

DIRECCIÓN DE NUEVAS CREACIONES

SOLICITUD DE PATENTE DE INVENCIÓN

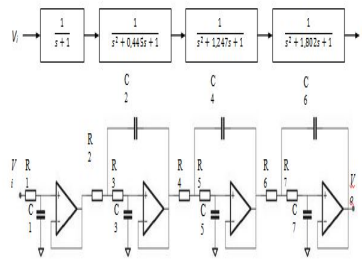


Fig 3

1	Tipo de solicitud	☒ Patente de invención ☐ Patente de modelo de utilidad	
2	Título de la invención	3	CIP Clasificación Internacional de Patentes
MÉTODO Y DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA		Nombre	Código
4	Datos del Solicitante		
Nombre:	UNIVERSIDAD EIA	Dirección Electrónica:	patents@olartemoure.com
Dirección:	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado	Domicilio/País de constitución:	COLOMBIA - ANTIOQUIA - ENVIGADO
Identificación:		Tipo Empresa:	

☐ CEDULA DE CIUDADANIA ☐ EMPRESA EXTRANJERA ☐ PASAPORTE	☐ CEDULA DE EXTRANJERIA ☒ NIT	☒ GRAN EMPRESA ☐ OTRO ☐ MICROEMPRESA ☐ ENTIDAD ESTATAL ☐ ENTIDADES DE ANIMO DE LUCRO	☐ MEDIANA EMPRESA ☐ PEQUEÑA EMPRESA ☐ PERSONAL ☐ UNIVERSIDADES
Número: 8909837226-			

5

Solicitantes

Apellidos - Nombres o Razón Social	Tipo	Identificación
1. UNIVERSIDAD EIA	NI	8909837226

6

Datos del Inventor

Nombre:	YEISON JAVIER MONTAGUT FERIZZOLA	Dirección Electrónica:	patents@olartemoure.com
Dirección:	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado	Domicilio/País de constitución:	COLOMBIA - ANTIOQUIA - ENVIGADO
Identificación: ☒ CEDULA DE CIUDADANIA ☐ CEDULA DE EXTRANJERIA ☐ EMPRESA EXTRANJERA ☐ PASAPORTE Número: 5469605-			

7

Inventor(es)

Apellidos - Nombres	Domicilio
1. MONTAGUT FERIZZOLA YEISON JAVIER	COLOMBIA
2. RODRÍGUEZ ESPARZA JENNIFER	COLOMBIA
3. MEDINA MARTÍNEZ JUAN SANTIAGO	COLOMBIA

4.	LÓPEZ LLANO MANUELA		COLOMBIA	
5.	TORRES VILLA RÓBINSON ALBERTO		COLOMBIA	
8	Datos Inventor(es)			
	País de Residencia	Departamento/Estado	Ciudad	Dirección
1.	COLOMBIA	ANTIOQUIA	ENVIGADO	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado
2.	COLOMBIA	ANTIOQUIA	ENVIGADO	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado
3.	COLOMBIA	ANTIOQUIA	ENVIGADO	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado
4.	COLOMBIA	ANTIOQUIA	ENVIGADO	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado
5.	COLOMBIA	ANTIOQUIA	ENVIGADO	Km 2 + 200 vía al aeropuerto José María Córdova Envigado
9	Datos del Representante Legal / Apoderado			
Nombre:		CARLOS R. OLARTE GARCIA	Dirección Electrónica:	patents@olartemoure.com
Dirección:		patents@olartemoure.com	Domicilio/País de constitución:	COLOMBIA - CUNDINAMARCA - BOGOTA D.C.
Identificación:				

☒ CEDULA DE CIUDADANIA
☐ EMPRESA EXTRANJERA
☐ PASAPORTE

☐ CEDULA DE EXTRANJERIA
☐ NIT

Número:

79782747-

Presentación de Poder

Año de Radicación

Número de Radicación

10 Declaraciones de prioridad

☐ SI ☒ NO

(33) País de origen

Codigo del país

(31) No. Solicitud

(32) Fecha _

1
2
3

11 Declaración sobre uso de recursos genéticos o biológicos

Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de recursos genéticos o biológicos de los que cualquiera de los países miembros de la Comunidad Andina es país de origen.

☐ SI ☒ NO

Nota: En caso afirmativo deberá anexar copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, o certificado o numero de registro, expedido por la Autoridad competente.

12 Declaración sobre uso de conocimientos tradicionales

Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de conocimientos tradicionales de comunidades indígenas, afroamericanas o locales de países miembros de la Comunidad Andina.

☐ SI ☒ NO

Nota: En caso afirmativo deberá anexar la licencia o autorización de uso de conocimiento tradicional, o certificado o numero de registro.

13

Para publicar a partir de la fecha de publicación o de la prioridad invocada

Si es Patente de Invención

☐ 6 Meses ☐ 12 Meses ☒
18 Meses
☐ Otro Cual:

Si es Patente de Modelo de Utilidad

☐ 6 Meses ☐ 12 Meses
☐ Otro Cual:

14

Reivindicaciones

Número reivindicaciones:

23

Pago Reivindicaciones:

No

15 Reducción de tasas.

Declaro que carezco de medios económicos para presentar la solicitud de patente.

☐ SI ☒ NO

Nota: En caso de ser persona natural y carecer de medios económicos, y por lo tanto, aplique la reducción de tasas a que se refiere la resolución vigente en tarifas, debe firmar la presente solicitud bajo la gravedad de juramento.

☐ Micro, pequeñas y medianas empresas

☐ Universidades públicas o privadas

☐ Entidades sin ánimo de lucro

Debe aportar los documentos que se indican en el numeral 17 de anexos

16	Documentos Anexos
-----------	--------------------------

☒ Reivindicaciones

☒ Descripción

☒ Dibujos y/o Figuras

☒ Resumen

☐ Certificado Deposito Materia Biologico

☐ Uso de Conocimiento tradicional

☐ Listado de secuencias

☒ Artes finales 12 x 12 cm

☐ Certificado con descuento

☒ Poderes, si fuere el caso

☐ Documento que legalmente pruebe la Cesión del inventor al solicitante o a su causante

☒ Otros anexos

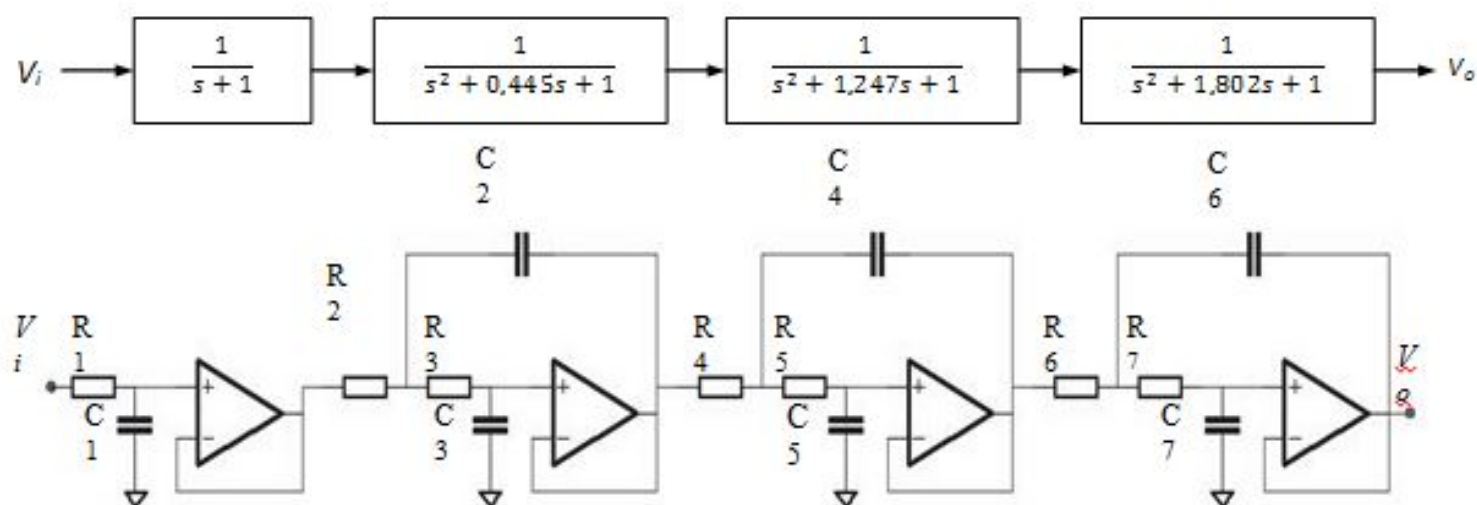


Fig 3

MÉTODO Y DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA

Campo de la invención

5

La presente invención está relacionada con los métodos y dispositivos para la detección de apnea por medio del procesamiento de señales de electromiografía de superficie del músculo diafragma, frecuencia cardíaca y es confirmado mediante la saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre medida a partir de la pulsioximetría, SpO₂.

10

Descripción del estado del arte.

La definición de apnea se considera como un episodio de ausencia de flujo respiratorio de duración superior a 20 segundos, o de menor duración, pero acompañado de repercusión cardiovascular, en particular bradicardia (menos de 100 pulsaciones por minuto en neonatos) e hipoxemia (baja concentración de oxígeno en la sangre).

15

El tipo de apnea se puede clasificar de acuerdo al mecanismo de producción como: Central, Obstructiva o Mixta. Los primeros sistemas diseñados de detección de apnea utilizan las variables manejadas por ventiladores artificiales, tales como el flujo de aire en las vías respiratorias o el cambio en el volumen de la caja torácica en los pulmones, y variables relacionadas con el comportamiento del corazón, pero éstas son mediciones indirectas que pueden no estar relacionadas de manera expedita con la actividad respiratoria.

20

25

La diferenciación de los diferentes episodios de apnea, se ha reportado en el estado de la técnica a través de métodos no invasivos pero asociados a ventiladores artificiales o uso de métodos directos como la capnografía, pero que como ocurre en esta última, se pueden presentar retardos debido al tiempo que toma el gas para llegar al sensor.

30

El monitoreo de la actividad diafragmática a través de electromiografía superficial (EMGdi), se ha utilizado en la detección de apnea y otros desórdenes respiratorios; este método ha sido principalmente usado en la detección de apnea de sueño. La utilización del método EMGdi, con sensores ubicados en el pecho trae una interferencia por la actividad eléctrica del corazón causada especialmente por el complejo QRS.

35

40

Se reportan en el estado de la técnica varios métodos para la eliminación del componente de electrocardiograma presente en la señal electromiográfica del

diafragma (EMGdi). Por ejemplo en el artículo de Corne et al.,[1] después de obtener la señal electromiográfica del diafragma por medio de una sonda esofágica especialmente diseñada para esto, el complejo QRS (usualmente de 60 ms a 100ms de duración) fue inicialmente removido de la señal. La señal electromiográfica fue después rectificada. El segmento de 100ms eliminado fue reemplazado con una línea que comienza con el promedio de la señal electromiográfica 40ms antes del complejo QRS, y termina con el promedio de la señal electromiográfica 40ms después del complejo QRS. La señal de electromiografía fue posteriormente promediada. La señal resultante llamada señal electromiográfica del diafragma es de buena calidad y muestra un mínimo contenido de electrocardiograma (principalmente residuos de la onda P). En 1981, Leo van Eykern patentó a través de la patente US4248240 A un método para señal electromiográfica del diafragma transcutáneo que funciona de un modo similar. Hay diferencias significativas entre los dos métodos, como retardos en el tiempo de procesamiento.

También es reportado el uso de un método no invasivo de EMGdi en la patente WO2005096924 A1, en esta se describe la detección de desórdenes respiratorios mediante el procesamiento de señales superficiales de EMGdi, y la eliminación del complejo QRS. La eliminación del complejo QRS se reporta a través del cálculo de una amplitud promedio del complejo QRS, en esta no se obtiene una envolvente de la señal EMGdi, ni se cuenta con un algoritmo que personalice mediante un tiempo de entrenamiento previo, la actividad respiratoria del paciente.

No se encontró en el estado de la técnica un dispositivo que por sí solo reuniera las características que en la presente invención se integran y que corresponden a:

- Eliminación de la onda de electrocardiograma, presente en la señal EMGdi en tiempo real, con la posterior obtención de una envolvente que se asemeje al patrón respiratorio del paciente.

- Capacidad de detectar apnea central, obstructiva y mixta a través de un método no invasivo e indirecto. La central por una disminución en la actividad eléctrica del diafragma, y la obstructiva de forma indirecta por un aumento en los esfuerzos respiratorios reflejado en un incremento considerable de la señal EMGdi; esto además de tener en cuenta la relación directa entre esta señal y una posible bradicardia estimada a partir de la frecuencia cardíaca del paciente, y se incluye esta variable en el algoritmo de detección con lo cual se disminuye el porcentaje de falsas apneas detectado por el prototipo.

- Personalización en el proceso de detección a partir de un tiempo previo de entrenamiento, que permite la adaptación a la fisiología del paciente.

- Integración de varios métodos de detección, garantizando mayor confiabilidad en los resultados, incluyendo además la medida de la saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre a partir de la pulsioximetría, SpO2, para corroborar la presencia de apnea.

5

Es necesario que se pueda contar con un dispositivo que además de presentar un buen desempeño y confiabilidad, sea no invasivo y directamente relacionado con la señal de esfuerzo respiratorio, que elimine en tiempo real la onda ECG y genere una envolvente de la señal EMGdi; que identifique tanto apnea central, obstructiva y mixta; que tenga un análisis personalizado a través de un algoritmo de entrenamiento y relacionado a la detección de bradicardia. Además, que pueda ser utilizado inclusive en infantes prematuros.

10

Breve descripción de los gráficos.

15

La Fig. 1 corresponde a la conexión de los tres electrodos a una etapa de pre-amplificación.

La Fig. 2 corresponde un diagrama del amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de la señal

20

La Fig. 3 corresponde al diagrama de circuito y a la función de transferencia de séptimo orden para el filtro Butterworth pasa-bajas.

La Fig. 4 corresponde al diagrama de circuito y a la función de transferencia de séptimo orden para el filtro Butterworth pasa-altas.

25

La Fig. 5 corresponde al diagrama de circuito de amplificación de la señal de la unidad de filtrado.

30

La Fig. 6 corresponde al diagrama de circuito de un rectificador de onda completa de precisión.

La Fig. 7 corresponde al diagrama de circuito comparador del módulo de procesamiento de señal.

35

La Fig. 8 corresponde un ejemplo del paso iii de la etapa a) con 251 ventanas de tiempo de 2 segundos.

La Fig. 9 corresponde a la región de intervalo de los límites de confianza para la señal EMGdi (a), la región de intervalo de los límites de confianza para la frecuencia cardiaca (b) para un ejemplo particular.

40

Breve descripción del invento

La presente invención se relaciona con un dispositivo no invasivo para la detección temprana de la presencia de apnea que comprende: medios de detección de señal EMGdi y FC, un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC, conectado a los medios de detección de señal de EMGdi y FC, y medio de detección de SpO2; un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de acondicionamiento de la señal EMGdi y FC ; un procesador; un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador; una memoria conectada al procesador, para almacenar datos e instrucciones; una fuente de potencia que proporciona potencia a los anteriores componentes.

En una modalidad de la invención Los medios de detección de señal EMGdi y FC son tres electrodos de superficie con conectores modulares de precisión, mecanismos de enclavamiento tipo Push-Pull y anillos de protección de apantallamiento para compatibilidad electromagnética. Dos electrodos se ubican en el margen costal de la persona en observación, uno al lado izquierdo y el otro al lado derecho del cuerpo, en una línea dibujada verticalmente desde los pezones de la persona en observación, entre la sexta y séptima región intercostal; y el tercer electrodo se ubica en el esternón.

El método para la detección de apnea obstructiva, central y mixta consta de dos etapas: una etapa (a) de entrenamiento y una etapa (b) de detección de apnea.

La etapa (a) de entrenamiento consta de los siguientes pasos; i) adquirir durante un tiempo T1 las señales de EMGdi, FC, ECG y SpO2 ; ii) adecuar la señal de EMGdi de tal manera que el resultado del procesamiento sea un patrón respiratorio en forma de onda periódica; iii) extraer las características en el dominio del tiempo *área bajo la curva*, media(μ) y desviaciones estándar (σ) para las señales envolvente de EMGdi, FC y SpO2; iv) almacenar estas características en una memoria; y v) calcular en un intervalo los límites de confianza de las características almacenadas teniendo en cuenta que se cumpla con el número mínimo de muestras según el teorema del límite central, logrando un intervalo entre un límite superior y un límite inferior tal que se cumpla con la relación $P(\mu_1 \leq z \leq \mu_2) = (1 - \alpha) \cdot 100$

La etapa (b) de detección de apnea consta de los siguientes pasos; i) repetir los pasos i), ii), iii) de la etapa (a) de manera continua cada tiempo T2; ii) almacenar las características obtenidas en el paso i) de la etapa (b) en una memoria cada tiempo T2; iii) comparar las características almacenadas en el paso ii con el intervalo de confianza calculado en el paso v) de la etapa (a) cada tiempo T2; y, iv)

activar la alarma del episodio de apnea si las características comparadas en el paso iii anterior difieren del intervalo de confianza calculado en el paso v de la etapa (a).

- 5 En una modalidad de la invención se cuenta con un dispositivo para visualizar la envolvente de la señal de EMGdi; medios para proporcionar un mensaje de condición de la persona en observación en caso de presentarse episodio de apnea, dichos medios se encuentran conectados al procesador; una alarma que indica el estado de apnea conectada al procesador; y; medios de medición de
- 10 SpO2, un módulo de acondicionamiento de la señal de medida de SpO2 conectado a los medios de medición de SpO2 y medios para generar una señal de control de ventilación del paciente a partir de la condición de apnea conectados al procesador.

15 **Descripción detallada de la invención**

La presente invención corresponde a un método y un dispositivo no invasivo para en la detección temprana de la presencia de apnea, el dispositivo comprende:

- 20 -medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2;
-un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi, FC y SpO2 conectado a los medios de detección de señal de EMGdi, FC y SpO2;
-un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de
- 25 acondicionamiento de la señal EMGdi, FC y SpO2;
-un procesador;
-un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador;
-una memoria conectada al procesador; y,
- 30 -una fuente de potencia, por ejemplo una fuente de potencia de categoría médica, que proporciona potencia a los anteriores componentes;

En una modalidad de la invención se cuenta con un dispositivo para visualizar la envolvente de la señal de EMGdi y la condición de la persona en observación;

35

A continuación, se describe de forma detalla cada una de las partes que comprende la invención.

Medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2:

40

Los medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2 se encargan de captar las señales de EMGdi, FC y SpO2 de la persona en observación.

En una modalidad de la invención los medios de detección de señal EMGdi y FC son tres electrodos de superficie con conectores modulares de precisión, mecanismos de enclavamiento tipo Push-Pull y anillos de protección de
5 apantallamiento para compatibilidad electromagnética. Los medios de detección de la señal de SpO2 por ejemplo una pinza convencional de pulsioximetría que cuenta con dos LEDs, un infrarrojo y uno rojo y un fotodiodo para captar la luz proveniente de los LEDs; esta pinza está conectada al módulo procesador a través de un conector convencional tipo DB9.

10

Otros medios de detección del SpO2 son por ejemplo medidores de medición espectrofotométrica, y medios de detección basados en medición basada en la Fotoplefetismografía (PPG, por sus siglas en inglés).

15

La instalación de los electrodos se realiza de forma preferente pero no exclusiva de la siguiente manera: dos electrodos se ubican en el margen costal de la persona en observación, uno al lado izquierdo y el otro al lado derecho del cuerpo,
20 en una línea dibujada verticalmente desde los pezones, entre la sexta y séptima región intercostal; y el tercer electrodo se ubica en el esternón.

La manera de instalar los electrodos es escogida debido a la facilidad para reemplazarlos durante las mediciones, la señal es mínimamente contaminada por
25 la actividad eléctrica de los músculos intercostales durante la respiración tidal y el lugar se encuentra cerca de la inserción de las fibras costales del diafragma a lo largo del margen costal, obteniendo una señal EMGdi respiratoria clara durante la inspiración.

30

Los conectores modulares de precisión poseen anillos de protección contra tirones de gran durabilidad y polarización incorporada para evitar conexiones incorrectas. La fabricación metálica del cuerpo asegura apantallamiento de EMCdi mediante compatibilidad electromagnética, mientras que el diseño push-pull ahorra espacio y elimina el riesgo de desconexión accidental de cable debido a golpes, vibración
35 o tracción del cable.

40

En una modalidad de la invención se usa una pareja de conectores, multipolar (5 vías) de autoenclavamiento con llave de polarización. El autoenclavamiento se realiza mediante un simple empuje axial sobre los conectores Macho/Hembra. La
desconexión se efectúa mediante una tracción axial sobre el cuerpo exterior del conector, liberando el enclavamiento y permitiendo así la desconexión del conjunto Macho/Hembra. Se usa un conector macho aéreo y un conector hembra de

montaje en PCB con material aislante PEEK para un tamaño de cable de 4.1 a 5mm.

5 En una modalidad de la invención acorde a la Fig 1 para realizar la conexión de los tres electrodos E1, E2, E3 a una etapa de pre-amplificación Este circuito reduce la resistencia efectiva del electrodo por varios órdenes de magnitud, y permite que sólo una cantidad de corriente segura fluya a través de éste.

10 En una modalidad de la invención los medios de detección de señal de SpO2 se realiza mediante la instalación de la pinza de pulsioximetría se realiza en una extremidad del paciente, en una región ligeramente translúcida como un dedo, la nariz, la oreja o el pie en el caso de pacientes neonatos.

15 **Módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC:**

El módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC, se conecta a los medios de detección de señal de EMGdi y FC.

20 El módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC comprende una unidad de amplificación conectada a una unidad de filtrado.

- un amplificador de instrumentación con ganancia de entre 1 y 15 conectado a su salida con un amplificador de aislamiento;
- un amplificador de aislamiento con una ganancia entre 1 y 20
- una resistencia variable de ajuste de voltaje de offset conectado a la entrada de la etapa de amplificación;
- un condensador de desacople conectado a la salida del amplificador de instrumentación;
- un condensador de desacople conectado a la salida del amplificador de aislamiento; y,
- un filtro pasa-bandas con frecuencia de corte inferior entre 0,1Hz y 0,5Hz y frecuencia de corte superior entre 800Hz y 900Hz conectado a la salida amplificador de aislamiento.

25 El módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC también comprende una unidad de amplificación conectada a una unidad de filtrado.

El amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC tiene una ganancia entre 1 y 20 de ganancia; El amplificador de aislamiento tiene como función principal romper la

continuidad óhmica de la señal de entrada con las etapas de procesamiento minimizando el riesgo por choques eléctricos.

En una modalidad de la invención acorde a la Fig 2 el amplificador de aislamiento
5 corresponde a un integrado AD210 de Analog Devices y La ganancia del amplificador de aislamiento es de 11, valor que se obtiene a partir de la siguiente fórmula:

$$G_{Isol} = \left(\frac{R_{S1} + R_{S2}}{R_{S2}} \right) = 11 ; R_{S1} = 100k\Omega, R_{S2} = 10k\Omega$$

10

En esta modalidad el amplificador de aislamiento se alimenta con una fuente de 15V de DC regulada usando una fuente médica; el amplificador de aislamiento provee hasta 3500V de aislamiento, valor que describe la cantidad de voltaje que
15 la barrera de aislamiento puede soportar sin deteriorarse. Además presenta un ancho de banda de 20kHz y se pueden obtener ganancias de 1 a 100 usando una configuración de resistencias externa.

En una Modalidad de la invención ael amplificador de aislamiento se conecta un
20 amplificador de instrumentación con ganancia de entre 1 y 15 conectado a su salida con el amplificador de aislamiento;

En una modalidad de la invención se cuenta con una resistencia variable de ajuste de voltaje de offset conectado a la entrada del amplificador de
25 instrumentación.

Esto debido a que los amplificadores tienen voltajes de offset asociados tanto a la entrada (V_{IOS}) como a la salida (V_{OOS}) de los mismos, se añaden resistencias variables para el ajuste del voltaje de offset. Es importante ajustar el voltaje de
30 offset a la entrada de los amplificadores para evitar señales indeseadas.

Las variaciones de temperatura causarán también cambios en el voltaje offset. Asimismo, el valor del voltaje de offset de entrada se encuentra directamente relacionado con la ganancia por medio de la ecuación del voltaje de offset general
35 referido a la salida:

$$V_{OS}(RTO) = (V_{IOS} \times G) + V_{OOS}$$

En una modalidad de la invención se presenta un voltaje de offset máximo de 100μV y 6mV a temperatura ambiente para la entrada y la salida, respectivamente
40 por lo que se realiza un ajuste del offset tanto para la entrada como para la salida.

Luego del amplificador de aislamiento, se realiza el acondicionamiento y filtrado de la señal mediante una unidad de filtrado donde se separan las señales de ECG y EMGdi, para sólo tomar el rango de frecuencias en el cual está contenida la mayor cantidad de información de la señal EMGdi, con esto se eliminarán componentes que actúan como ruido en la señal.

La unidad de filtrado comprende:

- un primer canal que conecta a un filtro activo pasa-altas con frecuencia de corte de 63Hz conectado a la salida del amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de señal;
- un segundo canal que conecta a un filtro activo pasa-bajas con frecuencia de corte de 40Hz conectado a la salida del amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de señal; este segundo canal sirve para obtener la señal de ECG que servirá como punto de partida para la eliminación de los complejos QRS de la señal EMGdi;
- un circuito de amplificación de la señal con ganancia de 1 a 15 y un de voltaje de offset de 1V a 2V conectado a las salidas de los filtros;
- un filtro anti-aliasing entre 800Hz y 900Hz; y,
- un limitador del voltaje de protección con un valor de 3.6V, conectado con circuito de amplificación de la señal y a la entrada a un conversor análogo a digital.

La unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal es un filtro pasa-banda con frecuencias de corte entre 13Hz y 25Hz.

La finalidad del filtro activo pasa-banda es dejar pasar el complejo QRS, para luego eliminar el componente de ECG que queda presente en la señal de salida del filtro pasa-altas de la unidad de filtrado. Es de importancia del retardo de fase después de los filtros ya que se requiere de una sincronización que garantice que el segmento de ECG que se elimina de la señal proveniente del filtro pasa-altas corresponda a los complejos QRS detectados por el filtro pasa-banda.

En una modalidad de la invención Acorde a la Fig. 3 y a la Fig. 4 se presenta un circuito que proporciona la función de transferencia de séptimo orden para la unidad de filtrado. Acorde a la Fig. 3 el filtro un pasa-bajas y Acorde a la Fig. 4 el filtro pasa altas de la unidad de filtrado son tipo Butterworth de séptimo orden y se

construye de tal forma que la función de transferencia del circuito tenga un polinomio de Butterworth en su denominador, conectando en cascada circuitos basados en amplificadores operacionales, cada uno de los cuales debe proporcionar uno de los factores necesarios para El polinomio de Butterworth normalizado de modo que $\omega_c = 1$ rad/s para un filtro de orden $n=7$ es representado por la expresión:

$$(s + 1)(s^2 + 0,445s + 1)(s^2 + 1,247s + 1)(s^2 + 1,802s + 1)$$

En el caso del filtro de séptimo orden se conectan en cascada un filtro de primer orden y tres filtros de segundo orden, sin embargo, aunque en este caso el de primer orden es pasivo con un amplificador seguidor.

Para calcular los valores de resistencias y condensadores de cada una de los filtros conectados en cascada se debe conocer la función de transferencia de la unidad de filtrado, en esta modalidad de la invención se llega a las siguientes funciones de transferencia:

Para el filtro pasa-bajas de primer orden se tiene que:

$$H(s) = \frac{\frac{1}{R_1 C_1}}{s + \frac{1}{R_1 C_1}}$$

Para el filtro pasa-altas de primer orden:

$$H(s) = \frac{s}{s + \frac{1}{R_1 C_1}}$$

Para los filtros Butterworth pasa-bajas de orden 2 se obtiene:

$$H(s) = \frac{\frac{1}{R_a R_b C_a C_b}}{s^2 + \left(\frac{R_a + R_b}{R_a R_b C_a}\right)s + \frac{1}{R_a R_b C_a C_b}} \text{ con } [a, b] = [2, 3], [4, 5], [6, 7]$$

Para los Butterworth pasa-altas de orden 2 se obtiene:

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \left(\frac{C_a + C_b}{C_a C_b R_b}\right)s + \frac{1}{R_a R_b C_a C_b}} \text{ con } [a, b] = [2, 3], [4, 5], [6, 7]$$

Se utilizan las técnicas de cambio de escala de frecuencias y de magnitud para diseñar los diferentes filtros con una frecuencia de corte distinta de 1 rad/s, teniendo en cuenta que $\omega_c = 2\pi F_c$. Los valores después del cambio de escala que corresponde a las variables con signo de prima R' y C' en función de los valores

originales las variables sin signo de prima R y C presente en las siguientes expresiones.

$$R' = k_m R$$

$$C' = \frac{1}{k_m k_f} C \quad ; \quad k_f = \frac{\omega_o'}{\omega_o} = \frac{2\pi F_c}{1} ;$$

5 Siendo k_m y k_f los factores de escalamiento de magnitud y frecuencia respectivamente.

Conociendo las funciones de transferencia de cada circuito en términos de resistencias y condensadores, y conociendo también el polinomio de Butterworth, se igualan los denominadores respectivos y se obtiene: una ecuación con dos incógnitas para los filtros de orden uno, pasa-altas y pasa-bajas, y dos ecuaciones con cuatro incógnitas para cada uno de los sub-circuitos siguientes. Se asumen los valores de condensadores fijos y se obtienen los valores de resistencias, teniendo en cuenta el factor de escalamiento en frecuencia que es $k_{f1} = 251.33$ y $k_{f2} = 395.84$ para desplazar la frecuencia de corte a 40Hz y 63Hz, respectivamente. Los valores teóricos obtenidos se pueden ver en tabla 1 y tabla 2.

Tabla 1. Valores teóricos de resistencias y condensadores para el filtro Butterworth pasa-bajas con Fc=40Hz.

<i>Kf</i>	<i>b</i>	<i>C</i> _(1,2,4,6) [F]	<i>C</i> _(3,5,7) [F]	<i>R</i> _(1,2,4,6) [Ω]	<i>R</i> _(3,5,7) [Ω]	<i>F_c</i> [Hz]
251.328	-	1.00E-08	-	397887.00	-	40.00
251.328	0.445	1.00E-07	1.00E-08	22806.60	694162.00	40.00
251.328	1.247	1.00E-07	1.00E-08	34276.00	461881.00	40.00
251.328	1.802	5.50E-06	3.30E-07	409.16	21317.85	40.00

Tabla 2. Valores teóricos de resistencias y condensadores para el filtro Butterworth pasa-altas con Fc=63Hz.

<i>Kf</i>	<i>b</i>	<i>C</i> _(1,2,4,6) [F]	<i>C</i> _(3,5,7) [F]	<i>R</i> _(1,2,4,6) [Ω]	<i>R</i> _(3,5,7) [Ω]	<i>F_c</i> [Hz]
395.8416	-	1.00E-07	-	25262.70	-	63.00
395.8416	0.445	1.00E-07	1.00E-08	41383.40	154217.00	63.00
395.8416	1.247	1.00E-07	1.00E-08	28638.20	222850.00	63.00
395.8416	1.802	1.00E-07	1.00E-08	10220.90	624412.00	63.00

Se aproximan los valores obtenidos de las resistencias a valores comerciales según las tablas 3 y tabla 4, y se encuentra la frecuencia de corte de cada sub-circuito con estos nuevos valores.

Tabla 3. Valores reales de resistencias y condensadores para el filtro Butterworth pasa-bajas con Fc=40Hz.

<i>C</i> _(1,2,4,6) [F]	<i>C</i> _(3,5,7) [F]	<i>R</i> _(1,2,4,6) [Ω]	<i>R</i> _(3,5,7) [Ω]	<i>F_c</i> [Hz]
1.00E-08	-	390k	-	40.81

1.00E-07	1.00E-08	22k	680k	41.15
1.00E-07	1.00E-08	33k	390k	44.36
5.50E-06	3.30E-07	2k7	3k3	39.58

Tabla 4. Valores reales de resistencias y condensadores para el filtro Butterworth pasa-altas con Fc=63Hz.

$C_{(1,2,4,6)}$ [F]	$C_{(3,5,7)}$ [F]	$R_{(1,2,4,6)}$ [Ω]	$R_{(3,5,7)}$ [Ω]	F_c [Hz]
1.00E-07	-	27k	-	58.95
1.00E-07	1.00E-08	39k	150k	65.80
1.00E-07	1.00E-08	27k	220k	65.30
1.00E-07	1.00E-08	10k	680k	61.03

Luego de separar las señales de ECG y EMGdi por medio de los filtros Butterworth de séptimo orden, se procede a amplificar y sumar un voltaje DC mediante el un circuito de amplificación de la señal de la unidad de filtrado.

En una modalidad de la invención acorde a la Fig. 5 para la implementación del circuito de amplificación de la señal de la unidad de filtrado se utiliza el integrado el LM358 que funciona con una alimentación individual (V⁺-GND), rechazando de esta manera el voltaje negativo. El sumador de voltaje DC sube el nivel de offset de la señal a 1.55V, ideal para un microprocesador de alto desempeño o un microcontrolador. Luego de este circuito se tiene un diodo zener de protección con un valor de 3.6V, evitando el paso de cualquier voltaje superior y daño del microprocesador o microcontrolador. Además, se tiene un filtro pasa-bajas con Fc=868.27Hz, el cual ayuda a evitar el aliasing en el muestreo y conversión análogo-digital de la señal.

Acorde a la Fig 5 la ecuación característica, desde R₁ hasta la salida del amplificador operacional, es:

$$V_o = \frac{R_4}{R_3+R_4} V^+ - \frac{R_2}{R_1} V_i$$

Acorde a la Fig 5, el condensador en serie a la entrada se usa para eliminar el voltaje DC antes del amplificador operacional, de esta manera se asegura que el offset que tendrá la señal a la salida del circuito sea la estipulada según la configuración de resistencias en la ecuación característica. La ganancia de este circuito es 10.

En una modalidad de la invención en la unidad de filtrado se cambia de una combinación de filtros de séptimo orden pasa-altas y pasa-bajas, a una combinación de filtros de segundo y cuarto orden, pasa-bandas y pasa-alta, respectivamente buscando reducir el remanente de la onda P del ECG y disminuir el retraso en el procesamiento de la señal EMGdi.

Módulo de procesamiento de señal

El módulo procesamiento de señal se encarga de la eliminación del complejo QRS presente en la señal de EMGdi, y obtiene una señal envolvente que se asemeje al patrón respiratorio del paciente es decir que se asemeje a un patrón respiratorio en forma de onda periódica.

5

La forma de eliminación de ECG se basa en la detección del complejo QRS y la eliminación del sector que comprende el complejo QRS en la señal de EMGdi.

El módulo de procesamiento de señal comprende:

10

- una unidad de eliminación de ECG;
- una unidad de detección de complejo QRS conectada a la unidad de eliminación de ECG; y,
- una unidad de detección de envolvente EMGdi conectada a la

15

unidad de eliminación de ECG;

El módulo de procesamiento de señal se conecta mediante dos canales al módulo de acondicionamiento de la señal de electromiografía, donde un primer canal conecta la unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal a la

20

unidad de eliminación ECG, y un segundo canal conecta la unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal con la unidad de detección de complejo QRS.

La unidad de eliminación de ECG y la unidad de detección de complejo QRS del

25

módulo de procesamiento de señal comprende:

30

- un rectificador de onda completa de precisión;
- un filtro pasa-bajas pasivo con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ conectado al rectificador de onda completa de precisión;
- un filtro pasa-altas con frecuencia de corte de entre 0.1Hz y 0.5Hz conectado a la salida del filtro pasa-bajas pasivo con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ;
- un comparador de nivel conectado a la salida del filtro pasa bajas con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ; y,

35

-amplificador de precisión de la señal de EMGdi en configuración no inversora y ganancia variable conectado a la entrada del rectificador de onda completa;

donde el comparador de nivel proporciona un pulso de voltaje como una señal de

40

gatillo para operar un interruptor bilateral que controla el paso de la señal de EMGdi.

En una modalidad de la invención acorde a la Fig 6 el rectificador de onda completa de precisión, también llamado circuito de valor absoluto, que se construye sumando la salida de un rectificador de media onda. Luego del rectificador se conecta un filtro pasa-bajas pasivo de 10Hz con una constante de tiempo de 15ms con lo que se obtiene la envolvente de la señal, y otro filtro pasaltas de 0.16 Hz que eliminar el componente de baja frecuencia que puede interferir con el verdadero tamaño del pulso.

El comparador de nivel funciona como un detector de umbral para la eliminación de componente ECG de la señal de entrada al comparador.

En la invención se tiene un detector inmediatamente después del unidad de eliminación de ECG, el cual identifica la onda de mayor tamaño del complejo QRS normalmente la R en la forma clásica de la señal ECG y envía un tren de pulsos al procesador para calcular luego la frecuencia cardiaca.

En una modalidad de la invención acorde a la Fig 7 el comparador del módulo de procesamiento de señal es un circuito analógico-digital donde la señal de salida de tipo digital de este comparador, está determinada por la señal de entrada de tipo analógica, y el estado de la señal de salida tiene un valor digital bajo o alto que depende de la amplitud de la señal de entrada con respecto a un nivel de referencia. En esta modalidad de la invención la señal de referencia está dada por el divisor de voltaje determinado por R_1 y R_2 , y los valores de alto y bajo de la señal, serán las alimentaciones positivas y negativas del integrado respectivamente.

Acorde a la Fig 7 En una modalidad de la invención este detector se encuentra en configuración no inversora para comparar la señal de entrada al comparador V_i con un voltaje determinado por las resistencias R_1 y R_2 . Se recomienda que la resistencia R_3 sea de 15k Ω .

En una modalidad de la invención el integrado que elimina el sector de la señal de EMGdi que contiene el complejo QRS es un interruptor bilateral CD4066, este recibe el pulso del comparador como una señal de control o gatillo, que activa o desactiva el paso de la señal de EMGdi.

El comparador de nivel se conecta una etapa de amplificación de la señal de EMGdi con un amplificador en configuración como no inversor. Esta amplificación es variable y está antes de un circuito de valor absoluto o rectificador. El objetivo es entregar una señal con la amplitud que permita obtener una envolvente para ser llevada al procesador.

En una modalidad de la invención el circuito de valor absoluto es exactamente igual al usado para la rectificación de ECG, pero la obtención de la envolvente se da por medio de un filtro pasa-bajas activo de segundo orden, con una $F_c=0.72\text{Hz}$.

- 5 Por último, se elimina el offset de la señal con un filtro pasa altas pasivo con una $F_c=0.048\text{Hz}$.

10 La unidad de detección de envolvente EMGdi del módulo de procesamiento de señal comprende:

- un detector de envolvente conformado por un filtro pasa-bajas activo, con una frecuencia de corte de entre 0.5Hz y 1Hz. cuya entrada se conecta a la salida del rectificador de onda completa de precisión;
- 15 - una unidad de offset de la señal con un filtro pasa altas pasivo con una frecuencia entre 0.01Hz a 0.1Hz ; y,
- un detector en configuración no inversora conectado al filtro activo pasa-bajas con frecuencia de corte de entre 35Hz a 45Hz.

20

Procesador.

El procesador opera en modo de entrenamiento y en modo de detección de episodio de apnea, donde en el modo de entrenamiento se identifica la normalidad de los parámetros EMGdi, FC y SpO2, y en modo de detección se identifica la anormalidad de los parámetros para detectar y clasificar episodios de apnea, indicando estos episodios en señal de alarma.

El procesador durante una etapa de entrenamiento, calcula, a partir de datos extraídos de las señales de EMGdi, SpO2 y FC almacenados en la memoria durante la etapa de entrenamiento, en un intervalo los límites de confianza de los datos, y durante una etapa de detección, compara los datos almacenados en la memoria extraídos de las señales de EMGdi, SpO2 y FC durante la etapa de detección con los límites de confianza de los datos calculados en la etapa de entrenamiento según el resultado de la comparación se indica la detección de apnea obstructiva, central o mixta realizando la detección temprana de la presencia de apnea.

En una modalidad de la invención el procesador es un Microprocesador: Rabbit 4000.

25

En una modalidad de la invención el procesador se conecta con un medio para generar una señal de control de ventilación del paciente o una señal de alarma a partir de la condición de apnea.

En una modalidad de la invención se cuenta medios de medición de SpO₂, un módulo de acondicionamiento de la señal de medida de SpO₂ conectado a los medios de medición de SpO₂ y conectados al procesador la condición de apnea es confirmada por el procesador mediante la concentración de oxígeno de la hemoglobina en sangre. medido con los medios de medición de SpO₂.

En una modalidad de la invención el procesador se encuentra conectado a medios para generar una señal de control de ventilación del paciente o una señal de alarma a partir de la condición de apnea.

Conversor análogo a digital

La señal EMGdi previamente procesada por el hardware de la invención, se registra por medio de un canal A/D del conversor análogo a digital y se separa una señal cuadrada con frecuencia igual a la frecuencia cardiaca, que se registra por medio del procesador

El conversor análogo a digital es conectado módulo de procesamiento de señal y al procesador.

Al considerar una señal EMGdi amplificada que puede ser representada por $s(t)$, la cual es muestreada en un intervalo de tiempo T . el conversor análogo a digital provee una señal discreta que se representa como, $x(nT)$ para $n=(1....N)$, a lo largo del periodo de muestreo NT del conversor análogo a digital.

En una modalidad de la invención Las frecuencias de muestreo son generalmente de 1kHz, por lo tanto usar una ventana de análisis de 250ms resulta en un vector de entrada con una dimensión de 250 para cada canal.

Memoria.

La invención cuenta con una memoria conectada al procesador, para almacenar datos e instrucciones.

En una modalidad de la invención la memoria es de 512k de memoria flash, 512k memoria SRAM.

Dispositivo para visualizar la envolvente de la señal de EMGdi.

En una modalidad de la invención se cuenta con un dispositivo para visualizar la envolvente de la señal de EMGdi; medios para proporcionar un mensaje de
5 condición de la persona en observación en caso de presentarse episodio de apnea dichos medios se encuentran conectados al procesador;

En una modalidad de la invención se cuenta con un dispositivo para la visualizar mensajes de condición de la persona en observación en caso de presentarse
10 episodio de apnea este dispositivo de visualización se encuentra conectado al procesador.

En una modalidad de la invención una alarma que indica el estado de apnea conectada al procesador; y, una fuente de potencia que proporciona potencia a los
15 anteriores componentes.

En una modalidad de la invención el dispositivo para la visualización es un display referencia TG12864B-05 tiene una resolución en pixeles de 128x64 y BackLight.

20 Método para la detección de apnea obstructiva, central y mixta

El método para la detección de apnea obstructiva, central y mixta caracterizado por las etapas de: una etapa (a) de entrenamiento y una etapa (b) de detección de apnea.
25

Utiliza cartas de control también llamada pruebas de hipótesis en el algoritmo de detección de apnea que incluye la variable fisiológica, la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, ya que una consecuencia de un episodio de apnea es un cambio notorio en la frecuencia de los latidos del corazón y una disminución de la
30 saturación de oxígeno en sangre.

35 La etapa (a) de entrenamiento que consiste en establecer características de comparación en el dominio del tiempo mediante los pasos de:

- i. adquirir durante un tiempo T1 las señales de EMGdi , FC, y SpO2;

- ii. adecuar la señal de EMGdi de tal manera que el resultado del procesamiento sea un patrón respiratorio en forma de onda periódica;
- iii. extraer las siguientes características en el dominio del tiempo: área bajo la curva, media(μ) y desviaciones estándar (σ), para las señales envolvente de EMGdi, FC y SpO2;
- iv. almacenar estas características en una memoria; y
- v. calcular en un intervalo los límites de confianza de las características almacenadas teniendo en cuenta que se cumpla con el número mínimo de muestras según el teorema del límite central logrando un intervalo entre un límite superior y un límite inferior tal que se cumpla con la relación $P(\mu_1 \leq z \leq \mu_2) = (1 - \alpha) \cdot 100$;

5

La etapa de entrenamiento se implementa para hacer el equipo personalizado, ya que las señales provenientes de una persona en observación tienen características EMGdi diferentes en relación a otras personas en observación y además cuentan con un rango de frecuencias cardiacas que pueden ser estables para una persona y para otra no.

10

El paso ii de la etapa (a) comprende los subpasos de:

- a. extraer la señal envolvente de la señal de EMGdi;
- b. eliminar de la componente ECG de la señal de EMGdi;
- c. obtener una señal indicadora de la FC del paciente;
- d. reconstruir la señal ECG eliminada el subpaso b;
- e. eliminar del complejo QRS presente en la señal de EMGdi; y,
- f. adquirir la señal de SpO2.

15

20

En el paso iii de la etapa a) Extraer las característica en el dominio del tiempo *área bajo la curva*, media(μ) y desviaciones estándar (σ) para las señales; envolvente de EMGdi, FC y SpO2. *El área bajo la curva*: Es la sumatoria de las alturas de la onda en un segmento de tiempo dado la expresión:

25

$$\frac{A_0}{\Delta t} = \sum_{k=1}^N |h|$$

En una modalidad de la invención se calcula cada 2 segundos las características en el dominio del tiempo y se almacenan en vectores diferentes para cada señal, el resultado de cada ventana de tiempo de 2 segundos ocupa una columna del vector, obteniéndose al final del entrenamiento 2 vectores cada uno de los vectores para cada característica con 45 posiciones.

30

El paso iii de la etapa (a) comprende los subpasos de

- a. extraer el área bajo la curva de la envolvente de EMGdi de cada tiempo T2;
- b. calcular para la señal de ECG presente en la señal EMGdi, el promedio de los tiempos entre pulsos de la señal ECG obtenida cada T2 segundos; y,
- c. calcular las medias (μ) y las desviaciones estándar (σ) para para la señal envolvente de EMGdi, FC y SpO2 cada tiempo T2.

5 En el paso v de la etapa (a) se realiza en una distribución normal definiendo un nivel de confianza del 95%, de manera que la probabilidad para el intervalo cumple con la expresión $P(\bar{X} - 1.96 * \sigma \leq \mu \leq \bar{X} + 1.96 * \sigma)$.

10 En una modalidad de la invención la etapa (a) de entrenamiento toma un tiempo de 1 minuto y 30 segundos, tiempo en el cual realiza los siguientes procesos: se dividen estos 90 segundos en ventanas de 2 segundos dando un total 45 ventanas de tiempo.

La etapa (b) de entrenamiento se realiza mediante los pasos de:

- i. repetir los pasos i, ii, iii de la etapa (a) de manera continua cada tiempo T2;
- ii. almacenar las características obtenidas en el paso i anterior en una memoria cada tiempo T2;
- iii. comparar las características almacenadas en el paso ii con el intervalo de confianza calculado en el paso v de la etapa (a) cada tiempo T2; y,
- iv. activar alarma de episodio de apnea si las características comparadas en el paso iii anterior difieren del intervalo de confianza calculado en el paso v de la etapa (a).

15

El paso iv de la etapa (b) comprende los subpasos de:

- i. activar una alarma de episodio de apnea obstructiva si las características comparadas en el paso iii de la etapa (b) es mayor al límite superior del rango establecido en el paso v de la etapa (a);
- ii. activar una alarma de episodio de apnea central si las características comparadas en el paso iii de la etapa (b) son

menores al límite inferior del rango establecido en el paso v de la etapa (a); y,

- iii. activar alarma de episodio de apnea mixta si las características comparadas en el paso iii fluctúan por encima y por debajo de los límites superior e inferior establecidos en el paso v de la etapa (a).

En la etapa (b) los pasos de iii) a iv) se realizan comparando los valores de las señales envolvente de EMGdi, FC, y SpO2, con límites preestablecidos en caso de salirse de dichos límites se activa la alarma de apnea.

5

En una modalidad de la invención el procesador declara un episodio de apnea cuando dos variables fisiológicas se salgan de los límites de confianza en dos ventanas de tiempo consecutivos de 4 segundos, ya que la probabilidad de falsas alarmas es casi nulo es decir de 4.81%, según los resultados arrojados por la

10

A modo de ejemplo para lograr un mejor entendimiento de cómo se realiza el entrenamiento se utilizan datos de dos ventanas de tiempo de 2 segundos cada una, y se extraen las características del paso iii de la etapa a), arrojando los valores que se muestran en la tabla 5.

15

Tabla 5. Características para dos ventanas de tiempo.

Características	Ventana 1(EMGdi)	Ventana 2(EMGdi)	Ventana 1(ECG)	Ventana 2(ECG)
$\frac{A_0}{\Delta t} = \sum_{k=1}^N h $	93.6150	57.9480	--	--
$\overline{T}(ms) = \frac{t_1 + t_2 + t_{n-1} + t_n}{N}$				
<i>Frecuencia cardiaca (FC) =</i> $\frac{60000}{\overline{T}} (l \cdot m)$	--	--	136	126

20

Con estos resultados el paso iii de etapa a) se encarga de calcular las medias (μ) y las desviaciones estándar (σ) para cada señal de ECG y EMGdi, de la siguiente manera:

25

$$\mu_h = \bar{x} = \frac{1}{45} \sum_{i=1}^{45} x_i$$
$$Para\ este\ ejemplo\ \mu_h = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^2 x_i = 75.7815$$
$$\mu_{FC} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^2 x_i = 131$$
$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{44} \sum_{i=1}^{45} (x_i - \bar{x})^2}$$

$$\text{Para este ejemplo } \sigma_h = \sqrt{\frac{1}{1} \sum_{i=1}^2 (x_i - \bar{x})^2} = 25.22$$

$$\sigma_h = \sqrt{\frac{1}{1} \sum_{i=1}^2 (x_i - \bar{x})^2} = 7.07$$

Obtenidos los valores para las medias y las varianzas,

5

el paso v de la etapa a) se calcula un intervalo los límites de confianza teniendo en cuenta que se cumple con el número mínimo de muestras según el teorema del límite centra. Estos límites se definen de la siguiente manera: en las muestras con media μ y desviación estándar σ , se toman muestras de 45 elementos y cada una de estas muestras tiene a su vez una media $\bar{x}$, y haciendo uso del teorema central del límite se puede demostrar que $\mu_{\bar{x}} = \mu$. A su vez como el número de muestras es superior a 30, la distribución de medias muestrales es prácticamente una distribución normal, con media μ y desviación estándar dada por la expresión $\sigma_{\bar{x}} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$. Por lo tanto se cumple que:

10

15

$$\frac{\bar{x} - \mu}{\sigma / \sqrt{n}} = Z \sim N(0,1)$$

En una distribución normal se puede calcular un intervalo en el que caigan un porcentaje de las observaciones, tal que $P(\mu_1 \leq z \leq \mu_2) = (1 - \alpha) \cdot 100$. Para este estudio se define un nivel de confianza del 95%, lo cual nos genera los puntos que delimitan la probabilidad para el intervalo $P(\bar{X} - 1.96 * \sigma \leq \mu \leq \bar{X} + 1.96 * \sigma)$

20

Al utilizar un nivel de confianza del 95%, se tiene un porcentaje de error del 5%, porcentaje muy alto si en tan solo 200 segundos el equipo puede detectar 5 falsas apneas, lo que sería un error tipo I. Para disminuir este porcentaje hasta un nivel aceptable, se utilizan los siguientes criterios: Para que el programa detecte una apnea, deben salir de los límites de confianza tanto la frecuencia cardiaca como la actividad eléctrica del diafragma, adicionalmente, el programa debe detectar dos veces consecutivas unos valores por fuera de los intervalos para declarar un episodio de apnea. Lo anterior se demuestra maestralmente haciendo una evaluación estadística del dispositivo, es decir, que probabilidad de error tipo I hay en una cantidad determinada de muestras.

25

30

Para realizar esta evaluación se registraron señales EMGdi de un sujeto sano respirando normalmente, usando el canal de adquisición A/D de un conversor análogo a digital de RCM4510W.

35

El tiempo de registro de datos para realizar la etapa a) fue de 8 minutos 37 segundos, lo que significa 251 ventanas de tiempo de 2 segundos cada una como se presenta en la Fig 8.

Con estos datos se calcula una μ y una σ , tanto para la sumatorio de alturas (EMGdi), como para la frecuencia cardiaca (ECG), con los resultados reportados en la tabla 6.

5 **Tabla6. Características para 250 ventanas de tiempo de entrenamiento.**

	EMGdi	ECG
μ	2570.812	77.7894
σ	1225.296	9.505622
$\mu + 1.96 * \sigma$	4972.3	96.43
$\mu - 1.96 * \sigma$	169.23	59.15

Acorde a la Fig.9. Se presenta de manera gráfica la región de intervalo de los límites de confianza para la señal EMGdi (a), la región de intervalo de los límites de confianza para la frecuencia cardiaca (b) en registro de otros 14 minutos 26 segundos de la señal EMGdi de la misma persona en observación.

Acorde a la Fig 9 y Para evaluar el desempeño del método y la confiabilidad del sistema se registraron otros 14 minutos 26 segundos de la señal EMGdi del mismo sujeto tiempo en el cual no se presentaron episodios de apnea ya que el sujeto no puede simular un episodio de apnea real, donde altere su frecuencia cardiaca a tal punto que salga de un rango normal. Con estos datos se realizaron varias pruebas y se obtuvieron los siguientes resultados de la tabla 7:

Tabla 7. Proporción de falsas alarmas para cada una de las pruebas realizadas y cálculo del error de estimación.

	Proporción FA	Error de Estimación
Prueba R	0.0000	4.81%
PruebaR2	0.0024	
PruebaR3	0.0000	
<i>n</i>	415	

- Donde:
- Prueba R: Se detecta un episodio de apnea cuando la señal EMGdi y la frecuencia cardiaca en la misma ventana se encuentran por fuera de los límites de confianza durante dos ventanas de tiempo consecutivas.

- Prueba R2: Se detecta un episodio de apnea cuando la señal EMGdi y la frecuencia cardiaca en la misma ventana se encuentran por fuera de los límites de confianza.
- Prueba R3: Se detecta un episodio de apnea cuando la señal de EMGdi se encuentra por fuera de los límites de confianza durante dos ventanas de tiempo consecutivas y en el caso de la frecuencia cardiaca, solo se encuentra por fuera de los límites de confianza en la segunda ventana.
- Proporción Falsa Alarma (FA): Es la probabilidad de que se comentan errores tipo I en la evaluación del entrenamiento.
- Error de estimación: Es el porcentaje de error de la probabilidad de falsas alarmas.
- n: Es el tamaño muestral utilizado para evaluar el entrenamiento del algoritmo.

La cantidad de falsas alarmas para las pruebas R y R3 es cero, lo cual muestra que en ningún momento se tuvo un episodio de apnea. En cuanto a la proporción de falsas alarmas en la Prueba R2 era lo esperado, ya que para cada variable biológica EMGdi y FC frecuencia cardíaca se definió un nivel de confianza del 95%. El porcentaje de error de los resultados obtenidos para la proporción de falsas alarmas está dado por el error de estimación, y este es del 4.81%.

En una modalidad de la invención el procesador declara un episodio de apnea cuando dos variables fisiológicas se salgan de los límites de confianza en dos ventanas de tiempo consecutivos de 4 segundos, ya que la probabilidad de falsas alarmas es casi nulo es decir de 4.81%, según los resultados arrojados por la evaluación estadística de la invención.

Glosario:

- Atendiendo al mecanismo de producción las apneas pueden ser:
- **De origen central:** ausencia de flujo en la vía aérea y de movimientos respiratorios sin evidencias de obstrucción.
 - **Obstructiva:** ausencia de flujo en vía aérea con contracción de los músculos respiratorios.
 - **Mixta:** en un mismo episodio de apnea se observa una fase central y otra obstructiva.
 - **FC:** Frecuencia cardiaca
 - **EMGdi:** Señal de Electromiografía diafragmática.
 - **SpO2:** Saturación de oxígeno de la hemoglobina en sangre.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] S. Corne, K. W. (2000). Effects of inspiratory flow on diaphragmatic motor output in normal subjects. *Journal of Applied Physiology*, 481-492.

5

Se debe entender que la presente invención no se halla limitada a las modalidades descritas e ilustradas, pues como será evidente para una persona versada en el arte, existen variaciones y modificaciones posibles que no se apartan del espíritu de la invención, el cual solo se encuentra definido por las siguientes reivindicaciones.

10

REIVINDICACIONES.

1. Un dispositivo no invasivo para la detección temprana de la presencia de apnea que comprende:

- a. medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2;
- b. un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi, FC y SpO2 conectado a los medios de detección de señal de EMGdi, FC y SpO2;
- c. un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de acondicionamiento de la señal EMGdi, FC y SpO2;
- d. un procesador;
- e. un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador;
- f. una memoria conectada al procesador;
- g. una fuente de potencia que proporciona potencia a los anteriores componentes;

donde el procesador durante una etapa de entrenamiento, calcula ,a partir de datos extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2 almacenados en la memoria durante la etapa de entrenamiento, en un intervalo los límites de confianza de los datos, y durante una etapa de detección, compara los datos almacenados en la memoria extraídos de las señales de EMGdi, FCy SpO2 durante la etapa de detección con los límites de confianza de los datos calculados en la etapa de entrenamiento según el resultado de la comparación se indica la detección de apnea obstructiva, central o mixta realizando la detección temprana de la presencia de apnea.

2. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque los medios de detección de señal EMGdi, FC y son tres electrodos de superficie con conectores modulares de precisión, mecanismos de enclavamiento tipo Push-Pull y anillos de protección de apantallamiento para compatibilidad electromagnética.

3. El dispositivo reclamado en la reivindicación 2, caracterizado porque:

- dos electrodos se ubican en el margen costal del paciente, uno al lado izquierdo y el otro al lado derecho del cuerpo, en una línea dibujada verticalmente desde los pezones, entre la sexta y séptima región intercostal; y,
- el tercer electrodo se ubica en el esternón.

4. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC comprende una unidad de amplificación conectada a una unidad de filtrado.

5. El dispositivo reclamado en la reivindicación 4 caracterizado porque la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi y FC comprende:

- a. un amplificador de aislamiento con una ganancia entre 1 y 20;
- b. un amplificador operacional en configuración diferencial con ganancia de entre 1 y 15 conectado a su entrada con el amplificador de aislamiento;
- c. una resistencia variable de ajuste de voltaje de offset conectado a la entrada de la etapa de amplificación;
- d. un condensador de desacople conectado a la salida del amplificador operacional de instrumentación;
- e. un condensador de desacople conectado a la salida del amplificador de aislamiento; y,
- f. un filtro pasa-bandas con frecuencia de corte inferior entre 0,1Hz y 0,5Hz y frecuencia de corte superior entre 800Hz y 900Hz conectado a la salida amplificador de aislamiento.

6. El dispositivo reclamado en la reivindicación 4 caracterizado porque la unidad de filtrado comprende

- a. un primer canal que conecta a un filtro activo pasa-altas con frecuencia de corte de 63Hz conectado a la salida del amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de señal;
- b. un segundo canal que conecta a un filtro activo pasa-bajas con frecuencia de corte de 40Hz conectado a la salida del amplificador de aislamiento de la unidad de amplificación del módulo de acondicionamiento de señal;
- c. un circuito de amplificación de la señal con ganancia de 1 a 15 y un de voltaje de offset de 1V a 2V conectado a las salidas de los filtros;
- d. un filtro anti-aliasing entre 800Hz y 900Hz; y,
- e. un limitador del voltaje de protección con un valor de 3.6V, conectado con circuito de amplificación de la señal y a la entrada a un conversor análogo a digital.

7. El dispositivo reclamado en la reivindicación 4 caracterizado porque la unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal es un filtro pasa-banda con frecuencias de corte entre 13Hz y 25Hz.

8. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el módulo de procesamiento de señal comprende:

- a. una unidad de eliminación de ECG;
- b. una unidad de detección de complejo QRS conectada a la unidad de eliminación de ECG; y,
- c. una unidad de detección de envolvente EMGdi conectada a la unidad de eliminación de ECG.

9. El dispositivo reclamado en las reivindicaciones 1, 4 y 8 caracterizado porque el módulo de procesamiento de señal se conecta mediante dos canales al módulo de acondicionamiento de la señal de electromiografía, donde un primer canal conecta la unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal a la unidad de eliminación ECG, y un segundo canal conecta la unidad de filtrado del módulo de acondicionamiento de señal con la unidad de detección de complejo QRS.

10. El dispositivo reclamado en la reivindicación 8 caracterizado porque la unidad de eliminación de ECG y la unidad de detección de complejo QRS del módulo de procesamiento de señal comprende:

- a. un rectificador de onda completa de precisión;
- b. un filtro pasa-bajas pasivo con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ conectado al rectificador de onda completa de precisión;
- c. un filtro pasa-altas con frecuencia de corte de entre 0,1Hz y 0,5Hz conectado a la salida del filtro pasa-bajas pasivo con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ;
- d. un comparador de nivel conectado a la salida del filtro pasa bajas con frecuencia de corte entre 5Hz y 10HZ; y,
- e. amplificador de precisión de la señal de EMGdi en configuración no inversora y ganancia variable conectado a la entrada del rectificador de onda completa;

donde el comparador de nivel proporciona un pulso de voltaje como una señal de gatillo para operar un interruptor bilateral que controla el paso de la señal de EMGdi.

11. El dispositivo reclamado en la reivindicación 8 caracterizado porque la unidad de detección de envoltente EMGdi del módulo de procesamiento de señal comprende:

- a. un detector de envoltente conformado por un filtro pasa-bajas activo, con una frecuencia de corte de entre 0,5Hz y 1Hz cuya entrada se conecta a la salida del rectificador de onda completa de precisión;
- b. una unidad de offset de la señal con un filtro pasa altas pasivo con una frecuencia entre 0,01Hz a 0,1Hz ; y,
- c. un detector en configuración no inversora conectado al filtro activo pasa-bajas con frecuencia de corte de entre 35Hz a 45Hz.

12. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el procesador opera en modo de entrenamiento y en modo de detección episodio de apnea, donde en el modo de entrenamiento se identifica la normalidad de los parámetros SpO2, EMGdi y FC, y en modo de detección se identifica la anormalidad de los parámetros para detectar y clasificar episodios de apnea, indicando estos episodios en señal de alarma.

13. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el procesador se conecta con un medio para generar una señal de control de ventilación del paciente a partir de la condición de apnea;

14. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el procesador se conecta a un dispositivo de visualización para visualizar la envoltente de la señal de EMGdi, y visualizar los mensajes de condición del de apnea.

15. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el procesador se conecta a un medio que indica el estado de apnea.

16. El dispositivo reclamado en la reivindicación 1 caracterizado porque el procesador se conecta a medios de medición de SpO2.

17. Método para la detección de apnea obstructiva, central o mixta, caracterizado por las siguientes etapas:

- a. una etapa (a) de entrenamiento que consiste en establecer en una memoria las características de comparación en el dominio del tiempo mediante los pasos de:
 - i. adquirir durante un tiempo T1 las señales de EMGdi , FC, SpO2;

- ii. adecuar la señal de EMGdi de tal manera que el resultado del procesamiento sea un patrón respiratorio en forma de onda periódica;
 - iii. extraer las siguientes características en el dominio del tiempo: área bajo la curva, media(μ) y desviaciones estándar (σ), para las señales envolvente de EMGdi, FC y SpO2,;
 - iv. almacenar estas características en una memoria; y
 - v. calcular en un intervalo los límites de confianza de las características almacenadas teniendo en cuenta que se cumpla con el número mínimo de muestras según el teorema del límite central logrando un intervalo entre un límite superior y un límite inferior tal que se cumpla con la relación $P(\mu_1 \leq z \leq \mu_2) = (1 - \alpha) \cdot 100$;
- b. una etapa (b) de detección de apnea mediante los pasos de:
- v. repetir los pasos i, ii, iii de la etapa (a) de manera continua cada tiempo T2;
 - vi. almacenar las características obtenidas en el paso i anterior en una memoria cada tiempo T2;
 - vii. comparar las características almacenadas en el paso ii con el intervalo de confianza calculado en el paso v de la etapa (a) cada tiempo T2; y,
 - viii. activar alarma de episodio de apnea si las características comparadas en el paso iii anterior difieren del intervalo de confianza calculado en el paso v de la etapa (a).

18. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 caracterizado porque el paso iv de la etapa (b) comprende los subpasos de:

- iv. activar una alarma de episodio de apnea obstructiva si las características comparadas en el paso iii de la etapa (b) es mayor al límite superior del rango establecido en el paso v de la etapa (a);
- v. activar una alarma de episodio de apnea central si las características comparadas en el paso iii de la etapa (b) son menores al límite inferior del rango establecido en el paso v de la etapa (a); y,
- vi. activar alarma de episodio de apnea mixta si las características comparadas en el paso iii fluctúan por encima y por debajo de los límites superior e inferior establecidos en el paso v de la etapa (a).

19. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 caracterizado porque el paso ii de la etapa (a) comprende los subpasos de:

- a. extraer la señal envolvente de la señal de EMGdi;
- b. eliminar la componente ECG de la señal de EMGdi;
- c. obtener una señal indicadora de la FC del paciente;
- d. reconstruir la señal ECG eliminada en el subpaso b;
- e. eliminar el complejo QRS presente en la señal de EMGdi; y,
- f. adquirir la señal de SpO2.

20. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 caracterizado porque el paso iii de la etapa (a) comprende los subpasos de:

- d. extraer el área bajo la curva de la envolvente de EMGdi de cada tiempo T2;
- e. calcular para la señal de ECG presente en la señal EMGdi, el promedio de los tiempos entre pulsos de la señal ECG obtenida cada T2 segundos; y,
- f. calcular las medias (μ) y las desviaciones estándar (σ) para para la señal envolvente de EMGdi, FC y SpO2 cada tiempo T2.

21. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 caracterizado porque en la etapa (a) el paso v se realiza en una distribución normal definiendo un nivel de confianza del 95%, de manera que la probabilidad para el intervalo cumple con la expresión $P(\bar{X} - 1.96 * \sigma \leq \mu \leq \bar{X} + 1.96 * \sigma)$.

22. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 caracterizado porque en la etapa (b) los pasos de iii) a iv) se realizan comparando los valores de las señal envolvente de EMGdi, FC y señal de SpO2 con límites preestablecidos, y en caso de salirse de dichos límites se activa la alarma de episodio de apnea.

23. El método para la detección de apnea reclamado en la reivindicación 17 y 22 caracterizado porque la alarma de episodio de apnea se confirma mediante la comparación de una señal de SpO2.

(21) N° de solicitud: (22) Fecha de solicitud:

(51) Clasificación Internacional :

(71) Solicitante(s) **UNIVERSIDAD EIA**

(72) Inventor(es) (1) Yeison Javier MONTAGUT FERIZZOLA, (2) Jennifer RODRÍGUEZ ESPARZA, (3) Juan Santiago MEDINA MARTÍNEZ, (4) Manuela LÓPEZ LLANO y (5) Róbinson Alberto TORRES VILLA

(74) Apoderado: CARLOS R. OLARTE

(30) Prioridad (31) **No. Prioridad** 32) **Fecha** (33) **País**

(85) Fecha límite inicio fase nacional:

(86) Datos relativos a la presentación de la solíc. PCT

Fecha de presentación de la solicitud:

No. de solicitud **PCT/**

(87) Publicación internacional:

Fecha:

No. Publicación : **WO**

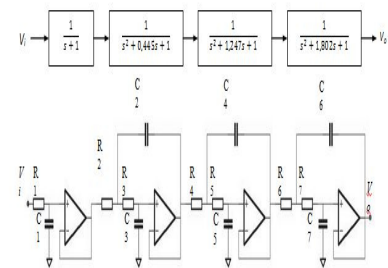


Fig 3

(54) Título: **MÉTODO Y DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA**

(57) Resumen:

Un método y dispositivo no invasivo para la detección de apnea, el dispositivo que comprende: a) medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2; b) un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi, FC y SpO2 conectado a los medios de detección de señal de EMGdi, FC y SpO2; c) un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de acondicionamiento de la señal EMGdi y FC; d) un procesador; e) un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador; f) una memoria conectada al procesador; g) una fuente de potencia que proporciona potencia a los anteriores componentes. El método consta de dos etapas, una etapa de entrenamiento y una etapa de detección, durante la etapa de entrenamiento, en el procesador calcula a partir de datos extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2, almacenados en la memoria en un intervalo los límites de confianza de los datos, y durante la etapa de detección, compara los datos almacenados en la memoria extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2 con los límites de confianza de los datos calculados en la etapa de entrenamiento según el resultado de la comparación se indica la detección de apnea obstructiva, central o mixta realizando la detección temprana de la presencia de apnea y se confirman mediante SpO2.

 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA	SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO DIVISION DE NUEVAS CREACIONES TARJETA ARCHIVO PROPIETARIOS PATENTE DE INVENCION ☒ PCT ☐ MODELO DE UTILIDAD ☐ DISEÑO INDUSTRIAL ☐
(21) N° de solicitud: (51) Clasificación Internacional :	(22) Fecha de solicitud:
(71) Solicitante(s) UNIVERSIDAD EIA	
(72) Inventor(es) (1) Yeison Javier MONTAGUT FERIZZOLA, (2) Jennifer RODRÍGUEZ ESPARZA, (3) Juan Santiago MEDINA MARTÍNEZ, (4) Manuela LÓPEZ LLANO y (5) Róbinson Alberto TORRES VILLA	
(74) Apoderado: CARLOS R. OLARTE	
(30) Prioridad (31) No. Prioridad 32) Fecha (33) País	
(85) Fecha inicio fase nacional: (87) Publicación internacional (86) Datos relativos a la presentación de la solicitud PCT Fecha: Fecha (dd/mm/aa) Fecha de presentación de la solicitud: Fecha (dd/mm/aa) N° publicación: WO No. de solicitud PCT/	
(54) Título: MÉTODO Y DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA	

(21) N° de solicitud:	(51) Int Cl:
22) Fecha de solicitud:	(71)Solicitante(s) UNIVERSIDAD EIA
(30) Prioridad (31) No. Prioridad 32) Fecha (33) País	(72) Inventor(es) (1) Yeison Javier MONTAGUT FERIZZOLA, (2) Jennifer RODRÍGUEZ ESPARZA, (3) Juan Santiago MEDINA MARTÍNEZ, (4) Manuela LÓPEZ LLANO y (5) Róbinson Alberto TORRES VILLA
	(74) Apoderado: CARLOS R. OLARTE
(54) Título: MÉTODO Y DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA	

Reivindicación(es):

Un método y dispositivo no invasivo para la detección de apnea, el dispositivo que comprende: a) medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2; b) un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi, FC y SpO2 conectado a los medios de detección de señal de EMGdi, FC y SpO2; c) un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de acondicionamiento de la señal EMGdi y FC; d) un procesador; e) un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador; f) una memoria conectada al procesador; g) una fuente de potencia que proporciona potencia a los anteriores componentes. El método consta de dos etapas, una etapa de entrenamiento y una etapa de detección, durante la etapa de entrenamiento, en el procesador calcula a partir de datos extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2, almacenados en la memoria en un intervalo los límites de confianza de los datos, y durante la etapa de detección, compara los datos almacenados en la memoria extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2 con los límites de confianza de los datos calculados en la etapa de entrenamiento según el resultado de la comparación se indica la detección de apnea obstructiva, central o mixta realizando la detección temprana de la presencia de apnea y se confirman mediante SpO2.

LISTA DE INVENTORES

Yeison Javier MONTAGUT FERIZZOLA

Km 2 + 200.

Vía al aeropuerto José María Córdova

Envigado

Nacionalidad: Colombiano

Jennifer RODRÍGUEZ ESPARZA

Km 2 + 200.

Vía al aeropuerto José María Córdova

Envigado

Nacionalidad: Colombiano

Juan Santiago MEDINA MARTÍNEZ

Km 2 + 200.

Vía al aeropuerto José María Córdova

Envigado

Nacionalidad: Colombiano

Manuela LÓPEZ LLANO

Km 2 + 200.

Vía al aeropuerto José María Córdova

Envigado

Nacionalidad: Colombiano

Róbinson Alberto TORRES VILLA

Km 2 + 200.

Vía al aeropuerto José María Córdova

Envigado

Nacionalidad: Colombiano

Señores

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

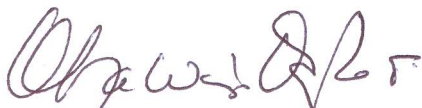
DIVISION DE NUEVAS CREACIONES

E. _____ S. _____ D. _____

Asunto : Poder especial

El suscrito, **OLGA LUCIA OCAMPO TORO**, domiciliado en la ciudad de Medellín, obrando en representación de **UNIVERSIDAD EIA** por medio del presente escrito otorgo a **Carlos R. Olarte y/o Juan Guillermo Moure**, poder especial, amplio y suficiente para tramitar la solicitud de Patente de Invención titulada: **"METODO DISPOSITIVO PARA LA DETECCIÓN DE APNEA"**, a cuyo efecto los faculta para dar todos los pasos necesarios ante la Superintendencia de Industria y Comercio y ante cualquier autoridad administrativa o judicial de cualquier jerarquía para cumplir con lo encomendado, elevar solicitudes, recursos, respuestas y oposiciones, pagar impuestos y anualidades, solicitar testimonios, recibir documentos y valores, desistir y percibir. Se concede poder suficiente para recibir notificaciones a nombre de la compañía, otorgar poderes a quienes vayan a representar a la compañía administrativa, judicial y extrajudicialmente, responder en juicio a todas las reclamaciones o demandas que por motivo de lo encomendado se presentaren, dándoles asimismo facultad para sustituir el presente y revocar dichas sustituciones.

Atentamente,



OLGA LUCIA OCAMPO TORO
CC. N° 43.728.811

Alexander Agudelo
Carlos A. Parra
Juan F. Acosta
Mónica Guevara
Andrés Alvarado
María C. Calderón
Mauricio Ávila
Gina Cáceres
Isabella Herrera
Zaava Ravid
Alejandro Moure
Miguel F. Porras
Camila Vásquez
Catalina Amaya
Laura M. Escobar
Lorena Andrade
Sergio Arboleda
Catalina Jiménez
Daniela González
Maritza Sierra
Gina A. Arias
Guillermo Parra
Erika Jhiset Suárez
Liliana Galindo
Wilson J. Espíndola
Juan Carlos Suárez
José Alejandro Vela
Salvatore Marcenaro
Francisco J. Tenjo
Elsa B. González
Jorge A. Calderón

Medellín

María C. Múnera
Eddie Manotas
Adrián Santamaría
Camilo A. Bernal
Daniela Lopera
Juliana A. Campuzano
Viviana A. Salamanca
Daniel R. Durango
Andrés Felipe López

Barranquilla

Gina De Echeona
José J. Dangond

517

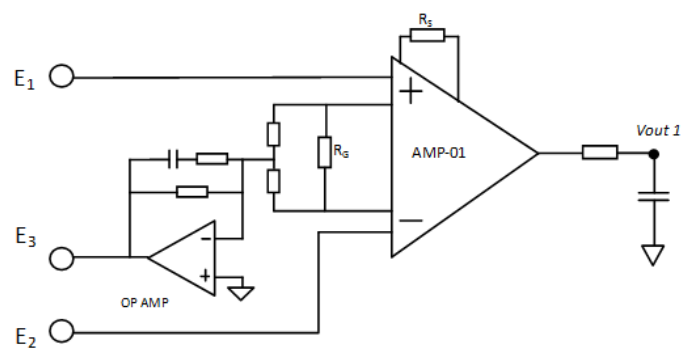
RESUMEN

Un método y dispositivo no invasivo para la detección de apnea, el dispositivo que comprende: a) medios de detección de señal EMGdi, FC y SpO2; b) un módulo de acondicionamiento de la señal de EMGdi, FC y SpO2 conectado a los medios de detección de señal de EMGdi, FC y SpO2; c) un módulo de procesamiento de señal conectado al módulo de acondicionamiento de la señal EMGdi y FC; d) un procesador; e) un conversor análogo a digital conectado al módulo de procesamiento de señal y al procesador; f) una memoria conectada al procesador; g) una fuente de potencia que proporciona potencia a los anteriores componentes. El método consta de dos etapas, una etapa de entrenamiento y una etapa de detección, durante la etapa de entrenamiento, en el procesador calcula a partir de datos extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2, almacenados en la memoria en un intervalo los límites de confianza de los datos, y durante la etapa de detección, compara los datos almacenados en la memoria extraídos de las señales de EMGdi, FC y SpO2 con los límites de confianza de los datos calculados en la etapa de entrenamiento según el resultado de la comparación se indica la detección de apnea obstructiva, central o mixta realizando la detección temprana de la presencia de apnea y se confirman mediante SpO2.

FIGURAS

5

10



15

Fig. 1

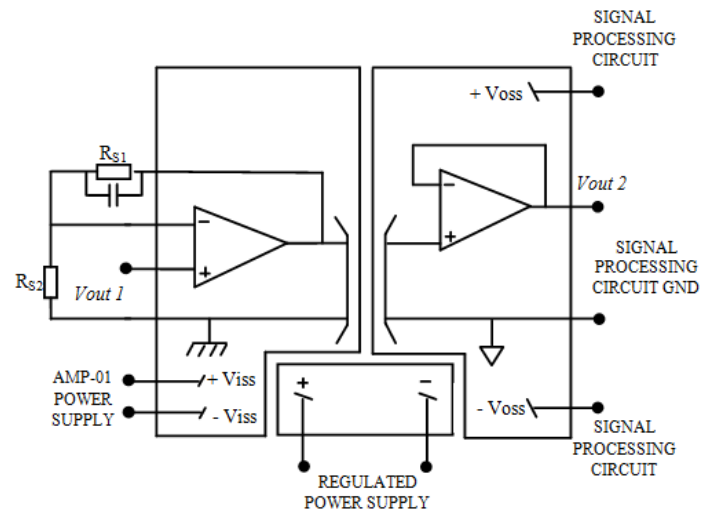
20

25

30

35

5



10

Fig. 2

15

20

25

30

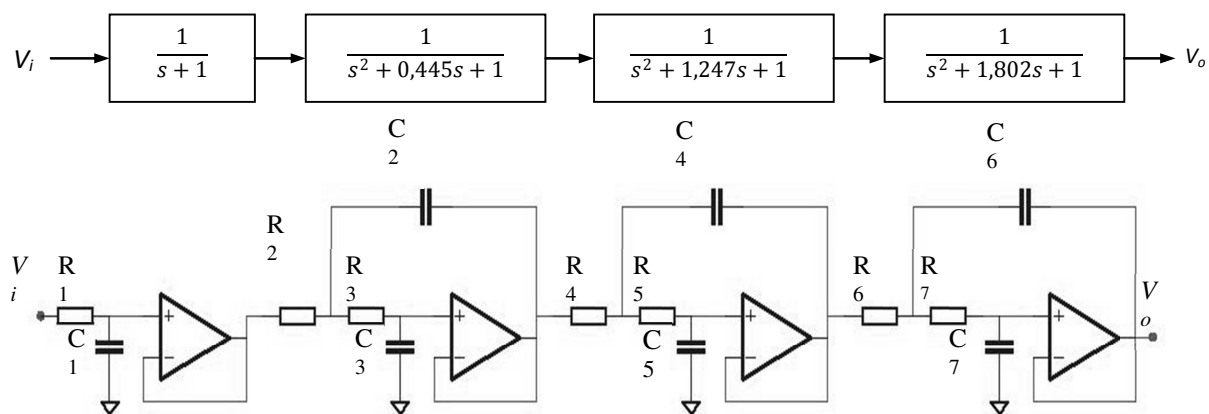
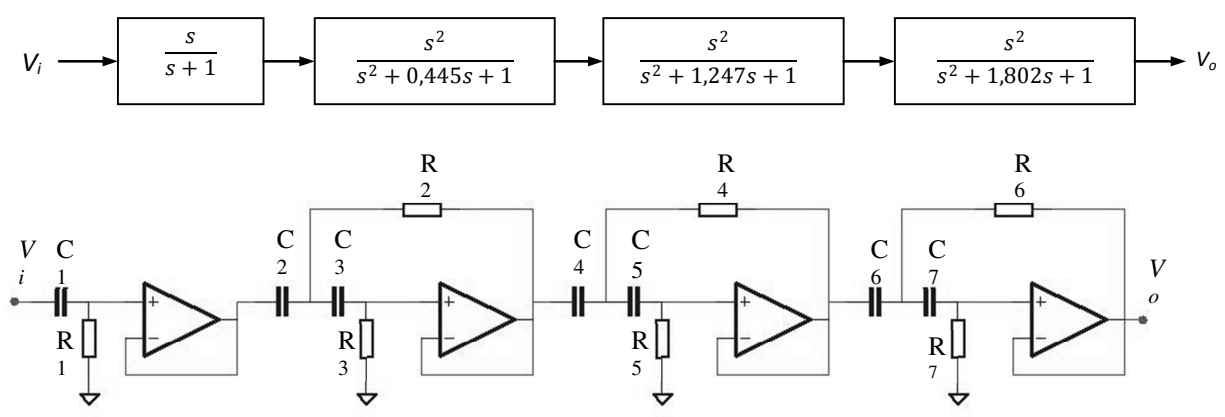


Fig 3

5

10



15

Fig 4

20

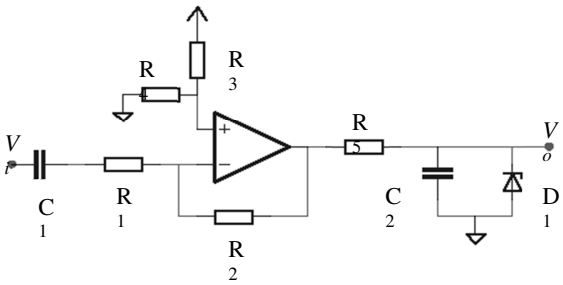
25

30

35

5

10



15

Fig 5

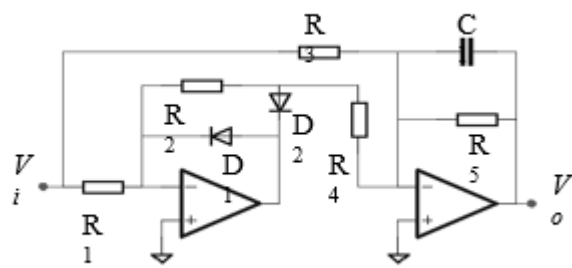
20

25

30

35

5



10

Fig 6

15

20

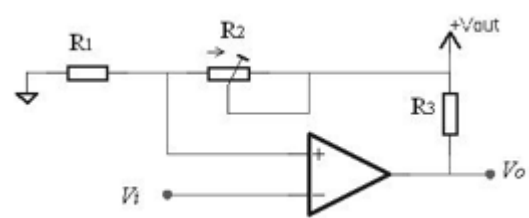
25

30

35

5

10



15

Fig. 7

20

25

30

35

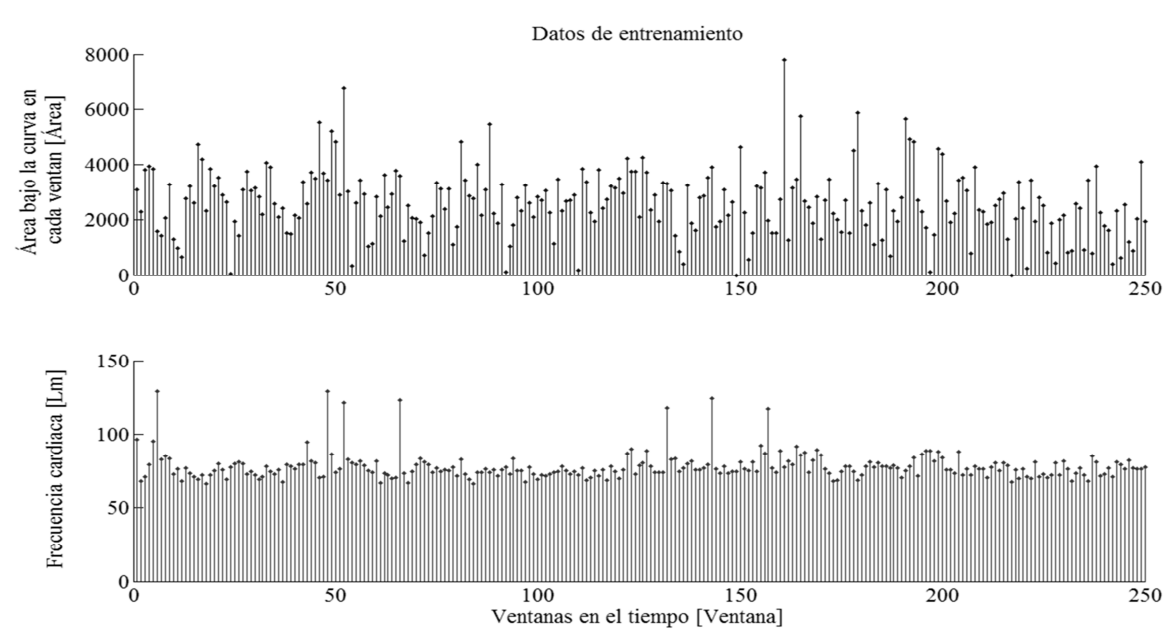


Fig 8

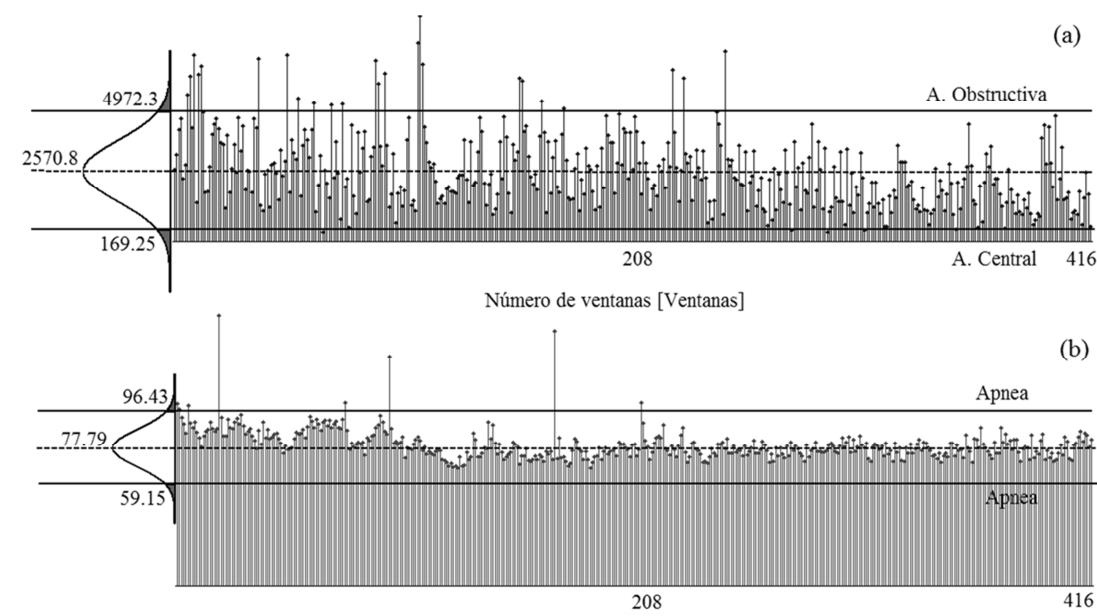


Fig. 9