

Dispositivo Corporal Orientado a la Evaluación de Disautonomía: Prototipo y Propuesta de Protocolo Clínico.

S. Alvarado Jalomo¹, N. A. Alvarado Alvarez¹, G. Dorantes Méndez¹, A. R. Mejía Rodríguez¹, A. A. Gordillo Moscoso²

¹Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México.

²Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México.

Resumen— En este trabajo se presenta un prototipo de dispositivo corporal para la adquisición de las señales de electrocardiografía (ECG), fotopleletismografía y respiración orientada a la evaluación de disautonomías. El prototipo propuesto es de bajo costo, bajo consumo de energía y de adquisición de datos de forma inalámbrica mediante transmisión de datos vía bluetooth, de tal manera que es posible realizar protocolos en espacios pequeños, como un consultorio médico, que involucren maniobras como el cambio de postura activo, la maniobra de Valsalva e hiperventilación, las cuales son utilizadas para la evaluación del sistema nervioso autónomo (SNA).

Palabras clave— Disautonomías, Dispositivo Corporal, ECG, Fotopleletismografía, Respiración.

I. INTRODUCCIÓN

La disautonomía se puede definir como la alteración del Sistema Nervioso Autónomo (SNA). El SNA está compuesto por dos ramas: simpática y parasimpática, las cuales se encargan de forma involuntaria de regular las funciones del organismo, y mantener la homeostasis interna, adaptándose a los cambios del organismo. Durante una disautonomía el SNA no funciona de forma óptima en respuesta a reflejos que controlan las funciones fisiológicas y puede responder de forma desbalanceada o no responder con suficiente rapidez, y esto puede provocar un control inadecuado de la presión arterial, síncope, disfunción urinaria, disfunción intestinal, entre otros. [1]

Existe una clasificación de disautonomías entre primarias y secundarias, que incluye patologías como enfermedad de Parkinson, diabetes, neuropatías autoinmunes, etc [1,2]. Debido a que sus síntomas pueden confundirse con otras patologías y a que las disautonomías pueden generarse a partir de varios padecimientos, el diagnóstico apropiado se vuelve desafiante, ya que el médico es el encargado de obtener suficiente información del paciente para poder detectarla, de distinguir si alguna patología o efecto de alguna droga está asociado a dicha disautonomía, lo cual genera que su evaluación y tratamiento puedan resultar variables e incluso confusos.

Una prueba no invasiva utilizada en la evaluación de disautonomías es la prueba de inclinación (Tilt test), debido a que un síntoma es la hipotensión ortostática; durante dicha prueba se generan cambios como hipovolemia central. Si el SNA responde de forma anormal se puede presentar

vasodilatación, aumento en el tono vagal, bradicardia e incluso síncope. Sin embargo dicha prueba no está estandarizada ya que puede variar el ángulo de inclinación y la duración de la prueba [3,4]. Durante dicha prueba se generan cambios en la frecuencia cardiaca (FC) y en la presión arterial, por lo que son dos señales fisiológicas que representan una herramienta de gran utilidad en la evaluación del SNA. Por otra parte se encuentra la estrecha relación que existe entre FC y respiración debida a la arritmia sinusal respiratoria.

En la actualidad existen diferentes tecnologías enfocadas en la adquisición de señales fisiológicas. Sin embargo, el acceso a dichas tecnologías no es tan accesible debido al costo.

En este trabajo se presenta el diseño de un dispositivo corporal orientado a la evaluación de disautonomías mediante la adquisición de ECG, fotopleletismografía, y respiración debido a su alta correlación con el adecuado funcionamiento del SNA. Además, el bajo costo que representa la construcción de éste dispositivo y su diseño de adquisición inalámbrica facilitarán la ejecución de protocolos orientados a la evaluación de disautonomías incluso en el consultorio médico.

II. METODOLOGÍA

A. Descripción general del equipo

El dispositivo comprende la adquisición de las señales de ECG, respiración y fotopleletismografía, así como el acondicionamiento de cada señal, como amplificación y filtrado. La transmisión inalámbrica de las señales se realiza utilizando un protocolo de comunicación bluetooth. La Fig. 1 muestra el diagrama de bloques del dispositivo.

Para la alimentación del dispositivo se utilizó una batería de 9V a 200 mAh de níquel-metal, y se implementó una tierra virtual utilizando el circuito mostrado en la Fig. 2 el cual consiste en un divisor de voltaje seguido de un amplificador operacional en configuración seguidor, de tal manera que en los extremos de R1 y R2 (resistencias del mismo valor) se obtiene un voltaje de ± 4.5 V, y la salida del amplificador representa la tierra virtual del circuito.

Adquisición de la señal de ECG. El ECG mide la actividad eléctrica del corazón al medir la diferencia de voltaje con respecto del tiempo a través de dos electrodos. Se utilizó el circuito integrado AD620, el cual es un

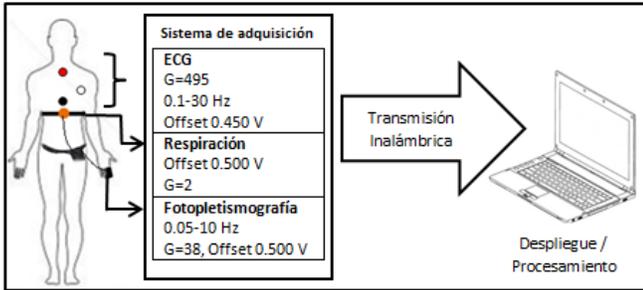


Fig. 1. Diagrama general del dispositivo corporal.

amplificador de instrumentación de alta precisión, de bajo costo y que permite ajustar su ganancia a valores entre 1 y 1000, tiene un consumo bajo de corriente (del orden de 1 mA) y una buena relación de rechazo en modo común [5]. Además es ideal para aplicaciones portátiles ya que su tamaño permite un diseño de PCB compacto.

En el bloque A de la Fig. 3 se encuentra la configuración del AD620, cuya ganancia (G) está dada por la resistencia (R_G) que está entre los pines 1 y 8, esta resistencia se calcula con (1), en este caso fue diseñado con una ganancia de 495.

$$R_G = (49.4 \text{ k}\Omega)/(G - 1) \quad (1)$$

Al AD620 se le añadió el manejador de pierna derecha, el cual sirve para disminuir el voltaje en modo común, proteger al paciente de posibles corrientes de fuga y disminuir interferencia [6].

En el bloque B de la Fig. 3 se observan los componentes del manejador, en donde R_2 y R_3 son del mismo valor y menor al valor de R_5 , así se asegura que el voltaje en modo común sea pequeño. Posteriormente, en el bloque C de la Fig. 3 se muestra la etapa de filtrado, constituida por un filtro pasa-banda con frecuencia de corte de 0.1 Hz a 30 Hz con una atenuación de la banda pasante a -3dB, dicha etapa está formada por un filtro pasa-altas y un filtro pasa-bajas conectados en serie. El ancho de banda de la señal de ECG es de 0.05-100 Hz, sin embargo, el filtro fue diseñado de 0.1 a 30 Hz con la finalidad de preservar la información del complejo QRS, cuyo ancho de banda es de 5 a 15 Hz, y eliminar la interferencia de 60 Hz.

Para la transmisión de datos se necesitan voltajes positivos, y debido a que en la onda de ECG tenemos voltajes positivos y negativos, se le añadió a la señal un offset de 0.450 V, esta configuración se observa en el bloque D de la Fig. 3.

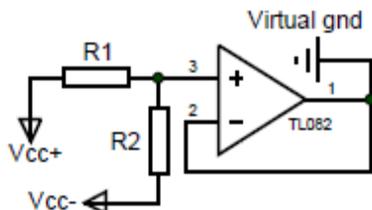


Fig. 2. Diagrama esquemático de la tierra virtual implementada para la alimentación del circuito.

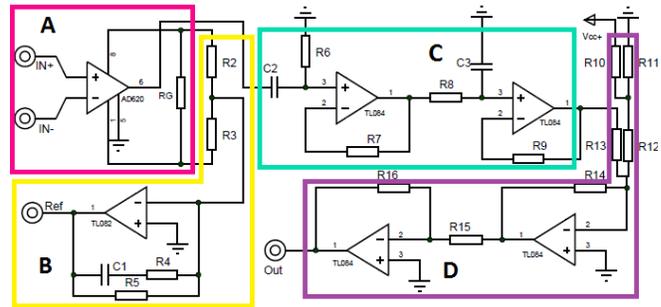


Fig. 3. Diagrama esquemático correspondiente a la adquisición y acondicionamiento de la señal de ECG.

Adquisición de la señal de respiración. Para adquirir la señal de respiración, se construyó un sensor basado en un piezoeléctrico [7], el cual se comporta como un capacitor, de forma que la carga superficial se relaciona con un voltaje, por lo que, al producirse una deformación mecánica se genera un potencial eléctrico. El piezoeléctrico utilizado fue extraído de un buzzer comercial de 3.8 kHz con tono constante de 72 dB, el cual fue fijado a una banda elástica; debajo del piezoeléctrico se colocó un material sólido con la finalidad de aumentar la sensibilidad a los cambios de desplazamiento. El sensor, con ayuda de la banda elástica, debe ser colocado alrededor del diafragma del sujeto para que así, los movimientos de la caja torácica generados durante la respiración (inspiración y espiración) hagan presión sobre el piezoeléctrico, causando cambios de voltaje. Al igual que en la señal de ECG, a la señal de respiración se le añadió un offset para poder visualizar la señal completa en la interfaz de adquisición de 0.5V y una amplificación de la señal de respiración de 2.

Adquisición de la señal de fotopleletismografía. La fotopleletismografía es una señal de origen óptico, obtenida en un lecho vascular, que resulta modulada por el cambio de volumen sanguíneo debido a la acción de bombeo del corazón. En el bloque A de la Fig. 4 se observa el diseño analógico del sensor, para el cual se utilizó el fototransistor PT1302B/C2 y un led infrarrojo IR383, los cuales fueron colocados en una pinza de plástico para fijar sus posiciones de manera que receptor y emisor queden colocados de forma paralela, y a su vez, estandarizar su posición. Debido a que el fototransistor utilizado tiene una elevada fotosensibilidad, la pinza se rodea con un material opaco para eliminar la interferencia causada por la luz del ambiente. En el bloque B de la Fig.4, la señal proveniente del sensor es acoplada a través de un capacitor en serie y pre-amplificada a través de R_3 . La señal de interés tiene un ancho de banda de 0.05 a 10 Hz, por lo que en el bloque C de la Fig. 4 hay una fase de filtrado formada por un filtro pasa-altas y un filtro pasa-bajas conectados en cascada. Posteriormente, en el bloque D de la Fig. 4 hay una amplificación final con ganancia de 38. Finalmente, se le agregó un offset de 0.500 V para observar la señal completa en la interfaz, el cual es mostrado en el bloque E de la Fig. 4.

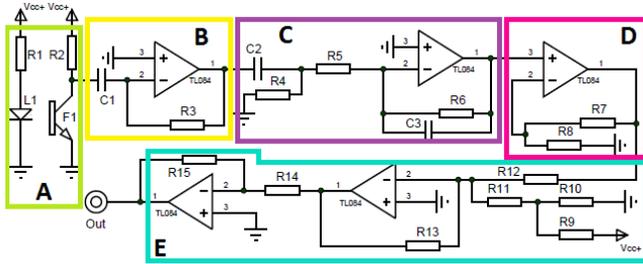


Fig. 4. Diagrama eléctrico correspondiente a la adquisición y acondicionamiento de la señal de fotopletismografía.

Para la implementación del circuito se diseñaron dos placas de 5.5 cm x 5.5 cm utilizando el software Proteus 8.1, específicamente ISIS para la elaboración de los diagramas electrónicos y ARES para el diseño PCB.

B. Transmisión de datos

Se utilizó el sistema BITalino para digitalizar y transmitir las señales de interés. Dicho sistema está basado en un microcontrolador ATmega328P con el cual es posible tener canales de entrada/salida analógicas y digitales, conversión A/D, terminales de transmisión y recepción de datos UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter), y frecuencias de muestreo de señales analógicas de 1, 100 y 1000 Hz, todo acoplado a una transmisión inalámbrica de datos siguiendo un protocolo bluetooth 3.0.

Adicionalmente se utilizó el software de OpenSignals para la adquisición, visualización en tiempo real y almacenamiento de los datos.

C. Protocolo clínico

La funcionalidad del dispositivo se probó realizando un protocolo de prueba orientado a la evaluación de disautonomías el cual consistió en varias fases:

Control. Durante tres minutos, el sujeto permanece relajado.

Cambio de postura activa. Se realizaron tres cambios rápidos de postura activa, en los cuales el sujeto debe cambiar de acostado a parado rápidamente. En el último cambio de postura, el sujeto permanece de pie durante tres minutos.

Maniobra de Valsalva. El sujeto sentado realiza dos maniobras de Valsalva, la cual consiste en hacer una inspiración forzada con las vías aéreas superiores cerradas, tratando de mantener la presión constante, para ello el individuo tapo su boca y fosas nasales con la palma de su mano. Cada maniobra de Valsalva tiene una duración de 20 segundos y después de su ejecución hay dos minutos de recuperación.

Hiperventilación. Durante un minuto, el sujeto lleva a cabo hiperventilación, inhalando por la nariz y exhalando por la boca de forma profunda y rápida.



Fig. 5. Individuo con el dispositivo corporal.

El protocolo propuesto se probó en un individuo del sexo masculino de 22 años. Colocando el sensor de respiración en el diafragma, el sensor de fotopletismografía en el dedo índice de la mano derecha y la adquisición de ECG se realizó a través de la configuración CM5 (positivo en el quinto espacio intercostal izquierdo, negativo en el manubrio del esternón y referencia en apófisis xifoides). En la Fig. 5 se observa al individuo con los sensores y el prototipo del dispositivo.

III. RESULTADOS

De manera inicial, el sistema de adquisición fue probado con un simulador ProSim 3 Vital Signs Simulator de la marca Fluke Biomedical®, el cual permite obtener la señal de ECG, en donde se puede variar la frecuencia, amplitud de la señal, simular artefactos y arritmias. Se probó con una señal de ECG de 80 latidos por minuto y una amplitud de 5.0 mV obteniéndose una señal con voltaje pico a pico de 1.9 V y un offset de 450mV.

Posteriormente, previo a la prueba del protocolo se visualizó la señal del sujeto en estudio en un osciloscopio, obteniéndose un voltaje de 0.92Vpp en la señal de ECG, 1.16 Vpp en la señal de fotopletismografía y finalmente, en la señal de respiración, 0.256Vpp durante la respiración normal y 0.408 Vpp durante la hiperventilación.

La Fig. 6 muestra la interfaz de OpenSignals durante una prueba del protocolo clínico propuesto, específicamente durante la maniobra de hiperventilación, donde se muestran las señales de ECG, fotopletismografía y respiración; en la señal de ECG se observa un ligero desplazamiento de la línea de base, el cual puede ser causado por artefactos de movimiento.



Fig. 6. Interfaz de OpenSignals durante la maniobra de hiperventilación

En la Fig. 7 se observa un ejemplo de señales adquiridas de ECG, pletismografía y respiración a una frecuencia de muestreo de 1 kHz durante un periodo de reposo, maniobra de Valsalva e hiperventilación, donde se puede apreciar que las señales obtenidas son adecuadas.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que el dispositivo propuesto es capaz de adquirir de forma inalámbrica y simultánea las señales de ECG, fotopletismografía y respiración. La instrumentación electrónica utilizada para la adquisición de las señales mostró ser correcta pues se observan morfologías adecuadas de cada señal, aun en presencia de cambio de postura activo, maniobra de Valsalva e hiperventilación, en donde es común encontrar artefactos en las señales debidos al movimiento, contracciones musculares, entre otros. Adicionalmente, es posible realizar la adquisición, acondicionamiento y transmisión de las señales de forma continua por un periodo de aproximadamente 4 hrs, mostrando un consumo promedio de 50 mAh de todo el dispositivo.

Además, el hecho de que todo fue colocado dentro de un dispositivo corporal permitió la ejecución de las maniobras de forma más cómoda para el sujeto.

Es importante mencionar que la adquisición de ECG se implementó ya que el sensor de BITalino no tiene ganancia programable de la señal y la señal de ECG se saturaba durante las maniobras debido a que cuenta con una alimentación estándar de 3.7 V para todos sus dispositivos comerciales.

Las señales seleccionadas para la adquisición, fue realizada en base a la estrecha relación que existe entre respiración y FC, como perspectiva de trabajo se evaluará la serie de tiempo de intervalos RR y la señal de tiempo de tránsito del pulso (PTT, por sus siglas en inglés), periodo de propagación de la sangre de la válvula aórtica a un sitio periférico, obtenida como la distancia entre los picos de la señal de fotopletismografía y RR ya que ha sido reportada la relación del PTT con la FC y la presión arterial [8,9].

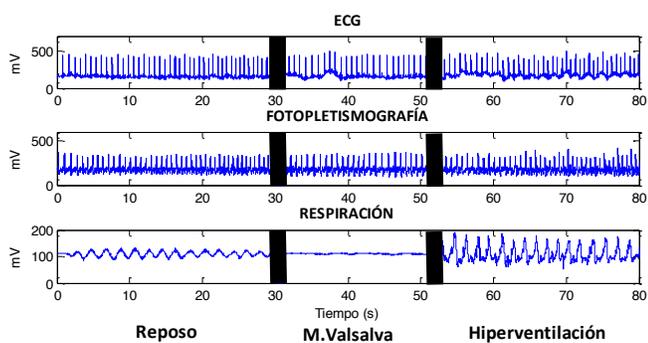


Fig. 7. Ejemplo de adquisición de la señales de ECG, fotopletismografía y respiración durante el periodo de reposo, maniobra de Valsalva e hiperventilación. Los rectángulos negros indican el tiempo de transición entre maniobras.

La selección del protocolo clínico está basado en maniobras que estimulan la actividad simpática y vagal, por ejemplo durante la maniobra de Valsalva, se generan un aumento y una disminución de presión arterial ocasionando cambios en la FC a través del barorreflejo, el cual podría ser evaluado indirectamente utilizando la señal de PTT. En el caso de la hiperventilación, se ha reportado que el SNA tiene influencia en la respuesta que provoca la hiperventilación en el sistema cardiovascular [10].

Además se tiene contemplado implementar el prototipo utilizando componentes electrónicos de montaje superficial reduciendo las dimensiones del dispositivo. Adicionalmente, se desarrollará una interfaz de programación de aplicaciones (API) que permita la adquisición de los datos en tiempo real, agregar marcadores de tiempo durante cada maniobra y el procesamiento de los datos. Dicho procesamiento incluirá índices correspondientes a la variabilidad de la FC, como la raíz cuadrada de la media de diferencias sucesivas del periodo cardíaco (RMSSD), índices espectrales y la evaluación de la interacción que existe entre respiración, intervalos RR y PTT como la coherencia o entropía de transferencia.

En cuanto a la instrumentación se prevé desarrollar una herramienta para evaluar la maniobra de Valsalva, que permita monitorizar la presión mantenida por el sujeto (20mmHg) con retroalimentación visual.

Además se utilizará este dispositivo corporal para realizar adquisiciones de pacientes con posibles disautonomías, como pacientes con enfermedad de Parkinson, diabetes y apnea del sueño del Hospital Central Dr. Ignacio Morones Prieto de San Luis Potosí.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] M. J. Reichgott. Clinical Evidence of Dysautonomia, Chapter 76, *Clinical Methods: The history, Physical and Laboratory Examinations*. 3rd edition. Walker HK, Hall WD, Hurst JW, editors. Boston: Butterworths. 1990.
- [2] J. F. Bravo. "Dificultades en el diagnóstico y tratamiento de Disautonomías," *Rev. chil. reumatol.* vol. 28, no. 3, pp. 152-158, 2012.
- [3] T. A. Lewis. "Lecture on vasovagal syncope and the carotid sinus mechanism," *BMJ*, vol.1, pp. 873-76, 1932.
- [4] S. W. Parry, R. A. Kenny. "Tilt table testing in the diagnosis of unexplained syncope," *Q J Med*, vol. 92, pp. 623-29, 1999.
- [5] Analog Devices, "Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier," AD620 datasheet. [Revised January 2014].
- [6] J. G. Webster. *Medical Instrumentation Application and Design*. Wiley, 4th ed. pp. 267-270. 2009
- [7] A. Bhaskar, S. Subramani, R. Ojha. "Respiratory belt transducer constructed using a singing greeting card beeper," *Advances in Physiology Education*, vol. 37, no.1, pp. 117-18, 2013.
- [8] M. J. Drinnan, J. Allen, A. Murray. "Relation between heart rate and pulse transit time during paced respiration," *Physiological Measurement*. vol. 22, no. 3, pp. 425-32, 2001.
- [9] R. A. Payne, C. N. Symeonides, D. J. Webb, S. R. J. Maxwell. "Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure," *Journal of Applied Physiology*, vol. 100, no. 1, pp. 136-141, 2006.
- [10] Alexopoulos D. et al. "Hemodynamic response to hyperventilation test in healthy volunteers," *Clin Cardiol.*, vol.18, no.11, pp.636-41, 1995.