciones de emisores, marcan la tendencia de los valores de la porción de oxígeno inspirado (FiO_2). Como se observa en la Fig. 9, a medida que disminuye FiO_2 , los valores de q_{Ox} , obtenidos en el hígado, intestino y pared intra-abdominal, tienden a aumentar. Esto significa que la saturación de oxígeno tiende a disminuir al reducirse de manera pronunciada, desde 100% a 17%, la porción de oxígeno inspirado. La cantidad de valores de q_{Ox} (Fig. 9) es inferior a la de valores de pulso (Fig. 8). Estos últimos pueden ser de hasta cuatro emisores, mientras que cada q_{Ox} se halla para un par dado de emisores (735 nm ó 750 nm, y 810 nm ó 940 nm). Así, cuando el pulso está presente en las señales de

los cuatro emisores, se obtienen los cuatro q_{Ox} aquí considerados. Si hay pulsación en tres señales, se hallan dos q_{Ox} , y se obtiene un q_{Ox} si las señales pulsátiles son de uno de los dos primeros y de uno de los dos segundos emisores. Si no hay señal pulsátil ni para uno de los dos primeros o de los dos segundos emisores, no se obtiene ninguno de los q_{Ox} señalados.

Las combinaciones de longitudes de onda empleadas para derivar los valores de q_{Ox} , responden a ventajas en cuanto a exactitud y linealidad a bajas saturaciones [13-17] y a la disponibilidad de tales emisores. Estudios teóricos, considerando los fenómenos de absorción y dispersión que ocurren en la sangre y demás tejidos, demuestran que cuando la saturación disminuye desde 100% hasta 0%, el cociente relacionado con la saturación puede aumentar desde 0,5 hasta 2 al usar los pares de longitudes de onda 735-890 nm ó 760-890 nm [13]. Estos pares y el combinar longitudes de onda de 730 nm a 770 nm con las de 880 nm a 910 nm [14], ofrecen una notable disminución del error al estimar saturaciones bajas. Estudios experimentales en modelos animales y la aplicación en sensores de pulsioximetría fetal lo confirman para 735-890 nm [13,15], 730-880 nm [14], 730-940 nm [16], ó 740-880 nm [17]. Los anteriores valores de longitudes de onda y cocientes son muy cercanos a los de nuestros pares 735-940 nm (q_{14}) y 750-940 nm (q_{24}). El par 750-810 nm (q_{23}) podría ser el menos sensible, debido a que la diferencia entre la absorción específica de la hemoglobina oxigenada y la de la desoxigenada va disminuyendo desde 760 nm hasta ser nula a 805 nm. Esto se agrava con el hecho de que las emisiones de los LEDs, centradas en 750 nm y 810 nm, no son monocromáticas, exhibiendo un semi-ancho de banda de 30 nm y 35 nm, respectivamente, según datos del fabricante. En consecuencia, todo lo anterior evidencia la capacidad del sistema propuesto para cuantificar el nivel de oxigenación en órganos y territorios específicos empleando procedimientos de mínima invasión. No obstante, se precisan mejoras en el sensor y nuevos estudios para establecer las combinaciones de emisores que ofrecen los mejores resultados en nuestra aplicación intra-corpórea.

Para obtener los resultados expuestos ha sido necesario discriminar la señal debida a la acción cardíaca de otras relacionadas con los movimientos peristálticos y la ventilación respiratoria. En

algunos casos el componente de la frecuencia respiratoria ha sido mucho mayor que el del asociado al latido cardiaco, provocando resultados erróneos en la estimación tanto del pulso como del parámetro relacionado con la oxigenación. La interferencia de la ventilación en las señales y los parámetros de los pulsioxímetros ha sido señalada por algunos autores, quienes han desarrollado algoritmos para eliminarla [18]. Otros [19] han propuesto procedimientos para separar la componente de la respiración en determinadas señales y valorar la saturación de oxígeno venosa, considerando que en los vasos venosos existe una oscilación asociada a la respiración. Sin embargo, antes de acometer alguna de las soluciones anteriores habrá que valorar experimentalmente si la modulación asociada a la respiración es un artefacto por desplazamiento del sensor con respecto al medio analizado, debido al movimiento de la cavidad abdominal, o si se trata efectivamente de un fenómeno fisiológico respiratorio-venoso.

La mayor parte de los resultados presentados en este trabajo se han conseguido utilizando fundamentalmente un primer prototipo de sonda por reflexión, enfundado en una bolsa estéril de plástico transparente, colocada sobre cada uno de los órganos medidos. Además, hemos incluido los primeros resultados obtenidos empleando un segundo prototipo, que ha sido probado en algunos órganos de un animal. En este caso los valores de pulso obtenidos son correctos, tanto en la arteria gastroepiploica y como en el tejido hepático, de ahí que este segundo prototipo pueda resultar apropiado para órganos relativamente planos como el hígado. Inclusive, este tipo de sonda puede albergar emisores y/o detectores adicionales y conformar sensores para mediciones por transmisión, o combinadas con reflexión [8]. Otro tipo de sonda propuesta [8] permitiría realizar mediciones por reflexión, variando el ángulo entre la varilla y el sensor para adaptarse así mejor al medio a analizar, y lograr una mejor área de contacto. Además, con el objetivo de mejorar la calidad de la señal detectada, es preciso continuar perfeccionando la colocación del sensor en el órgano intra-abdominal, en una posición prácticamente fija, a voluntad del operario, evitando cualquier desplazamiento relativo entre el tejido u órgano que se quiere medir y los emisores de luz y detector, para así minimizar las señales espurias. A la vez, la sonda no deberá comprimir a los tejidos, ya que esto provocaría una reducción del flujo sanguíneo y por tanto de la oxigenación.

El objetivo de este trabajo ha sido demostrar la viabilidad de registrar y procesar señales fotopleletismográficas por reflexión en diferentes zonas intra-abdominales usando dos tipos de sonda endoscópica con un sensor óptico que incorpora emisores en longitudes de onda específicas, de interés, aunque poco usadas, en la pulsioximetría. Los resultados anteriormente expuestos han sido obtenidos a través del análisis y procesamiento a posteriori de los datos experimentales empleando un complejo algoritmo previamente desarrollado [4,9,10]. Estos resultados son preliminares, y el procedimiento empleado ha de ser modificado en aspectos tales como filtrado y algoritmo heurístico, con el fin de evitar resultados erróneos debido a factores negativos como la respiración, entre otros. Es necesario mejorar el algoritmo de procesamiento o desarrollar un nuevo algoritmo, específico para la técnica y aplicación propuestas, y obtener los resultados en tiempo real. Lo anterior se facilitaría con nuevos estudios y datos experimentales para su evaluación. Es imprescindible en estos estudios medir la frecuencia cardiaca de forma continua, así como los niveles de oxigenación con técnicas de referencia y calibración establecidas, que permitan obtener los niveles reales de saturación de oxígeno correspondientes a las señales fotopleletismográficas registradas en cada medio, órgano o territorio.

5. Conclusión

Los valores de pulso derivados de las señales fotopleletismográficas de diferentes longitudes de onda registradas en la arteria gastroepiploica, hígado, intestino y pared intra-abdominal de cerdos, coinciden con los de frecuencia cardiaca medidos por electrocardiografía. Así mismo, los valores obtenidos, de forma preliminar, de los cocientes proporcionales a la saturación de oxígeno para diferentes pares de longitudes de onda, en órganos y territorios estudiados, varían en concordancia con el decrecimiento de los niveles de oxígeno inspirado. Aunque es necesario perfeccionar la técnica propuesta y realizar estudios adicionales, los resultados aquí presentados demuestran la viabilidad experimental de un novedoso y sencillo dispositivo para fotopleletismografía y pulsioximetría laparoscópica, y dan lugar a nuevos procedimientos endoscópicos de medida.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto PI 04/0715 del Fondo de Investigaciones Sanitarias. Agradecemos la colaboración prestada durante el estudio experimental por Dr. José Carlos Manuel Palazuelos, Dr. Juan Carlos González Cueli y las diplomadas en Enfermería del CENDOS. Parte de los resultados aquí expuestos han sido presentados oralmente en el Congreso de la Sociedad Española de Laparoscopia (SECLA 2009) celebrado en Santander en mayo de 2009. SMLS está contratada por el Programa I3P con financiación del Fondo Social Europeo.