

## Fotopletismografía por transmisión con múltiples diodos láser en el infrarrojo cercano durante el ejercicio físico

### Multi-wavelength transmittance photoplethysmography with near infrared laser diodes during physical exercise

S. M. López Silva<sup>(1)</sup>, R. Giannetti<sup>(2)</sup>, M. L. Dotor<sup>(3)</sup>, D. Golmayo<sup>(4)</sup>, P. Martín<sup>(5)</sup>, F. Miguel-Tobal<sup>(5)</sup>, A. Bilbao<sup>(5)</sup>, J. P. Silveira<sup>(6)</sup>

1. Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria; [slopez@iuma.ulpgc.es](mailto:slopez@iuma.ulpgc.es); ECPCT, Campus de Tafira s/n, 35017 Las Palmas.
2. Departamento de Electrónica y Automática, Universidad Pontificia Comillas de Madrid; [romano@dea.icaei.upcomillas.es](mailto:romano@dea.icaei.upcomillas.es); Alberto Aguilera 25, 28015 Madrid.
3. Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC; [marisa@imm.cnm.csic.es](mailto:marisa@imm.cnm.csic.es); Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid.
4. Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid, CSIC; [lola.golmayo@icmm.csic.es](mailto:lola.golmayo@icmm.csic.es); Cantoblanco, 28049 Madrid.
5. Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid; [pmartinescudero@med.ucm.es](mailto:pmartinescudero@med.ucm.es), [miguelto@med.ucm.es](mailto:miguelto@med.ucm.es), [amaia\\_bilbao@hotmail.com](mailto:amaia_bilbao@hotmail.com); Avenida Complutense, 28040 Madrid.
6. Instituto de Microelectrónica de Madrid, Centro Nacional de Microelectrónica, CSIC; [silveira@imm.cnm.csic.es](mailto:silveira@imm.cnm.csic.es); Isaac Newton 8, Tres Cantos, 28760 Madrid.

#### RESUMEN:

El principal problema al monitorizar la frecuencia cardiaca mediante fotopletismografía durante el ejercicio físico son los artefactos por movimiento. Hemos registrado fotopletismogramas por transmisión en atletas durante pruebas de esfuerzo máximo en tapiz rodante, con un nuevo sistema sensor basado en tres diodos láser con emisiones en longitudes de onda del infrarrojo cercano. Los valores obtenidos de frecuencia cardiaca coinciden los de electrocardiografía.

**Palabras clave:** diodos láser, fotopletismografía, ejercicio físico

#### ABSTRACT:

The main problem to monitor heart rate by photoplethysmography during physical exercise is the presence of movement artefacts. We have recorded transmittance photoplethysmograms in athletes along a maximal exercise test by treadmill ergometer using a new sensory system with multiple near infrared laser diodes. The obtained heart rates agree with those by electrocardiography.

**Key words:** laser diodes, photoplethysmography, physical exercise

---

## 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] 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).
  - [3] L. G. Mengelkoch, D. Martín and J. Lawier, "Review of the principles of pulse oximetry and accuracy of pulse oximeter estimates during exercise", *Physical Therapy* **74**, 40-49 (1994).
  - [4] J. T. B. Moyle, "Uses and abuses of pulse oximetry," *Arch. Dis. Child.* **74**, 77-80 (1996).
  - [5] W. W. Lee, K. Mayberry, R. Crapo and R. L. Jensen, "The accuracy of pulse oximetry in the emergency department", *Amer. J. Emerg. Med.* **18**, 427-431 (2000).
  - [6] W. G. Zijlstra, A. Buursma and W. P. Meeuwse van der Roest, "Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin, carboxyhemoglobin and methemoglobin", *Clin. Chem.* **37**, 1633-1638 (1991).
  - [7] W. G. Zijlstra and B. Oeseburg, "Definition and notation of hemoglobin saturation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **36**, 872 (1989).
  - [8] 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).
  - [9] J. Achten and A. E. Jeukendrup, "Heart rate monitoring: applications and limitations", *Sports Med.* **33**, 517-538 (2003).
  - [10] H. B. Nielsen, "Arterial desaturation during exercise in man: implication for O<sub>2</sub> uptake and work capacity", *Scand. J. Med. Sci. Sports* **13**, 339-358 (2003).
  - [11] R. Giannetti, J. P. Silveira, M. L. Dotor, D. Golmayo, P. Martín, F. Miguel-Tobal, A. Bilbao and S. M. López Silva, "Oxygen saturation measurements in athletes attaining maximal exertion conditions", *submitted to IEEE Trans. Instrum. Meas.*
  - [12] R. Giannetti, S. López, M. L. Dotor, J. R. Sendra, J. P. Silveira and F. Briones, "An innovative signal processing algorithm for near infrared laser-based pulse oximeter", in *Proceedings of 10th International Symposium on Development in Digital Measuring Instrumentation, Naples, Italy, September 17-18, 1998*, Pasquale Daponte, Massimo D'Apuzzo, and Antonio Langella, Eds., pp. 153-156 (1998).
  - [13] Y. Yamaya, H. J. Bogaard, P. D. Wagner, K. Niizeki, and S. R. Hopkins, "Validity of pulse oximetry during maximal exercise in normoxia, hypoxia and hiperoxia", *J. Appl. Physiol.* **92**, 162-168 (2002).
- 

## 1.- Introducción.

La fotoplethysmografía<sup>1, 2</sup> es una técnica basada en principios ópticos, que se emplea para monitorizar la frecuencia cardíaca. La pulsioximetría<sup>3-5</sup> combina la fotoplethysmografía y las características de absorción de la hemoglobina<sup>6, 7</sup> a través del análisis de señales luminosas de longitudes de onda específicas, para determinar el grado de oxigenación periférica. Estas técnicas no invasivas son ampliamente utilizadas en el ámbito clínico. Los dispositivos clásicos emplean dos diodos electroluminiscentes (LEDs) con emisiones en las zonas del rojo (630-660 nm) y del infrarrojo (880-940 nm) del espectro óptico como fuentes de luz.

En trabajos anteriores hemos propuesto la aplicación de diodos láser con emisiones en el infrarrojo cercano, alrededor de 760 nm y 850 nm, a la pulsioximetría por transmisión<sup>8</sup>. Debido al gran interés que existe en monitorizar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno durante el ejercicio físico con el fin de mejorar el entrenamiento deportivo<sup>3, 9, 10</sup>, hemos utilizado nuestro pulsioxímetro durante la realización de pruebas de esfuerzo. El principal problema cuando se monitoriza con fotoplethysmografía o pulsioximetría en estos casos, es la aparición de artefactos debidos al movimiento, que provocan valores incorrectos de frecuencia cardíaca<sup>3, 10</sup> y dificultan la determinación del valor de saturación. Con el objetivo de mejorar dichos valores hemos desarrollado un nuevo sensor por transmisión, basado en tres diodos láser en el infrarrojo. La

inclusión de un tercer emisor en 980 nm obedece al hecho de que esta longitud de onda podría ser menos sensible que las anteriores a las variaciones de la cantidad de oxígeno enlazado en la hemoglobina de la sangre<sup>6, 7</sup>, pudiendo constituir una señal de referencia. Para conseguir cuantificar el nivel de oxigenación empleando los principios de la pulsioximetría es necesario primeramente, obtener señales fotopletismográficas de estas longitudes de onda en las condiciones de medida reales. En el presente trabajo exponemos los valores de frecuencia cardiaca obtenidos tras el análisis de las señales fotopletismográficas, registradas en atletas durante la ejecución de pruebas de esfuerzo máximo en tapiz rodante, y su comparación con los registrados mediante electrocardiografía, la técnica de referencia establecida. Hemos utilizado el nuevo sensor por transmisión basado en tres diodos láser con emisiones en longitudes de onda del infrarrojo cercano (NIR), en un sistema de medida con un algoritmo de procesamiento desarrollado recientemente<sup>11</sup>.

## 2.- Materiales y métodos.

### 2.a.- Sistema de medida.

Nuestro sistema de medida (figura 1) está compuesto del sensor óptico, la electrónica del sensor, una tarjeta de adquisición de datos (DAQ), programas y un ordenador portátil (PC). El lecho vascular a analizar (la punta de un dedo) se fija entre los emisores y detectores del sensor en una configuración por transmisión. El nuevo sensor óptico ha sido desarrollado empleando tres diodos láser con emisiones cercanas a 850 nm (DL1), 780 nm (DL2), y 980 nm (DL3). Los láseres están montados muy próximos, en un único sustrato metálico, con el fin de iluminar con cada uno de ellos un área similar en el extremo del dedo. Esta disposición minimiza la influencia de los artefactos debidos al movimiento en la medida. El detector del sensor consiste de tres fotodiodos p-i-n de silicio BPW34, conectados en paralelo y alineados para incrementar el área de detección. La primera etapa de amplificación se sitúa muy cerca del detector. Los circuitos de alimentación de los diodos láser, de amplificación, reloj, muestreo y retención (S&H) constituyen la electrónica del sensor. Cada DL es activado con pulsos de 10  $\mu$ s de duración y repetición de 1 kHz. Las salidas de S&H están conectadas a las entradas analógicas de la tarjeta de 12 bits DAQ. Esta tarjeta y los programas de adquisición y procesamiento están instalados en el PC. Las señales de salida de los S&H son pre-filtradas analógicamente antes de llegar a la DAQ con un filtro simple RC paso bajo a 300 Hz y posteriormente digitalizada a 1 kSa/s en cada canal.

Las siguientes etapas del procesamiento de la señal se llevan a cabo digitalmente, tanto en tiempo real como a posteriori (post-procesamiento), tras un promediado de diez muestras de cada señal PPG correspondiente a una longitud de onda específica.

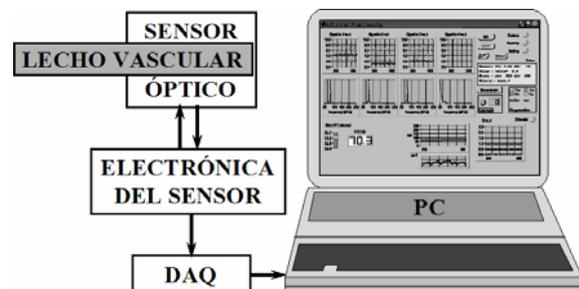


Fig.1.- El sistema de medida está compuesto por el sensor óptico basado en diodos láser del infrarrojo cercano, fijado al extremo de un dedo (lecho vascular pulsátil), electrónica del sensor y un ordenador personal (PC) con la tarjeta de adquisición de datos (DAQ) y los programas de adquisición y procesamiento.

Para obtener un valor correcto de la frecuencia cardiaca a partir de los fotopletismogramas registrados (PPG), ha sido desarrollado un algoritmo<sup>11</sup> que combina un filtrado peculiar, no lineal, utilizado ya en nuestro oxímetro<sup>12</sup>, con un análisis en el dominio de las frecuencias, en tiempo real. Un filtrado simple no es viable en este caso, puesto que los atletas tienden a correr, o moverse con un ritmo que es, en algunos casos, casi un múltiplo de sus frecuencias cardiacas, cuando se aproximan a las condiciones de máximo ejercicio. En consecuencia, el filtrado para excluir los artefactos debidos al movimiento no es trivial. Los artefactos por movimiento afectan a un pulsioxímetro mucho más que a un sistema de electrocardiografía, por el hecho de que este último instrumento emplea electrodos fijados fuertemente al torso del atleta y se puede considerar que no se mueven durante el ejercicio, por lo que la medida no se ve afectada de manera notable por la posición relativa de los electrodos con respecto al cuerpo del atleta. Al contrario, la medida de un pulsioxímetro se basa en un coeficiente de transmisión de la luz por el tejido con circulación sanguínea arterial, y aunque los cambios de frecuencias muy bajas en la posición relativa no influyen, los producidos con frecuencias cercanas al ciclo de latido del corazón sí afectarán la medición. En la literatura, se sugiere la utilización de pulsioxímetros por reflexión<sup>13</sup> que puedan ser colocados en zonas con menos movimiento como la cabeza o el tronco.

El método propuesto nos permite obtener valores de frecuencia cardiaca durante el ejercicio, inclusive mientras se realiza una prueba en un tapiz rodante. El método se basa en la observación de que, mientras las señales fotopleletismográficas normales tienen un bajo contenido armónico, las señales originadas por el movimiento pueden ser caracterizadas por un alto contenido armónico. De hecho estas señales son producidas básicamente por la variación de la distancia entre los emisores y los detectores en el dedo, lo cual a su vez es, fundamentalmente, un efecto del movimiento impulsivo del atleta y los saltos asociados al mismo.

El algoritmo de procesamiento<sup>11</sup> se resume a continuación. Del flujo de datos que representan la señal fotopleletismográfica (ya filtrado con filtros anti-aliasing, Bessel paso de banda y media<sup>12</sup>) se selecciona una ventana de diez segundos. Una transformada rápida de Fourier (Fast Fourier Transform, FFT) es aplicada a estos datos para obtener el espectro de potencia de la señal. El siguiente paso es aplicar un algoritmo de búsqueda del pico, que diseñado para ser robusto y distinguir picos cercanos probablemente debidos al ruido, ofrece un listado de pares de valores de frecuencia candidatos a representar la señal asociada al latido del corazón. En la siguiente fase, el algoritmo compara pares de picos (y tripletes de éstos si es necesario), tratando de identificar los componentes de la misma señal periódica, a través de una función heurística y comparando los valores de frecuencia de los picos. El último paso toma en consideración las señales encontradas, sus contenidos armónicos y el valor previo de frecuencia cardiaca, y selecciona el nuevo valor más probable de esta frecuencia cardiaca. Estos cálculos se hacen virtualmente de forma paralela, a través de una cuidadosa alternancia entre la adquisición de los datos y el filtrado lineal y procesamiento. En el PC donde está implementado (un portátil, con arquitectura basada en Pentium-I) podemos obtener valores de frecuencia cardiaca cada dos segundos. El instrumento virtual, trabajando en tiempo real, o en modo post-procesamiento, permite fijar parámetros del procesamiento tales como las frecuencias de corte de los filtros tipo Bessel, ventanas y puntos para el filtrado no lineal por histograma. El panel frontal de nuestro instrumento virtual muestra las señales PPG originales y sus componentes variables obtenidas tras el filtrado de hasta cuatro canales o emisores, así como sus frecuencias cardiacas en pulsaciones por minuto. Se exponen, además, los cocientes obtenidos de las componentes variables y constantes de las señales PPG de dos canales, y que están relacionados con la saturación de oxígeno.

## 2.b.- Sujetos y protocolo experimental.

Con el fin de evaluar la estabilidad de nuestro nuevo sistema sensor basado en tres diodos láser y su comportamiento en condiciones de variaciones ligeras de la respiración, se realizó una prueba preliminar en una voluntaria sana de 42 años. El sensor se fijó a un dedo de la mano derecha y la voluntaria se sentó con su mano derecha apoyada en la pierna derecha. Se registraron las señales fotopleletismográficas por transmisión en condiciones basales y durante maniobras en la respiración.

Se llevó a cabo un estudio prospectivo en varios atletas de piel blanca o Caucásicos, mujeres y hombres, cuyas edades estaban comprendidas entre 18 y 44 años, y con sesiones de entrenamiento que excedían las 7-8 horas semanales. Las mediciones se efectuaron en el laboratorio de fisiología de esfuerzo de la Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y el Deporte de la Facultad de Medicina, en la Universidad Complutense de Madrid. Antes de comenzar el estudio, los atletas fueron informados acerca de la prueba y concedieron su consentimiento por escrito.

Las mediciones incluyeron presión sanguínea en reposo, después del esfuerzo y a los cinco minutos de finalizar el ejercicio, así como determinación continua de electrocardiografía, saturación de oxígeno (con un pulsioxímetro comercial estándar), frecuencia cardiaca por fotopleletismografía (con el pulsioxímetro comercial y con nuestro prototipo de láseres NIR), y análisis en tiempo real de gases con un analizador SensorMedics Vmax29c. Se utilizaron dos prototipos diferentes de nuestro sensor láser - NIR, uno con dos diodos láser (DL1 - 850 nm y DL3 - 980 nm) y un segundo prototipo con tres láseres (DL1 - 850 nm, DL2 - 780 nm, y DL3 - 980 nm). La fijación del sensor se hizo, tanto para el instrumento comercial como para el experimental, al dedo corazón del atleta.

Cada uno de los atletas fue preparado conectando los electrodos y analizadores de gases antes de comenzar el ejercicio. A continuación se realizó una prueba completa estándar de ejercicio máximo. Las pruebas se realizaron en un tapiz rodante utilizando un protocolo adaptado para atletas de fondo. Los atletas comenzaron (tras un calentamiento) a 6 km/h y 1% de pendiente, incrementándose la velocidad cada 2 minutos en 2 km/h hasta las condiciones de máximo esfuerzo. La velocidad se mantuvo constante y se aumentó la pendiente a 3 % desde 16 km/h para los hombres, y a los 14 km/h en el estudio de atletas mujeres.

### 3.- Resultados y discusión.

Las figuras 2 y 3 representan las señales fotopleletismográficas por transmisión (a, b, PPG) registradas en intervalos de 300 segundos (a) y 10 segundos (c) y la frecuencia cardíaca (c, pulsaciones por minuto, ppm) en el intervalo de 300 s cada 2 s, obtenidas en una voluntaria en condiciones basales (fig. 2, MLf53) y durante maniobras en la respiración (fig. 3, MLf52) con nuestro sistema sensor de tres diodos láser (DL1, DL2, y DL3). Las señales PPG en condiciones basales son estables con algunas oscilaciones asociadas probablemente a la respiración (fig. 2a) y tienen una componente variable grande (fig. 2b). Los valores medios y la desviación estándar (M y DE, respectivamente, en fig. 2c) de los 117 valores de frecuencia cardíaca considerados (n) en el intervalo de 300 s son similares para los tres DL y varían muy poco.

Para realizar las maniobras en la respiración la voluntaria tomó aire profundamente (rp in fig. 3a) antes de dejar de respirar durante algunos segundos. Unos 90 segundos más tarde, la voluntaria contuvo la respiración de nuevo. Las señales PPG en la segunda maniobra tienen una menor componente variable (fig. 3b), y son más irregulares que las correspondientes a condiciones basales (fig. 2b), reflejándose la maniobra en los valores de la señal (fig. 3a). Finalmente, las maniobras en la respiración causan cambios en los valores de frecuencia cardíaca, tal y como se muestra en la figura 3c. Al dejar de respirar, los valores de frecuencia cardíaca obtenidos con los tres diodos láser aumentan, y pocos segundos después de volver a respirar disminuyen hasta alcanzar el nivel inicial o basal.

En la figura 4 se muestran los valores de frecuencia cardíaca (pulsaciones por minuto, ppm) obtenidos en dos atletas (a, APm05, y b, AOm05) a lo largo de la prueba de ejercicio máximo en el tapiz rodante, utilizando electrocardiografía (ECG, cada 10 segundos), un pulsioxímetro comercial (POC, cada 5 segundos) y nuestro sistema con dos diodos láser (DL1 y DL3, cada 2 segundos). El inicio de los gráficos corresponde a 6 km/h, pendiente 1 %. Se indica con una flecha el momento en el que el atleta salta fuera del tapiz. En el primer caso (a, APm05) la frecuencia cardíaca obtenida con ambos DL coincide con los valores de ECG hasta la zona de máximo esfuerzo (cerca de 850 s), existiendo algunas diferencias desde ésta hasta el final (fase de recuperación). En cambio, el POC sólo concuerda con ECG en la parte inicial de la prueba (por debajo de 150 s). En el segundo caso (b, AOm05) coinciden prácticamente todos los resultados, aunque algunos puntos de DL1, DL3 y POC difieren de ECG.

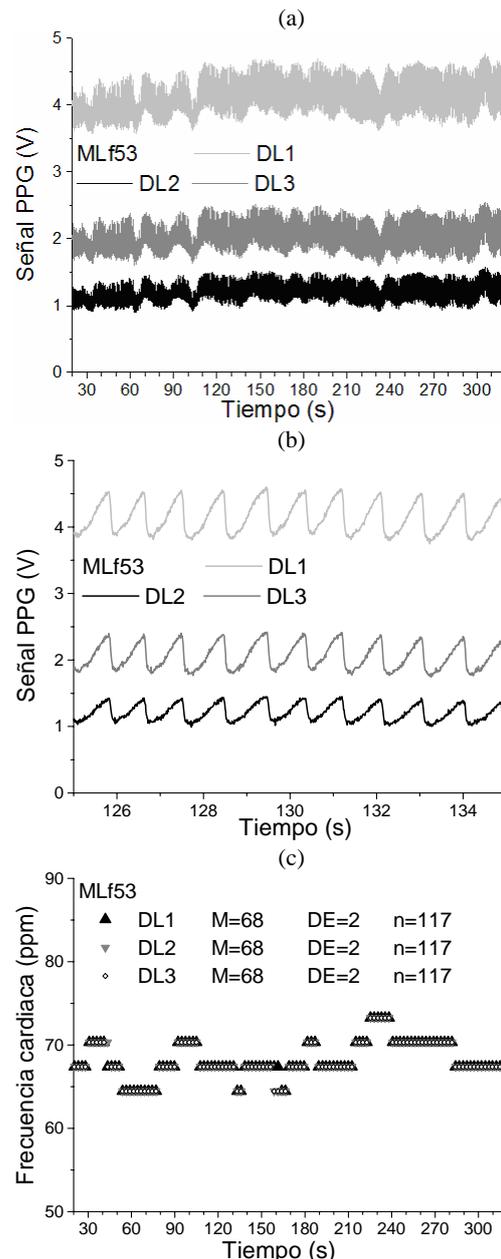


Fig.2.- Señales fotopleletismográficas por transmisión (a, b) registradas durante 300 s (a) y 10 s (b) y valores de frecuencia cardíaca obtenidos en los 300 s (c, pulsaciones por minuto, ppm) en una voluntaria en condiciones basales (MLf53) con el sistema de tres diodos láser (DL1, DL2, y DL3).

En la figura 5 se muestran las frecuencias cardíacas (pulsaciones por minuto, ppm) obtenidas en una atleta (a, SZf04) y un atleta (b, EQm05) durante la prueba de esfuerzo, con ECG (cada 10 segundos), pulsioxímetro comercial (POC, cada 5 segundos) y nuestro sistema con tres diodos láser (DL1, DL2, y DL3, cada 2 segundos). En ambos casos (a, SZf04, y b, EQm05) los valores de frecuencia cardíaca obtenidos con nuestro sistema

son similares a los de ECG a lo largo de todo el estudio, mientras que POC coincide con ECG solamente al comienzo (por debajo de 200 s) para la atleta (a, SZf04). Durante el resto de este estudio, y a lo largo del segundo caso (fig. 5b, EQm05), el POC subestima, y a veces sobreestima, la frecuencia cardiaca en comparación con el registro ECG.

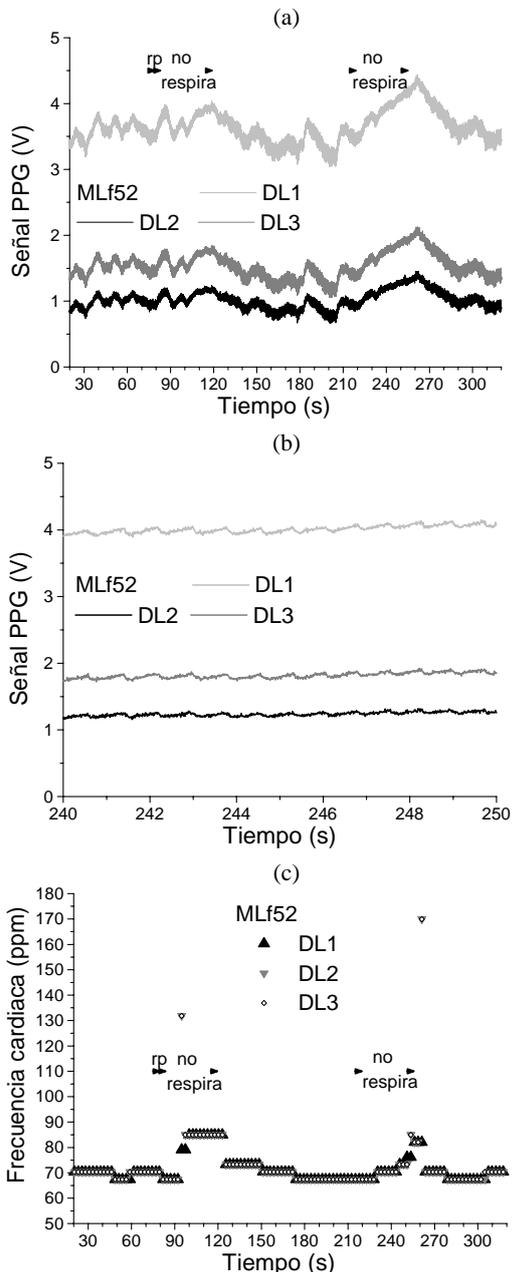


Fig.3.- Señales fotopletiomográficas por transmisión (a, b) registradas durante 300 s (a) y 10 s (b) y valores de frecuencia cardiaca obtenidos en los 300 s (c, pulsaciones por minuto, ppm) en una voluntaria durante maniobras en la respiración (MLf52) con el sistema de tres diodos láser (DL1, DL2, y DL3).

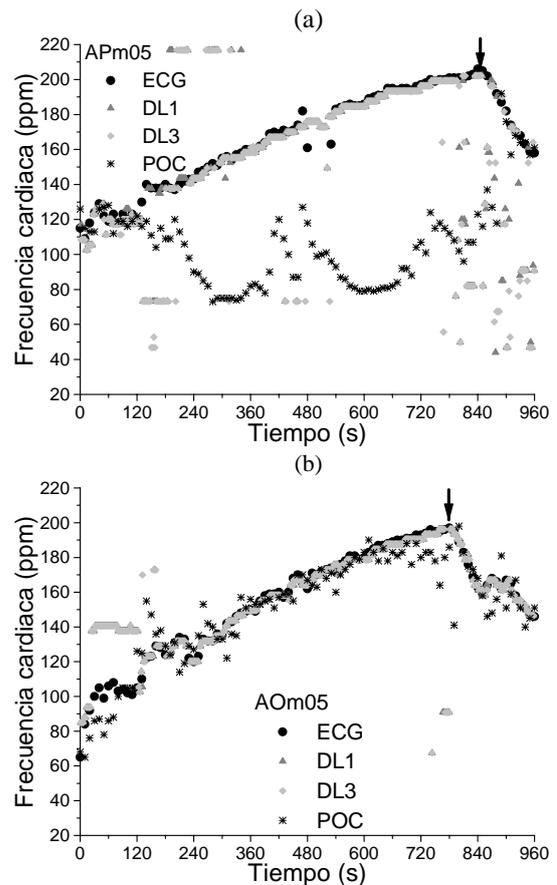


Fig.4.- Frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto, ppm) obtenida en dos atletas (a, APm05 y b, AOm05) en una prueba de esfuerzo con electrocardiografía (ECG), un pulsioxímetro comercial (POC) y nuestro sistema con dos diodos láser (DL1 y DL3).

Es posible apreciar las variaciones de las señales PPG registradas en diferentes momentos de las dos pruebas de la figura 5, en cuatro intervalos de 10 segundos mostrados en la figura 6. En la figura 7 se muestran los resultados del análisis de estas señales fotopletiomográficas (intervalos de tiempo,  $t$ , de 10 segundos) mediante transformada rápida de Fourier (FFT) empleando una ventana de tipo Hanning. Los fotopletiogramas de la figura 6a (490 s a 500 s) y 6d (700 s a 710 s) corresponden a fases próximas al máximo esfuerzo en las pruebas de ambos atletas. Las variaciones de las señales están asociadas a la acción cardiaca y al fuerte movimiento de los atletas. En estos casos, las señales resultan muy irregulares tanto en frecuencia como en intensidad, e inclusive apenas distinguibles (fig. 6a), con cada ciclo de latido del corazón. Los PPGs desde 40 s hasta 50 s en la figura 6c corresponden a los primeros segundos del atleta, siendo las señales uniformes y periódicas con un alto

componente pulsátil. Algo similar se observa en 6b, una vez que la atleta se halla en la fase de recuperación. Como se muestra en la figura 7, las señales fotopleletismográficas correspondientes a las fases de menor intensidad del movimiento (inicio de la prueba y recuperación, figuras 7c y 7b, respectivamente) tienen un menor contenido armónico y se puede identificar claramente la frecuencia asociada al latido del corazón. Las señales originadas durante las fases con gran intensidad del movimiento, como ocurre cerca del máximo esfuerzo, se caracterizan por un alto contenido armónico (figuras 7a y 7d) y no resulta evidente el valor de la frecuencia cardiaca.

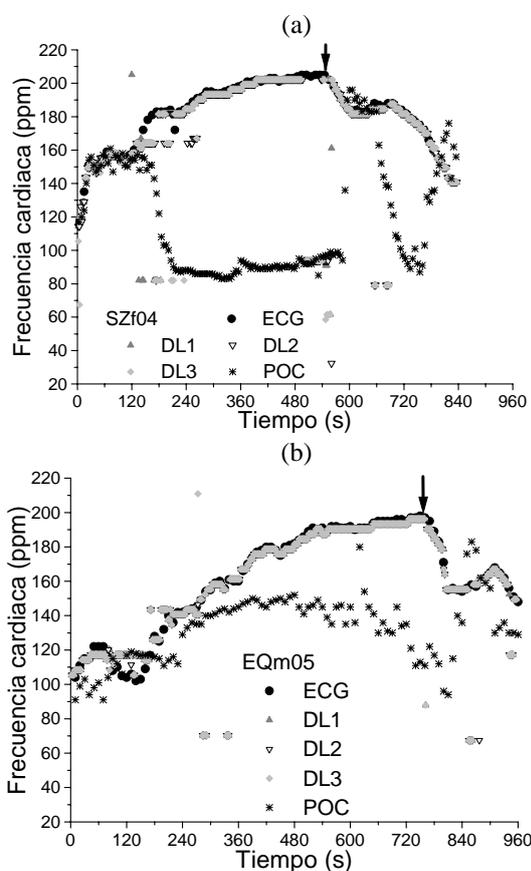


Fig.5.- Frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto, ppm) obtenida en una atleta (a, SZf04) y un atleta (b, EQm05) en una prueba de esfuerzo con electrocardiografía (ECG), un pulsioxímetro comercial (POC) y nuestro sistema con tres diodos láser (DL1, DL2 y DL3).

Durante la preparación y la fase de calentamiento, las mediciones no presentan problemas, y los tres instrumentos (ECG, pulsioxímetro comercial y nuestro prototipo con diodos láser) brindan los mismos resultados de frecuencia cardiaca (dentro del rango de error

aceptable). Por otra parte, cuando el atleta se encuentra en la fase de máxima potencia, y de manera más evidente cuando está a punto de alcanzar el máximo esfuerzo, es difícil obtener una medición correcta con los dispositivos fotopleletismográficos. De hecho, el movimiento causa señales falsas no asociadas a lo que se desea medir. Esto es debido al movimiento relativo entre el sensor y el dedo del atleta, y por la deformación de los tejidos elásticos causada por el movimiento<sup>13</sup>. Generalmente este efecto es mucho más notable en la prueba en el tapiz rodante, porque en este caso no solo tenemos el rápido movimiento de las piernas, sino que está presente el movimiento de todo el cuerpo y de los brazos que puede crear acumulación local de sangre en las manos. Además, cuando el atleta está llegando al punto máximo, salta fuera del tapiz y se agarra de las barras laterales de seguridad. Esto último puede causar variaciones adicionales en las señales PPG registradas, y en consecuencia, valores erróneos de frecuencia cardiaca en ambos dispositivos fotopleletismográficos, el pulsioxímetro comercial y nuestro prototipo con diodos láser.

Al tratarse de fotopleletismografía, la utilización de un único emisor bastaría para obtener la frecuencia cardiaca, una vez que hemos conseguido superar con nuestro procesamiento los artefactos debidos al movimiento. Tal y como hemos indicado, existe un gran interés en monitorizar la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno durante el ejercicio con el fin de mejorar el entrenamiento deportivo. Un análisis relativo de las componentes constantes y variables de las señales fotopleletismográficas de dos longitudes de onda, como 780 nm y 850 nm, permitiría obtener un parámetro relacionado con la saturación de oxígeno. Pero, al igual que ocurre en la fotopleletismografía, la pulsioximetría actual se ve afectada durante el ejercicio por la presencia de artefactos debidos al fuerte movimiento. Por ello hemos incluido un tercer emisor en 980 nm, posiblemente menos sensible a la cantidad de oxígeno en sangre, que nos podría servir como señal de referencia, y hemos registrado y analizado las señales fotopleletismográficas de las tres longitudes de onda propuestas, en las condiciones de medida reales. Como se puede observar en los casos presentados, las frecuencias cardiacas resultantes del análisis de los PPG son reproducibles tanto si empleamos un sensor con dos diodos láser (DL1 y DL3 en fig. 4) como si medimos con emisores de tres longitudes de onda (DL1, DL2 y DL3, en las figuras 5, 6 y 7). Además, las mediciones con el tercer diodo láser (DL3) no perturban los resultados obtenidos con los otros dos láseres (DL1 y DL2). La consecución de la fotopleletismografía con emisores de las longitudes de onda estudiadas constituye un indicador de la viabilidad de la pulsioximetría.

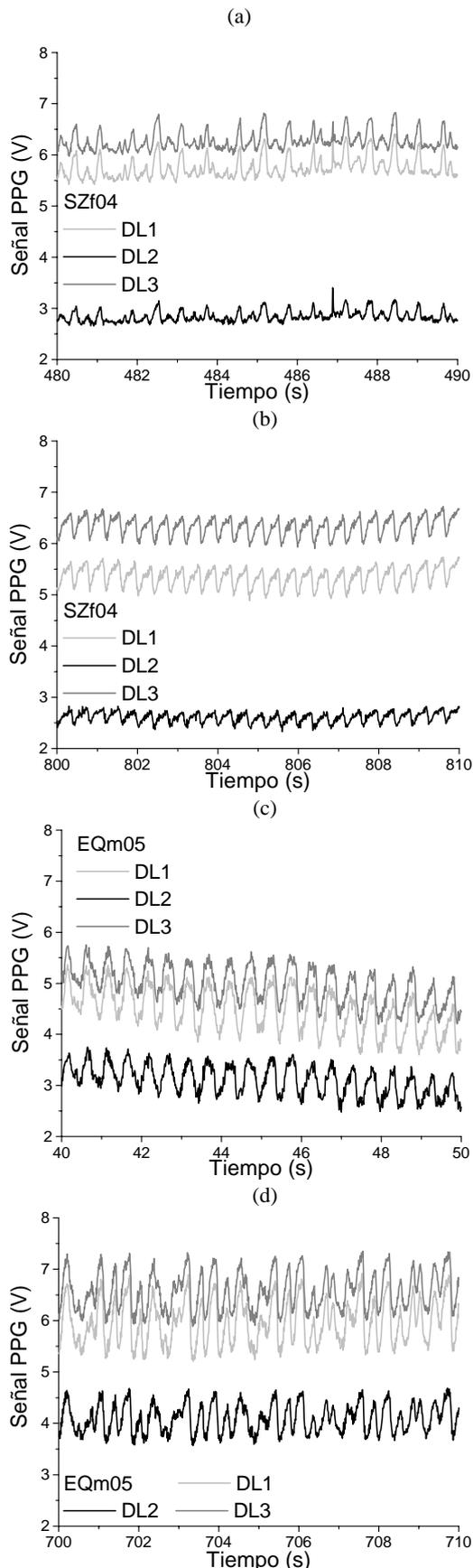


Fig.6.- Señales fotopletoisomográficas registradas en intervalos de 10 s utilizando el sensor con tres diodos láser (DL1, DL2 y DL3) en los atletas de la figura 5.

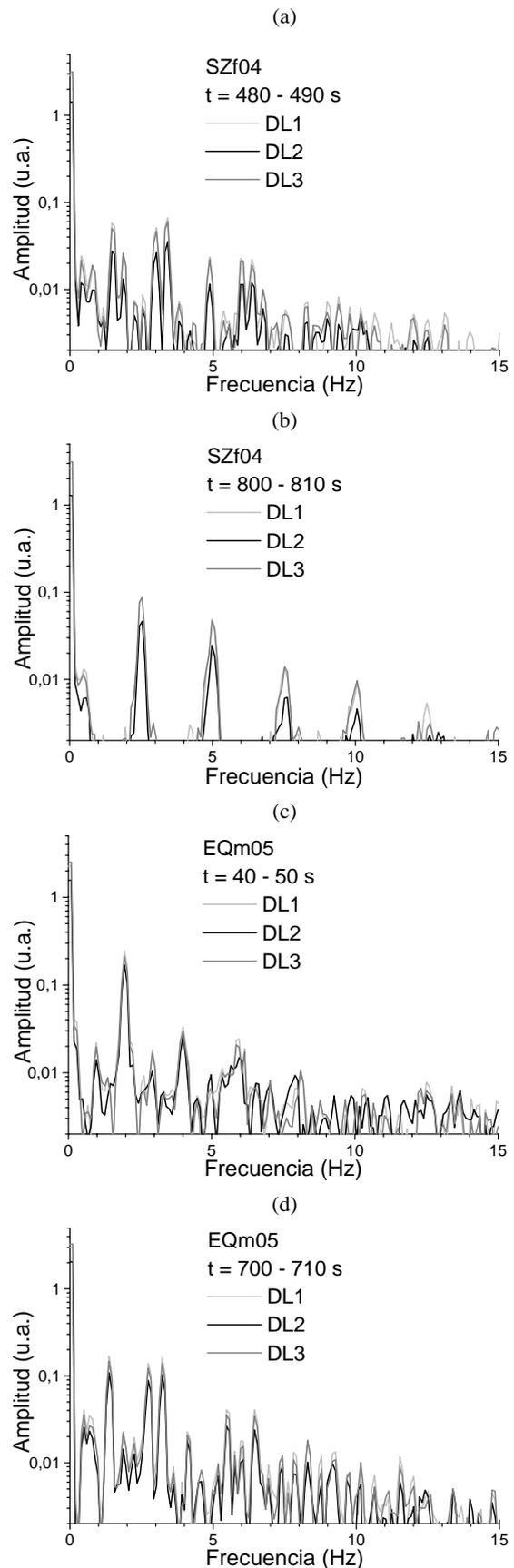


Fig.7.- Análisis mediante FFT de las señales en intervalos de 10 s de las figuras 5 y 6, registradas con el sensor de tres diodos láser (DL1, DL2 y DL3) en dos atletas.

## **Conclusión.**

Los valores de frecuencia cardiaca (pulsaciones por minuto, ppm), obtenidos con el nuevo sistema sensor por transmisión basado en tres diodos láser a lo largo de pruebas de ejercicio máximo en tapiz rodante en atletas de ambos sexos, coinciden, a pesar de los artefactos debidos al movimiento, con los valores obtenidos con electrocardiografía. Están en marcha nuevos experimentos con más atletas y el análisis de los resultados con respecto a las técnicas establecidas, que permitirán confirmar nuestros parámetros de procesamiento y el funcionamiento de nuestro sistema fotopleletismográfico en condiciones de movimientos fuertes. Asimismo, estamos

trabajando en el análisis de las señales fotopleletismográficas de las tres longitudes de onda para obtener relaciones entre las mismas asociadas al valor de saturación de oxígeno en sangre, e independientes de la presencia de artefactos debidos al movimiento durante el ejercicio físico.

## **Agradecimientos.**

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos del Ministerio de Educación y Ciencia CSD 04/EPB 10/03 y CSD 01/EPB 10/04. S. M. López Silva es investigadora del Programa “Ramón y Cajal”.