

(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la
Propiedad Intelectual
Oficina internacional

(43) Fecha de publicación internacional
02 de julio de 2020 (02.07.2020)



(10) Número de publicación internacional
WO 2020/136302 A1

(51) Clasificación internacional de patentes:
A61B 5/02 (2006.01)

(21) Número de la solicitud internacional:
PCT/ES2019/070884

(22) Fecha de presentación internacional:
26 de diciembre de 2019 (26.12.2019)

(25) Idioma de presentación: español

(26) Idioma de publicación: español

(30) Datos relativos a la prioridad:
P201831292 28 de diciembre de 2018 (28.12.2018) ES

(71) Solicitantes: **UNIVERSIDAD DE GRANADA** [ES/ES]; Hospital Real, Avda Del Hospicio S/N, 18071 Granada (ES). **LO MONACO HOGAR, S.L.** [ES/ES]; Polígono Industrial Asegra. C/, Asima s/n, 18210 Peligros (ES).

(72) Inventores: **PALMA LÓPEZ, Alberto**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES). **MARTÍNEZ BLANQUE, Celso**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computado-

res., ETSIT., 18071 Granada (ES). **CASTILLO MORALES, Encarnación**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES). **GARCÍA RIOS, Antonio**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES). **CAPITÁN VALLVEY, Luis Fermín**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Química, Analítica. Facultad de Ciencias., 18071 Granada (ES). **MARTÍNEZ OLMOS, Antonio**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES). **CARVAJAL RODRÍGUEZ, Miguel Ángel**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES). **ESCOBEDO ARAQUE, Pablo**; c/o Universidad de Granada, Departamento de Electronica y, Tecnologia de Computadores., ETSIT., 18071 Granada (ES).

(74) Mandatario: **CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel** et al.; C/ Suero De Quiñones, 34-36, 28002 MADRID (ES).

(81) Estados designados (*a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible*): AE, AG,

(54) Title: METHOD FOR DETECTING BALLISTOCARDIOGRAPHY SIGNALS AND IMPLEMENTATION SYSTEM

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

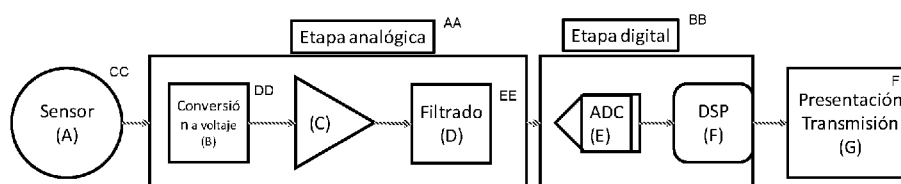


Fig. 1

AA Analogue stage
BB Digital stage
CC Sensor
DD Conversion to voltage
EE Filtering
FF Presentation Transmission

(57) Abstract: The present invention relates to a method for detecting heartbeats by means of a ballistocardiography signal. By means of the increase in the signal-to-noise ratio and the increase in the power of the signal at the moment of systole, the method allows the reference points that indicate each heartbeat to be reliably identified. In particular, the method is carried out using a system to which the invention also relates.

(57) Resumen: 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.

[Continúa en la página siguiente]

AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) Estados designados** *(a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible):* ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Declaraciones según la Regla 4.17:

- *sobre el derecho del solicitante para solicitar y que le sea concedida una patente (Regla 4.17(ii))*

Publicada:

- *con informe de búsqueda internacional (Art. 21(3))*
- *antes de la expiración del plazo para modificar las reivindicaciones y para ser republicada si se reciben modificaciones (Regla 48.2(h))*

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 cardíaco. 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 cardíaco. 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.

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

30

35

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].

Detección de ritmo cardiaco a partir del BCG

Los algoritmos de procesamiento 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.

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. Värri, 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 una 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.

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.

20

Finalmente, es objeto de la invención un programa de ordenador que implementa el procedimiento 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.

30

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 cardíaco 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-a-paso 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 cardíaco 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 cardíaco 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 cardíacas 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.

A lo largo de este documento se empleará una notación que utiliza en símbolo ",", como
25 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:

Etapas 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 procesamiento 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.

Etapas 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.

Etapas 3.- Identificación de los máximos y mínimos.

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

Etapas 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.

- 30 Etapas 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.

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 Etapas 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.

Etapas 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.

Etapas 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.

20 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.

25 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.

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

35 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.

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
35 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 dominio 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 ± 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.

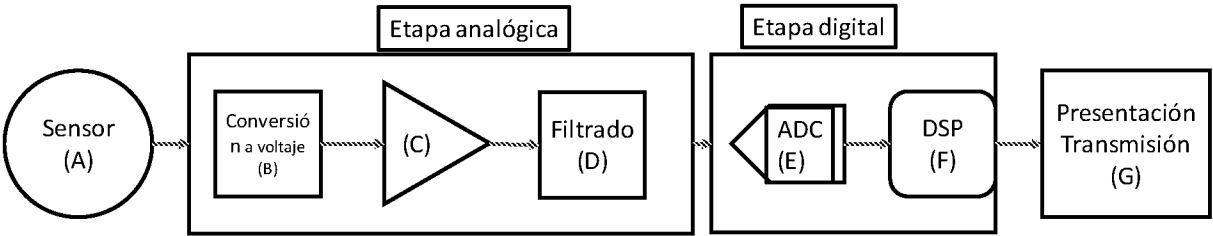


Fig. 1

Etapas procedimiento digital

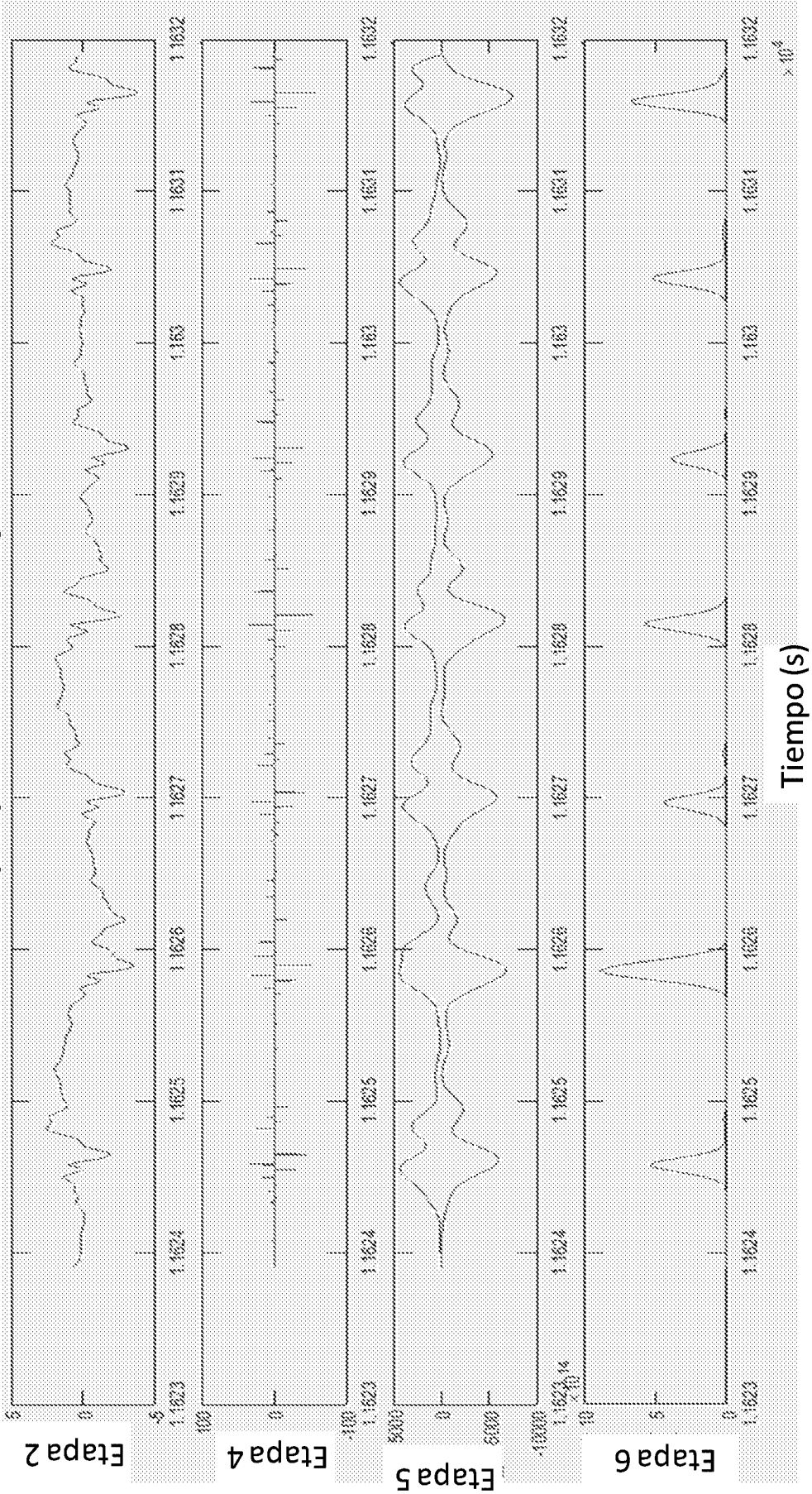
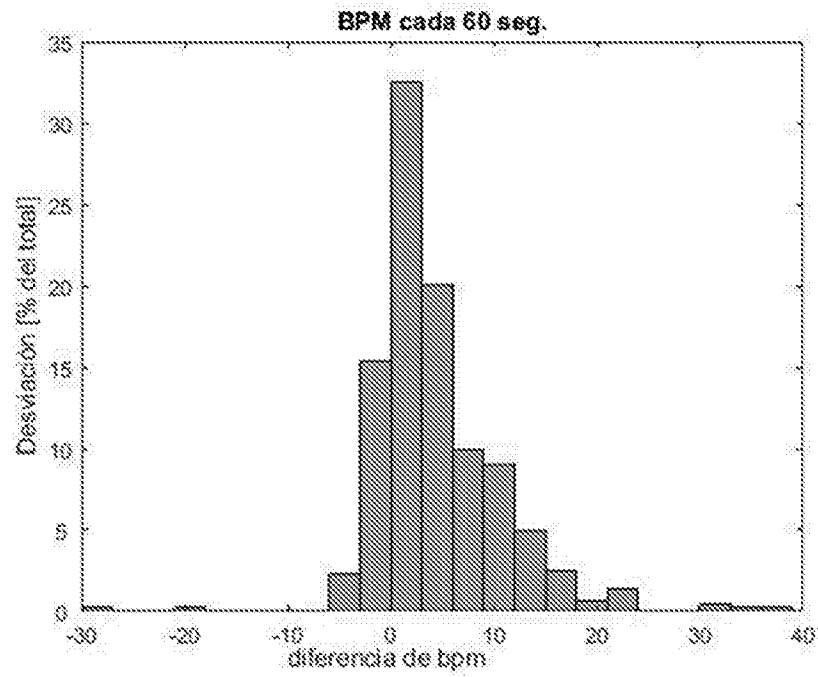


Fig. 2

Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2019/070884

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPODOC, WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO2013093690A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 27/06/2013, the whole document	1-3
A	WO2011013048A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ET AL.) 03/02/2011, desc.; figs. 3, 7, 9, 12	1-3
A	WO2008135985A1 (EARLYSENSE LTD ET AL.) 13/11/2008, the whole document	1-3

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.	
"E" earlier document but published on or after the international filing date	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means.	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30/04/2020

Date of mailing of the international search report
(04/05/2020)

Name and mailing address of the ISA/

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)
Facsimile No.: 91 349 53 04

Authorized officer

G. Madariaga Domínguez

Telephone No. 91 3495384

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2019/070884

Information on patent family members

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO2013093690 A1	27.06.2013	IN4976CHENP2014 A	18.09.2015 02.03.2015
		JP2015506186 A	01.02.2017
		JP6073919B B2	04.12.2014
		US2014358017 A1	27.09.2016
		US9451905 B2	27.08.2014
		CN104010571 A	30.01.2018
		CN104010571B B	02.07.2014
-----	-----	EP2747649 A1	-----
WO2011013048 A1	03.02.2011	-----	10.01.2013
		JP2013500757 A	23.05.2012
		CN102469958 A	17.05.2012
		US2012123279 A1	06.06.2012
		EP2459065 A1	08.01.2014
-----	-----	EP2459065 B1	-----
WO2008135985 A1	13.11.2008	-----	13.02.2014
		US2014046209 A1	27.05.2014
		US8734360 B2	31.05.2012
		US2012132211 A1	12.05.2011
		US2011112442 A1	02.09.2014
		US8821418 B2	24.02.2011
		US2011046498 A1	19.11.2013
		US8585607 B2	13.01.2010
		EP2142095 A1	06.11.2008
-----	-----	US2008275349 A1	-----

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº

PCT/ES2019/070884

A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

A61B5/02 (2006.01)

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

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

A61B

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

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

EPODOC, WPI

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
A	WO2013093690A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 27/06/2013, todo el documento	1-3
A	WO2011013048A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ET AL.) 03/02/2011, desc.; figs. 3, 7, 9, 12	1-3
A	WO2008135985A1 (EARLYSENSE LTD ET AL.) 13/11/2008, todo el documento	1-3

☐ En la continuación del recuadro C se relacionan otros documentos ☒ Los documentos de familias de patentes se indican en el anexo

* Categorías especiales de documentos citados:	"T" documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.
"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.	"X" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.
"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.	"Y" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.
"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).	"&" documento que forma parte de la misma familia de patentes.
"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.	
"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.	

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.
30/04/2020

Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional.
04 de mayo de 2020 (04/05/2020)

Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional
OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)
Nº de fax: 91 349 53 04

Funcionario autorizado
G. Madariaga Domínguez
Nº de teléfono 91 3495384

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Informaciones relativas a los miembros de familias de patentes

Solicitud internacional nº

PCT/ES2019/070884

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
WO2013093690 A1	27.06.2013	IN4976CHENP2014 A	18.09.2015 02.03.2015
		JP2015506186 A	01.02.2017
		JP6073919B B2	04.12.2014
		US2014358017 A1	27.09.2016
		US9451905 B2	27.08.2014
		CN104010571 A	30.01.2018
		CN104010571B B	02.07.2014
-----	-----	EP2747649 A1	-----
WO2011013048 A1	03.02.2011	-----	10.01.2013
		JP2013500757 A	23.05.2012
		CN102469958 A	17.05.2012
		US2012123279 A1	06.06.2012
		EP2459065 A1	08.01.2014
-----	-----	EP2459065 B1	-----
WO2008135985 A1	13.11.2008	-----	13.02.2014
		US2014046209 A1	27.05.2014
		US8734360 B2	31.05.2012
		US2012132211 A1	12.05.2011
		US2011112442 A1	02.09.2014
		US8821418 B2	24.02.2011
		US2011046498 A1	19.11.2013
		US8585607 B2	13.01.2010
		EP2142095 A1	06.11.2008
-----	-----	US2008275349 A1	-----
		-----	-----