

Detección de Parámetros Fisiológicos en Básculas Electrónicas Pesa-Personas

L. R. Solís Flores¹, R. González Landaeta¹, E. Sifuentes De La Hoya¹

¹ Departamento de Ingeniería Eléctrica y Computación, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma De Ciudad Juárez, Chihuahua, México.

Resumen— En este trabajo se presenta un método para estimar las frecuencias cardíaca y respiratoria utilizando una báscula electrónica como interfaz con el sujeto. Para ello, no se requiere de un contacto directo con la piel ya que la medida puede ser realizada utilizando calzado. Se implementó la técnica de desmodulación por muestreo síncrono basada en condensadores flotantes con entrada y salida diferenciales para reducir la contribución de interferencia de línea y reducir la contribución del ruido electrónico. El principio de medida se basa en detectar el balistocardiograma (BCG) de fuerza, mediante el cual se detectan las variaciones de fuerza provocadas por los latidos del corazón utilizando los sensores ya incluidos en las básculas, en este caso, galgas extensiométricas. Las señales obtenidas cuentan con una relación señal-ruido superior a 34 dB y una relación señal-interferencia superior a 58 dB, suficiente para estimar de ellas las frecuencias cardíaca y respiratoria mediante algoritmos sencillos.

Palabras clave—Frecuencia cardíaca, Frecuencia respiratoria, Balistocardiografía, Desmodulación síncrona.

I. INTRODUCCIÓN

Las frecuencias cardíaca y respiratoria son dos de los principales parámetros fisiológicos que sirven como indicadores del estado de salud de un sujeto. Estos parámetros suelen ser medidos mediante sistemas de uso hospitalario donde el sujeto se mantiene supervisado bajo unas condiciones específicas. Sin embargo, para obtener una mejor valoración fisiológica del sujeto, se recomienda monitorizar algunas variables fisiológicas mientras éste realiza sus actividades cotidianas fuera del hospital.

En ese contexto, el sistema de preferencia para valorar la actividad cardíaca es el Holter de ECG [1]. No obstante, aunque el registro se realiza durante 24 horas de forma ambulatoria, es necesario que los electrodos y el sistema sean instalados por un especialista, el cual debe asegurar que los electrodos queden bien adheridos al cuerpo para no invalidar el estudio. Para simplificar el procedimiento de registrar variables fisiológicas de forma ambulatoria, se han propuesto diversas alternativas que permiten medir la frecuencia cardíaca y respiratoria de forma más sencilla [2]. Entre esas propuestas está la de obtener el balistocardiograma (BCG) mediante el uso de una báscula pesa-personas [3], a partir de la cual no sólo se ha obtenido la frecuencia cardíaca sino también la frecuencia respiratoria [4].

En [3] y [4] los autores utilizaron las células de carga incluidas en las básculas para detectar el BCG, las cuales

están configuradas como un puente de Wheatstone. Dicho puente se alimentó con una tensión c.c., y la reducida sensibilidad de las células de carga obligó a utilizar amplificadores con muy elevada ganancia ($> 50 \times 10^3$). Con esta técnica se trabaja en una zona de frecuencias donde predomina el ruido de baja frecuencia ($1/f$), es por eso que para reducir la contribución de dicho ruido en la detección del BCG en básculas electrónicas pesa-personas, Inan *et al.* [5] alimentaron el puente con una señal alterna con una frecuencia que permitiera trabajar en una zona alejada del ruido $1/f$. Utilizaron un amplificador conmutado para desmodular la señal y poder registrar el BCG con una relación señal-ruido (SNR) superior a 54 dB. En este trabajo se propone utilizar la técnica propuesta por Inan *et al.* No obstante, a la hora de desmodular la señal proveniente de las células de carga, se propone el uso de la desmodulación por muestreo síncrono mediante un circuito de condensadores flotantes con entrada y salida diferenciales [6]. Con esta propuesta, se pretende, no sólo reducir la contribución del ruido $1/f$, sino también reducir la contribución de interferencias de línea (60 Hz) que se puedan acoplar en modo común.

II. METODOLOGÍA

A. Principio de Medida

El principio de medida se basa en la detección del BCG de esfuerzo mediante el cual se registran los movimientos del cuerpo producidos (en el eje caudal-craneal) por la sístole cardíaca. Estos desplazamientos se interpretan generalmente como consecuencia de un fenómeno de acción y reacción, el cual es dependiente de los impactos que son generados por el propio movimiento del corazón, y del volumen de sangre expulsado por los ventrículos [3].

B. Caracterización de la Interfaz mecánica

En este trabajo se utilizaron dos básculas de diferentes fabricantes: Smart Weigh y Handi Works, por lo que es necesario determinar si dichas básculas presentan las características estáticas y dinámicas suficientes para detectar el BCG. Para estimar el peso, las básculas están compuestas por galgas extensiométricas, las cuales son sensores que varían su resistencia eléctrica cuando estas se deforman [7]. Dichos sensores están dispuestos sobre un voladizo (en cada una de las cuatro patas de la báscula). Debido a que el conjunto galga-voladizo actúa como un sistema masa-resorte-amortiguador, la báscula se modeló como un sistema de

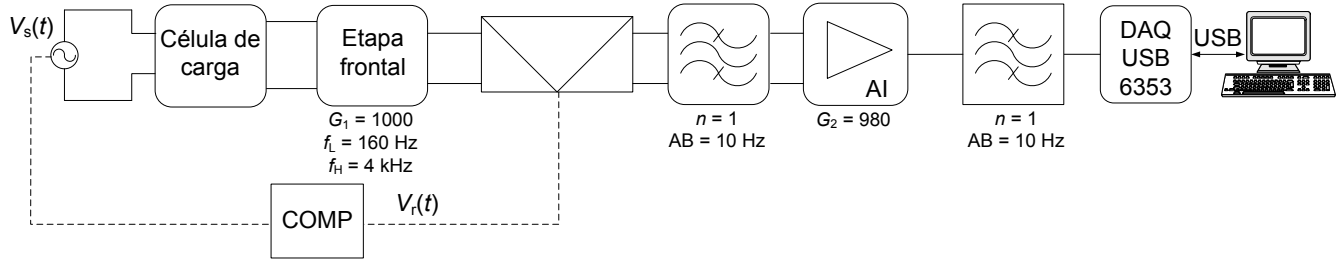


Fig. 1. Diagrama de bloques del sistema.

segundo orden, cuya función de transferencia es:

$$H(s) = \frac{k\omega_n^2}{s^2 + 2\omega_n\zeta s + \omega_n^2}, \quad (1)$$

donde k representa la sensibilidad estática del sistema, ω_n la frecuencia natural y ζ el factor de amortiguamiento.

Para estimar k , el puente de galgas se alimentó a una tensión c.c. de ± 5 V, y se midió su tensión de salida para diferentes pesos (de 0 kg a 50 kg) con un multímetro Agilent 24450A de 5 ½ dígitos. La respuesta obtenida fue una recta de pendiente k . El valor obtenido en cada báscula se muestra en la Tabla I.

Para estimar ω_n y ζ , se implementó el experimento realizado por González-Landaeta *et al.* [5], el cual consiste en dejar rebotar una pelota de tenis (56 g) sobre la báscula a una altura de 74 cm, y así simular una entrada mecánica tipo impulso. A partir de dicho estímulo, se obtuvo la respuesta transitoria, de la cual se pudo observar que ambas básculas mostraron una respuesta de segundo orden subamortiguada. Dicha respuesta se puede describir por medio de la siguiente ecuación:

$$c(t) = \frac{\omega_n \zeta s}{\beta} e^{-\zeta \omega_n t} \text{sen } \omega_d t, \quad (2)$$

donde $\beta = \sqrt{1 - \zeta^2}$ y $\omega_d = \beta \omega_n$ es la frecuencia natural amortiguada.

A partir de la respuesta transitoria y utilizando un procedimiento propuesto por Doebelin [8], es posible estimar ζ y ω_n . Los valores obtenidos para cada báscula se presentan en la Tabla I. Dichos valores corresponden a las características dinámicas de la báscula sin aplicar ningún tipo de peso sobre la misma.

C. Sistema de medida

Dado que las variaciones de fuerza debidas a la actividad cardiaca son muy pequeñas, se requiere de un sistema electrónico capaz de detectar estas variaciones, y que a la salida se obtenga una señal con una elevada SNR. Para ello, se decidió alimentar el puente de galgas con una señal sinusoidal de 10 Vp-p y 3 kHz. Para extraer el BCG, se aplicó el método de desmodulación por muestreo sincrónico. En la

Tabla I. Valores de sensibilidad, factor de amortiguamiento y frecuencia natural de las básculas utilizadas.

Báscula	k ($\mu\text{V}/\text{N}/\text{V}$)	ζ	ω_n (rad/s)
Smart Weigh	1	0.003732	241.66
Handi Works	1	0.14064	241.66

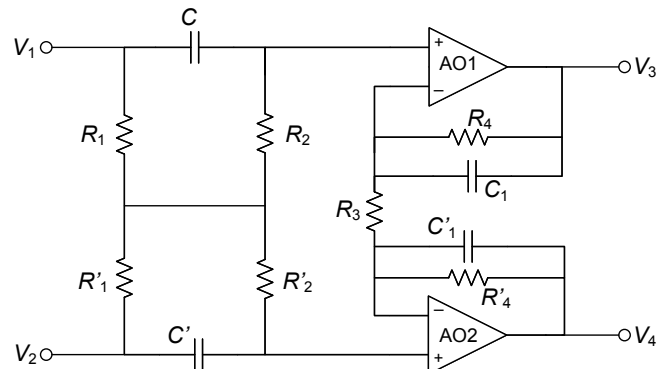


Fig. 2. Etapa frontal

Fig. 1 se muestra el diagrama de bloques del sistema implementado.

En la Fig. 2 se muestra el circuito de la etapa frontal, la cual consta de un amplificador acoplado en alterna mediante una red con entrada y salida diferenciales propuesta por Spinelli *et al.* [9]; dicha red permite obtener un elevado CMRR ya que no posee conexiones a tierra. La ganancia de esta etapa es de 1000 en un margen de frecuencias desde 160 Hz hasta 4 kHz.

En la siguiente etapa se empleó un circuito desmodulador de condensadores flotantes (Fig. 3), denominado así porque la entrada y la salida son ambas diferenciales. Con esta configuración se asegura un CMRR elevado ya que los condensadores sólo se cargan a tensiones diferenciales y no a tensiones en modo común [6]. A la salida del desmodulador se colocó un filtro paso-bajo con entrada y salida diferenciales con una frecuencia de corte de 10 Hz, el cual nos permite eliminar los armónicos presentes en la señal que son producto de la desmodulación, así como posibles contribuciones remanentes de la interferencia de 60 Hz. A la salida del desmodulador se implementó un amplificador de instrumentación acoplado en alterna, con frecuencia de corte de 0,5 Hz y ganancia igual 980.

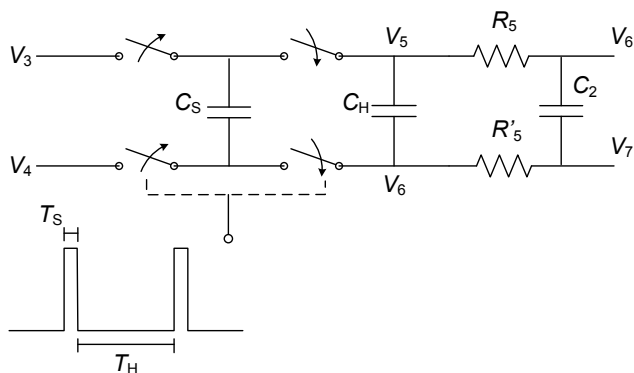


Fig. 3. Circuito esquemático del desmodulador de condensadores flotantes.

Debido a la elevada ganancia del amplificador de salida, se implementó un filtro paso-bajo con 10 Hz de ancho de banda; esto con el fin de reducir la contribución de ruido $1/f$ antes de conectar el sistema a la tarjeta de adquisición de datos DAQ USB-6353.

D. Protocolo de medida

Se registró el BCG a 10 sujetos de prueba (5 hombres y 5 mujeres), de edades comprendidas entre 18 y 24 años y pesos de 50 kg a 95 kg. Simultáneamente se les registró el ECG y la respiración mediante un sistema BIOPAC para comparar la información obtenida mediante la señal de BCG. A cada sujeto se le realizaron 3 medidas en cada una de las básculas presentadas en la Tabla I y se le pidió que se colocara sobre la báscula (incluso con calzado) y que no se moviera durante la medida, la cual duraba 30 s.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La sensibilidad del sistema desarrollado fue de 260 mV/N y permitió obtener una señal de BCG con una SNR superior a 34 dB; esto considerando la mínima amplitud de las ondas del BCG y la mayor contribución de ruido base. En el caso de la contribución de las interferencias de 60 Hz, se consiguió una relación señal-interferencia superior a 58 dB.

En la Fig. 4. se muestra un segmento de 10 s del BCG de un voluntario. En dicha señal se puede apreciar con claridad las componentes generadas debido a cada latido. La máxima deflexión del BCG se conoce en la literatura como la onda J, y corresponde con la reacción del cuerpo en dirección caudal (mayor peso sobre la báscula) durante la sístole ventricular. El margen de amplitud que se observó para la onda J es entre 1.5 y 2 V. Cabe mencionar que la amplitud de la señal depende tanto de la sensibilidad de la báscula, la sensibilidad del sistema y de la fuerza de bombeo de sangre del corazón.

Para la estimación de la frecuencia cardíaca, los datos adquiridos se analizaron en el software MATLAB®, en donde se desarrolló un algoritmo para detectar las ondas J de la señal de BCG y las ondas R del ECG. Posteriormente se estimó el número de picos en una ventana de tiempo específica para

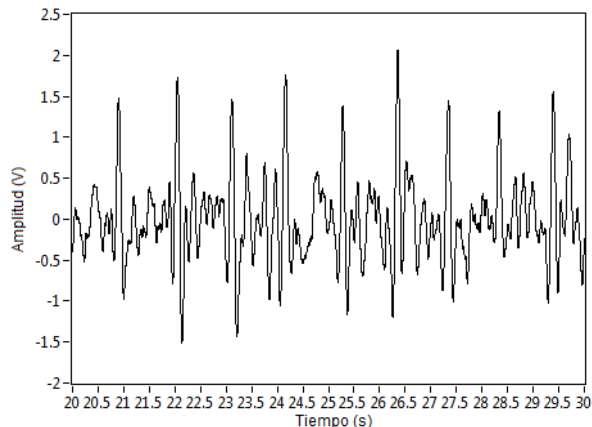


Fig. 4. Señal de BCG adquirida durante 10 segundos usando la báscula Handi Works.

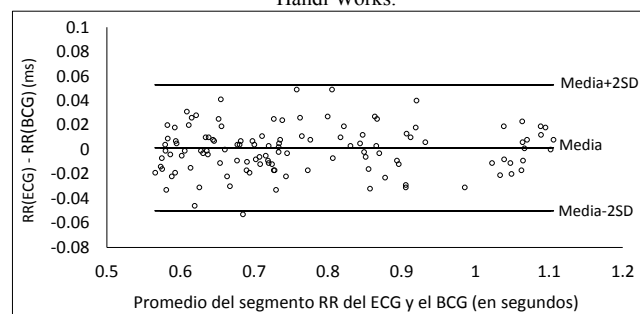


Fig. 5. Figura Bland-Altman del intervalo de tiempo del segmento RR del ECG y el BCG (latido a latido) de 10 voluntarios

luego estimar la cantidad de latidos en un minuto, siempre y cuando no existiesen derivas de línea base debidas a artefactos de movimiento. En la Fig. 5 se muestra la figura Bland-Altman donde se comparan los intervalos RR del ECG y del BCG (latido a latido) de los 10 voluntarios. En dicha figura se observa un sesgo de 1,5 ms y un intervalo de confianza del 95 % de 51,4 ms, el cual se debe a la habilidad del algoritmo de detectar los picos en señales que presentaban distorsión. No obstante, dicha desviación corresponde ± 3 latidos por minuto, un error similar al de algunos medidores de frecuencia cardíaca comerciales [10].

Con la ayuda de un algoritmo implementado en MATLAB® se obtuvo la FFT de las señales de BCG de cada sujeto. En la Fig. 6, se puede observar que a los lados de la componente de la frecuencia cardíaca (0,97 Hz), se observan componentes laterales en 0,76 y 1,18 Hz que se deben a la respiración del sujeto, cuya componente frecuencial es de 0,21 Hz, aproximadamente. Estas componentes laterales son resultado de una modulación de la amplitud del BCG gracias a las variaciones del volumen de precarga en el corazón durante la ventilación pulmonar. De igual forma, el sistema de la Fig. 1 tuvo la sensibilidad suficiente para detectar los cambios de fuerza debidos a la respiración (componente en banda base ubicada en 0,21 Hz), la cual se observa en la FFT presentada en la Fig. 7.

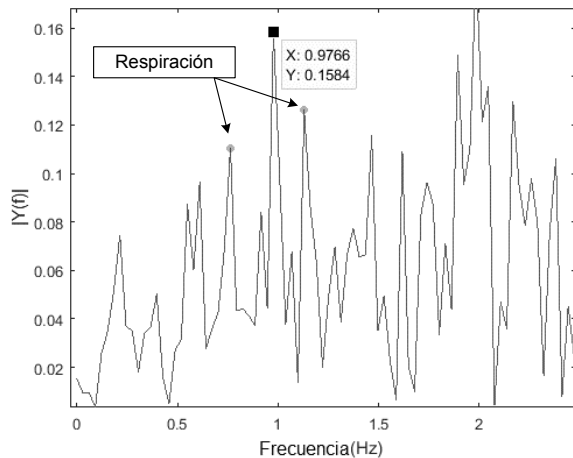


Fig. 6. FFT de BCG donde se aprecia la componente de la frecuencia cardíaca con componentes laterales debidas a la respiración del sujeto.

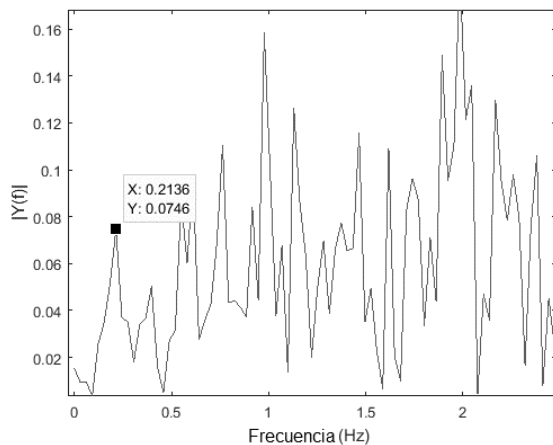


Fig. 7. FFT de la señal de BCG donde se muestra la componente en banda base debida a la respiración del sujeto.

IV. CONCLUSION

Se demostró la factibilidad de detectar las frecuencias cardíaca y respiratoria en básculas electrónicas mediante la

técnica de desmodulación por muestreo síncrono. La sensibilidad de todo el sistema electrónico fue de 260 mV/N, suficiente para detectar variaciones de fuerza debidas al flujo de sangre en las principales arterias del cuerpo y a los movimientos relacionados con la ventilación pulmonar. El uso de un desmodulador con entrada y salida diferenciales basado en condensadores flotantes, permitió reducir la contribución de la interferencia de línea lo suficiente para tener una relación señal-interferencia superior a 58 dB. La SNR del BCG fue superior a 34 dB, lo que permitió estimar las frecuencias cardíaca y respiratoria en sujetos con calzado mediante un algoritmo de procesamiento de señal sencillo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. J. Holter, "New methods for heart studies: Continuous electrocardiography of active subjects," *Science*, vol. 134, pp 1214-12220, 1961.
- [2] I. Korhonen, J. Pärkkä and M. Van Gils, "Health monitoring in the home of the future," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no. 3, pp. 66-73, 2003
- [3] R. González-Landaeta, Ó. Casas y R. Pallás-Areny, "Heart rate detection from an electronic weighing scale," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 8, pp. 979-988, 2008.
- [4] R. González-Landaeta, Ó. Casas y R. Pallás-Areny, "Detección de las frecuencias cardíaca y respiratoria mediante una báscula electrónica," in *Proc. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, IFMBE'07*, Isla de Margarita, Venezuela, pp. 448-451.
- [5] O. T. Inan, and Kovacs, G. T. A. "A low-noise ac-bridge amplifier for ballistocardiogram measurement on an electronic weighing scale," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 7, pp. N51-N59, 2010.
- [6] M. Gasulla-Fomer, J. Jordana-Barnils, R. Pallás-Areny and J. M. Torrents, "The floating capacitor as a differential building block," *IEEE Trans. Instr. Mea.*, vol. 47, no. 1, pp. 26-29, 1998.
- [7] R. Pallás Areny and J. Webster, *Sensors and Signal Conditioning*, 4th. ed., New York: John Wiley & Sons, 2001, pp. 80-88.
- [8] E. O. Doebelin, *Measurement Systems, Applications and Design*, 5th. Ed., Idianapolis: McGraw-Hill, 2004, pp. 131-142.
- [9] E. M. Spinelli, R. Pallás-Areny and M. A. Mayosky, "AC-coupled front-end for biopotential measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 391-395, 2003.
- [10] R. M. T. Laukkanen and P. K. Virtanen, "Heart Rate Monitors: State of Arts," *J. Sports Sci.*, vol. 16, pp. 3-7, 1998.