

Desarrollo de un dispositivo electrónico para el diagnóstico del Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño

Rosa Montes Delgado

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
rosymd_01@hotmail.com

José Crispín Hernández Hernández

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
josechh@yahoo.com

Haydeé Patricia Martínez Hernández

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
pathaymh@yahoo.com

Rafael Ordoñez Flores

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
rafaof24@hotmail.com

Roberto Morales Caporal

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
moralesscaporal@hotmail.com

Edmundo Bonilla Huerta

Instituto Tecnológico de Apizaco, Av. Instituto Tecnológico S/N, 2414172010 ext. 145
edbonn@itapizaco.edu.mx

Resumen

El presente proyecto consiste en el desarrollo de un dispositivo electrónico portable, fácil de utilizar y de bajo costo para el diagnóstico del Síndrome de Apnea Obstructiva del

Sueño (SAOS), a partir del Microcontrolador MCU ATMEGA 2560, e integrados electrónicos como amplificadores operacionales. Con el cual es posible que partiendo de los datos obtenidos por el dispositivo especializado durante la noche de sueño se pueda diagnosticar la presencia de SAOS.

Palabras Claves: ECG, picos R, SAOS, Microcontrolador.

1. Introducción

El Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño (SAOS) es un trastorno del sueño que se define como pausas anormales en la respiración (por más de 10 segundos) durante el sueño, es comúnmente diagnosticado con la Polisomnografía (PSG) mediante el análisis de las señales fisiológicas de electroencefalograma (EEG), electrocardiograma (ECG), electromiograma (EMG) y saturación de oxígeno (SaO₂) [1]. En México la población afectada por trastornos del sueño asciende a más de 35 millones de personas, hay menos de 40 laboratorios del sueño en todo el país, incluyendo los de las instituciones públicas y privadas [2], siendo lo anterior el motivo de este trabajo de investigación.

El ECG es una herramienta de diagnóstico muy utilizada que consiste en la grabación de la actividad eléctrica del corazón mediante el uso de electrodos fijados a la altura del tórax del paciente [3, 4]. El ronquido es el sonido que se produce principalmente por inspiración como resultado del colapso parcial de algunas partes de las vías respiratorias superiores en la parte superior de la garganta [4].

Debido a su alta prevalencia y gravedad en adultos recientes estudios han demostrado que 1 de cada 5 adultos padece SAOS leve y 1 de cada 15 moderado o grave [5]. En la literatura científica diferentes estudios se centran en la identificación de episodios de apnea/épocas en los segmentos de la señal, mediante diversos enfoques, para hacer frente al SAOS por diferentes autores que han hecho referencia a la utilización de los parámetros relacionados con el ECG, tal es el caso de Giovanna Sannino et al. [6], proponen un método fácil para el seguimiento de pacientes con SAOS mediante un dispositivo móvil, que recoge datos de un solo canal de ECG. Este enfoque se basa en

la forma de un conjunto de reglas Si-Entonces que contienen parámetros derivados del análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco. La extracción se lleva a cabo fuera de línea por medio de un algoritmo de Evolución Diferencial. Los resultados demuestran su eficacia en términos de precisión, sensibilidad y especificidad, demostrando una mayor capacidad de discriminación.

Abdulnadir Yildiz et al. [7] proponen un sistema experto basado en la transformada de onda discreta (DWT), transformada rápida de Fourier (FFT) y Máquinas de vectores de soporte de mínimos cuadrados (LS- SVM) para el reconocimiento automático de los pacientes con SAOS. Utilizando el método de validación cruzada del sistema desarrollado se encontró 100% de la exactitud para su uso.

El reconocimiento temprano y la clasificación es el paso más importante en el tratamiento de SAOS. En este trabajo se llevó a cabo el diseño y desarrollo de un dispositivo portable que proporciona de manera fácil y confiable la recolección de datos de ECG y Ronquido en pacientes con sospecha de padecer SAOS, para ser analizados y emitir un diagnóstico, este diagnóstico permite que el dispositivo sea fácil de interpretar por el médico experto y no experto en el área del sueño, haciendo más viable la detección de este síndrome en la población.

2. Desarrollo

Para el desarrollo del dispositivo El dispositivo está compuesto por el circuito para el ECG (ver Fig. 1) con etapas de acondicionamiento de la señal del ECG.

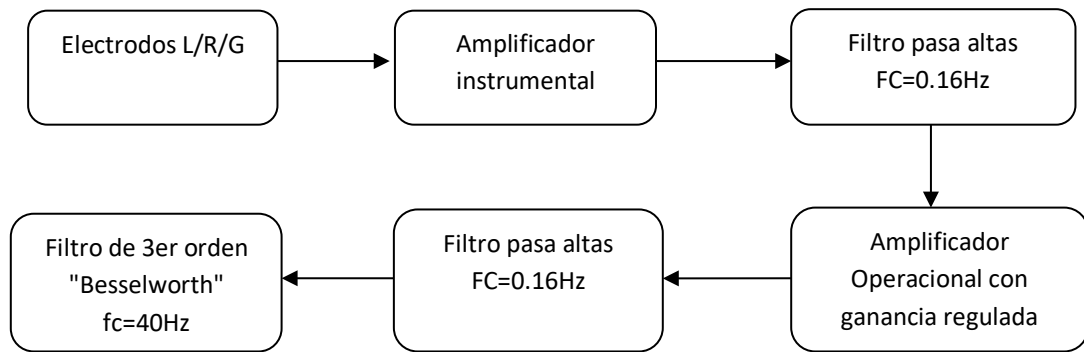


Fig. 1. Diagrama esquemático del ECG.

La ganancia del amplificador instrumental realizado se obtuvo mediante la ecuación 1. Siendo la función de transferencia la ganancia. Cabe resaltar $V1$ y $V2$, representan los electrodos;

$$V_{out} = (V2 - V1) * \underbrace{\left(1 - \frac{2 * R_1}{R_g}\right)}_G \quad (1)$$

El filtro pasa alto tiene como fin, ser un filtro anti señal de DC; con el propósito de evitar señal continua en la salida final dado que la señal DC es 0.16Hz.

El filtro pasa bajo de Filtro de 3er orden "Besselworth" tiene como finalidad de evitar la banda de trabajo del sistema. Por tratarse de una señal relativamente de baja frecuencia, el factor de frecuencia de corte será de 40Hz.

Este filtro está diseñados para tener una fase lineal en las bandas pasantes, por lo que no distorsionan las señales; por el contrario tienen una mayor zona de transición entre las bandas pasantes y no pasantes. Su respuesta en frecuencia es (2):

$$H(s) = \frac{1}{\sum_{k=0}^N a_k \cdot s^k} \quad (2)$$

Amplificador Operacional con ganancia regulada se define mediante (3) la medición de la señal, y la señal deseada, aplicando la formula.

$$G = \left(1 - \frac{2 \cdot R_1}{R_g}\right) \quad (3)$$

La tarjeta de adquisición de las señales fue diseñada con ranura para memoria tipo SD, almacena los datos grabados durante el sueño para ser analizados (ver Fig. 2) la conexión de acoplamiento entre señales ya que el micro controlador maneja voltajes de 5 volts y la memoria micro SD maneja voltajes de 3.3 volts.

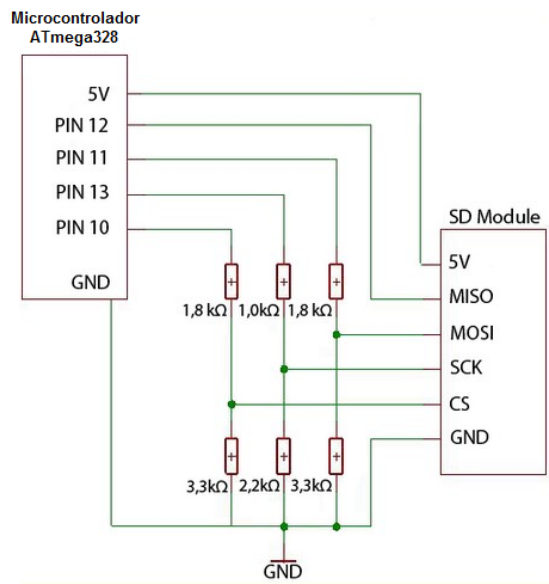


Fig. 2. Diseño electrónico diseño electrónico para tipo micro SD.

Se genera un archivo tipo txt dentro de la memoria SD que contiene la grabación de la señal de ECG (ver Fig. 3), la colocación de los electrodos para la adquisición de las señales fue de acuerdo a las derivaciones del plano frontal que consiste en tres derivaciones bipolares (I, II y III) y tres cables unipolares (aVR, aVL y aVF) diseñados

para que cada uno registre la diferencia de potencial eléctrico entre dos extremidades (ver Fig. 3) [8].

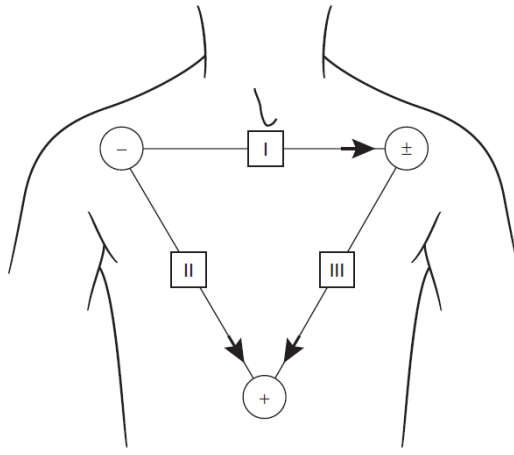


Fig. 3. Orientación de cables bipolares.

Señal ECG

Los datos almacenados en la memoria SD fueron descargados a una computadora, se graficaron obteniendo la señal original (ver Fig. 4a), fue necesario la aplicación de filtros digitales IIR, con la finalidad de reducir el ruido y obtener una señal aceptable (ver Fig. 4b).

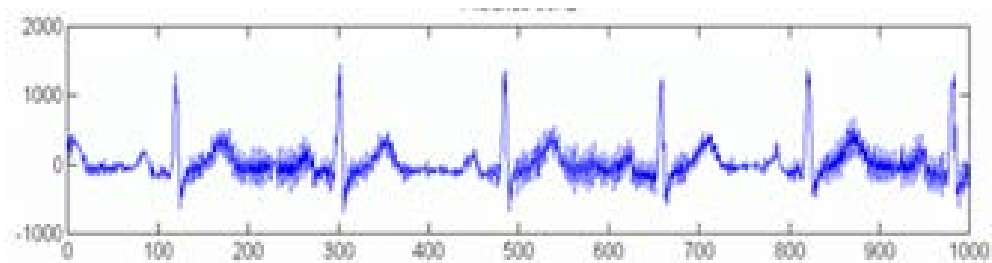


Fig. 4a. Señal original

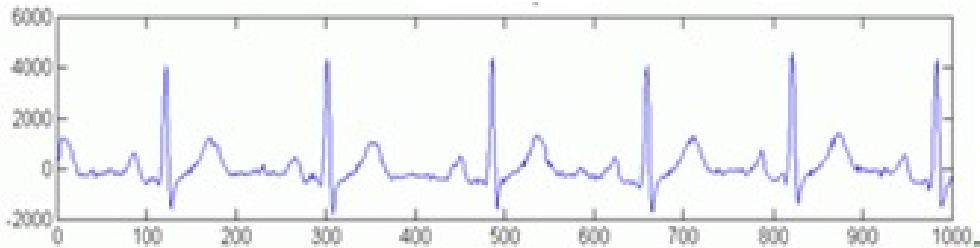


Fig. 4b. Señal Filtrada.

Segmentación de las señales

Se desarrolló un algoritmo que permitió la segmentación de la señal para la detección de los componentes del ECG, el objetivo fue identificar el punto exacto correspondiente al ciclo cardiaco que será el necesario para continuar con la siguiente etapa y llevar a cabo la clasificación de estas características. Una vez que la señal adquirida ha sido filtrada, se procede a realizar una extracción de características para lo cual el sistema hace el conteo de los ciclos cardiacos de la señal ECG El complejo QRS tiene un límite superior de duración de 100 milisegundos. La amplitud del complejo QRS es muy variable, sus principales determinantes son la edad, el género, la complexión física y la impedancia de los tejidos entre el corazón y la piel. Se realiza la segmentación del ciclo cardiaco con la finalidad de extraer el complejo QRS e identificar las ondas R del ECG.

3. Resultados

El dispositivo fue probado en el laboratorio clínico Biodiagnostics durante una noche de sueño a 10 pacientes voluntarios (ver Fig. 5) con y sin sospecha de SAOS, para probar los datos de la grabación se realizó la identificación de los picos R dando un 96% de veracidad en la identificación de los picos R, la Fig. 6 muestra un segmento de la señal donde se identifican los picos R de 5 pacientes, el recuadro rojo en el cuarto segmento muestra un pico R falso.



Fig. 5. Prueba del dispositivo.

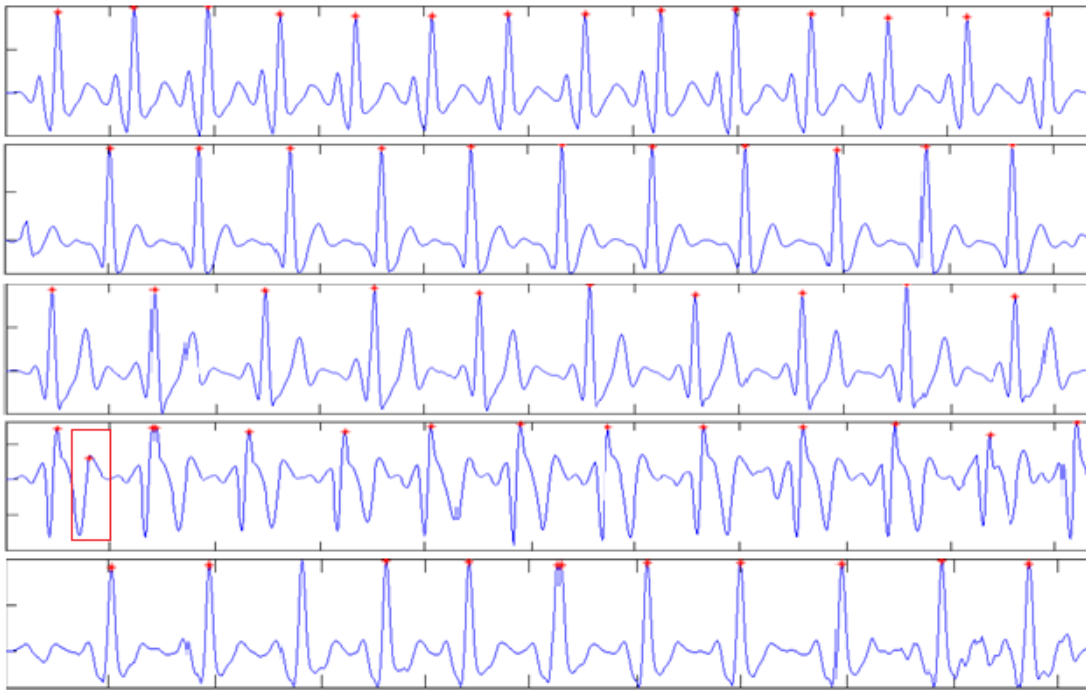


Fig. 6. Identificación de picos R.

4. Discusión

El diseño del dispositivo electrónico para la detección de SAOS de este trabajo permitió la adquisición de la señal de ECG de 10 pacientes voluntarios durante una noche de sueño de 8 horas. El algoritmo que se desarrolló para el análisis del ECG permitió obtener clara y precisamente los picos R de cada señal obtenida.

5. Conclusiones

El dispositivo diseñado muestra seguridad en la lectura del ECG para la detección de SAOS por lo que se espera trabajar en un sistema de control difuso que permita identificar, contabilizar las ocurrencias de apneas durante la noche de sueño de pacientes en riesgo para generar un reporte sobre el diagnóstico obtenido, que sea confiable, seguro, preciso pero sobre todo fácil de interpretar por médico expertos y no expertos en el área.

Se espera que este proyecto pueda crecer, consolidarse, construir y comercializarse a un precio accesible llegando a impactar a la sociedad como un producto confiable que detecte el SAOS y de esta forma contribuir con el sector salud en el país.

6. Referencias

- [1] H. Chien-Chang, W. Jie-Han, C. Hou-Chang, L. Chia-Mo, Evaluating the sleep quality of obstructive sleep apnea patients after continuous positive airway pressure treatment. *Computer in Biology and Medicine*, 43, 2013, 870-878.
- [2] Ronquido, enemigo íntimo. <http://www.saludymedicinas.com.mx/centros-de-salud/insomnio/articulos-relacionados/ronquido-enemigo-intimo.html>. Junio 2014.
- [3] R. Jane, JS. Soler, JA. Fiz, J. Morera, "Automatic of Snoring Signals: Validation with Simple Snores and OSAS Patients", 22nd Annual EMBS International Conference, 23 Julio 2000, 3.

- [4] S. Canisius, T. Ploch, V. Gross, A. Jerrentrup, T. Penzel, K. Kesper, "Detection of Sleep Disordered Breathing by Automated ECG Analysis", 30th Annual International IEEE EMBS Conference, 24 Agosto 2008, 4.
- [5] S. Babaeizadeh, D. P. White, S. D. Pittman, S. H. Zhou, "Automatic Detection and Quantification of Sleep Apnea Using Heart Rate Variability", *Journal of Electrocardiology*, 43, 2010, 535-541.
- [6] G Sannino, ID Falco, GD Prieto, "Monitoring Obstructive Sleep Apnea by means of a real-time mobile system based on the automatic extraction of sets of rules through Differential Evolution", *Journal of Biomedical Informatics*, 2014, Article in Press.
- [7] A Yildiz, M Akin, M Poyraz, "An expert system for automated recognition of patients with obstructive sleep apnea using electrocardiogram recordings", *Experts Systems with Applications*, 38, 2011, 12880-12890.
- [8] Z. Abedin, C. Roberto ECG "Interpretation The Self- Assesmentt Approach", Black well Futura, 2008.

7. Autores

Rosa Montes Delgado, licenciada en informática 2009, ITApizaco, México.

Dr. José Crispín Hernández Hernández, Maestro en ciencias Computacionales, mayo 2003 ITApizaco, México. Doctor en informática, University of Angers, France.

Hayde Patricia Martinez Hernandez, Maestra en Ciencias en Ingeniería Mecánica 2000 Instituto Tecnológico de Puebla, México.