

# DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE APNEAS DEL SUEÑO, BASADO EN SEÑALES RESPIRATORIAS DERIVADAS DE ELECTROCARDIOGRAMA

RUIZ QUINTEROS MONICA ALEXANDRA

[monicaruizquinteros@gmail.com](mailto:monicaruizquinteros@gmail.com)

Escuela Politécnica del Ejército

Sangolquí – Ecuador

2012

## RESUMEN

*El presente artículo describe el diseño e implementación de un algoritmo para la detección del síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS) a través de electrocardiograma. Este algoritmo fue diseñado a partir de una señal respiratoria derivada (EDR), en base a la variación de ritmo cardíaco (Intervalo RR) y el análisis espectral de potencia. La etapa de prueba se lleva a cabo con 8 registros de la base de datos de apnea-ecg de Physionet. Se comprueba por medio de correlación que el Intervalo RR es la EDR que ofrece las características necesarias para implementar el algoritmo, se utiliza la señal de Intervalo RR no interpolada y se calcula la densidad espectral de potencia de la señal, Para la validación se analiza 35 registros sin anotaciones de apnea, obteniendo como resultados de sensibilidad =96%, especificidad=83% y precisión=96%.*

## 1. INTRODUCCION

El síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS) se produce por la obstrucción y colapso de la vía aérea superior durante el sueño. Esta obstrucción se debe al colapso al

momento de la inspiración por parte de la faringe, dando lugar a una presión intratorácica negativa lo que produce el cese completo (apnea) o parcial (hipoapnea) del flujo aéreo por un tiempo mayor a 10 segundos [1] y se repite cientos de veces durante las horas de sueño.

La prevalencia de las Apneas del sueño según la información obtenida de "Wisconsin Cohort Study" es considerable entre 4-6% en los varones y 2% en las mujeres [3] Para pacientes mayores de 65 años, se estima que la prevalencia es de 2 a 3 veces mayor que la estimada para pacientes entre 30 y 64 años [2]. Dentro de estas patologías, el SAOS afecta al 2.1% de la población, y su prevalencia aumenta claramente con la edad [3], estando asociado con el deterioro de la calidad de vida [3,4], la presencia de hipertensión arterial, el desarrollo de enfermedades cardiovasculares y cerebro vasculares y con la aparición de accidentes de tráfico [2]. El exceso de mortalidad asociado al SAOS es evidente [4] [5].

La polisomnografía es el estudio más adecuado y confiable para diagnosticar el SAOS. Esta técnica diagnóstica

consiste en el registro de múltiples señales fisiológicas (ECG, EOG, EEG, EMG, SaO<sub>2</sub>, pletismografías nasal y abdominal, presión sanguínea y volumen cardiaco) durante el sueño del paciente. Debido a que este debe permanecer internado durante una o más noches bajo la supervisión de personal especializado, la polisomnografía es una técnica compleja y costosa, fuera del alcance para la mayor parte de la población.

El electrocardiograma (ECG) es un registro simple, no invasivo y de bajo costo que se utiliza para monitorear la actividad cardíaca pero que también puede utilizarse para obtener información respiratoria. Para ello, se han propuesto diferentes técnicas para derivar la señal respiratoria a partir del ECG [6].

Se toma como muestra tres métodos de estimación de la señal respiratoria a partir del ECG (EDR) y la extracción de sus características. Los mismos se basan en el área de la onda R, la variabilidad del ritmo cardiaco (Intervalo RR) y la amplitud del pico R, estos son analizados temporalmente y mediante correlación cruzada se calcula la calidad de estas estimaciones comparándolas con las señales respiratorias reales (flujo aéreo nasal y señales pletismográficas torácica y abdominal) obtenidas del paciente en forma simultánea con el ECG, escogiendo la

que mejores resultados presenta para ser la EDR con la que se valida el algoritmo al obtener la densidad espectral de potencia del tramo de señal analizado en el intervalo entre 0.01 y 0.04 Hz y mirar si éste es mayor a un cierto límite.

En la literatura se han desarrollado diversos métodos de detección de apnea del sueño basados en algoritmos de clasificación por épocas[7], modelos autorregresivos y redes neuronales artificiales[8], [9].

## 2. MATERIALES

En este estudio se utilizó la base de datos de libre distribución Apnea-ECG Database. Esta base de datos fue desarrollada por el PhysioNet/Computers in Cardiology Challenge 2000. Los registros de ECG fueron extraídos de una base de datos mayor de mediciones polisomnográficas provistas por la Universidad Philipps, Marburg, Alemania. La señal está muestreada a 100 Hz, con una resolución de 16 bits, donde cada bit representa 5 mV.

Para la medición de los registros se utilizaron las posiciones de los electrodos de ECG de sueño estándares. La base de datos no contiene episodios de apnea central pura, solamente de apnea obstructiva. De las 70 señales registradas, 35 contienen anotaciones de apnea y del complejo QRS.

De estas 35 grabaciones, 8 disponen de 4 señales respiratorias: oronasal, pletismográfica de pecho, abdominal y saturación de oxígeno. En estas 8 señales, las anotaciones de apnea fueron desarrolladas por médicos expertos y anotadas minuto a minuto. Los registros son hombres y mujeres con edades entre 27 y 63 años (media: 43.8±10.8 años) con pesos entre 53 y 135 Kg (media: 86.3±22.2 Kg). Se cuenta con registros de paciente sanos voluntarios y pacientes con apnea obstructiva. Originalmente las

grabaciones del sueño fueron aplicadas a 32 sujetos, 25 hombres y 7 mujeres.

En la base de datos, se subdividen las señales en 3 grupos, pacientes con apnea (grupo A), pacientes borderline (grupo B) y pacientes normales o en control (grupo C). Esta contiene 40 grabaciones (20 con anotaciones) de paciente con apnea, 10 borderline (6 con anotaciones) y 20 normales (5 con anotaciones). Los registros de apnea consisten en grabaciones con una duración de 60 a 100 minutos con un índice de apnea de 10 o más de las aproximadamente 8 horas de grabación. Cada minuto es identificado con 'A' o 'N' indicando la presencia o ausencia de apnea respectivamente en dichos minutos. En los pacientes clasificados como borderline, hay entre 5 y 99 minutos de grabación clasificados como apnea. Por último, en los registros clasificados como normal contiene menos de 5 minutos con apnea.

Para cargar las señales se utilizó el ATM PhysioBank [8] que es una herramienta que permite descargar las señales del PhysioNet mediante el navegador web. Esta permite convertir las librerías PhysioToolKit de PhysioNet en diferentes formatos para descargar. Una vez descargadas las señales, se leen desde el emulador Cygwin para poder así utilizarlas en MATLAB.

Para el procesamiento de las señales de la base de datos y la construcción del algoritmo se utiliza como herramienta el programa Matlab, que permite una programación adecuada para cada estructura.

### **3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL SAOS.**

Para diseñar el algoritmo que nos permita detectar el SAOS primero se realiza un estudio del Complejo QRS y los valores de duración de las ondas que lo componen con el objetivo de extraer el mayor número de características que la señal ECG ofrece.

#### **Preprocesamiento**

El preprocesamiento de la señal ECG está basado en el método propuesto por Chazal *et al.* [43], el cual se lleva a cabo en tres pasos; corrección de la deriva de línea, detección de complejos QRS y corrección del complejo QRS. Para remover la deriva de línea de base el filtro a ser utilizado es el de mediana móvil, una variación al filtro de media móvil que reemplaza un valor por el promedio de los valores cercanos, en un intervalo de tamaño  $2n+1$ . Cuanto más grande sea el intervalo, mejor será el filtro, pero presenta inconvenientes con la transformada de Fourier, por esta razón se hace uso de los filtros de mediana móvil que reemplaza un valor por la mediana de los valores cercanos en un intervalo de  $2n+1$ , y es eficaz para borrar los valores inusuales.

Ya que las ondas P y T tienen una duración de 0,2 s y 0.6 segundos respectivamente los filtros aplicados son de 200 y 600ms respectivamente.

Para la detección del pico R se parte de las anotaciones de la base de datos, podemos detectar el pico R como el punto máximo en una ventana de 300ms centrada en el instante de ocurrencia del pico R. La serie de tiempo resultante se utiliza para obtener los Intervalos RR como la diferencia de los instantes temporales de dos picos R consecutivos.

Con la finalidad de corregir falsas detecciones y latidos perdidos se utilizó un algoritmo basado en las diferencias de localización temporal de los latidos, es decir en los intervalos RR. El objetivo del algoritmo de corrección del complejo QRS es obtener el intervalo RR como la distancia entre dos picos R consecutivos. Para obtener el intervalo RR robusto se realiza la mediana de cinco intervalos consecutivos.

Al comparar cada intervalo de la serie RR con el correspondiente de la serie robusta se detectará la existencia de intervalos RR sospechosos.

En consecuencia, cuando la suma de dos intervalos consecutivos era menor a 1.2 veces su correspondiente estimación robusta ambos intervalos fueron fusionados. Por otro lado, se consideró que habían latidos no detectados (falsos negativos) cuando el intervalo RR era mayor a 1.8 veces su estimación robusta. En cuyo caso el intervalo analizado fue dividido en subintervalos, cuyos tamaños fueron ajustados a los correspondientes en la estimación robusta de la serie RR.

Seguidamente, se actualizó la serie de los picos R a partir de la serie corregida de los intervalos RR. Los picos R correspondientes a nuevas detecciones fueron hallados encontrando las amplitudes máximas dentro de una ventana de 100 ms centrada en los instantes de ocurrencia de los nuevos picos R encontrados. Finalmente, la serie temporal de los intervalos RR actualizada fue recalculada considerando estas últimas modificaciones.

### **Extracción de señales respiratorias derivadas de electrocardiograma.**

Una vez que la señal ha sido preprocesada, nuestro siguiente objetivo es extraer el mayor número de características que nos permita obtener información y las señales respiratorias derivadas, EDR (ECG Derived Respiratory) para determinar cuál de ellas es la que mejor características ofrece para elaborar el algoritmo de detección de apnea. Se trabaja en función de tres señales derivadas importantes, la primera se obtendrá en base al área de la onda R, la segunda en función de la variabilidad o frecuencia del ritmo cardíaco (Intervalo RR) y la tercera por la amplitud del pico R.

*Área de la onda R* la cual fue calculada como la suma absoluta de los valores de la onda R encerrados en una ventana fija de 100 ms centrada en la posición de cada pico y fue seleccionada debido a que la onda R se ve afectada por un efecto de modulación que produce la respiración.

*Variabilidad del ritmo cardíaco* se obtuvo como la serie de intervalos RR y fue elegida ya que en los pacientes con SAOS la frecuencia cardíaca se ve fuertemente influenciada por el sistema respiratorio en un proceso denominado Arritmia Sinusal Respiratoria, resultando en una secuencia de bradicardia – taquicardia [5], [13]

*Amplitud del pico R*, la cual similarmente al área R, se ve modulada por la respiración [7]. En la Figura 1 se

pueden observar estas tres características del ECG que dan origen a las señales EDR.

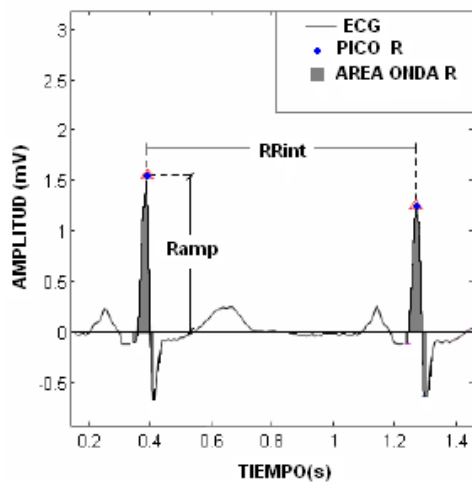


Figura. 1 Características extraídas del ECG para el cálculo de las señales.

Una vez extraídas las señales derivadas del ECG, y con el propósito de obtener la misma frecuencia de muestreo que el resto de señales de la base de datos y así poder realizar estudios comparativos, se realiza una interpolación y un posterior filtrado pasa-bajos que elimina las componentes frecuenciales en un rango no coherente con el rango de frecuencias respiratorias (0-5 Hz).

Se realizó una interpolación spline cúbica, y se hace necesario un filtrado para bajas frecuencias, el filtro utilizado es de tipo Butterworth de orden 3.

Podemos encontrar muchas bandas frecuenciales para realizar este filtrado,

sin embargo, en el presente proyecto, se ha determinado que la banda VLF (Frecuencias inferiores a 0,04Hz) corresponde a las características necesarias, ya que como los sujetos de nuestra base de datos son personas adultas, la tasa respiratoria es normalmente 10 - 20 respiraciones / minuto en reposo. Así pues, una tasa correspondiente a 20 respiraciones /minuto equivaldría a una frecuencia respiratoria de 0.33 Hz.

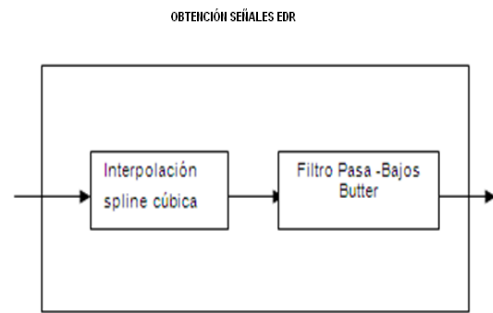


Figura. 2 Bloques de obtención de EDR

### Estudio Frecuencial

La idea básica en la realización del estudio frecuencial es cuantificar los intervalos frecuenciales en los que las diversas señales se mueven. Analizados, estos se realiza el algoritmo de detección de apnea del sueño que utilizará la señal respiratoria de variabilidad de ritmo cardíaco.

El análisis espectral de las señales relacionadas con la variabilidad del ritmo cardíaco presenta oscilaciones que se relacionan con la actividad

simpática y vagal. Las componentes espectrales van desde los 0.003 a los 0.5 Hz, donde el rango entre 0.003 y 0.04 Hz (componente de muy baja frecuencia, VLF) representa los mecanismos de regulación a largo plazo; el rango entre 0.04 y 0.15 Hz (componente de baja frecuencia, LF) representa la modulación simpática y parasimpático, aunque un incremento en su potencia se suele asociar a un incremento simpático. El rango de 0.15 a 0.5 Hz (alta frecuencia, HF) corresponde a la modulación parasimpática, y está sincronizada con la frecuencia respiratoria. Finalmente el ratio entre la baja y alta frecuencia (LF/HF) es un índice que representa el balance simpato-vagal. Estos rangos presentados nos servirán para obtener las frecuencias respiratorias en cada instante.

Se consideró la secuencia RR como una señal que refleja la actividad del

	Amplitud R	Intervalo RR	Amplitud S
	Correlación	correlación	correlación
RespC	0,52	0,53	0,54
RespA	0,45	0,6	0,58
RespN	0,45	0,61	0,55

**Tabla. 1** Datos de correlación de señales respiratorias derivadas y señales pletismográficas

sistema nervioso autónomo, se debe tener en cuenta que el muestreo de dicha actividad no es uniforme es decir, la frecuencia no se mide en ciclos por segundo sino en ciclos por latido.

### Algoritmo de detección del SAOS

Se comprobó que la Variabilidad de ritmo cardíaco (Intervalo RR) es la señal respiratoria con mejores características para ser usada en la implementación del algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño tal como se ha descrito en el diseño, en el estudio acerca de las EDR derivadas de electrocardiograma. Se utiliza la señal RR como señal a analizar, o sea, se opta por utilizar un muestreo no uniforme (señal no interpolada) para tener una detección de ciclos por latidos y se cuantifica la potencia. Se detecta la apnea obstructiva del sueño a través de obtener la potencia espectral del tramo de señal analizado en el intervalo entre 0.01 y 0.04 Hz y mirar si éste es mayor a un cierto límite. Se realiza el análisis mediante el método del Periodograma de Welch. Este método permite realizar variaciones en el enventanado de la señal, es decir, esta función nos permite realizar cambios en la truncación de la señal aplicando ventanas temporales y a la vez también utilizamos Fourier para el cálculo de la densidad espectral y se compara resultados.

Se calcula la potencia en todo el tramo de señal, llamada TPWR (Total power spectrum signal), y se obtiene la potencia relativa en la banda entre 0.01 y 0.04 Hz, llamada DPWR (differential power spectrum signal), y definida como:

$$DPWR = \frac{FPWR}{TPWR}$$

En la figura 3 se observa la respuesta frecuencial a un tramo con apnea del intervalo RR.

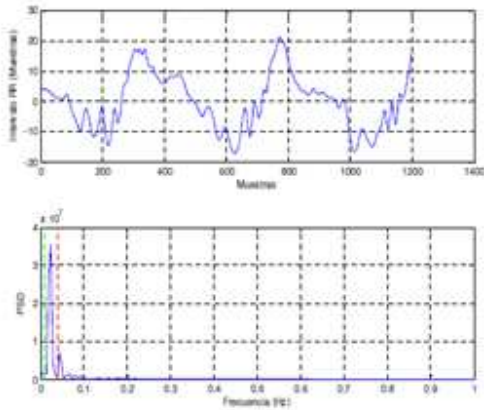


Figura. 3 Respuesta frecuencial de un tramo del Intervalo RR con apnea

#### 4. RESULTADOS

En la etapa de prueba del algoritmo se utilizó las señales de los registros que contenían anotaciones de apnea, para ser comparado mediante el cálculo de porcentaje de apnea que se ofrece en el resultado.

Se realiza un cálculo a partir de la función 'fft' (Transformada de Fourier) en diferente enventanado. Se realiza el mismo cálculo pero a partir de la función 'pwelch' sin solapar.

Se aplica un enventanado en latidos, en este caso 300 latidos.

Para validar el algoritmo se aplica sobre los registros de las 35 señales que previamente no han sido analizadas.

En la Figura 4. Observamos la densidad espectral de un tramo de la señal de electrocardiograma en donde se localiza la apnea, gracias a la densidad espectral de potencia y el valor límite (Threshold) que se utiliza.

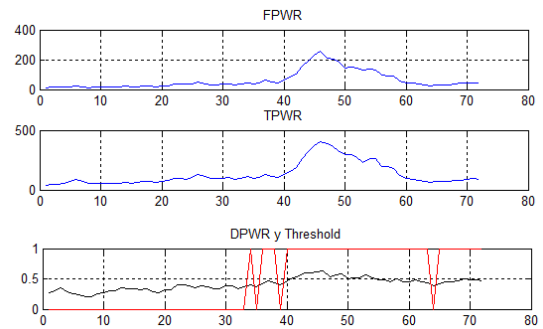


Figura. 4 Detección de SAOS mediante la densidad espectral y su ubicación por el Threshold.

A fin de comparar el desempeño del método de detección de apneas propuesto, se calcularon los siguientes parámetros estadísticos: Especificidad (Es), Sensibilidad (Se), Precisión (Pr) [15].

$$Es = 100 \frac{VN}{VN + FP}$$

$$Se = 100 \frac{VP}{VP + FN}$$

$$Pr = 100 \frac{VP + VN}{VN + FP + VP + FN}$$

donde VP y VN son el número de decisiones Verdaderas Positivas y Negativas, respectivamente, mientras que FP y FN son la cantidad de decisiones Falsas Positivas y Negativas. Estos valores fueron obtenidos comparando las decisiones

de 'Apnea' o 'No Apnea' hechas con el algoritmo de detección de SAOS.

Cómo se describe en la sección de materiales, el algoritmo es realizado usando 8 registros polisomnográficos con anotaciones de presencia o ausencia de apnea, aplicando los métodos descritos anteriormente. Si el paciente presenta un 10% de apneas en la señal, es un paciente considerado con apnea y si el resultado es menor al 10% el paciente es considerado sano. En la Tabla 2. Se encuentra los resultados obtenidos en los ocho pacientes de prueba.

Para la validación real del algoritmo se utiliza los 35 registros de población que no contiene anotaciones, pero se conoce el porcentaje de apnea presente en la señal. Obteniendo:

Sensibilidad= 96%,

Especificidad=83%

Precisión=91%.

Los resultados se pueden observar en la Tabla 3.

## 5. DISCUSIÓN

El presente algoritmo de detección de apneas del sueño en base a la variabilidad del ritmo cardíaco y el cálculo de densidad espectral obtiene buenos resultados en el test de 8 grabaciones polisomnográficas.

Solapado del 0%		
Paciente	% Apnea Grabación	% Apnea Algoritmo
a01	96,11	80,55
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a02	79,55	12,81
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a03	47,40	63,58
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
a04	92,07	87,91
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
b01	3,91	23,75
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c01	0,00	1,88
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c02	0,20	5,87
Paciente	%Grabación	%Algoritmo
c03	0,00	0,00

Tabla. 2. Resultados de evaluación en 8 registros de prueba.

Los resultados de precisión obtenidos en las 35 grabaciones para validación del algoritmo, pueden ser reconocidos como una buena determinación para un diagnóstico médico de presencia o ausencia de apnea obstructiva del sueño. Sin embargo, en algunos casos, una sobreestimación de los casos de apnea del sueño puede ocurrir. Y por otro lado la presencia de apnea del sueño puede no ser detectado por el algoritmo debido a una limitación básica como el requerimiento de cambios autonómicos existentes en caso de apnea del sueño. Estos cambios resultan en fluctuaciones del ritmo cardíaco y consecuentemente de la variación del ciclo cardíaco. Los cambios en la funciones autonómicas se ven claramente disminuidos en pacientes que sufren ciertas enfermedades como Síndrome de Parkinson, Diabetes, o en pacientes después de un trasplante de corazón, también se observa estas características en pacientes que usan medicación como bloqueadores beta



que reaccionan en desórdenes respiratorios del sueño.

Se considera que la sofisticación del presente algoritmo permite ser utilizado en pacientes con comorbilidades en combinación con apneas.

## 6. CONCLUSIONES

Se han expuesto las técnicas y procedimientos generales empleados para el procesamiento y análisis de las señales registradas. Los detalles más específicos de las señales y sus procedimientos. Se han estudiado los criterios empleados para la valoración de las pruebas diagnósticas. Los orígenes en su definición y los fundamentos médicos de la disfunción respiratoria conocida como Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño, han sido tratados.

Después del análisis temporal acerca de las señales respiratorias derivadas de electrocardiograma (EDR) se pudo determinar que la Variabilidad de ritmo cardiaco o Intervalo RR es la EDR que mejores resultados presenta en la correlación con los estudios de la polisomnografía o tipos de respiraciones que se tomo en cuenta. Por lo tanto la serie de intervalos RR fue elegida para ser usada en el algoritmo de detección de apnea obstructiva del sueño ya que en los pacientes con SAOS la frecuencia cardiaca se ve fuertemente influenciada por el sistema respiratorio en un proceso denominado Arritmia

Sinusal Respiratoria, resultando en una secuencia de bradicardia – taquicardia.

Se determinó que la implementación del algoritmo es mejor a partir del intervalo RR sin interpolación pues se hace la detección mediante ciclos por latido y no ciclos por minuto pues se considera la secuencia RR como una señal que refleja la actividad del sistema nervioso autónomo, y se debe tener en cuenta que el muestreo de dicha actividad no es uniforme. Esto gracias al dominio del latido en lugar del dominio frecuencial. Es decir, la frecuencia no se mide en ciclos por segundo sino en ciclos por latido.

Se detectó la apnea obstructiva del sueño a través de obtener la potencia espectral del tramo de señal analizado en el intervalo entre 0.01 y 0.04 Hz y determinando si éste es mayor a un cierto límite. Una vez analizada la potencia espectral, se llega a la conclusión de que ésta es muy variable a los cambios de postura producidos por el paciente durante el proceso de ensoñación. Para solucionar dicha problemática, también se calcula la potencia en todo el tramo de señal, y se obtuvo la potencia relativa en la banda entre 0.01 y 0.04 Hz.

Los resultados obtenidos en la evaluación para la validar el algoritmo son altos en los tres parámetros de medición como son Sensibilidad =96%, Especificidad = 83%, y Precisión= 91%. Estos parámetros dan cumplimiento a

un buen resultado de la implementación del algoritmo. Se puede concluir que respecto del método de detección del SAOS mediante el análisis espectral de la señal de variabilidad de ritmo cardíaco, el procedimiento es eficaz en la detección del padecimiento del trastorno, aunque parece ineficaz a la hora de graduar la severidad de la enfermedad. Un estudio estadísticamente más significativo, fuera del alcance de este trabajo, debería realizarse para corroborar estos resultados.

Se concluye que la precisión del diagnóstico puede ser reconocida como buena determinación para una decisión clínica de presencia o ausencia de desórdenes respiratorios de sueño (apneas) clínicamente relevantes. Sin embargo, en algunos casos, falsos positivos puede ocurrir debido a la frecuencia muy baja en la que reconocemos la apnea, por otro lado la presencia de apnea del sueño puede no ser detectado por el algoritmo debido a una limitación básica como el no reconocimiento de cambios autonómicos existentes en caso de apnea del sueño. Estos cambios resultan en fluctuaciones del ritmo cardíaco y consecuentemente de la variación del ciclo cardíaco. Las variaciones del ciclo cardíaco (Intervalo RR) son disminuidos o casi desaparecen en pacientes que sufren disfunciones autonómicas del sistema nervioso central. Algunos pacientes bajo medicación para control cardíaco también presentan pérdidas de los

cambios autonómicos del ECG y la determinación de Intervalos RR se hace complicada, convirtiendo al paciente en un falso negativo, pero como la Sensibilidad nos indica, el algoritmo determina si el paciente está realmente enfermo en un 96%.

Se concluye que la técnica descrita puede aplicarse con a la clasificación de estados respiratorios y a la determinación de eventos de apnea, aunque un estudio más exhaustivo en lo que a representatividad de sujetos de diferentes características fisiológicas se hace necesario con objeto de evaluar en mayor profundidad la dependencia negativa de la efectividad del método con alguna variable de índole morfológica como en el caso analizado del paciente X15.

El algoritmo de detección de SAOS implementado en esta tesis proporciona una alternativa simple a los métodos actuales de diagnosis como la polisomnografía; permitiendo su aplicación domiciliaria mediante el uso de una prueba de diagnóstico no invasiva como es el electrocardiograma, reduciendo así costos y permitiendo comodidad al paciente, con el fin de proporcionar una mejor calidad de sueño a ser evaluado.

## 7. REFERENCIAS

[1] Guilleminault C, Partinen M. *Obstructive sleep apnea syndrome*. Clinical research and treatment. New York: Raven Press, 1990.

[2] Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Badr S. *The occurrence of sleep disoEDRred*

breathing among middle aged adults. *N Engl J Med* 1993;328:1230-1235.

[3] Zamarrón C, Álvarez JM, Otero Y et al. *Epidemiology of sleep apnea syndrome in people from 20 to 70 years of age. Eur Respir J* 1995;8(Suppl 19):436.

[4] Casas Rojo JM, Fernández Sánchez-Alarcos JM, Alvarez-Sala Walther JL. *Alteraciones de la ventilación alveolar. Síndrome de apnea del sueño.* Editorial Médica Panamericana, 1994;607-614.

[5] Hoffstein V, Szalai JP. *Predictive value of clinical features in diagnosing obstructive sleep apnea. Sleep* 1993; 16:118-122.

[6] S.-B. Park, Y.-S. Noh, S.-J. Park, H.-R. Yoon, "An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation," *Med. Bio. Eng. Comput*, 2008, 46: pp. 147-158.

[7] P de Chazal, T. Penzel, C. Heneghan, Automated detection of obstructive sleep apnoea at different time scales using electrocardiogram," *Physiol. Meas.*, 2004, 25: pp. 967-983.

[8] P. Várady, T. Micsik, S. Benedek, Z. Benyó, "A novel method for the detection of apnea and hypopnea events in respiration signals" *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 2002, 49: pp. 936-942.

[9] J Y Tian, J Q Liu "Apnea detection based on time delay neural network," *Proc. 27<sup>th</sup> Annual. Conf. IEEE EMBS*, Shanghai, China., 2005, pp.2571-2574.



**Mónica Ruiz Q**, nace en la ciudad de Quito en el año de 1984. Realiza sus estudios universitarios en la ciudad de Quito en la Escuela Politécnica del Ejército en la Carrera de Ingeniería Eléctrica y Electrónica con la especialidad de Automatización y Control.

Entre los campos de interés está la biomédica y la instrumentación.

Grabación	% Apnea real	%Apnea Algoritmo	Apnea real	Detección Apnea
x01	71,70	26,94	Si	Si
x02	44,25	54,89	Si	Si
x03	2,58	12,54	No	Si
x04	0,00	0,00	No	No
x05	63,61	84,24	Si	Si
x06	0,00	10,40	No	Si
x07	47,30	53,02	Si	Si
x08	62,84	75,07	Si	Si
x09	32,87	44,69	Si	Si
x10	18,84	18,30	Si	Si
x11	3,07	1,03	No	No
x12	10,80	40,31	Si	Si
x13	57,44	27,90	Si	Si
x14	88,21	13,81	Si	Si
x15	38,64	6,88	Si	No
x16	13,59	55,88	Si	Si
x17	0,25	1,68	No	No
x18	0,55	2,95	No	No
x19	82,92	91,80	Si	Si
x20	52,10	54,88	Si	Si
x21	23,74	64,51	Si	Si
x22	0,83	0,35	No	No
x23	22,33	43,01	Si	Si
x24	0,23	4,23	No	No
x25	57,59	16,28	Si	Si
x26	66,15	42,50	Si	Si
x27	97,99	92,41	Si	Si
x28	87,24	65,38	Si	Si
x29	0,00	0,00	No	No
x30	61,22	31,18	Si	Si
x31	92,61	88,96	Si	Si
x32	78,97	66,67	Si	Si
x33	1,06	6,91	No	No
x34	0,84	7,76	No	No
x35	0,00	0,35	No	No

**Tabla. 3** Resultados de la validación del algoritmo en registros de base de datos de apnea-ecg.

