

Fotoplethysmografía por reflexión con LEDs infrarrojos para evaluar órganos y tejidos intra-abdominales: estudio inicial en cerdos

Reflectance photoplethysmography with near infrared LEDs for the evaluation of intra-abdominal organs and tissues: initial study in pigs

S. M. López Silva^{(1,*),} 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: sonnia@imm.cnm.csic.es

Recibido / Received: 20/10/2008. Versión revisada / Revised version: 18/02/2009. Aceptado / Accepted: 20/02/2009

RESUMEN:

Existen determinados procesos que pueden afectar a territorios intra-corpóreos específicos y necesitan, por tanto una monitorización directa aún no garantizada. La fotoplethysmografía, técnica óptica ampliamente utilizada en clínica para la monitorización periférica de la frecuencia cardíaca, podría aplicarse en estos casos. En este trabajo hemos realizado un estudio inicial de fotoplethysmografía por reflexión en territorios intra-abdominales de cerdos durante intervenciones quirúrgicas empleando un sensor basado en cuatro LEDs con emisiones alrededor de 735 nm, 750 nm, 810 nm y 940 nm. El procesamiento de las señales registradas en la pared intra-abdominal, hígado e intestino, demuestran su viabilidad para evaluar la perfusión intra-abdominal.

Palabras clave: LEDs, Fotoplethysmografía, Pulsioximetría.

ABSTRACT:

There are some processes which may affect specific intra-corporeal territories and need a direct monitoring yet no allowed. Photoplethysmography, an optical technique widely used in the medical practice for peripheral monitoring of the cardiac frequency, could be applied in these cases. Here, we expose the initial results obtained by reflectance photoplethysmography in pig intra-abdominal organs along surgical interventions, using a sensor based on four LEDs with emissions around 735 nm, 750 nm, 810 nm, and 940 nm. The processing of the signals recorded in intra-abdominal wall, liver and intestine has shown the affordability to perform this technique for intra-abdominal perfusion evaluation.

Key words: LEDs, Photoplethysmography, Pulse Oximetry.

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] J. Allen, "Photoplethysmography and its applications in clinical physiological measurement", *Physiol. Meas.* **28**, R1-R39 (2007).
- [3] I. Yoshiya, Y. Shimada, K. Tanaka, "Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip", *Med. Biol. Eng. Comput.* **18**, 27-32 (1980).
- [4] J. A. Pologe, "Pulse oximetry: technical aspects of machine design", *Int. Anesthesiol. Clin.* **25**, 137-153 (1987).

- [5] Y. Mendelson, J. C. Kent, "Variations in optical absorption spectra of adult and fetal haemoglobin and its effects on pulse oximetry", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **36**, 844-848 (1989).
- [6] W. G. Zijlstra, B. Oeseburg, "Definition and notation of hemoglobin oxygen saturation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **36**, 872 (1989).
- [7] L. G. Lindberg, C. Lennmarken, M. Vegfors, "Pulse oximetry - clinical implications and recent technical developments", *Acta Anaesthesiol. Scand.* **39**, 279-287 (1995).
- [8] P. D. Mannheimer, J. R. Casciani, M. E. Fein, S. L. Nierlich, "Wavelength selection for low-saturation pulse oximetry", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **44**, 148-158 (1997).
- [9] S. M. López Silva, *Oximetría de Pulso con Diodos Láser Infrarrojos*, Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid (1997).
- [10] S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. P. Silveira, "NIR transmittance pulse oximetry with laser diodes", *J. Biomed. Opt.* **8**, 525-533 (2003).
- [11] J. L. Reuss, "Factors influencing fetal pulse oximetry performance", *J. Clin. Monit.* **18**, 13-24 (2004).
- [12] K. Ouriel, W. M. Fiore, J. E. Geary, "Detection of occult colonic ischemia during aortic procedures: use of an intraoperative photoplethysmographic technique", *J. Vasc. Surg.* **7**, 5-9 (1988).
- [13] T. A. Whitehill, W. H. Pearce, C. Rosales, T. Yano, C. W. Van Way, R. B. Rutherford, "Detection thresholds of nonocclusive intestinal hypoperfusion by Doppler ultrasound, photoplethysmography, and fluorescein", *J. Vasc. Surg.* **8**, 28-32 (1988).
- [14] J. A. Salo, V. J. Perhoniemi, L. O. Heikkinen, K. A. Verkkala, A. A. Järvinen, "Pulse oximetry for the assessment of gastric tube circulation in esophageal replacements", *Am. J. Surg.* **163**, 446-447 (1992).
- [15] A. C. Vahl, G. L. Van Rij, J. J. Visser, S. H. M. Nauta, G. Q. M. Vink, G. J. Scheffer, E. S. M. de Lange-de-Klerk, A. Uyterlinde, H. L. F. Brom, J. A. Rauwerda, "Endoluminal pulse oximetry in ischemic colon in a swine model", *J. Am. Coll. Surg.* **180**, 57-64 (1995).
- [16] N. Uribe, E. Garcia-Granero, J. Belda, J. Calvete, R. Alos, F. Marti, T. Gallen and S. Lledo, "Evaluation of residual vascularisation in oesophageal substitution gastroplasty by surface oximetry-capnography and photoplethysmography. An experimental study", *Eur. J. Surg.* **161**, 569-573 (1995).
- [17] A. J. Avino; W. A. Oldenburg, P. Glociczki, V. M. Miller, L. J. Burgart, E. J. Atkinson, "Inferior mesenteric venous sampling to detect colonic ischemia: a comparison with laser Doppler flowmetry and photoplethysmography", *J. Vasc. Surg.* **22**, 271-277 (1995).
- [18] E. Garcia-Granero, R. Alos, N. Uribe, C. Sala, S. Lledo, "Intraoperative photoplethysmographic diagnosis of ischemic colitis", *Am. Surg.* **63**, 765-768 (1997).
- [19] E. N. Yilmaz, A. C. Vahl, G. van Rij, S. H. Nauta, H. L. Brom, J. A. Rauwerda, "Endoluminal pulse oximetry of the sigmoid colon and the monitoring of the colonic circulation", *Cardiovasc. Surg.* **7**, 704-709 (1999).
- [20] C. P. Delaney, N. F. Couse, D. Mehigan, T. V. Keaveny, "Inferior mesenteric venous sampling, pulse oximetry, and assessment of colonic perfusion during aortic aneurysm surgery", *Dig. Dis. Sci.* **44** 1786-1791 (1999).
- [21] E. R. La Hei, A. Shun, "Intra-operative pulse oximetry can help determine intestinal viability", *Pediatr. Surg. Int.* **17**, 120-121 (2001).
- [22] I. Koga, H. Stiernström, L. Wiklund, "Sigmoid colonic reflectance pulse oximetry and tonometry in a porcine experimental hypoperfusion shock model", *Acta Anaesthesiol. Scand.* **46**, 1212-1216 (2002).
- [23] A. J. Crerar-Gilbert, P. A. Kyriacou, D. P. Jones, R. M. Langford, "Assessment of photoplethysmographic signals for the determination of splanchnic oxygen saturation in humans", *Anaesthesia* **57**, 442-445 (2002).
- [24] 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).
- [25] 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).
- [26] J. P. De Kock, *Pulse Oximetry: Theoretical and Experimental Models*, D. Phil. Disserttion, University of Oxford, UK (1991).

- [27] R. Giannetti, S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. R. Sendra, J. P. Silveira, F. Briones, "An innovative signal processing algorithm for near infrared laser-based pulse oximeter", *Proc. IMEKO TC-4*, pp. 153-156 (1998).
- [28] 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 fotopleletismográficas obtenidas de una persona o animal, y oxímetro que utiliza dicho método", *Patente ES200501425* (2005).
- [29] 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, "Method of processing photoplethysmographic signals obtained from a person or animal, and oximeter using said method", *Patent WO 2006/134197* (2006).
- [30] 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.
- [31] 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.

1. Introducción

Existen procesos morbosos que afectan a determinados órganos o territorios del organismo, sin repercusión significativa en los parámetros medidos de manera no invasiva. Tal situación ocurre en los casos de isquemia o trombosis mesentérica, que frecuentemente son causa de laparotomía urgente. La medición incruenta directa e inmediata del grado de perfusión y oxigenación de territorios intra-corpóreos específicos, sería de gran utilidad para un diagnóstico más exacto y un tratamiento más eficaz. Entre las técnicas basadas en principios ópticos ampliamente utilizadas en la clínica humana para la monitorización no invasiva se encuentran la fotopleletismografía [1,2] y la pulsioximetría [3-11].

Diversos estudios se han llevado a cabo en la búsqueda de métodos y técnicas para evaluar objetivamente la perfusión visceral y la viabilidad de tejidos y órganos intraperitoneales [12-25]. En dichos estudios, realizados en pacientes [12,14,18-21,23] y en modelos animales [13,15-17,22,24,25], se incluyeron la aplicación de la fotopleletismografía [12,13,16-18,23] y la pulsioximetría [12,14,15,17,19-23] por reflexión [15,18,19,22,23] y por transmisión [12,14,15,17,24,25]. En uno de tales trabajos [19] se evaluaron señales fotopleletismográficas por reflexión registradas con un sensor específico en intestino, hígado y riñón, con vistas a implementar la oximetría de pulso. En trabajos más recientes de nuestro grupo [24,25] hemos registrado, analizado y procesado señales fotopleletismográficas en la pared gástrica, mesocolon, raíz del mesenterio y aorta, empleando un sensor de pulsioximetría por transmisión convencional al que cambiamos los LEDs por dos diodos láser con emisiones en el infrarrojo cercano. El pulso obtenido mediante las señales fotopleletismográficas coincide con el valor de

frecuencia cardíaca obtenido mediante electrocardiografía [25].

A pesar de todo lo anterior, la medición fiable con los dispositivos comerciales disponibles aún no es posible. En este trabajo se exponen los resultados de un estudio inicial de fotopleletismografía por reflexión en órganos intra-abdominales de cerdos durante intervenciones quirúrgicas, utilizando un sistema de medida con un sensor de diseño específico para tal uso, basado en cuatro diodos electroluminiscentes (LEDs) con emisiones en longitudes de onda del rojo lejano y el infrarrojo cercano.

2. Principios

La pulsioximetría [2-11] es una técnica ampliamente utilizada en la clínica humana para medir de forma no invasiva el grado de oxigenación. La pulsioximetría combina los principios de la fotopleletismografía [1,2] con las características de absorción óptica diferencial de los dos principales derivados de la hemoglobina: la oxihemoglobina (HbO₂) y la desoxihemoglobina (RHb). La fotopleletismografía puede proporcionar el valor de la frecuencia cardíaca, a través del registro y análisis de una señal de origen óptico, obtenida en un lecho vascular, y que resulta modulada por el cambio del volumen sanguíneo debido a la acción de bombeo del corazón. En los sensores y sondas para fotopleletismografía y pulsioximetría, la disposición de emisores y detectores con respecto al medio u órgano analizado suele corresponder a una de dos configuraciones: transmisión o reflexión. Cada una de ellas presenta ventajas y desventajas. Los sensores por reflexión pueden ser colocados, en principio, sobre cualquier superficie vascular pulsátil, pero su señal es más débil que la señal por transmisión. A su vez, los sensores por transmisión

tienen que ser colocados en determinadas partes del cuerpo, de modo que puedan acomodarse emisor(es) y detector(es) enfrentados, como es el caso de los dedos, lóbulo de la oreja, puente de la nariz, etc, resultando ser zonas periféricas y muy específicas.

La saturación de oxígeno se refiere, por definición [6], a la parte de la concentración de hemoglobina en la sangre que puede combinar reversiblemente con el oxígeno, expresándose en términos de porcentaje como

$$S_{O_2} = \frac{c_{HbO_2}}{c_{tHb} - c_{dHb}} \times 100 \quad (1)$$

$$= \frac{c_{HbO_2}}{c_{RHb} + c_{HbO_2}} \times 100,$$

siendo C_{tHb} , C_{dHb} , C_{HbO_2} y C_{RHb} las concentraciones de hemoglobina total, dishemoglobinas, oxihemoglobina y desoxihemoglobina, respectivamente.

La aproximación de la pulsioximetría asume que la señal fotopletismográfica variable en el tiempo es causada solamente por los cambios en el volumen de la sangre arterial asociados al ciclo cardíaco, y que en la sangre no están presentes otros derivados de la hemoglobina que no sean HbO_2 o RHb . Esta señal se descompone en su componente variable o pulsátil (E_{AC}) y su componente constante o no pulsátil (E_{DC}). La componente variable del fotopletismograma (PPG) resulta de la expansión y contracción del lecho arterial, mientras que la componente constante está relacionada con la atenuación debida a la sangre arterial no-pulsátil, la sangre venosa y los tejidos.

Para determinar el grado de oxigenación se realizan mediciones en al menos dos longitudes de onda específicas, utilizándose como emisores diodos electroluminiscentes (LED) o diodos láser (DL). La saturación de oxígeno mediante oximetría de pulso es derivada tras obtener el valor pico a pico de la componente pulsátil (E_{AC}) del PPG con respecto a la correspondiente componente constante (E_{DC}), de cada una de las dos longitudes de onda específicas (λ_1 y λ_2). La saturación de oxígeno es proporcional al cociente de los cocientes de cada parte variable con respecto a la constante. Algunas ecuaciones teóricas asumen la validez de la ley de Bouguer-Lambert-Beer para obtener la relación entre la saturación de oxígeno (S_{O_2}) y las propiedades ópticas de un lecho vascular pulsátil como [3]:

$$S_{O_2} = \frac{\epsilon_{RHb}^{\lambda_1} - \epsilon_{RHb}^{\lambda_2} q}{\epsilon_{RHb}^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - (\epsilon_{RHb}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}) q}, \quad (2)$$

donde $\epsilon_{RHb}^{\lambda_1}$, $\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$, $\epsilon_{RHb}^{\lambda_2}$, $\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}$ son los coeficientes de absorción específica de RHb y HbO_2 a las longitudes de onda λ_1 y λ_2 respectivamente, y q es el cociente de las señales E_{AC} y E_{DC} para las longitudes de onda, que puede ser expresado como [3,9]:

$$q = \frac{\log\left(1 - \frac{E_{AC}^{\lambda_1}}{E_{DC}^{\lambda_1}}\right) \frac{E_{AC}^{\lambda_1}}{E_{DC}^{\lambda_1}}}{\log\left(1 - \frac{E_{AC}^{\lambda_2}}{E_{DC}^{\lambda_2}}\right) \frac{E_{AC}^{\lambda_2}}{E_{DC}^{\lambda_2}}}. \quad (3)$$

La atenuación de la radiación por un lecho vascular pulsátil es debida a la absorción de la RHb y la HbO_2 sanguíneas, pero las dispersiones múltiples en las estructuras tisulares y los glóbulos rojos también contribuyen a esta atenuación. En una situación real, la ecuación (2) es una aproximación y en muchos estudios se ha intentado obtener modelos más reales para ambos modos (transmisión y reflexión). La relación real es obtenida mediante una calibración experimental [5].

Las longitudes de onda típicamente empleadas en los pulsioxímetros son [4,7] en torno a 660 nm en la zona roja del espectro óptico, y entre 800 y 1000 nm en la zona del infrarrojo cercano. La mayoría de los pulsioxímetros comerciales utiliza LEDs con emisiones alrededor de 660 nm y 880-940 nm. Algunos autores [8-10] han propuesto el uso de longitudes de onda en la parte más lejana del rojo o en el infrarrojo cercano, desde 700 nm hasta 780 nm, en lugar de 660 nm. Modelizaciones numéricas para reflexión [8] sugieren que así se lograría una mayor precisión en variadas condiciones “fisiológicas” y niveles bajos de saturación de oxígeno. Esto ha sido aplicado en los sensores para monitorización fetal [11].

3. Materiales y métodos

El sistema de medida, parte del cual se desarrolló previamente [9,24,25], consta de un sensor óptico y su electrónica, una tarjeta de adquisición de datos (DAQ) y un ordenador portátil (PC), donde se controla la adquisición y el procesamiento de las señales (Fig. 1a). Para este trabajo, se montó un sensor óptico por reflexión específico (Figs. 1b y 1c), de manera que sus emisores y detectores se sitúan frente al lecho vascular a analizar en un área de $4 \times 16 \text{ mm}^2$. La separación en milímetros entre los elementos del sensor se indica en la parte inferior de la figura 1b. Como detectores se emplean dos fotodiodos *p-i-n* de silicio BPW34 ubicados a ambos lados de los emisores. Se utilizan cuatro diodos electroluminiscentes (LED1, LED2, LED3 y LED4) de montaje superficial SMC735, SMC750,

SMC810 y SMC940, con picos de emisión en 735 nm, 750 nm, 810 nm y 940 nm, respectivamente (Fig. 1d). Estas longitudes de onda (λ) se corresponden con zonas del espectro óptico en las que predomina la absorción (ϵ , coeficiente de absorción mili-molar específica [26], en l/mmol-cm) de uno de los derivados de la hemoglobina (HbO_2 o RHb) y en las que ambas coinciden (punto isobéptico en 805 nm).

Cada LED es excitado con pulsos de 15 μs de duración y frecuencia de repetición de 1 kHz. La señal a la salida del pre-amplificador, situado próximo al fotodetector, es amplificada y separada en canales independientes mediante circuitos de muestreo y retención. Las señales de las salidas de estos circuitos van a las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición (DAQ NI6024E, National Instruments) 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). A continuación se realiza un promedio de 10 muestras y opcionalmente se almacenan en ficheros 100 Sa/s. El procesamiento digital de las señales se puede realizar en tiempo real o posteriormente, empleando algoritmos implementados previamente. En el presente estudio el procesamiento se ha llevado a cabo a posteriori, empleando un algoritmo anteriormente desarrollado [27-29] e implementado. Este algoritmo de procesamiento comprende filtros lineales y no lineales para suprimir el ruido y derivar los componentes E_{DC} y E_{AC} de cada señal, aplicación de transformadas rápidas de Fourier (Fast Fourier Transform, FFT) en E_{AC} , así como un análisis heurístico de los espectros. 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), así como el cociente q en concordancia con lo expuesto en la ecuación 3, para un par dado de longitudes de onda.

Con el objetivo de registrar señales fotopleletismográficas por reflexión "in situ" en territorios intra-abdominales, a cuatro longitudes de onda de interés para la pulsioximetría, se realizaron estudios experimentales "in vivo" en modelos animales, en el Centro de Formación e Investigación en Cirugía Guiada por Imagen (CENDOS) de la Fundación Marqués de Valdecilla y el Hospital Marqués de Valdecilla de Santander, previa obtención de todos los permisos requeridos. En los estudios se emplearon 5 ejemplares de cerdo de raza "Landrace" de 16-18 Kg de peso que fueron obtenidos, tratados y sacrificados según las normas de manejo ético de los animales de experimentación

[30,31]. 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.

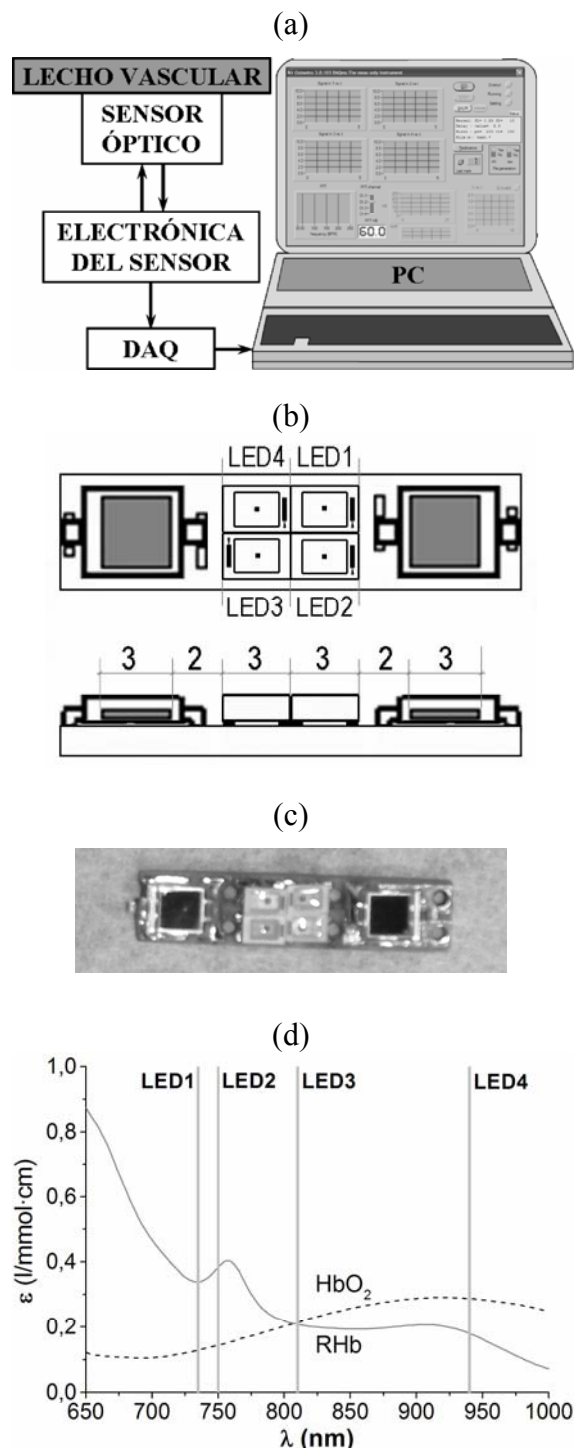


Fig. 1. Esquemas del sistema de medida (a) y del sensor óptico (b y c) por reflexión con dos fotodiodos y cuatro LEDs con picos de emisión (d) en longitudes de onda (λ , nm) que coinciden con determinadas particularidades en la absorción específica (ϵ , l/mmol-cm) de la oxi- (HbO_2) y la desoxihemoglobina (RHb).

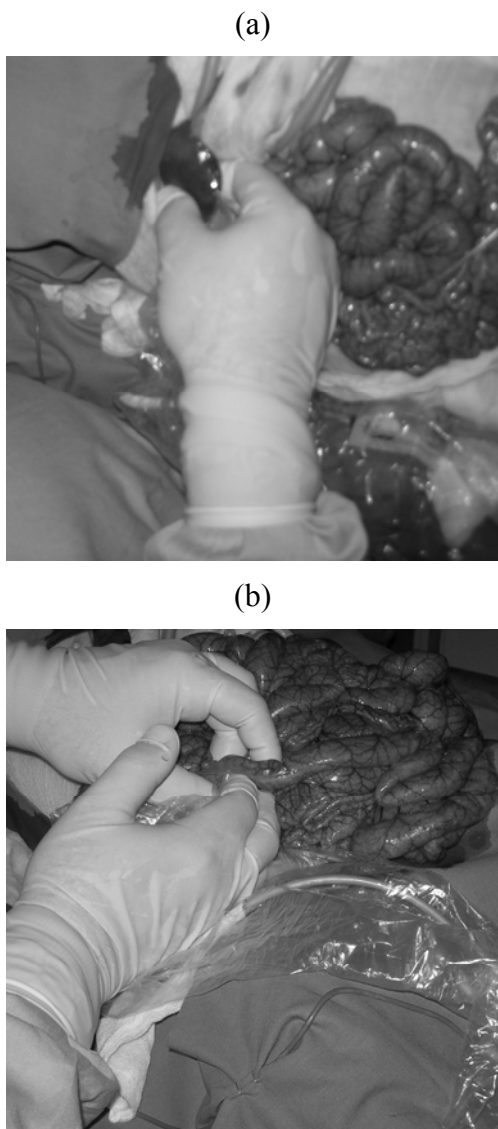


Fig.2. El sensor óptico por reflexión enfundado en el plástico de protección estéril y colocado en dos órganos estudiados: hígado (a) e intestino (b).

A su recepción, los animales eran premedicados con 1cc Xilacina y 1 cc Tiletamina-Zolacepan por vía intramuscular. Posteriormente, los animales eran 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 el estado de relajación, la temperatura, la frecuencia cardíaca (electrocardiografía, ECG) y la saturación arterial de O₂ (pulsioximetría en el pabellón de la oreja y la lengua, con el 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 mediante vía periférica preferentemente situada en el dorso del pabellón auricular. Se realizó una laparotomía media amplia, en condiciones de asepsia y antisepsia convencionales, y se accedió a las vísceras intra-abdominales. Al final del procedimiento todos los animales fueron sacrificados eutanásicamente mediante la administración de solución de CIK, bajo control electrocardiográfico y, posteriormente, sometidos a necropsia de la cavidad torácica.

Para realizar diferentes mediciones en las paredes intra-abdominales, intestinales y en el hígado, el sensor se introdujo en un protector plástico estéril y transparente en la zona espectral de trabajo, colocándolo sobre el órgano objeto de estudio. En las Figs. 2a y 2b se muestra la colocación del sensor en el hígado y el intestino, respectivamente. La excitación de cada LED se ajustó para evitar la saturación. Antes de registrar los respectivos fotopleletismogramas se apagó la iluminación directa. Se realizaron medidas fotopleletismográficas en diferentes territorios, a concentraciones inspiratorias de O₂ (FiO₂) decrecientes desde 100 % hasta 66%, 33% y 17%.

4. Resultados

En la Fig. 3a se muestra la señal fotopleletismográfica (PPG, en voltios, V) obtenida mediante un sensor por reflexión con cuatro emisores (LED1-735 nm, LED2-750 nm, LED3-810 nm, y LED4-940 nm) en un intervalo de tiempo (t) de 30 segundos (s), colocado sobre un dedo humano enfundado en un guante de plástico estéril. En la Fig. 3b se representan las pulsaciones por minuto, (ppm) que se obtienen del procesamiento de estas señales PPG (LED1 - círculos abiertos, LED2 - triángulos hacia arriba gris claro, LED3 - triángulos grises hacia abajo, y LED4 - diamantes negros). Al final de este intervalo de tiempo, en LED1 se observa un valor de pulso diferente al resto de ellos (círculo abierto), que podría deberse a las variaciones en las señales del dedo (probablemente debido al cambio de posición del sensor en el dedo).

Las Figs. 4a, 5a, y 6a, muestran las señales PPG (en voltios, V) para los cuatro emisores, en intervalos de tiempo de 10 y 30 s correspondientes a los registros obtenidos en la pared intra-abdominal del cerdo (en 3a, con fracción de oxígeno, FiO₂ = 33%), hígado (en 4a, FiO₂ = 66%), y en el intestino (en 5a, FiO₂ = 100%). En 4b, 5b, y

6b, se muestran los valores del pulso (pulsaciones por minuto, ppm) obtenidos tras el procesamiento de las señales PPG en intervalos de 30 s para los casos anteriormente descritos en las Figs. 4a, 5a, y 6a, así como los valores de frecuencia cardíaca medidos (ECG, en pulsaciones por minuto, ppm).

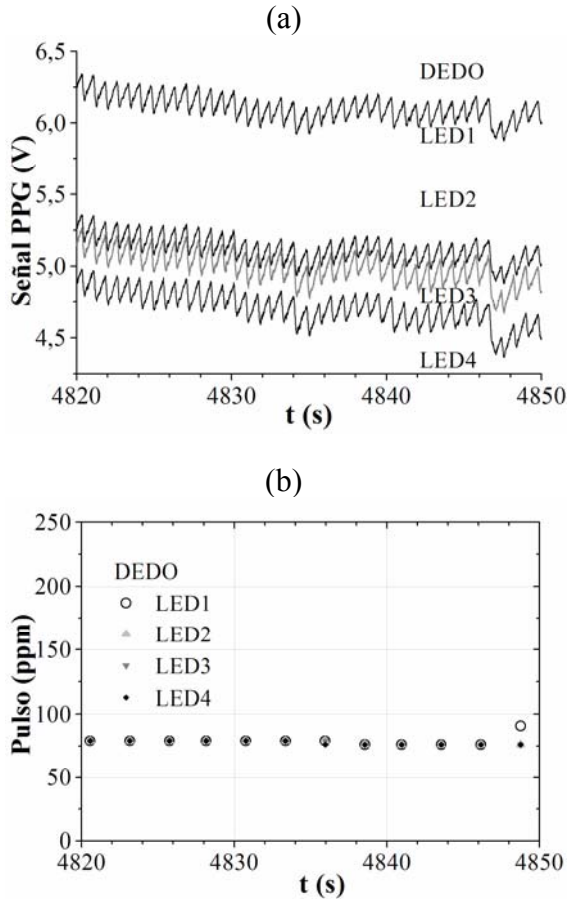


Fig. 3. Señales fotopletoptismográficas (PPG) por reflexión registradas en la punta de un dedo humano (en voltios, V, en a), y valores de pulso obtenidos (en pulsaciones por minuto, ppm, en b) con cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4).

Como se puede apreciar en las figuras 2, 3, 4 y 5, los cocientes E_{AC}/E_{DC} tienen valores inferiores al 5% en la punta del dedo humano (figura 2a) y al 1% en los territorios intra-abdominales del cerdo estudiado (figuras 4a, 5a, y 6a). También se observan otras oscilaciones en las señales PPG de las figuras 4a y 5a, correspondientes al animal, que podrían estar asociadas a la frecuencia respiratoria, ya que el ritmo de ventilación es de 15-16 ciclos por minuto. Otras oscilaciones en las señales del intestino (figura 6a) parecen estar relacionados con movimientos peristálticos. Las pulsaciones obtenidas tras aplicar el algoritmo de procesamiento en cada una de las señales de todos los emisores y en todos los territorios intra-abdominales del cerdo (figuras 4b, 5b, y 6b) muestran una buena coincidencia con el valor obtenido del ECG. Cabe

destacar, que el bajo valor de E_{AC}/E_{DC} , así como distintas oscilaciones observadas y otros ruidos registrados en las señales PPG del cerdo (figuras 4a, 5a, y 6a), no afectan a los valores de pulsación obtenidos mediante nuestro procesamiento.

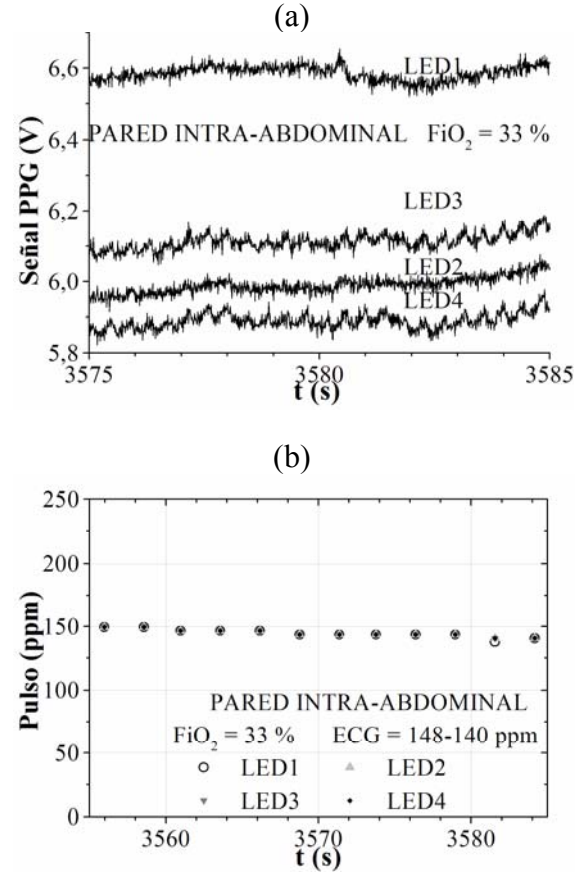


Fig. 4. Señales fotopletoptismográficas (PPG) por reflexión registradas (en voltios, V, en a), y valores de pulso obtenidos (en pulsaciones por minuto, ppm, en b), en la pared intra-abdominal de un cerdo a una fracción de oxígeno (FiO_2) del 33 %, usando cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4), y frecuencia cardíaca medida (ECG).

En la Fig. 7 se exponen las señales PPG (en voltios, V, en a) y los valores de pulso (en pulsos por minuto, ppm, en b) obtenidos en la pared abdominal del animal, con una fracción de oxígeno del 66% ($FiO_2 = 66\%$), para los cuatro emisores de luz (LED1, LED2, LED3, y LED4). En la Fig. 7c se presentan los cocientes q obtenidos según la ecuación (3) para dos pares de LEDs-longitudes de onda, LED1-735nm/LED3-810nm y LED2-750nm/LED3-810 nm (q_{13} - círculos abiertos, y q_{23} - triángulos grises hacia abajo, respectivamente). Durante los 140 s mostrados para la pared intra-abdominal del cerdo, tanto los valores del pulso como lo de q_{13} y q_{23} (en 7b y 7c, respectivamente) aumentan con el tiempo. Sólo

unos pocos puntos, en la figura 7b (principalmente para LED4) están fuera de la progresión obtenida en el resto.

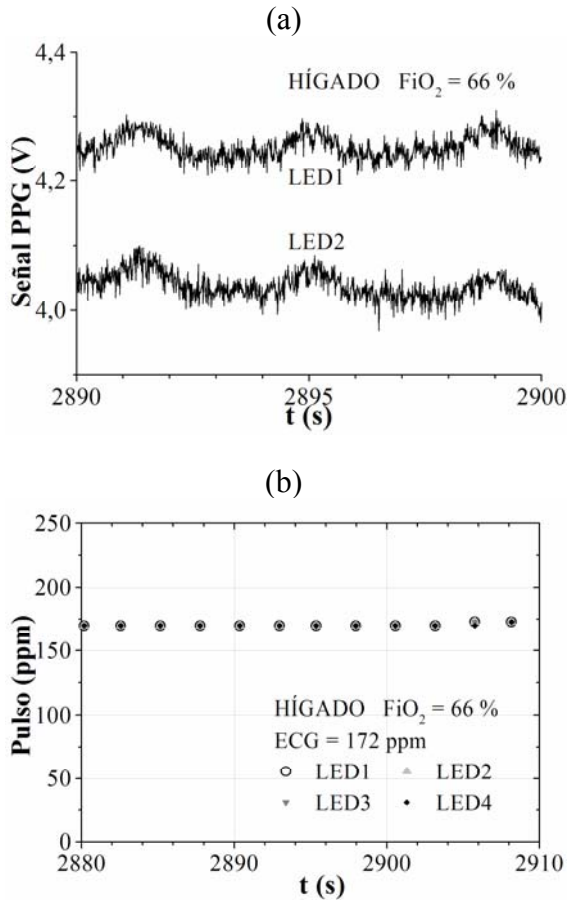


Fig. 5. Señales fotopletoisomográficas (PPG) por reflexión registradas (en voltios, V, en a) y valores de pulso obtenidos (en pulsaciones por minuto, ppm, en b), en el hígado de un cerdo a una fracción de oxígeno (FiO_2) del 66 %, empleando cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4), y frecuencia cardiaca medida (ECG).

La Tabla I muestra el nivel de saturación de oxígeno (So_2) para diferentes valores de los cocientes (q) para dos pares de longitudes de onda, calculado usando la ecuación 2 y de acuerdo con la ley de Beer-Lambert. Los cocientes $q13$ y $q23$ corresponden a los pares de longitudes de onda 735-810 nm y 750-810 nm, respectivamente. Como se puede apreciar, cuando los valores de los cocientes aumentan, el valor de la saturación de oxígeno disminuye. El modelo numérico (teniendo en cuenta la absorción y la dispersión que tiene lugar en el tejido) realizado por Mannheimer et al (1997) demuestra que, cuando la saturación disminuye de 100% hasta 0%, el coeficiente q para el par de longitudes de onda 760-890 nm (o 735-890 nm) puede aumentar desde 0,5 hasta 2 (ligeramente inferior a 2). En la tabla II se exponen los valores mínimos (Min), máximos (Max), medios (M) y de las desviaciones estándar (DS) de

los pulsos (ECG = 149 ppm), y $q13$ y $q23$ (algoritmo, ec. 3), obtenidos en la pared intra-abdominal de un cerdo en estado basal estable ($FiO_2 = 100\%$) durante 60 s ($n=24$, puntos experimentales). Por ende, las variaciones en los valores de pulso y cocientes en las figuras 7b y 7c, respectivamente, pueden reflejar bien el episodio de taquicardia, que se registró en el ECG (aumento de la frecuencia cardiaca de 126 ppm, a 150 ppm y 166 ppm), y en un oxímetro de pulso colocado en la oreja del animal (disminución de la saturación de oxígeno de cerdo, So_2 , del 99% al 92%).

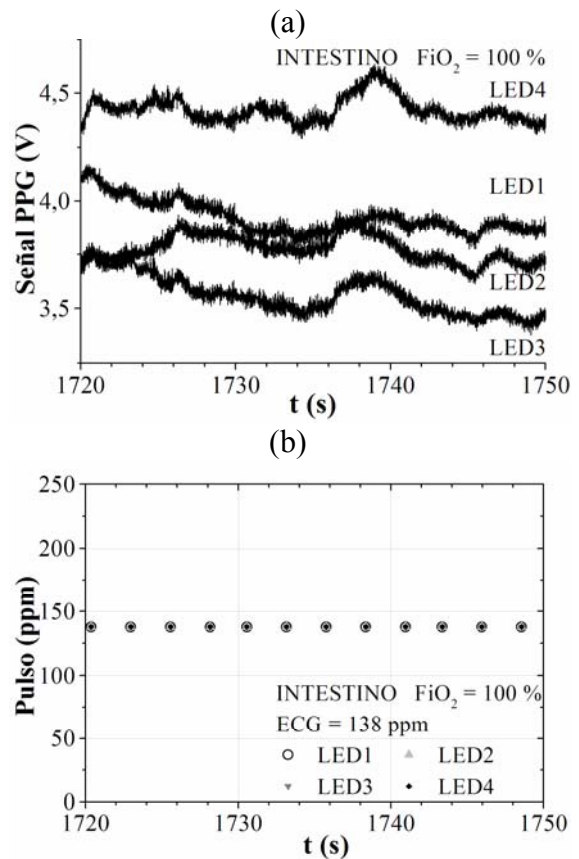


Fig. 6. Señales fotopletoisomográficas (PPG) registradas (en voltios, V, en a), y valores de pulso obtenidos (en pulsaciones por minuto, ppm, en b), en el intestino de un cerdo a una fracción de oxígeno (FiO_2) del 100 %, usando cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4), y frecuencia cardiaca medida (ECG).

TABLA I

Cocientes ($q13$ y $q23$) a diferentes niveles de saturación de oxígeno (So_2) para dos pares de longitudes de onda (735 nm - 810 nm y 750 nm - 810 nm, respectivamente) según la ecuación (2).

So_2 (%)	100	80	60
$q13$	0,490	0,665	0,860
$q23$	0,600	0,835	1,085

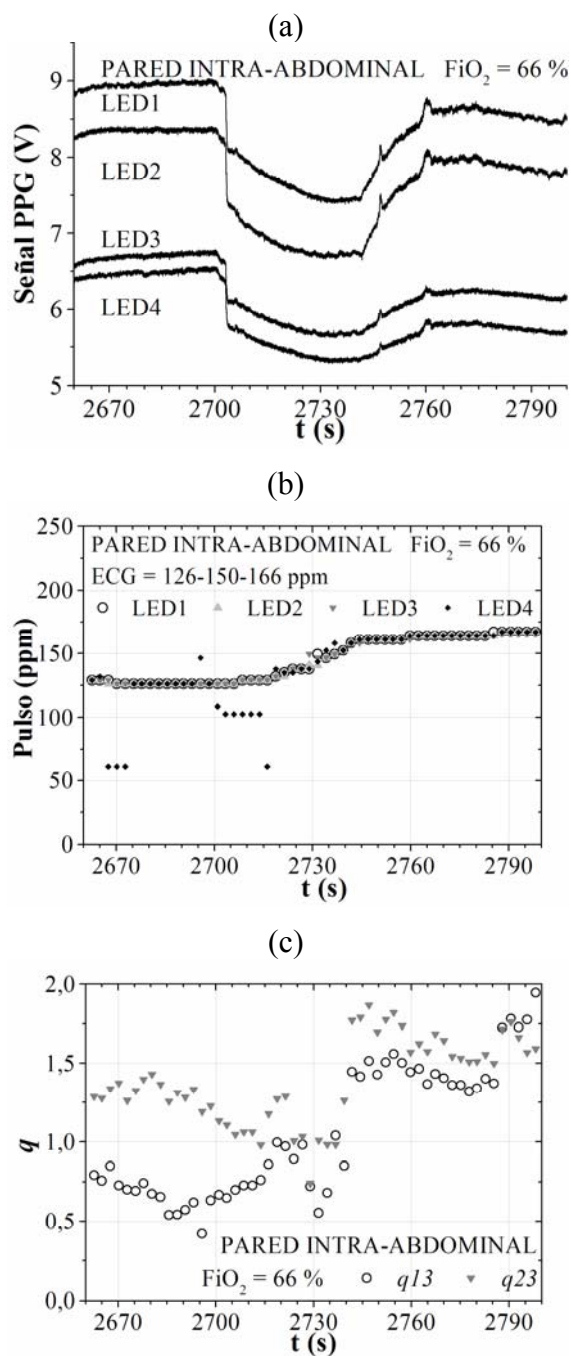


Fig. 7. Señales fotopleletismográficas (PPG) registradas (en voltios, V, en a), valores de pulso (en pulsaciones por minuto, ppm, en b) y cocientes (q_{13} y q_{23} , en c) obtenidos, en la pared intra-abdominal de un cerdo con una concentración de oxígeno (FiO_2) del 66 %, para cuatro emisores (LED1, LED2, LED3 y LED4), y frecuencia cardíaca medida (ECG).

En la Fig. 8 se muestran las señales PPG (en a) y los valores de pulso (en pulsaciones por minuto, ppm, en b), obtenidos en el intestino del cerdo, con una fracción de oxígeno del 66% ($FiO_2 = 66\%$), y para los emisores de luz (LED3-810 nm y LED4 - 940 nm). Las variaciones en el valor del pulso

(aumento de 164 ppm a 185 ppm y bajada hasta 167 ppm) siguen las variaciones del ritmo cardíaco registradas en el ECG en dicho intervalo (163 ppm, 172 ppm y 181 ppm). Nuevamente, en la figura 8b, los pulso obtenidos de los emisores LED3 y LED4 parecen reflejar otra taquicardia que sufrió el animal durante el experimento. Para facilitar su recuperación, se incrementó la FiO_2 desde 66 % hasta 100 %.

TABLA II

Pulsos y cocientes (q_{13} y q_{23}) según la ecuación 3, para señales de LEDs de dos pares de longitudes de onda (735 nm-810 nm y 750 nm-810 nm, respectivamente) medidas en la pared intra-abdominal de un cerdo en estado basal.

Pulso, q	n	Min	Max	M	DS
LED1 (ppm)	24	149	149	149	0
LED2 (ppm)	24	149	149	149	0
LED3 (ppm)	24	149	149	149	0
LED4 (ppm)	24	149	149	149	0
q_{13}	24	0,34	0,47	0,39	0,05
q_{23}	24	0,59	0,73	0,66	0,04

El objetivo de este trabajo ha sido demostrar la viabilidad de registrar y procesar señales fotopleletismográficas por reflexión en diferentes zonas intra-abdominales usando nuevas longitudes de onda de interés para la pulsioximetría. Nuestra selección de longitudes de onda está justificada por los datos técnicos y las cuestiones al principio mencionadas, y en nuestro sensor se ha garantizado utilizando diferentes LEDs con emisiones en el rojo lejano e infrarrojo cercano, por debajo y por encima de los 800 nm. Para obtener los valores de la pulsación ha sido necesario discriminar la señal procedente del bombeo cardíaco de otras relacionadas con los movimientos peristálticos y la ventilación respiratoria, mediante la aplicación de un complejo algoritmo de procesamiento anteriormente desarrollado [27-29]. En condiciones estables, la variabilidad observada en los valores de pulso en todos los territorios intra-abdominales estudiados (Figs. 4b, 5b, y 6b, y Tabla II), es pequeña. Estas variaciones también pueden reflejar pequeñas oscilaciones fisiológicas. Por otro lado, los valores del pulso obtenidos con nuestro sistema han seguido las rápidas variaciones de la frecuencia cardíaca registradas en el ECG en dos casos de taquicardia (Figs. 7b y 8b). Por lo tanto, el procesamiento de las señales fotopleletismográficas registradas en diferentes zonas intra-abdominales, con diversos emisores, y bajo diferentes condiciones, permite obtener valores fiables de pulso, que concuerdan con la frecuencia cardíaca obtenida en la monitorización del ECG, para todos los intervalos de tiempo estudiados. Además, los valores preliminares obtenidos experimentalmente

en la pared intra-abdominal de los cocientes q_{13} y q_{23} para los pares de longitudes de onda 735-810 nm y 750-810 nm respectivamente, son menores y varían mucho menos en situación basal estable (Tabla II), que los de un episodio de taquicardia (Fig. 7c) en el que coinciden con la disminución de So_2 medida. Este resultado es prometedor con vistas a la aplicación de la pulsioximetría en territorios intracorpóreos con saturaciones más bajas, durante intervenciones quirúrgicas, empleando longitudes de onda no utilizadas antes para tal fin. No hemos encontrado trabajos experimentales reportados en este sentido.

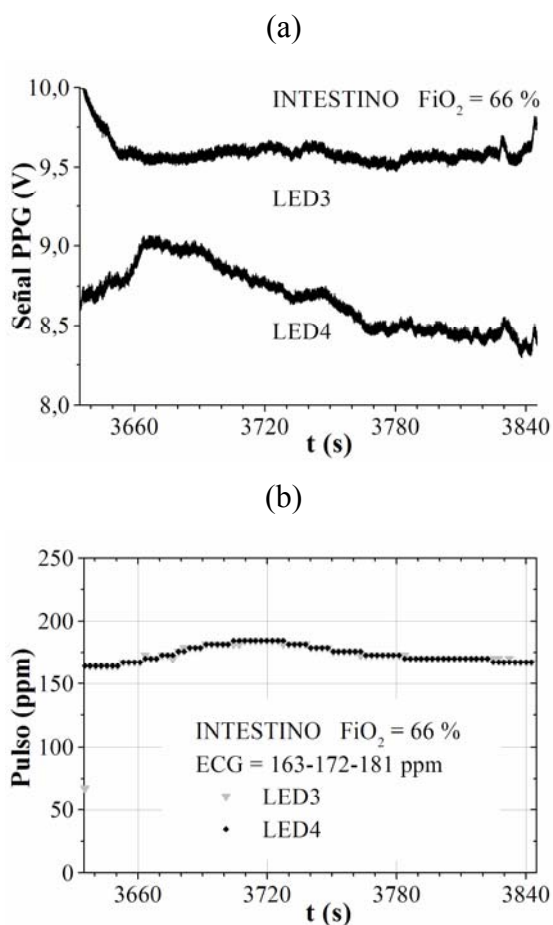


Fig. 8. Señales fotopleletismográficas (PPG) registradas (en voltios, V, en a), y valores de pulso obtenidos (en pulsaciones por minuto, ppm, en b) en el intestino de un cerdo a una fracción de oxígeno (FiO_2) del 66 % usando dos emisores (LED3 y LED4), y frecuencia cardiaca (ECG).

En este trabajo hemos utilizado un primer prototipo de sonda por reflexión, enfundado en una bolsa estéril de plástico transparente, colocada sobre cada uno de los órganos medidos. Con el fin de aumentar la calidad de la señal PPG detectada, hay que mejorar algunos aspectos, como la fijación

del sensor al órgano intra-abdominal. Es preciso colocar el sensor en una posición fija, 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; pero al mismo tiempo, la sonda no debe comprimir a los tejidos, ya que esto puede provocar una reducción del flujo sanguíneo y por tanto de la oxigenación. Otra opción que es preciso valorar es el uso de diodos láser en estos sensores por reflexión, en estas zonas del espectro del rojo lejano e infrarrojo cercano. Se necesitan más estudios con el fin de evaluar el algoritmo de procesamiento y optimizar sus parámetros para las medidas en tiempo real. Todo ello debe ir acompañado de un estudio de calibración, que permita la obtención de los niveles de la saturación de oxígeno correspondientes a las señales fotopleletismográficas registradas.

5. Conclusiones

Los resultados presentados aquí demuestran la posibilidad de realizar medidas de fotopleletismografía por reflexión "in situ" en diferentes territorios intra-abdominales, con LEDs en el rojo lejano e infrarrojo cercano, nuevas longitudes de onda de interés para la pulsioximetría. Los valores de pulsación obtenidos son similares a los valores de referencia del ritmo cardíaco obtenidos mediante electrocardiografía. Los valores preliminares obtenidos para los cocientes q , a partir de las señales registradas en la pared intra-abdominal varían en concordancia con la desaturación de oxígeno medida durante un episodio de taquicardia. Estos resultados son muy prometedores con vistas al empleo habitual de la fotopleletismografía y la pulsioximetría en la medición incruenta, directa e inmediata del grado de perfusión y oxigenación de territorios intracorpóreos específicos, para evaluar objetivamente su viabilidad. No obstante, es necesario realizar mejoras técnicas en el sensor y llevar a cabo más estudios bajo condiciones variables de perfusión y oxigenación para demostrar la fiabilidad de esta técnica como método de monitorización, en tiempo real, de diversos tejidos y órganos.

Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por el proyecto PI040715 del Fondo de Investigaciones Sanitarias. SMLS está contratada por el Programa I3P con financiación del Fondo Social Europeo.