

## Acelerómetro empleado como entrada de un filtro adaptativo para atenuación del ruido miocinético en señales de pulso fotopleletismográfico

B. Becerra-Luna, R. Martínez-Memije, O. Infante

Departamento de Instrumentación Electromecánica, Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez”, México, D.F.

**Resumen**— El presente trabajo muestra la atenuación de ruido miocinético en señales de pulso fotopleletismográfico al emplear un acelerómetro como un dispositivo emisor de señales que al combinarse con un filtro adaptativo permite una estimación del ruido miocinético que afecta el registro del pulso, de manera que al emplear el filtro como cancelador adaptativo es posible suprimir este tipo de ruido. El ruido miocinético afecta los pulsos fotopleletismográficos en amplitud y frecuencia de manera dinámica haciendo necesario emplear técnicas de filtrado adaptativo, este método depende de otras condiciones como: potencia de la señal empleada en la entrada del filtro, tipo de algoritmo de adaptación, orden del filtro entre otros dichos factores limitan la confiabilidad de la señal estimada a la salida del filtro, volviendo necesario tener un método que permita establecer un nivel de confianza en cuanto al nivel de supresión del ruido. Nuestro grupo de trabajo propuso realizar análisis en frecuencia de dichas señales mediante densidades espectrales de potencia en el pulso y el acelerómetro, teniendo a este último como un identificador del movimiento. El método fue probado con 7 sujetos sanos, realizando movimientos cuasi-periódicos, mayormente en una dirección (arriba-abajo sobre el eje Z), con duración de 3 minutos cada registro, filtro tipo FIR orden 15, algoritmo LMS con factor de convergencia  $\mu=0.005$  para todos los registros. Los resultados muestran un promedio de 87% de atenuación en una banda promedio de registro de 3.2 a 5.64 Hz.

**Palabras clave**— PPG, artefactos por movimiento, cancelador adaptativo de ruido, algoritmo LMS,

### I. INTRODUCCIÓN

El aumento de la mortalidad en la población de México a raíz de las enfermedades cardiovasculares, acentúa la necesidad del cuidado de la salud [1], para lo que conviene tener dispositivos para el monitoreo del sistema cardiovascular. Existen diversas técnicas desarrolladas para este propósito, por ejemplo el electrocardiograma [2], otra técnica de monitoreo no invasiva y de menor riesgo es la técnica de fotopleletismografía [3], que permite registrar y medir el fenómeno del pulso sanguíneo arterial, a través de un sistema optoelectrónico llamado fotopleletismógrafo (PPG por sus siglas en inglés), éste ilumina la piel y mide los cambios de absorción de la luz, dados en las arterias debido a los cambios de volumen sanguíneo que atraviesan la arteria durante cada ciclo cardíaco. Dicha señal del pulso arterial está directamente relacionada con distintas mediciones de interés médico como: frecuencia cardíaca, tensión arterial, oximetría de pulso y otras [4]. Además de lo antes mencionado cabe destacar que tanto la amplitud y la forma de onda, en muchas ocasiones son pasadas por alto, despreciando información valiosa, pues ésta se encuentra relacionada con otros aspectos importantes como el vaciado del ventrículo izquierdo [5].

La fotopleletismografía es una técnica empleada para evaluación inicial del sistema cardiovascular pues se sabe que a través de la morfología de la onda de pulso es posible observar detalles más finos sobre la condición de las arterias, la forma de onda nos puede revelar dificultades como la rigidez arterial a través de la velocidad de onda de pulso, problemas de reducción de volumen sanguíneo por obstrucción en las arterias [6].

Dada la importancia de la PPG, es recomendable tener una morfología apropiada en la onda de PPG para una valoración adecuada de los índices de interés médico. El registro de señales por medio de esta técnica está limitada por factores como: el posicionamiento de los dispositivos optoelectrónicos, la presión ejercida por el dedal, los movimientos generados en la extremidad donde se realiza la toma del PPG [7], este último es el problema propuesto a resolver en nuestro grupo de trabajo a partir de la utilización de un acelerómetro como un dispositivo sensor de movimiento que permite estimar el ruido miocinético, el cual deforma la onda de pulso fotopleletismográfico al estar expuesto a movimientos voluntarios o involuntarios, como en el caso de daños motores o al realizar actividades físicas como correr [8].

Se sabe que al tomar un registro de la señal de PPG, ésta se encuentra contaminada debido a los movimientos a los que está expuesta la extremidad del individuo durante la toma del PPG, dichos movimientos alteran el registro de la onda de pulso, de manera que al realizar el análisis médico correspondiente a la señal, dará resultados erróneos en cuanto a la medición a realizar, es decir presentará datos falsos en cuanto a las variables asociadas a esta señal como: presión arterial, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, oximetría [4].

El acelerómetro (Acc) es un transductor que mide la aceleración de un objeto al que va unido, lo hace midiendo respecto de una masa inercial interna. Existen varios tipos piezo-eléctrico, piezo-resistivo, galgas extensométricas, láser, térmico y su diseño puede ser muy distinto uno de otro según la aplicación y las condiciones en las que han de trabajar [9]. Las características que tienen los acelerómetros junto con los circuitos eléctricos asociados le permiten ser empleados para la medición de aceleración, velocidad y desplazamiento, además de la determinación de formas de onda y frecuencia, que para efectos de esta propuesta de trabajo será ocupado con el fin de estimar formas de onda y frecuencias que contaminan las señales de PPG.

## II. METODOLOGÍA

Para el presente trabajo asumimos que el ruido miocinético mantiene una relación de tipo lineal con la onda de pulso fotopleletismográfico al contaminarla, por lo que también se utiliza una herramienta de filtrado lineal constituida por un filtro de respuesta al impulso finito (FIR) y un combinador lineal del que se conforma el algoritmo LMS [10], a fin de poder estimar el ruido miocinético a partir de las señales obtenidas por el acelerómetro. El procesamiento se realizó fuera de línea con el software MATLAB (The MathWorks Inc., EEUU) versión R2013b.

### A. Descripción de sujetos voluntarios

Para los registros realizados se tomó a consideración una muestra de 7 voluntarios sanos (4 hombres y 3 mujeres), el rango de edades de los sujetos va de 21 a 27 años, la consideración de tomar sujetos jóvenes, fue para incrementar la posibilidad de tener registros sin otro tipo de complicaciones, pues se sabe que en personas mayores la forma de onda tiende a cambiar, así como en algunas patologías y eso está asociado a otras dificultades como la rigidez arterial.

### B. Descripción del equipo para registro de PPG de forma simultánea.

Para el registro de señales de PPG, se diseñaron y construyeron dos equipos de fotopleletismografía, uno de ellos con un acelerómetro integrado. En la Fig. 1 se presenta, un diagrama a bloques de los sistemas de adquisición empleados en la toma de registros de PPG, donde cada uno de ellos tienen un seguidor de voltaje, dos etapas de amplificación en voltaje y dos secciones de filtrado analógico un pasa altas y un pasa bajas, ambos de tipo Butterworth de 3er orden, a excepción del acelerómetro que solo cuenta con un filtro pasa bajas a 45 Hz para cada uno de sus ejes. Ambos con características eléctricas semejantes en cuanto a voltaje de operación (V.O.), en ancho de banda (A.B.), ganancia (G) y en sensibilidad (S) solo en el acelerómetro. Las consideraciones propuestas para el diseño electrónico fueron de 9 volts para operación, ancho de banda de 0.5 a 45 Hz y ganancia total de 5000, los resultados medidos en ambos sistemas se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1  
Parámetros eléctricos de los sistemas de registro de pulsos fotopleletismográficos

Parámetros	V.O. (V)	A.B. (Hz)	G. T. (V/V)	S. (mV/g) @ ± 1.5 g
Sistema PPG de Referencia	9	0.40-40.1	4995	
Acelerómetro (Acc)	3.5	DC-44.1	1	800
Sistema de PPG de registro con movimiento	9	0.42-42.2	Variable máximo 4990	

V.O voltaje de operación, A.B. ancho de banda, G.T. ganancia total del sistema y S es sensibilidad del acelerómetro.

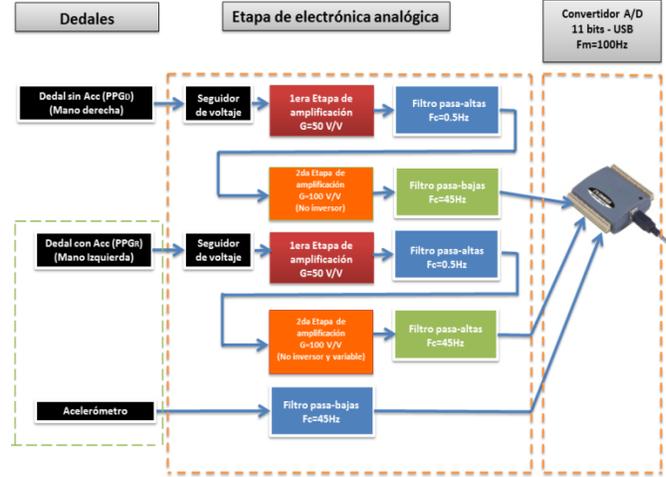


Fig. 1. Sistema de registro de fotopleletismografía con atenuación de ruido por filtrado adaptativo

### C. Descripción del protocolo de registro de señales de pulso fotopleletismográfico.

En el modelo de experimentación propuesto se planteó el uso de dos dedales para registrar los pulsos fotopleletismográficos de manera simultánea en sujetos sanos, pero con condiciones distintas, uno de los dedales permaneció en reposo, mientras el otro estuvo en movimiento. Uno de los dedales se colocó en el dedo índice de la mano derecha ( $PPG_D$ ) en estado de reposo y el otro en el índice de la mano izquierda en condiciones de movimiento, este dedal ( $PPG_R$ ) tiene internamente un acelerómetro que registra los movimientos efectuados, para posteriormente procesar dichas señales bajo el ajuste propuesto al normalizar las señales a la entrada del filtro, a fin de evaluar la respuesta de cada uno de ellos. Para la digitalización de señales de PPG se utilizó el software Tracer DAQ de Measurement Computing [11], cada registro tuvo duración de 3 min, durante el primer minuto ambas manos permanecieron en estado de reposo a fin de verificar la semejanza entre los pulsos tanto en amplitud como en morfología y los 2 minutos restantes la mano izquierda se sometió a movimientos cuasiperiódicos (Arriba-Abajo Eje Z), se propone tener registros simultáneos a fin de que cada sujeto sea su propio control y así poder establecer un parámetro que permita tener un índice de similitud entre señales recuperadas por el filtro ( $PPG_F$ ) y las señales sin movimiento, una vez procesadas fuera de línea.

### D. Análisis en frecuencia.

La densidad espectral de potencia (PSD) ha sido calculada a partir del método del periodograma modificado de Welch de acuerdo con la ecuación 1 [12].

$$\widehat{S}_p(e^{jw}) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)p(n + Di)e^{-jnw} \right|^2 \quad (1)$$

Donde  $\widehat{S}_p(e^{j\omega})$  es la PSD de cada una de las señales de pulso, en este caso de  $PPG_D$ ,  $PPG_R$  y  $PPG_F$ ,  $p(n + Di)$  es la señal de PPG en tiempo que se ha de transformar a densidad de potencia espectral. Para este estudio se han considerado tramos de señal de longitud  $N$  equivalentes a 3 minutos de señal. El periodograma fue formado con  $K=8$  secuencias de longitud  $L=2N/9$  en cada tramo de señal y con un desplazamiento entre dos secuencias consecutivas  $D=N/9$  que asegura un solapamiento del 50% entre las secuencias.  $w(n)$  es el ventaneo de cada secuencia, que en este caso es tipo Hanning, siendo:

$$U = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} |w(n)|^2 \quad (2)$$

Para este estudio se estimaron los valores de PSD, mediante la expresión generalizada del estimador de Welch al sustituir la ecuación (2) en (1). Se calculó la PSD entre las señales de pulso con y sin movimiento, la obtenida por el filtro y la del acelerómetro (Eje Z), en cada sujeto, considerando tramos de 3 minutos de registro, obteniéndose un valor de potencia de la señal en la banda donde se conoce actuación del filtro. Para valorar la atenuación que se realizó en la banda de movimiento registrada por el acelerómetro, se consideró que la frecuencia inferior y superior coincidieran con al menos el 20% de la potencia de la señal del acelerómetro.

Para el cálculo del porcentaje de atenuación fue necesario considerar la potencia del ruido ( $P_{mov}$ ) que contamina la señal de PPG y la estimación de la misma obtenida por el cancelador adaptativo ( $\hat{P}_{mov}$ ), para posteriormente valorarla con respecto a la potencia de la señal de pulso contaminado ( $P_{PPG_R}$ ). La ecuación 3 fue empleada para obtener el porcentaje de atenuación.

$$\% \text{ atenuación} = \left[ 1 - \frac{\hat{P}_{mov} - P_{mov}}{P_{PPG_R}} \right] * 100 \quad (3)$$

### III. RESULTADOS

Los resultados presentados en esta sección muestran la respuesta entregada por el filtro tanto en el dominio del tiempo, como en el dominio de la frecuencia, siendo este último el que permite realizar un mejor análisis de la señal, tanto del pulso como del acelerómetro a fin de conocer las componentes en frecuencia del ruido que contamina la señal de PPG. Para valorar la semejanza entre pulsos se calculó el coeficiente de correlación que resultó en un promedio de  $r=0.95$ . En la Fig. 2 se presentan las señales de los pulsos fotopletoisográficos antes y después del proceso de filtrado, así como la señal de referencia en el dominio del tiempo.

En la Fig. 3 se presentan las densidades espectrales (del voluntario 2) realizadas tanto para el pulso ruidoso, deseado y filtrado (parte superior), de donde se observa la atenuación de potencia en la señal filtrada en la banda de actuación del filtro (entre 4.88 y 6.45 Hz) con relación a las señales contaminadas, en la parte inferior de la figura se ilustra la banda de frecuencia donde el acelerómetro registra

movimiento en este caso en el eje Z y donde se encuentra la mayor cantidad de energía (más del 20% con relación a la máxima potencia registrada por el acelerómetro) que es entre 4.88 y 6.45 Hz, para este ejemplo.

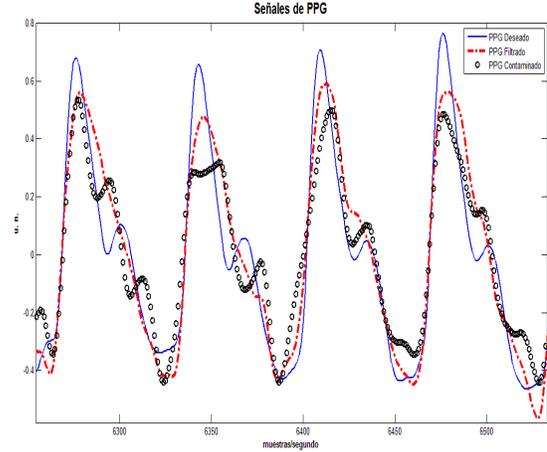


Fig. 2. Señal de pulso fotopletoisográfica de referencia (línea continua y de mayor amplitud), señal de pulso contaminada (en puntos) y señal de pulso filtrada (línea punteada y de amplitud semejante a la referencia).

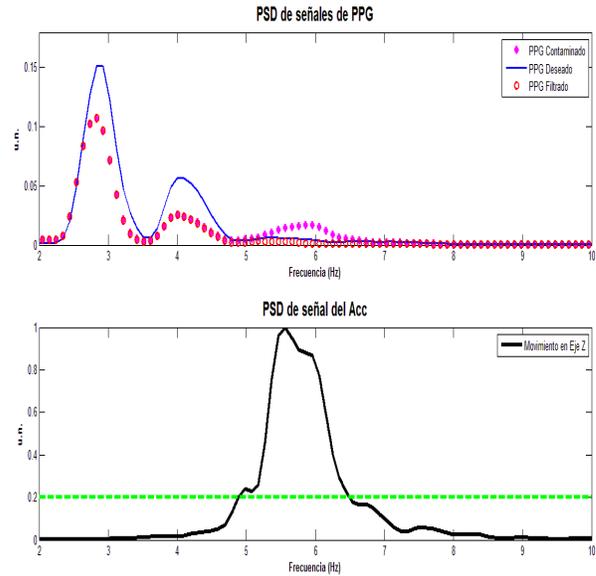


Fig. 3. Densidad espectral de potencia de las señales de  $PPG_D$ ,  $PPG_R$  y  $PPG_F$  (panel superior) entre 2 y 10 Hz, de un voluntario, así como del movimiento efectuado en el eje Z por el acelerómetro para contaminar la PPG (panel inferior), en unidades normalizadas (u. n.).

En la Tabla 2 se indican los valores de potencia de las señales en la banda donde sufrió atenuación, dado que existe actividad del acelerómetro y del filtro, considerando los mismos parámetros de adaptación para cada voluntario (Orden del filtro  $N=15$  y factor de convergencia  $\mu=0.005$ ) y la banda donde hay supresión de ruido varió de acuerdo con los movimientos efectuados, en rango de frecuencias de 2.05 a 7.32 Hz. En la misma tabla se describen los porcentajes de

atenuación que se obtuvieron en dichas bandas de movimiento.

Tabla 2

Densidades de Potencia Espectral en PPG filtrada vs ruidosa en la banda de movimiento del Acelerómetro y porcentaje de atenuación.

Voluntario	Banda de movimiento Acc (Hz)	PSD $PPG_R$ (mV) <sup>2</sup> /Hz	PSD $PPG_F$ (mV) <sup>2</sup> /Hz	% de atenuación
1	2.83 – 4.79	2.635	1.217	90.84
2	4.88 – 6.45	0.078	0.002	82.00
3	2.44 – 4.79	12.556	4.091	89.21
4	3.32 – 5.47	10.100	2.665	85.46
5	3.13 – 7.32	17.815	9.318	71.42
6	4.01 – 7.23	0.053	0.004	95.97
7	2.05 – 3.42	4.930	1.030	96.74
Min	2.05	0.053	0.002	71.42
Max	7.32	17.815	9.318	96.74
<b>Promedio</b>	<b>3.24 – 5.64</b>	<b>6.881</b>	<b>2.618</b>	<b>87.38</b>
<b>DE</b>		<b>±6.793</b>	<b>±3.214</b>	<b>±8.79</b>

Min y Max son los valores mínimos y máximos obtenidos, D.E. es la desviación estándar resultante para cada variable. Acc se refiere al acelerómetro

#### IV. DISCUSIÓN

Durante los registros efectuados en los sujetos de estudio, se observó que las señales de pulso fotopleletismográfico tomadas en ambas manos son altamente semejantes y aun así no fue posible recuperar el 100 % de la señal después del proceso de filtrado, pues las condiciones del experimento no son estrictamente controladas, dado que existieron movimientos que contaminaron a la señal no solo en una dirección, pues parte de las limitaciones que tienen este sistema, es que solo considera movimientos en un eje principalmente. Se observó que al existir movimientos fielmente ejecutados en una dirección (eje Z del Acc), el proceso de filtrado es mayor. Por lo que se deja a discusión el tratamiento que tendría la señal, si los movimientos se ejecutan en 2 o 3 ejes conjuntos, como sucedería por ejemplo al momento de realizar ejercicio. Otra punto a discusión son los cambios que se dan en la potencia de la señal, también es posible conocer qué tan diferentes son en amplitud las señales cuando se verifican en el dominio del tiempo, por lo que podría ser factible emplear otros dispositivos o elementos para registrar movimientos o bien la implementación de algunos otros algoritmos de mejores prestaciones como el APA (Affine Projection Algorithm). La densidad de potencia espectral da oportunidad de ver en qué frecuencias se mejora la potencia de la señal con relación a la señal contaminada. Los parámetros empleados para el filtro mostraron un 87.38% de atenuación en promedio en una banda entre 3.24 a 5.64 Hz.

#### V. CONCLUSIÓN

Con los resultados obtenidos se verificó que es posible atenuar el movimiento miocinético en las señales de PPG, pues el acelerómetro es útil en estos casos para poder estimar la señal que contamina al pulso fotopleletismográfico, mientras los cambios por efecto de movimiento no sobrepasan los  $\pm 1.5$  g de aceleración, dado que fue configurado para esos cambios

de aceleración máxima. Al ser tomados 7 registros de sujetos sanos, fue posible mejorar las señales en mayor o menor grado, dependiendo de qué tanto la señal del acelerómetro estuviera correlacionada con la señal de pulso deformado. El método para obtención de la PSD permite ver con claridad en qué bandas de frecuencia la señal sufre de contaminación, así como verificar la actuación del filtro en dichas frecuencias para atenuarlas.

#### RECONOCIMIENTOS

Al Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez”, por el apoyo brindado para la realización de este trabajo.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] O. Velázquez, M. Rosas, A. Lara, G. Pastelín, “Prevalencia e interrelación de enfermedades crónicas no transmisibles y factores de riesgo cardiovascular en México: Resultados finales de la Encuesta Nacional de Salud (ENSA) 2000,” Arch Cardiol Mex., vol. 73, no. 1, pp. 62-67, Enero 2003
- [2] B. Becerra, R. Dávila, P. Salgado, R. Martínez, O. Infante, “Monitor de señales de electrocardiografía y frecuencia cardíaca mediante un teléfono móvil con el protocolo de comunicación Bluetooth,” Arch Cardiol Mex., vol. 82, no. 3, pp. 197-203, Julio 2012
- [3] A. Kamal, J. Harness, G. Irving, A. Mearns, “Skin photoplethysmography a review,” Comput. Meth. Prog. Bio. Vol 28, no. 4, pp. 257-269, April 1989.
- [4] J. Allen, “Photoplethysmography and its applications in clinical physiological measurement,” Physiol. Meas., vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, Feb. 2007.
- [5] M. Vigil, R. Kobashicawa, E. Ruiz de la Cruz, F. Del Campo, F. Corrales., “Desarrollo de un equipo de monitoreo de pulso arterial utilizando técnicas de fotopleletismografía,” IX Jornadas de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica 2003, Paraná, Entre Ríos, Argentina, 2003.
- [6] G. Sánchez, O. Infante, G. Sánchez-Miranda, A. de León-Peña, R. Martínez, “Mechanical factors of cardiovascular risk in systemic arterial hypertension. A new sign of arterial rigidity,” Arch. Cardio. Mex., vol. 72, no 4, pp. 261-270, 2003
- [7] B. Becerra, J.C. Sánchez, R. Martínez, O. Infante, “Photoplethysmographic fingertip with miokinetic noise attenuation using an accelerometer and adaptive filtering techniques,” presented at the VIII Pan American Health Care Exchanges, PAHCE 2013, April 29-May 4, 2013.
- [8] S.M. López, R. Giannetti, M.L. Dotor, D. Golmayo, P. Martin, F. Miguel, A. Bilbao, J.P. Silveira, “Fotopleletismografía por transmisión con diodos láser en el infrarrojo cercano durante el ejercicio,” en XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, CASEIB 2005, Madrid, pp. 367-370
- [9] M. Arenas, “Diseño e implementación de un sistema de adquisición de aceleraciones con procesamiento mediante microcontrolador,” Universidad de Sevilla, Escuela Técnica Superior de Ingenieros, España, 2008.
- [10] M. Akay, “Adaptive Noise Cancelling with the LMS Adaptation Algorithm” en Biomedical Signal Processing. Piscataway, NJ: Ed. Academic Press, 1990, ch. 7, pp. 143-145.
- [11] Quick Start MCC DAQ Software, Measurement Computing, Norton, Massachusetts, 2014. Disponible en línea: <http://www.mccdaq.com/pdfs/manuals/DAQ-Software-Quick-Start.pdf>
- [12] P. D. Welch, “The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method base on time averaging over short, modified periodograms,” IEEE Trans. Audio and Electroacoust., vol. AU-15, pp. 70-73, June. 1967.