

Utilidad de la fotopletismografía por transmisión con diodos láser infrarrojos en el estudio de la perfusión visceral: estudio preliminar

Utility of transmittance photoplethysmography with near infrared laser diodes for the study of visceral perfusion: preliminary study

S. M. López Silva⁽¹⁾, J. P. Silveira⁽²⁾, L. Herrera⁽³⁾, M. L. Dotor⁽⁴⁾ y R. Giannetti⁽⁵⁾

1. Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria; slopez@iuma.ulpgc.es; ECPCT, Campus de Tafira s/n, 35017 Las Palmas.
2. Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC; silveira@imm.cnm.csic.es; Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid.
3. Servicio de Cirugía General II, Hospital Universitario Marqués de Valdecilla; cgdhnl@humv.es; Avda. Valdecilla s/n, 39008 Santander.
4. Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC; marisa@imm.cnm.csic.es; Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid.
5. Departamento de Electrónica y Automática, Universidad Pontificia Comillas de Madrid; romano@dea.ica.upcomillas.es; Alberto Aguilera 25, 28015 Madrid.

RESUMEN:

La fotopletismografía es una técnica basada en principios ópticos ampliamente utilizada en clínica para la monitorización periférica de la frecuencia cardiaca. Hemos realizado un estudio preliminar de fotopletismografía por transmisión en órganos intra-abdominales de un cerdo durante una intervención quirúrgica con un sistema basado en dos diodos láser. El análisis de los fotopletismogramas registrados a 750 nm y 850 nm en la aorta, pared gástrica, raíz del mesenterio y el mesocolon demuestra la viabilidad de la fotopletismografía y la oximetría de pulso para la evaluación objetiva de la perfusión visceral “in situ”.

Palabras clave: diodos láser, fotopletismografía, oximetría de pulso

ABSTRACT:

Photoplethysmography is a technique based on optical principles, which is widely used in the medical practice for peripheral monitoring of the cardiac frequency. Here we expose the results obtained by transmittance photoplethysmography in pig intra-peritoneal organs along a surgical intervention, using a measurement system based on two near infrared laser diodes. The analysis of the signals recorded at 750 nm and 850 nm in aorta, gastric wall, mesentery and mesocolon, has shown the affordability to perform photoplethysmography and pulse oximetry for visceral perfusion evaluation.

Key words: laser diodes, photoplethysmography, pulse oximetry

REFERENCIAS Y ENLACES.

- [1] A. A. R. Kamal, J. B. Harness, G. Irving and A. J. Mearns, "Skin photoplethysmography – a review", *Comp. Methods Programs Biomed.* **28**, 257-269 (1989).
- [2] I. Yoshiya, Y. Shimada and K. Tanaka, "Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip", *Med. Biol. Eng. Comput.* **18**, 27-32 (1980).
- [3] Y. Mendelson and 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).
- [4] L. G. Lindberg, C. Lennmarken and M. Vegfors, "Pulse oximetry - clinical implications and recent technical developments", *Acta Anaesthesiol. Scand.* **39**, 279-287 (1995).
- [5] K. Ouriel, W. M. Fiore and J. E. Geary, "Detection of occult colonic ischemia during aortic procedures: use of an intraoperative photoplethysmographic technique", *J. Vasc. Surg.* **7**, 5-9 (1988).
- [6] T. A. Whitehill, W. H. Pearce, C. Rosales, T. Yano, C. W. Van Way and R. B. Rutherford, "Detection thresholds of nonocclusive intestinal hypoperfusion by Doppler ultrasound, photoplethysmography, and fluorescein", *J. Vasc. Surg.* **8**, 28-32 (1988).
- [7] J. A. Salo, V. J. Perhoniemi, L. O. Heikkinen, K. A. Verkkala and A. A. Järvinen, "Pulse oximetry for the assessment of gastric tube circulation in esophageal replacements", *Am. J. Surg.* **163**, 446-447 (1992).
- [8] 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 and J. A. Rauwerda, "Endoluminal pulse oximetry in ischemic colon in a swine model", *J. Am. Coll. Surg.* **180**, 57-64 (1995).
- [9] 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).
- [10] A. J. Avino, W. A. Oldenburg, P. Gloviczki, V. M. Miller, L. J. Burgart and 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).
- [11] E. Garcia-Granero, R. Alos, N. Uribe, C. Sala and S. Lledo, "Intraoperative photoplethysmographic diagnosis of ischemic colitis", *Am. Surg.* **63**, 765-768 (1997).
- [12] E. N. Yilmaz, A. C. Vahl, G. van Rij, S. H. Nauta, H. L. Brom and J. A. Rauwerda, "Endoluminal pulse oximetry of the sigmoid colon and the monitoring of the colonic circulation", *Cardiovasc. Surg.* **7**, 704-709 (1999).
- [13] I. Koga, H. Stiernström and L. Wiklund, "Sigmoid colonic reflectance pulse oximetry and tonometry in a porcine experimental hypoperfusion shock model", *Acta Anaesthesiol. Scand.* **46**, 1212-1216 (2002).
- [14] A. J. Crerar-Gilbert, P. A. Kyriacou, D. P. Jones and R. M. Langford, "Assessment of photoplethysmographic signals for the determination of splanchnic oxygen saturation in humans", *Anaesthesia* **57**, 442-445 (2002).
- [15] S. M. López Silva, "Oximetría de pulso con diodos láser infrarrojos", Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid (1997), <http://www.iuma.ulpgc.es/users/slopez>.
- [16] S. M. López Silva, R. Giannetti, M. L. Dotor, J. R. Sendra, J. P. Silveira and F. Briones, "Application of NIR laser diodes to pulse oximetry", in Biomedical Sensors, Fibers, and Optical Delivery Systems, Francesco Baldini, Nathan I. Croitoru, Ingemar Lundström, Mitsunobu Miyagi, Ricardo Pratesi, Otto S. Wolfbeis, eds., *Proc. SPIE* **3570**, 294-302 (1998).
- [17] S. M. López Silva, J. P. Silveira, J. R. Sendra, R. Giannetti, M. L. Dotor and D. Golmayo, "NIR transmittance pulse oximetry system with laser diodes", in Clinical Diagnostic Systems, Gerald E. Cohn, ed., *Proc. SPIE* **4255**, 80-87 (2001).
- [18] S. M. López Silva, M. L. Dotor and J. P. Silveira, "NIR transmittance pulse oximetry with laser diodes", *J. Biomed. Opt.* **8**, 525-533 (2003).
- [19] 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.

- [20] N. E. Almond and E. D. Cooke, "Observations on the photoplethysmograph pulse derived from a laser Doppler flowmeter", *Clin. Phys. Physiol. Meas.* **10**, 137-145 (1989).
- [21] N. E. Almond and E. D. Cooke, "Comments on photoplethysmograph noise", *Clin. Phys. Physiol. Meas.* **10**, 367-368 (1989).
- [22] N. E. Almond and E. D. Cooke, "Photoplethysmograph from a laser source", *Med. Biol. Eng. Comput.* **29**, 564 (1991).
- [23] L. G. Lindberg and P. A. Öberg, "Photoplethysmograph from a laser source", *Med. Biol. Eng. Comput.* **30**, 568 (1991).
- [24] L. G. Lindberg, T. Tamura and P. A. Öberg, "Photoplethysmograph. Part 1. Comparison with laser Doppler flowmetry", *Med. Biol. Eng. Comput.* **30**, 40-47 (1991).
- [25] K. Nakajima, T. Tamura and H. Miike, "Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique" *Med. Eng. Phys.* **18**, 365-372 (1996).

1.- Introducción.

Entre las técnicas basadas en principios ópticos que se emplean para monitorizar órganos y tejidos se encuentran la fotoplethysmografía¹ y la oximetría de pulso²⁻⁴. Estas técnicas son ampliamente utilizadas en la clínica humana para la monitorización no invasiva. Existen procesos morbosos que afectan a determinados órganos o territorios del organismo, sin repercusión significativa en la oxigenación medida 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 oxigenación de la pared intestinal y de otros territorios, es útil para un diagnóstico más exacto, topografiar las lesiones y, consecuentemente, establecer una valoración más precisa y un tratamiento más eficaz. 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 intraperitoneales⁵⁻¹⁴. Los estudios, realizados en pacientes^{5,7,11,12,14} y en modelos animales^{6,8,9,10,13}, han incluido la aplicación de la fotoplethysmografía^{5,6,9-11,14} y la oximetría de pulso^{5,7,8,10,12-14} por transmisión^{5,7,10} y por reflexión^{8,11-14}. Uno de los trabajos más recientes¹⁴ está dedicado a la evaluación de señales fotoplethysmográficas registradas empleando un sensor por reflexión en intestino, hígado y riñón, con vistas a implementar la oximetría de pulso. No obstante, resulta imposible una medición fiable con los dispositivos comerciales disponibles actualmente y es necesario continuar trabajando en el diseño de métodos y técnicas que permitan la determinación "in situ" del grado de oxigenación de diversos territorios intracorpóreos. En el presente trabajo se exponen los resultados de un estudio preliminar de fotoplethysmografía por transmisión en órganos intra-abdominales de un cerdo durante una intervención

quirúrgica, utilizando un sistema de medida basado en dos diodos láser infrarrojos, previamente desarrollado¹⁵⁻¹⁸.

2.- Principios.

La oximetría de pulso²⁻⁴ es una técnica ampliamente utilizada en la clínica humana para medir el grado de oxigenación de forma no invasiva. La oximetría de pulso combina los principios de la fotoplethysmografía¹ con las características de absorción óptica diferencial de los dos principales derivados de la hemoglobina: la oxihemoglobina (HbO₂) y la desoxihemoglobina (RHb)³. La fotoplethysmografía puede proporcionar el valor de la frecuencia cardiaca, 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 fotoplethysmografía y oximetría de pulso, 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 las configuraciones presenta ventajas y desventajas. Los sensores por reflexión pueden ser colocados, en principio, sobre cualquier superficie vascular pulsátil, pero la señal por reflexión es más débil que la señal por transmisión. A su vez los sensores por transmisión pueden ser colocados en determinadas partes del cuerpo, que puedan acomodar 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 a la parte de la concentración de hemoglobina en la sangre que puede combinar reversiblemente con el oxígeno, expresándose en términos de porcentaje como:

$$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{tHb} - C_{dHb}} \times 100 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{RHb} + C_{HbO_2}} \times 100, \quad (1)$$

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

La aproximación de la oximetría de pulso asume que la señal fotopleletismográfica variable en el tiempo es causada solamente por los cambios en el volumen de la sangre arterial asociados al ciclo cardíaco y que 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 fotopleletismograma (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 (SO_2) y las propiedades ópticas de un lecho vascular pulsátil como²⁻⁴:

$$SO_2 = \frac{\epsilon_{RHb}^{\lambda_1} - \epsilon_{RHb}^{\lambda_2} \cdot q}{\epsilon_{RHb}^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - (\epsilon_{RHb}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}) \cdot q}, \quad (2)$$

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:

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

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 Ec. (2) es una aproximación y en muchos estudios se ha intentado obtener modelos más reales para ambos modos (transmisión y reflexión). Desde un punto de vista práctico, una relación típica usada para la calibración de los oxímetros de pulso tiene la forma³:

$$SO_2 = \frac{K_1 + K_2 \cdot q}{K_3 + K_4 \cdot q}, \quad (4)$$

donde K_1 , K_2 , K_3 y K_4 son coeficientes derivados de la calibración del oxímetro de pulso que están relacionados con los coeficientes de absorción de HbO_2 y RHb de la Ec. (2).

3.- Materiales y métodos.

La prueba "in vivo" se realizó en el Laboratorio de Cirugía Experimental de la Facultad de Medicina de la Universidad de Cantabria. El objetivo fue registrar señales fotopleletismográficas en vísceras, por transmisión, en dos longitudes de onda de interés. En la prueba se empleó un ejemplar de cerdo de raza "Large-White" de 16 Kg de peso que fue obtenido, tratado y sacrificado según las normas de manejo ético de los animales de experimentación¹⁹. En la premedicación se aplicó una inyección intramuscular de 15 mg/Kg de Ketamina + 0.1 mg de atropina. La inducción anestésica se realizó con Solución Intravenosa de pentotal sódico con dosis de 10 mg/kg. Se efectuó intubación orotraqueal y mantenimiento de la anestesia mediante inhalación de NO_2 , a 6 L/min y O_2 y aporte intravenoso de fentanilo de 0.075 mg/Kg y bromuro de pancuronio a 2 mg / 20-30 min, según necesidades. Se monitorizaron el ECG y la presión arterial intraarterial. Se realizó una laparotomía media amplia, en condiciones de asepsia y antisepsia convencionales, y se accedió a las vísceras intra-abdominales. El sacrificio se realizó con el animal anestesiado, mediante la inducción de fibrilación ventricular con dosis intravenosa suficiente de KCl.

El sistema de medida, previamente desarrollado¹⁵⁻¹⁸, se muestra en la Figura 1. Consta de un sensor óptico y su electrónica, una tarjeta de adquisición de datos y un ordenador portátil, donde se controla la adquisición y el procesamiento de las señales. La configuración del sensor óptico es de tipo transmisión, por lo que el medio a analizar se sitúa entre los emisores y los detectores. En el sensor se utilizan dos DLs, con emisiones en 750 nm y 850 nm, montados en un mismo substrato metálico y

separados desde sus ejes centrales 0,7 mm. Tal y como se puede apreciar en la Figura 2, estas longitudes de onda coinciden con zonas del espectro óptico en las que predomina la absorción de uno de los derivados de la hemoglobina (HbO_2 o RHb). Como detectores se emplean tres 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 transmitida. Cada DL es excitado con pulsos de 5 μs de duración y frecuencia de repetición de 1 kHz. La salida del pre-amplificador situado en la parte posterior del fotodetector es amplificada y separada en canales independientes mediante circuitos de muestreo y retención. Las salidas de estos circuitos van a las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición (DAQ1200, 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 1 kSa/s. A continuación se realiza un promedio de 10 muestras y se almacenan 100 Sa/s en ficheros para su posterior procesamiento. Además, es posible realizar un procesamiento en tiempo real empleando algoritmos implementados previamente.



Fig.1.- Esquema del sistema de medida formado por el sensor óptico, la electrónica del sensor, la tarjeta de adquisición, el ordenador personal y los programas de procesamiento.

Para realizar diferentes mediciones en las paredes intestinales y en el mesenterio, a diferentes alturas (yeyuno, yeyuno-íleon e íleon terminal) el sensor se rodeó de un protector plástico estéril y transparente en la zona espectral de trabajo (Fig. 3(a)), pinzando el órgano objeto de estudio (Fig. 3(b)). La corriente de excitación de cada DL se ajustó para evitar la saturación y así se registraron los respectivos fotopleletismogramas. En ambos DL, los valores de las corrientes de excitación superaron el valor de las respectivas corrientes de umbral (I_{th}).

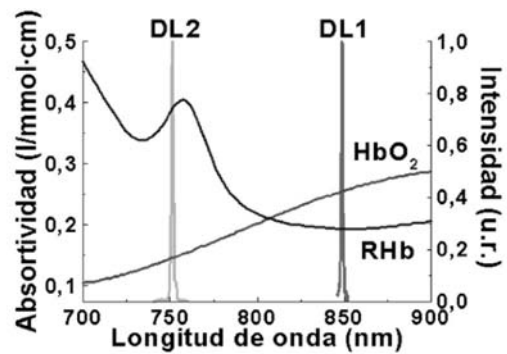


Fig.2.- Curvas de absorción de la oxihemoglobina (HbO_2) y la desoxihemoglobina (RHb) y emisión de los diodos láser (DL1 y DL2) del sensor.

(a)



(b)



Fig.3.- Montaje experimental: (a) el sensor óptico basado en diodos láser infrarrojos en el plástico de protección estéril; (b) el sensor fijado a uno de los órganos estudiados.

4.- Resultados.

En la Figura 4 se muestran fotopleletismogramas (PPG) por transmisión a 850 nm (DL1) y 750 nm (DL2) registrados en intervalos de 10 s en el mesocolon (a), en la raíz del mesenterio (b), en la pared gástrica (c) y en la aorta (d). En cada gráfico se indica el valor de la corriente de excitación de

cada diodo láser como un múltiplo de su corriente de umbral, siendo $2.15 \cdot I_{th1}$, $2.35 \cdot I_{th1}$, y $2.42 \cdot I_{th1}$ para DL1 y $1.56 \cdot I_{th2}$, $1.65 \cdot I_{th2}$, y $2.42 \cdot I_{th2}$ para DL2.

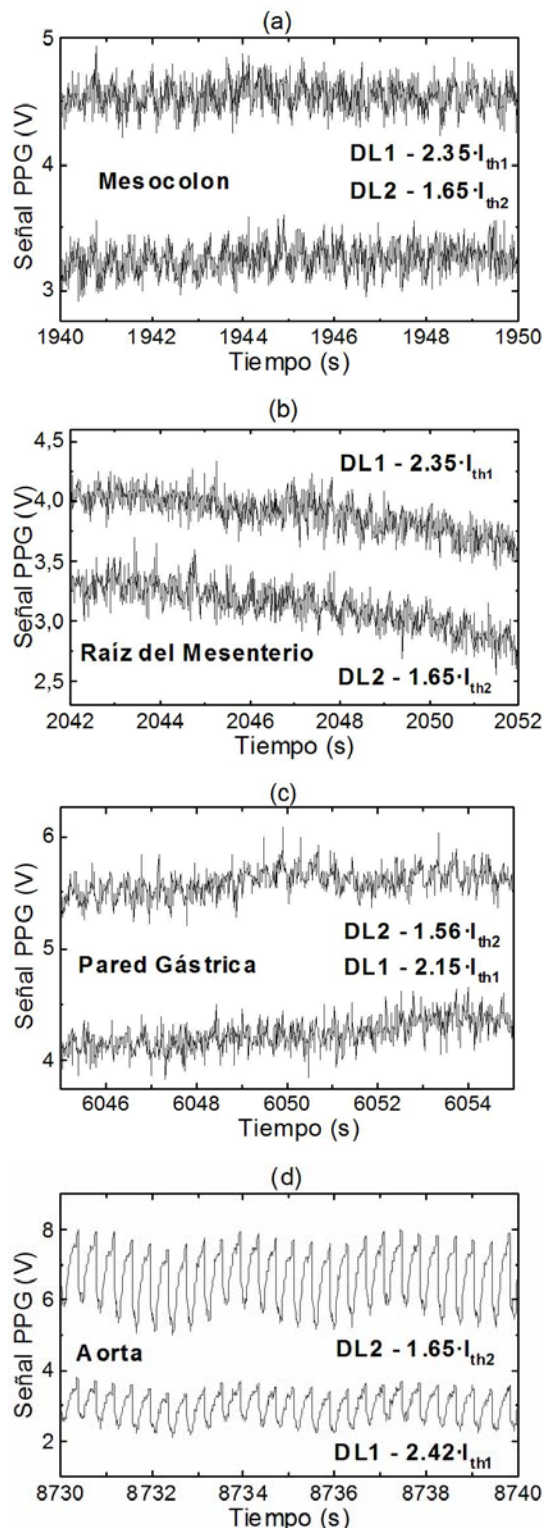


Fig.4.- Fotoplethysmogramas registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 segundos en el mesocolon (a), la raíz del mesenterio (b), la pared gástrica (c) y la aorta (d) de un cerdo.

Se realizó un análisis de los fotoplethysmogramas registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 s cada 5 s. En las Figuras 5, 6, 7 y 8 se muestran los resultados del análisis mediante transformada rápida de Fourier (FFT) empleando una ventana de tipo Hanning: en la raíz del mesenterio (Fig. 5), en el mesocolon (Fig. 6), en la pared gástrica (Fig. 7) y en la aorta (Fig. 8). Los PPG se analizaron, además, empleando ventanas de tipo Hamming y rectangulares.

5.- Discusión.

Los PPGs registrados en el mesocolon, raíz del mesenterio y pared gástrica (Fig. 4a, 4b, 4c) son muy irregulares y presentan una gran cantidad de señales aleatorias superpuestas o ruido tipo “spike” en comparación con los PPGs registrados en la aorta (Fig. 4d). Los PPGs de este último órgano son muy regulares, y pueden apreciarse, además, oscilaciones en ambos PPGs a una frecuencia mucho menor. Las diferencias entre los PPGs de la Figura 4 pueden deberse a las particularidades de cada órgano. Mientras que la aorta presenta un flujo de sangre a través de un vaso, la irrigación sanguínea de las zonas monitorizadas del mesocolon, raíz del mesenterio y pared gástrica se produce a través de múltiples vasos y capilares de menores dimensiones. No obstante lo anterior, el análisis mediante FFT brinda en todos los gráficos mostrados en las Figuras 5, 6, 7 y 8 (Hanning) y en los demás análisis (rectangular y Hamming), valores máximos (picos) alrededor de 2.5 Hz, que coinciden con los de la frecuencia cardiaca registrada con ECG (150 pulsaciones/minuto). En el caso de la aorta, en la Figuras 8, se aprecia un pico en 0.3 Hz que se corresponde con la oscilación anteriormente señalada en los PPGs de la Figura 4(d), y que podría estar asociada a la respiración.

Si consideramos los niveles de las señales en los gráficos de la Figura 4, observamos que en el mesocolon (a) y raíz del mesenterio (b) la señal PPG de DL1 es mayor que la de DL2 siendo las corrientes de inyección de cada láser $2.35 \cdot I_{th1}$ y $1.65 \cdot I_{th2}$. Por el contrario, en la aorta (d) la señal PPG para el DL2 es mayor que para el DL1, siendo la corriente de inyección de DL2 ($1.65 \cdot I_{th2}$) similar a la de los registros del mesocolon (a) y la raíz del mesenterio (b) y la corriente de DL1 ($2.42 \cdot I_{th1}$) mayor que en los registros mencionados ($2.35 \cdot I_{th1}$). Esto puede explicarse por el hecho de que la sangre de la aorta es toda arterial con un mayor nivel de oxigenación y, por tanto, una proporción mayor de HbO_2 y menor de R Hb . Como consecuencia de esto último, y teniendo en cuenta lo expuesto en las curvas de absorción y emisión de la Figura 1(b), la señal de DL2 (750 nm) es atenuada en menor proporción que la del DL1 (850 nm).

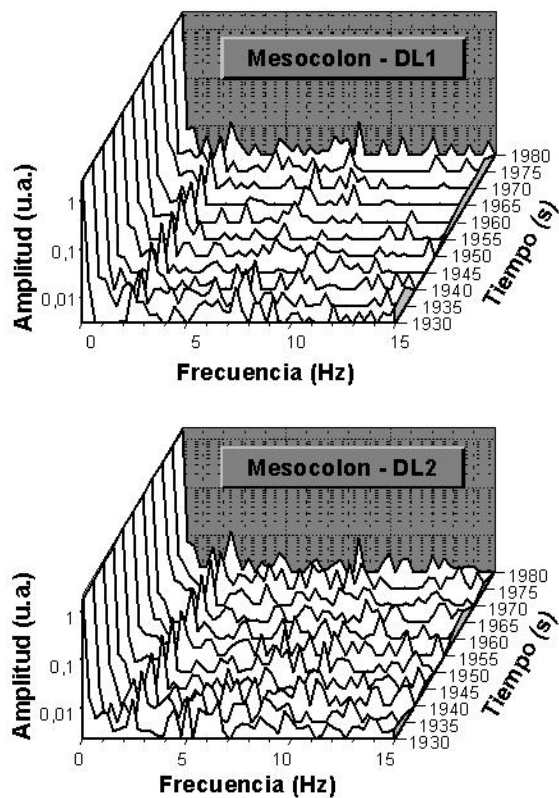


Fig. 5. Análisis mediante FFT con ventana de tipo Hanning de los fotopletismogramas registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 s cada 5 s en la raíz del mesenterio de un cerdo.

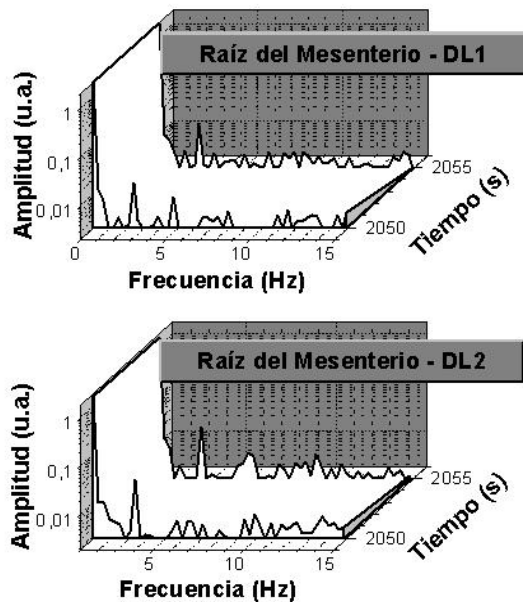


Fig. 6. Análisis mediante FFT con ventana de tipo Hanning de los fotopletismogramas registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 s cada 5 s en la raíz del mesenterio de un cerdo.

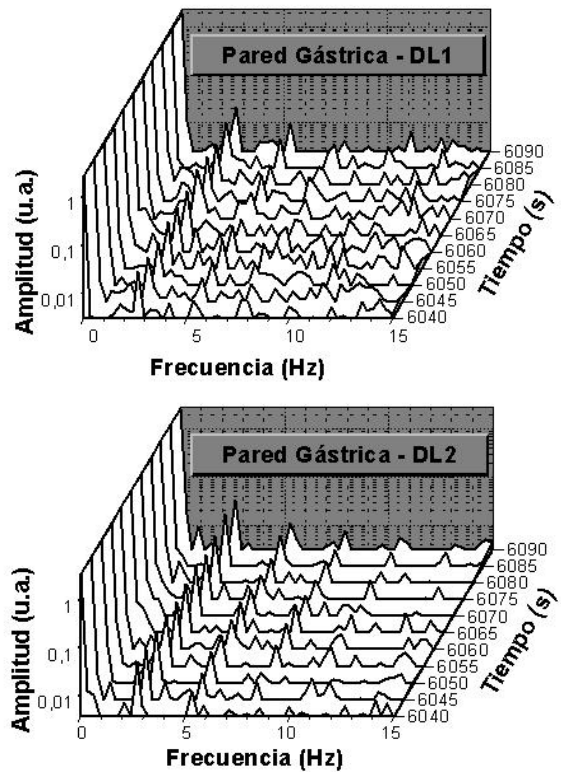


Fig. 7. Análisis FFT con ventana Hanning de los PPG registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 s cada 5 s en la pared gástrica de un cerdo.

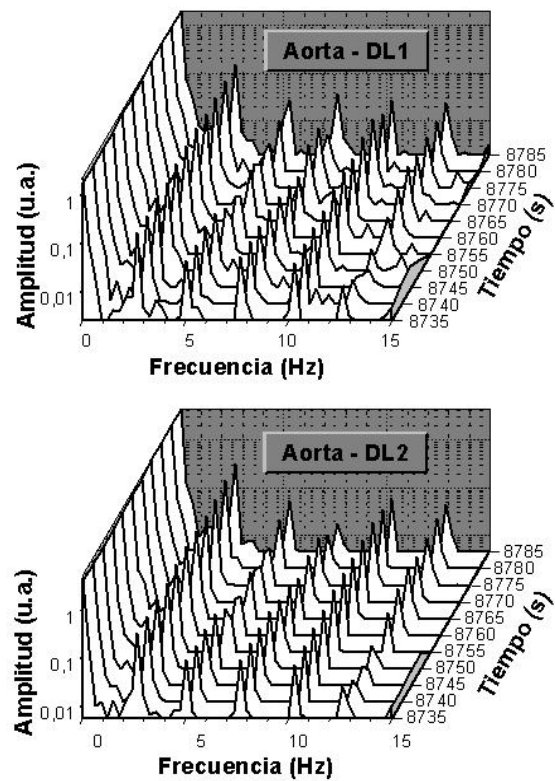


Fig. 8. Análisis FFT con ventana Hanning de los PPG registrados con los diodos láser DL1 (850 nm) y DL2 (750 nm) en intervalos de 10 s cada 5 s en la aorta de un cerdo.

Hasta ahora los trabajos realizados de fotopleletismografía con láseres han sido llevados a cabo en configuraciones por reflexión²⁰⁻²⁴. En opinión de algunos autores²⁰, la presencia de señales aleatorias superpuestas en PPGs por reflexión obtenidos con un láser, limita la utilidad de estos PPGs ya que resultan enmascaradas sus características, y es difícil determinar exactamente la magnitud del pulso. Recientemente ha sido demostrado¹⁵⁻¹⁸ que utilizando un algoritmo basado en filtros lineales y no lineales es posible analizar los PPGs obtenidos con diodos láser de dos longitudes de onda en un sensor por transmisión y derivar correctamente las magnitudes de interés (E_{AC} y E_{DC} en Ec. (3)) para la oximetría de pulso periférica. En consecuencia, estudios y análisis más amplios de PPGs no periféricos nos permitirían obtener algoritmos adecuados para la implementación de la oximetría de pulso en órganos intraperitoneales. Por otra parte, es posible obtener la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria²⁵ a partir del análisis en diferentes intervalos temporales de los PPG con diodos láser.

Los mecanismos, ópticos y físicos, subyacentes en el origen de las señales superpuestas (aleatorias o no) en fotopleletismogramas obtenidos con diodos láser no han sido establecidos claramente. La orientación de los eritrocitos, las variaciones del volumen sanguíneo, los movimientos de las paredes vasculares y de los tejidos contribuyen a la generación de la señal PPG²². Cuando se utilizan láseres en lugar de emisores como los LEDs, sobre la señal sincronizada con el latido del corazón se añaden componentes relacionados con el efecto Doppler²⁰⁻²⁴. Las velocidades de flujo correspondientes a los desplazamientos Doppler en el intervalo 0.5-40 Hz son teóricamente 0.15-12 $\mu\text{m/s}$, valores que no parecen contribuir a la perfusión²³. Resulta particularmente interesante el análisis y comprensión de aquellos fenómenos derivados de las características de coherencia (Doppler o speckle), inherentes únicamente a los diodos láser, y su explotación en la búsqueda de magnitudes o parámetros de interés para el diagnóstico clínico, en particular de los órganos intra-abdominales.

Conclusión.

Los resultados de este estudio preliminar son prometedores con vistas a la evaluación objetiva de la perfusión visceral de forma directa. Hemos demostrado la viabilidad de la fotopleletismografía y de la oximetría de pulso, al registrar señales fotopleletismográficas en vísceras intra-abdominales, en dos longitudes de onda, diferentes y específicas de la oximetría. Como continuación del presente trabajo se plantea la modificación de la geometría del sensor empleado y el desarrollo de sensores, adaptados y optimizados para fijarlos a diferentes órganos, sin que se resbalen, presionen en exceso, opriman, deformen o afecten al órgano analizado. Tanto en el diseño del sensor como en el análisis, procesamiento y calibración de las mediciones se deben tener en cuenta las particularidades de la vascularización o irrigación sanguínea, y de los niveles de oxigenación y pulsación, arterial y venosa, del órgano en cuestión, medidos con los métodos y técnicas de referencia establecidos en la práctica clínica.

Agradecimientos.

Este trabajo ha sido financiado por la Asociación Cantabra de Cirugía, y los proyectos CICYT TIC98-1025, UNI 2002/15 y PI 04/0715. S. M. López Silva es investigadora del Programa Ramón y Cajal del Ministerio de Educación y Ciencia.