

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 769 914**

21 Número de solicitud: 201831292

51 Int. Cl.:

**A61B 5/02** (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

**28.12.2018**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**29.06.2020**

71 Solicitantes:

**UNIVERSIDAD DE GRANADA (50.0%)  
HOSPITAL REAL. AVDA DEL HOSPICIO S/N  
18071 GRANADA ES y  
LO MONACO HOGAR, S.L. (50.0%)**

72 Inventor/es:

**PALMA LÓPEZ, Alberto;  
MARTÍNEZ BLANQUE, Celso;  
CASTILLO MORALES, Encarnación;  
GARCÍA RIOS, Antonio;  
CAPITÁN VALLVEY, Luis Fermín;  
MARTÍNEZ OLMOS, Antonio;  
CARVAJAL RODRÍGUEZ, Miguel Ángel y  
ESCOBEDO ARAQUE, Pablo**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

54 Título: **PROCEDIMIENTO PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES BALISTOCARDIOGRÁFICAS Y SISTEMA QUE LO IMPLEMENTA**

57 Resumen:

Procedimiento para la detección de señales balistocardiográficas y sistema que lo implementa.

La presente invención se refiere a un procedimiento para la detección de los latidos del corazón mediante una señal balistocardiográfica. Este procedimiento, mediante el incremento de la relación señal-ruido y el aumento de la potencia de la señal en el instante de la sístole, permite la identificación fiable de los puntos de referencia que señalan cada latido del corazón. En particular, este procedimiento se lleva a cabo con un sistema que también es objeto de la invención.

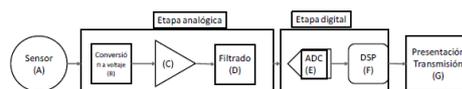


Figura 1

ES 2 769 914 A1

## DESCRIPCIÓN

### PROCEDIMIENTO PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES BALISTOCARDIOGRÁFICAS Y SISTEMA QUE LO IMPLEMENTA

5

#### SECTOR DE LA TÉCNICA

La presente invención se puede categorizar dentro del sector de la física, concretamente en el área de la medida de parámetros fisiológicos por medios físicos y, en particular, a partir de un balistocardiograma.

10

Su campo de aplicación es el de la medicina, y en particular en el del diagnóstico asociado a la medición del movimiento de alguna parte del cuerpo, en particular, la balistocardiografía, o dispositivos que permiten la evaluación simultánea del sistema cardiovascular y de diferentes tipos de condiciones corporales

15

#### ESTADO DE LA TÉCNICA

##### Balistocardiograma

Un balistocardiograma (BCG) consiste en el registro del movimiento mecánico del corazón mediante la monitorización de la fuerza o aceleración desde el pecho, o alternativamente tomando medidas remotas de la actividad de bombeo sanguíneo debido al latido cardiaco. Con esta monitorización remota se evita la necesidad de colocar electrodos u otras sondas sobre el cuerpo, lo que permite la medida no invasiva, sin alterar al sujeto en su vida cotidiana o durante el descanso. Los sistemas actuales de Balistocardiografía se pueden integrar en objetos cotidianos tales como camas, sillas o básculas de pesaje, de manera que sea una técnica no invasiva para el sujeto. El BCG ofrece buenas perspectivas en medicina preventiva, por ejemplo, en la detección de estrés físico o mental, en la detección temprana de problemas coronarios o en la monitorización de la calidad del sueño. La forma de onda del BCG es capaz de proporcionar una estimación del volumen de sangre de cada latido y de los intervalos temporales, lo que hace posible monitorizar la funcionalidad general del corazón, el ritmo y la variabilidad del ritmo cardiaco. También permite extraer información útil para evaluar ciertos trastornos tales como problemas en la válvula aórtica o problemas en las arterias coronarias, que inciden muy directamente en la predicción de la expectativa de vida del sujeto.

25

30

35

Tradicionalmente se definen tres ejes de medida para los registros del BCG: longitudinal (cabeza-pies), transversal (lateral a lateral) y dorsoventral (pecho-espalda). Históricamente,

la mayoría de sistemas de registro BCG han sido en el eje longitudinal debido a que se corresponde con el eje principal de flujo sanguíneo, incluyendo medidas con báscula. Entre éstos últimos, una alternativa adicional propone una metodología para detectar eventos sistólicos mecánicos a partir del BCG, en la que a dicha señal se aplica una función de transferencia que compensa la respuesta dinámica del cuerpo del sujeto para que el BCG refleje únicamente la señal correspondiente a los eventos mecánicos acontecidos en el corazón y en la raíz aórtica.

Recientemente, se han introducido sistemas de registro no invasivos, de forma particular los alojados en alguno de los elementos de una cama. En estos sistemas, el eje exacto de medición no es longitudinal si no transversal, dorsoventral o una combinación de ambos (a partir de aquí denominaremos eje trasversal a todas estas combinaciones), dependiendo de la posición del sujeto respecto al sensor. Este hecho, junto con la dificultad de la introducción del modelado mecánico de los elementos de la cama (colchón, somier, etc.), producen BCG mucho más variables que aquéllas registradas en el eje longitudinal o mediante electrocardiografía (ECG) [O. T. Inan *et al.*, "Ballistocardiography and Seismocardiography: Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 4, pp. 1414–1427, 2015].

#### 20 Detección de ritmo cardiaco a partir del BCG

Los algoritmos de procesado de señal recientes para la estimación del ritmo cardiaco a partir del BCG se pueden dividir en dos grupos: aquéllos que proporcionan el ritmo cardiaco promediado a lo largo de varios segundos y los que detectan cada latido de forma individual. En el primer caso, la señal se divide en segmentos temporales y para cada segmento el ritmo cardiaco promedio se estima hallando el máximo de la función de autocorrelación, o de la densidad espectral de potencia. Otras alternativas hacen un promedio sobre un número de puntos de referencia o aplican descomposición empírica. Sin embargo, estos sistemas no pueden proporcionar información para análisis de variabilidad cardiaca o clasificación de las etapas del sueño.

30 De los algoritmos que detectan individualmente cada latido, muchos lo hacen detectando máximos de pendiente u otros puntos de referencia del BCG. En algunos casos, el BCG es pre-procesado aplicando diversas técnicas tales como, filtrado paso bajo [S. Junnila, A. Akhbardeh, A. Värrri, and T. Koivistoinen, "An EMFi-film sensor based ballistocardiographic chair: Performance and cycle extraction method," *IEEE Work. Signal Process. Syst. SiPS Des. Implement.*, vol. 2005, pp. 373–377, 2005 o, eliminación de ruido mediante transformada

wavelet [X. Zhu et al., "Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 53, no. 12, pp. 2553–2563, 2006.]. Estos algoritmos que se basan en la detección de puntos de referencia presentan falta de fiabilidad para los BCG transversales debido a la gran variabilidad de esas señales con el cambio de posición del sujeto y, por tanto, la pérdida de dichos puntos.

En la última década, se ha propuesto otra alternativa basada en la detección del cierre de las válvulas del corazón durante el latido. Una alternativa en esta línea estima el intervalo temporal entre latidos mediante un algoritmo basado en técnicas de aprendizaje no supervisadas que se adapta a cada señal de forma individual, obteniendo un conjunto de parámetros empleados en tres métodos independientes para localizar cada latido. Los principales inconvenientes de esta técnica recaen en la necesidad de un periodo de entrenamiento del sistema, sin salida útil, y su falta de viabilidad en caso de patrones repetidos no coincidentes en cada latido del corazón [C. Brüser, K. Stadlthanner, S. De Waele, and S. Leonhardt, "Adaptive beat-to-beat heart rate estimation in ballistocardiograms," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol. 15, no. 5, pp. 778–786, 2011.].

Otras patentes que describen invenciones similares son WO200907392, WO2010145009, US8262582 y WO2018020064.

Por ejemplo, en WO2018020064, se propone una metodología y sistema para detectar eventos sistólicos mecánicos a partir del BCG longitudinal, en la que a dicha señal se aplica una función de transferencia que compense la respuesta dinámica del cuerpo del sujeto, de manera que la función global sea plana y de fase cero en el rango de frecuencias de interés, reflejando así únicamente la señal correspondiente a los eventos mecánicos acontecidos en el corazón y en la raíz aórtica.

Otra aproximación hace uso de un matriz de sensores aplicando la transformada rápida de Fourier junto con el análisis del cepstrum al BCG para determinar los intervalos entre latidos propuesto en US8262582.

La principal dificultad asociada a la medida de BCG transversales es la variabilidad de las mismas y que sigue siendo un reto para la obtención de métodos y dispositivos que presenten una alta correlación con las técnicas estandarizadas basadas en ECG. La detección fiel y no invasiva de la aparición de cada latido individual a partir del BCG permitiría evaluar el estado

de salud del corazón de forma más rápida y cómoda incluso durante períodos de tiempo largos, lo que sería de gran utilidad para el análisis complejo de la variabilidad cardiaca y la estimación de las fases durante el sueño.

5

## **OBJETO DE LA INVENCION**

La presente invención describe un procedimiento y un dispositivo para la detección del ritmo cardiaco a partir del balistocardiograma (BCG) obtenida por medios no invasivos.

10

Así, el primer objeto de la presente invención es un procedimiento, en adelante "*procedimiento de la invención*", que permite la obtención, de manera fiable, de los puntos de referencia que permiten posicionar temporalmente los latidos del corazón.

15

Un segundo objeto de la invención es un dispositivo, en adelante "*dispositivo de la invención*", que permite la ejecución del procedimiento de la invención.

20

También son objeto de la presente invención los distintos dispositivos empleados para el reposo de sujetos que comprenden el dispositivo de la invención, en particular colchones que comprenden el dispositivo de la invención.

25

La utilización de esta invención puede resultar especialmente interesante para la monitorización durante largos periodos de tiempo del ritmo cardiaco de un sujeto para la prevención de ciertas enfermedades cardiovasculares y para la evaluación de la calidad del sueño, mediante la estimación de las diversas fases del mismo. Además, el carácter no invasivo y de aplicación en los hogares de esta invención permite esta monitorización en un ambiente conocido y confortable para el sujeto, proporcionando información no alterada por el estrés debido al medio hospitalario. Por otro lado, este tipo de tecnologías permiten un ahorro en el gasto de los sistemas de salud al no necesitar hospitalización ni personal médico in situ.

35

## BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Para completar la descripción y ayudar en la comprensión de las características de la invención, se acompaña como parte integrante de esta descripción un conjunto de figuras en las que, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

**Figura 1.-** Representación esquemática del dispositivo de la invención. (A) representa un sensor capaz de obtener el BCG, que envía la señal electrónica a una etapa de procesamiento analógico, en la que (B) representa una etapa de conversión de la salida del sensor a voltaje, (C) representa una etapa de amplificación de voltaje, (D) representa una etapa de filtrado analógico y que se comunica con una etapa y digital, en la que (E) representa el convertidor de analógica a digital, (6) representa el procesador que aloja el procedimiento de procesamiento digital de la señal y obtiene el ritmo cardiaco y (G) representa el módulo de presentación y transmisión del resultado del sistema

**Figura 2.-** Transformación del BCG digitalizado mediante el procedimiento propuesto en esta invención. De arriba abajo se representa: 1) Señal BCG digitalizada (paso 2), 2) Diferencias entre máximos y mínimos consecutivos de la señal (paso 4); 3) Señal anterior filtrada paso-bajo para reconstrucción de envolventes tanto positiva como negativa (paso 5); 4) Señal producto del cuadrado de la señal anterior (paso 6) en la que se aprecian claramente los máximos que se consideran los puntos de referencia que señalan la posición temporal de cada latido del corazón.

**Figura 3.-** Histograma de la diferencia entre el ritmo cardiaco medido con ECG de referencia y el medido con nuestra invención con una ventana móvil de procesamiento de 60 s del BCG.

## EXPLICACIÓN DE LA INVENCION

La invención consiste en un procedimiento y un aparato para detectar el latido cardiaco a partir de señales balistocardiográficas, también denominado balistocardiograma. La solución innovadora propuesta en la presente invención consiste en la aplicación de un algoritmo de procesamiento al BCG que permite aumentar su amplitud en los casos de eventos de cierre de las válvulas cardiacas y, de esta manera, aislar y detectar puntos de referencia que permiten identificar de manera fiable la aparición de un latido del corazón. Además, dado que el BCG

se puede registrar mediante sensores que no estén en contacto directo con el sujeto e integrados en objetos cotidianos (colchón, silla o báscula para personas) se permite la máxima libertad de movimiento del mismo y se evita la incomodidad de estar unido a uno o más electrodos con cables.

5

### **Definiciones**

A lo largo de la presente invención se entenderá por balistocardiograma o "**BCG**" un registro de las vibraciones del cuerpo causado por la actividad mecánica del corazón.

10 Por "**filtrado paso-baja**" se entiende, respectivamente a un filtrado, analógico o digital, caracterizado por permitir el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas. Análogamente, el "**filtrado paso-alta**", permite el paso de las frecuencias más altas y atenuar las frecuencias más bajas.

15 Cuando se trata de un elemento físico, el término "**etapa**" se refiere a un subsistema o conjunto de componentes, que comprende los elementos necesarios para llevar a cabo una determinada función de procesamiento de señal.

A lo largo de la descripción y las reivindicaciones la palabra "**comprende**" y sus variantes no pretenden excluir otras características técnicas, aditivos, componentes o pasos. Para los expertos en la materia, otros objetos, ventajas y características de la invención se desprenderán en parte de la descripción y en parte de la práctica de la invención.

20 A lo largo de este documento se empleará una notación que utiliza en símbolo ",", como separador decimal.

### **Procedimiento de la invención**

En su primer aspecto, la presente invención se refiere a un procedimiento ("**procedimiento de la invención**") para medir el ritmo cardiaco a partir de un balistocardiograma (BCG) obtenido por un sensor capaz de transducir vibración mecánica en dicha señal eléctrica, que comprende las siguientes etapas:

1. Filtrado analógico, en paso-alta y paso-baja, del BCG analógico
2. Conversión analógica-digital.
- 35 3. Identificación de los máximos y mínimos de la señal digitalizada.

4. Creación una señal discretizada formada por impulsos en las posiciones donde hay máximos o mínimos y cuya amplitud es la diferencia entre cada máximo y mínimo consecutivos.
5. Construcción, mediante un filtrado paso-baja digital, de dos señales continuas, una con los puntos positivos de la señal discreta generada en el paso anterior, y otra con los negativos.
6. Creación de una nueva señal producto del cuadrado de las dos señales del paso anterior.
7. Detección de los máximos de la señal creada en el paso anterior.
- 10 8. Asociación de cada máximo con un latido cardiaco.

A continuación, se describen con mayor detalle cada una de las etapas:

Etapa 1.- Filtrado analógico, en paso-alta y paso-baja, del BCG analógico

- 15 Esta etapa permite reducir el ruido e interferencias eléctricas y aumentar la relación señal-ruido para un posterior procesado digital eficiente.

En una realización particular, el ancho de la banda pasante de empleado estará entre 0,1 y 40 Hz, preferentemente entre 0,15 y 25 Hz.

Etapa 2.- Conversión analógica-digital.

- 20 Digitalización de la señal analógica, preferentemente con una frecuencia de muestro superior a 1 KHz y una resolución mínima de 10 bits.

Etapa 3.- Identificación de los máximos y mínimos.

En la señal digitalizada, se adquieren y almacenan los máximos y mínimos absolutos.

Etapa 4.- Señal discretizada.

- 25 En esta etapa, se genera una señal que contiene, en las posiciones temporales de cada máximo y mínimo, un valor correspondiente a la diferencia de cada máximo y mínimo consecutivo.

Etapa 5.- Construcción, mediante un filtrado paso-baja digital, de dos señales continuas, una con los puntos positivos de la señal discreta generada en el paso anterior, y otra con los negativos.

30

Estas dos señales forman las envolventes de los valores positivos y negativos respectivamente. En una realización preferente, la construcción de las dos señales se lleva a cabo mediante un filtrado paso-baja digital. De forma preferente, el ancho de banda empleado para el filtrado estará comprendido entre 1 Hz y 25 Hz.

5 Etapa 6.- Creación de una nueva señal producto del cuadrado de las dos señales del paso anterior.

Esta señal es proporcional al área y por tanto a la potencia de la señal cuyas envolventes son las del paso anterior. Es decir, la detección consiste en buscar las regiones donde se concentra la energía, esto es, donde ambas señales se distancian. El resultado es una señal  
10 con picos muy acentuados en las regiones donde se producen las oscilaciones debidas a la presencia de cada latido. Estos pulsos varían en amplitud, pero su característica es que están muy bien definidos respecto al fondo de la señal en zonas donde no existen latidos.

Etapa 7.- Detección de los máximos de la señal creada en el paso anterior.

Al generar una señal en la que sus máximos están muy bien definidos respecto al fondo de la  
15 señal en zonas donde no existen latidos, se permite identificar dichos máximos con mayor precisión, ya que esta señal posee picos muy acentuados en las regiones donde se producen las oscilaciones causadas por los latidos cardiacos.

Etapa 8.- Asociación de cada máximo con un latido cardiaco.

En esta última etapa se asocia un latido a cada uno de los máximos identificados en la etapa  
20 anterior, que se corresponden con las regiones donde se producen las oscilaciones causadas por los latidos cardiacos. De esta forma se puede obtener una estimación de la frecuencia cardiaca con la precisión necesaria.

**Sistema de la Invención**

25 Otro objeto de la presente invención es un sistema que permite llevar a cabo el procedimiento de la invención.

El sistema de la invención, en su realización más general, comprende tres etapas (o bloques de componentes) yuxtapuestas, que ejecutan las etapas de procedimiento de forma  
30 consecutiva (figura 1):

1. Etapa de transducción de vibraciones, que comprende un sensor o matriz de sensores (A) capaces de transducir una vibración mecánica a una señal eléctrica.

2. Etapa de acondicionamiento analógico, que comprende:

- Medios para la conversión de señal del sensor a voltaje (B).
- Medios para llevar a cabo un filtrado analógico tanto paso-alto como paso-bajo (D).

3. Etapa de cómputo digital y presentación/transmisión de resultados que comprende:

- Medios para llevar a cabo una conversión de analógico a digital (E)
- Medios de cómputo (F) capaces de llevar a cabo el procedimiento de la invención a partir de los datos digitalizados.
- Medios de presentación y transmisión de señales digitales (G)

10 La Etapa 1 recoge las vibraciones producidas por el latido cardiaco y las convierte a señales eléctricas procesables por las etapas siguientes.

La Etapa 2 se emplea para adaptar el nivel de la señal obtenida por el sensor a un convertidor analógico-digital con una relación señal-ruido útil.

15

La Etapa 3 realiza la conversión y procesamiento digital del BCG para la obtención de los puntos de referencia para la determinación de la frecuencia cardiaca.

En una realización particular, el sensor (1) es un sensor capacitivo. De forma aún más particular, el sensor capacitivo es un cable coaxial con un dieléctrico con efecto piezoeléctrico para mejorar el apantallamiento frente a interferencias electromagnéticas.

20

En otra realización particular, el sensor capacitivo se sustituye por un conjunto que comprende una fuente de luz LED y un fotodetector que recoja la luz emitida por dicho LED, de forma que al ser transmitida la luz del LED por los medios entre ambos (afectados por la vibración del movimiento del corazón) es modulada por la vibración. Dicha señal modulada por la vibración presenta un aspecto similar al BCG de la que extraer la información de la aparición de los latidos.

25

En otra realización particular, los medios de conversión a voltaje comprenden un amplificador carga-voltaje o también denominado de transimpedancia.

30

En otra realización preferente, la etapa de procesado analógico comprende a su vez una etapa de ganancia de voltaje (C) para aquellos ambientes de elevada presencia de ruido electrónico e interferencia electromagnética.

35

En una realización equivalente, el procesador está físicamente separado del resto de etapas y el sistema comprende medios aptos para la comunicación (intercambio de datos) con el procesador.

## 5 MODOS DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION

Los siguientes ejemplos y dibujos se proporcionan a modo de ejemplo, y no se pretende que sean limitativos de la presente invención.

### 10 Sistema de la invención:

En un primer modo de realización (Figura 1), el sistema de la invención consiste en las siguientes tres etapas yuxtapuestas:

- Etapa 1: Etapa de transducción de vibraciones, formada por un sensor capacitivo (A),
- 15 • Etapa 2: Etapa de acondicionamiento analógico, formada por:
  - un amplificador de carga (B)
  - un filtro paso-alta y filtro paso baja frecuencias inferior y superior de corte de 0,15 Hz y 25 Hz, respectivamente (D)
  - una etapa de ganancia de voltaje (C).
- 20 • Etapa 3: Etapa de cómputo digital y presentación/transmisión formada por:
  - un digitalizador de señales de al menos 10 bits de resolución (E).
  - un procesador que incluya el procedimiento indicado para el procesamiento digital de la señal y la extracción del tiempo entre latidos (F).
  - una pantalla LCD para presentar los resultados al usuario (G)
  - 25 ○ Un circuito electrónico con antena para transmisión inalámbrica (bluetooth o Wifi) de la información. (G)
  - Un teléfono móvil, que conectado inalámbricamente al circuito anterior para recibir la información y presentarla al usuario.

### 30 Modo de operación:

El sensor capacitivo genera carga por efecto piezoeléctrico (A) debido a la vibración que le llega transmitida por el cuerpo humano y por diversos medios sólidos interpuestos (textiles, madera, metales) originado por el movimiento mecánico del corazón.

Dicho sensor capacitivo consiste en una lámina delgada y flexible formando una capacidad de láminas plano-paralelas.

De esta manera, no es perceptible ni se requiere el contacto directo del sensor con la

superficie corporal, para mayor confort del sujeto.

Esta carga generada se convierte a voltaje en un amplificador de carga (B) al que, posteriormente y aún dentro del domino analógico, se le aplica un filtro paso-banda (D) con  
5 frecuencias inferior y superior de corte de 0,15 Hz y 25 Hz, respectivamente.

A continuación, tras la digitalización de la señal (E), se le aplica el procedimiento digital enunciado anteriormente en una unidad de cómputo (F). El resultado constituido por la frecuencia cardiaca en función del tiempo se presenta en una pantalla o es transmitido  
10 inalámbricamente (G) a otro dispositivo (por ejemplo, un dispositivo móvil) a través de los correspondientes módulos de presentación y transmisión de datos.

### **Ensayos realizados**

15 Para llevar a cabo la adquisición de señales (formación del BCG), el sensor se colocó bajo un colchón, de forma imperceptible, para la monitorización del sujeto durante el sueño con el objetivo de utilizar el ritmo cardiaco y su variabilidad para evaluar la calidad del sueño mediante la estimación de las fases del mismo, junto con otros indicadores.

### **Resultados de los ensayos**

20 Se acompañan en la Figura 3 los resultados obtenidos mediante la realización de la invención descrita, en la que se muestra el histograma de la diferencia entre el ritmo cardiaco obtenido por una técnica estándar ECG y nuestra invención propuesta. De esta figura se deduce una correlación de más del 70% entre ambas señales admitiendo un error experimental de  $\pm 4$   
25 latidos por minuto.

Una vez descrita suficientemente la invención, así como varios modos de realización preferentes, sólo debe añadirse que es posible realizar modificaciones en su constitución, materiales empleados, en la elección de los elementos y sensores empleados para detectar  
30 el BCG y en los métodos para identificar los puntos de referencia de la señal correspondiente a la actividad mecánica acontecida en el corazón y la raíz aórtica, sin apartarse del alcance de la invención, definido en las siguientes reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1.- Procedimiento para medir el ritmo cardiaco a partir de un balistocardiograma, que comprende las siguientes etapas:

5

- Filtrado analógico, en paso-alta y paso-baja, del balistocardiograma analógico.
  - Conversión analógica-digital.
  - Identificación de los máximos y mínimos de la señal digitalizada
  - Creación una señal discretizada formada por impulsos en las posiciones donde hay
- 10 máximos o mínimos y cuya amplitud es la diferencia entre cada máximo y mínimo consecutivos.
- Construcción, mediante un filtrado paso-baja digital, de dos señales continuas, una con los puntos positivos de la señal discreta generada en el paso anterior, y otra con los negativos.
- 15
- Creación de una nueva señal producto del cuadrado de las dos señales del paso anterior.
  - Identificación de los máximos de la señal generada en la etapa anterior como los puntos de referencia que permiten la identificación de cada latido del corazón.

20 2.- Procedimiento según reivindicación anterior, caracterizado por que el ancho de la banda pasante de interés empleado en el filtrado analógico está entre 0,1 y 40 Hz, preferentemente entre 0,15 y 25 Hz.

3.- Procedimiento, según reivindicaciones 1 o 2, caracterizado por que ancho de banda

25 empleado para el filtrado paso-baja digital está comprendido entre 1 Hz y 25 Hz.

4.- Sistema para medir el ritmo cardiaco a partir de un balistocardiograma (BCG) que comprende las siguientes etapas yuxtapuestas, que ejecutan las etapas del procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores:

- 30
1. Etapa de transducción de vibraciones, que comprende un sensor o matriz de sensores (A) capaces de transducir una vibración mecánica a una señal eléctrica.
  2. Etapa de acondicionamiento analógico, que comprende:
    - Medios para la conversión de señal del sensor a voltaje.
    - Medios para llevar a cabo un filtrado analógico tanto paso-alto como paso-bajo.
- 35
3. Etapa de cómputo digital y presentación/transmisión de resultados que comprende:

- Medios para llevar a cabo una conversión de analógico a digital
- Medios de cómputo capaces de llevar a cabo el procedimiento de la invención a partir de los datos digitalizados.
- Medios de presentación y transmisión de señales digitales

5

5.- Sistema, según reivindicación anterior, en el que el sensor empleado es un sensor capacitivo.

6.- Sistema según reivindicación anterior en el que el sensor capacitivo es un cable coaxial con un dieléctrico con efecto piezoeléctrico para mejorar el apantallamiento frente a interferencias electromagnéticas.

10

7.- Sistema según reivindicación 4, en el que el sensor empleado que comprende una fuente de luz LED y un fotodetector que recoja la luz emitida por dicho LED

8.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7, en el que los medios de conversión a voltaje comprenden un amplificador carga-voltaje.

15

9.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 8, en el que la etapa de procesado analógico comprende a su vez una etapa de ganancia de voltaje.

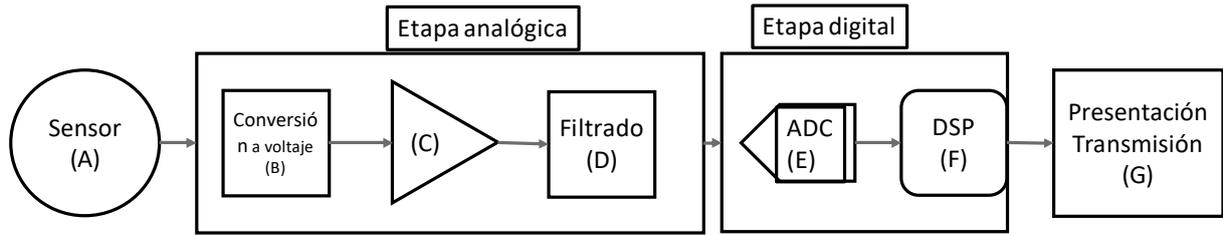


Figura 1

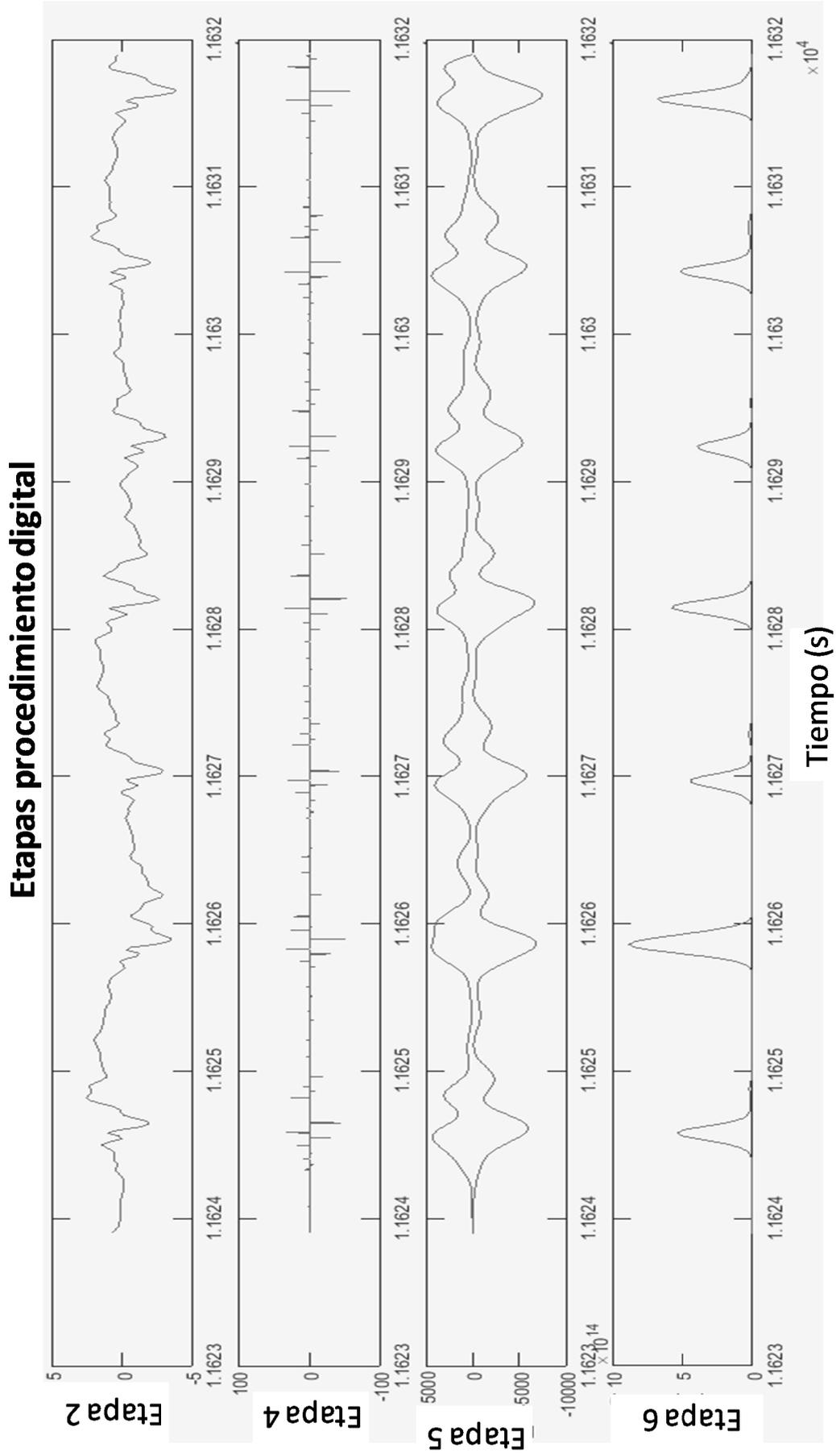


Figura 2

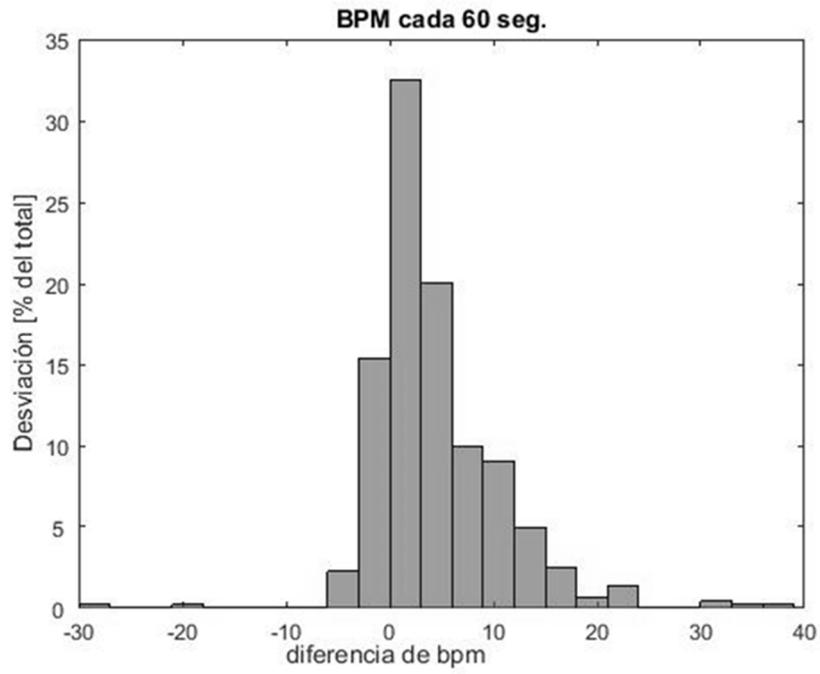


Figura 3



- ②<sup>1</sup> N.º solicitud: 201831292  
②<sup>2</sup> Fecha de presentación de la solicitud: 28.12.2018  
③<sup>2</sup> Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤<sup>1</sup> Int. Cl.: **A61B5/02** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤ <sup>6</sup> Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	WO 2013093690 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 27/06/2013, todo el documento	1-3
A	WO 2011013048 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV et al.) 03/02/2011, desc.; figs. 3, 7, 9, 12	1-3
A	WO 2008135985 A1 (EARLYSENSE LTD et al.) 13/11/2008, todo el documento	1-3

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

**El presente informe ha sido realizado**

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones n.º:

Fecha de realización del informe  
14.01.2020

Examinador  
G. Madariaga Domínguez

Página  
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

WPI, EPODOC