

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 680 478**

51 Int. Cl.:

**A61B 7/00** (2006.01)

**A61B 5/024** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.04.2016** **E 16165057 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.05.2018** **EP 3085308**

54 Título: **Determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca**

30 Prioridad:

**14.04.2015 IN 1544MM2015**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**07.09.2018**

73 Titular/es:

**TATA CONSULTANCY SERVICES LIMITED  
(100.0%)  
Nirmal Building 9th Floor Nariman Point  
Mumbai 400 021 Maharashtra, IN**

72 Inventor/es:

**MISRA, ADITI;  
SINHA, ANIRUDDHA;  
GHOSE, AVIK;  
DUTTA CHOUDHURY, ANIRBAN y  
BANERJEE, ROHAN**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

ES 2 680 478 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca

### **Referencia cruzada a solicitudes relacionadas y prioridad**

La presente solicitud de Patente de Estados Unidos reivindica prioridad bajo 35 U.S.C. § 119 a: la solicitud India N.º 1544/MUM/2015 presentada el 14 de abril de 2015.

### **Campo técnico**

La presente divulgación se refiere en general a un campo de determinación de frecuencia cardiaca y variabilidad de frecuencia cardiaca. Más particularmente, la presente divulgación se refiere a un sistema y un procedimiento para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca usando un micrófono de un dispositivo electrónico.

### **Antecedentes**

La frecuencia cardiaca es una velocidad del latido cardiaco medido por número de palpitaciones del corazón por unidad de tiempo. Típicamente, la frecuencia cardiaca se mide en Latidos por Minuto (BPM). La frecuencia cardiaca puede variar de acuerdo con el cuerpo de un individuo, que incluye la absorción de oxígeno y excreción de dióxido de carbono. La variabilidad de frecuencia cardiaca (HRV) es un fenómeno fisiológico de variación en un intervalo de tiempo entre los latidos cardiacos. Típicamente, la HRV puede medirse por la variación en el intervalo de latido a latido.

Existen soluciones para determinar la frecuencia cardiaca y variabilidad de frecuencia cardiaca (HRV) del individuo usando un dispositivo electrónico. Típicamente, las soluciones existentes usan un concepto de fotoplethysmografía o ECG para determinar la frecuencia cardiaca y variabilidad de frecuencia cardiaca (HRV). En general, la fotoplethysmografía es bien adecuada para determinar la frecuencia cardiaca, sin embargo, falla al determinar la HRV de manera precisa debido a la baja resolución temporal. Otra solución ofrecida es el uso de un estetoscopio digital para capturar los sonidos del latido cardiaco para extraer la frecuencia cardiaca y la HRV del individuo. A pesar de proporcionar alta resolución temporal (tasa de muestreo de 44,1 kHz), la solución es susceptible a fricción mecánica, sonidos ambientales, se genera realimentación de audio y ruido por los circuitos electrónicos. Para eliminar el ruido, se usa la técnica de cancelación de ruido aplicando un filtro paso bajo en una señal de audio. Sin embargo, la técnica de cancelación de ruido no puede eliminar los componentes de ruido presentes en la banda de paso. Por lo tanto, la representación del dominio de la frecuencia a menudo falla al detectar la frecuencia cardiaca de manera precisa debido al cambio abrupto en la localización del pico dominante.

El documento WO99/52435 desvela una solución adicional que extrae frecuencia cardiaca de un individuo de un sonido cardiaco que implica la detección de una envolvente de la señal de audio.

### **Sumario**

Las realizaciones de la presente divulgación presentan mejoras tecnológicas como soluciones a uno o más de los problemas técnicos anteriormente mencionados por los inventores en sistemas convencionales.

En una implementación, se desvela un procedimiento para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo. El procedimiento comprende capturar sonido cardiaco de un individuo. El procedimiento comprende adicionalmente amplificar, por un procesador, una señal de audio del sonido cardiaco. El procedimiento comprende adicionalmente detectar, por el procesador, una envolvente de la señal de audio amplificada. La envolvente de la señal de audio cuando no se detecta pico. El procedimiento comprende adicionalmente detectar, por el procesador, picos en la envolvente de la señal de audio. Los picos se detectan calculando la diferencia en magnitud de un punto en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde el último pico detectado o valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico. El procedimiento comprende adicionalmente determinar, por el procesador, una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca para el individuo usando los picos detectados. El procedimiento comprende adicionalmente clasificar los picos detectados en tres agrupamientos usando un algoritmo de agrupamiento de k-medias. La frecuencia cardiaca del individuo se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos. La diferencia corresponde a un periodo de tiempo promedio de latido cardiaco. La frecuencia cardiaca se determina calculando una inversa de la diferencia de picos consecutivos. La variabilidad de frecuencia cardiaca se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos.

En una implementación, se desvela un sistema para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo. El sistema comprende una memoria y un procesador acoplado a la memoria. El procesador ejecuta instrucciones de programa almacenadas en la memoria para capturar sonido cardiaco de un

individuo. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para amplificar una señal de audio del sonido cardiaco. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para detectar una envolvente de la señal de audio amplificada. La envolvente de la señal de audio amplificada se detecta elevando al cuadrado la señal de audio amplificada para obtener componentes de alta amplitud enfatizados y componentes de baja amplitud debilitados de la señal de audio, aplicando un filtro de paso banda en la señal de audio tras elevar al cuadrado y aplicando el Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio filtrada para obtener la envolvente de la señal de audio. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para detectar picos en la envolvente de la señal de audio. Los picos se detectan calculando la diferencia en magnitud de un punto en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde el último pico detectado o valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca para el individuo usando los picos detectados. La frecuencia cardiaca del individuo se estima basándose en la diferencia de picos consecutivos. La variabilidad de frecuencia cardiaca se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para agrupar una distancia entre los picos detectados usando un algoritmo de agrupamiento de C Medias Difuso (FCM). El algoritmo de agrupamiento de FCM se usa para eliminar falsos picos positivos y para añadir falsos picos negativos. Los falsos picos negativos se eliminan calculando una media y una desviación típica que corresponde a la distancia entre los picos. El procesador ejecuta adicionalmente las instrucciones de programa para clasificar los picos detectados en tres agrupamientos usando un algoritmo de agrupamiento de k-medias.

Se ha de entender que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son ejemplares y explicativas únicamente y no son restrictivas de la invención, según se reivindica.

#### **Breve descripción de los dibujos**

La descripción detallada se describe con referencia a las figuras adjuntas. En las figuras, el dígito o los dígitos más a la izquierda de un número de referencia identifican la figura en la que el número de referencia aparece en primer lugar. Los mismos números se usan a través de todos los dibujos para hacer referencia a características y componentes iguales/similares.

La Figura 1 ilustra una implementación de red de un sistema para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 2 ilustra el sistema, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 3 muestra el sonido cardiaco capturado sin amplificación, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 4 muestra la señal de audio amplificada después de elevarse al cuadrado, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 5 muestra la señal de audio después de aplicar filtro de paso banda, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 6 muestra la señal de audio después de aplicar el TKEO, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 7 muestra picos detectados en la señal de audio de la envolvente del dominio del tiempo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 8 muestra picos después de corrección de picos en la envolvente de la señal de audio del dominio del tiempo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 9 muestra un diagrama de flujo para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

#### **Descripción detallada**

Se describen realizaciones ejemplares con referencia a los dibujos adjuntos. En las figuras, el dígito o los dígitos más a la izquierda de un número de referencia identifican la figura en la que el número de referencia aparece en primer lugar. Dondequiera que sea conveniente, se usan los mismos números de referencia a través de todos los dibujos para hacer referencia a las mismas partes o similares. Aunque se describen ejemplos y características de los principios desvelados en el presente documento, son posibles modificaciones, adaptaciones y otras implementaciones sin alejarse del alcance de la invención según se definen en las reivindicaciones. Se pretende que la siguiente descripción detallada se considere como ejemplar únicamente, indicándose el verdadero alcance por las siguientes reivindicaciones.

La presente divulgación se refiere a un sistema y a un procedimiento para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo. En primer lugar, puede capturarse el sonido cardiaco del individuo. El sonido cardiaco puede capturarse usando un micrófono de un teléfono inteligente. Después de capturar el sonido cardiaco, una señal de audio del sonido cardiaco puede amplificarse para hacer la señal de audio audible. La señal de audio puede amplificarse a medida que puede bajarse la amplitud del sonido cardiaco. Posteriormente, puede detectarse una envolvente de la señal de audio amplificada. La envolvente de la señal de audio amplificada puede detectarse tomando un cuadrado de la señal de audio para enfatizar componentes de alta amplitud y debilitar componentes de baja amplitud de la señal de audio amplificada. Además, puede aplicarse un filtro de paso banda en

la señal de audio. Específicamente, puede aplicarse un filtro de paso banda de Butterworth de segundo orden en la señal de audio. Posteriormente, puede aplicarse un Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio amplificada y a la que se ha realizado la elevación al cuadrado y el paso banda.

Después de detectar la envolvente de la señal de audio, se calcula un promedio de la magnitud de todos los puntos anteriores. Posteriormente, se detecta una magnitud de un punto actual posterior a la magnitud de puntos promediados en la señal de audio desde el último pico detectado o el valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento cuando no se detecta pico. Además, se calcula la diferencia en la magnitud del punto actual y el promedio de los puntos anteriores para detectar los picos en la envolvente. Si la diferencia es mayor que cero y la amplitud de un punto posterior que sigue a la amplitud del punto actual es igual o menor, el punto actual se considera el pico.

Después de que se detectan los picos, los picos pueden enumerarse y se ejecuta un algoritmo de agrupamiento de FCM en la distancia de pico a pico para clasificar las distancias de pico a pico. Específicamente, los picos se clasifican como un agrupamiento que comprende distancias de pico a pico más pequeñas y un agrupamiento que comprende distancias de pico a pico más grandes. Posteriormente, se eliminan falsos picos negativos de los picos detectados. Después de eliminar los falsos picos negativos, se detectan diferencias en picos consecutivos. La diferencia consecutiva promedio corresponde a un periodo de tiempo promedio de latido cardiaco. Después de obtener el periodo de tiempo promedio de latido cardiaco, puede calcularse una recíproca del periodo de tiempo promedio de latido cardiaco para estimar la frecuencia cardiaca promedio del individuo.

Además, puede determinarse una variabilidad de frecuencia cardiaca basándose en la diferencia de los picos consecutivos detectados. Específicamente, la variabilidad de frecuencia cardiaca puede determinarse usando métricas de dominio del tiempo en los picos detectados.

Aunque los aspectos del sistema y procedimiento descritos para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo pueden implementarse en cualquier número de diferentes sistemas informáticos, entornos, y/o configuraciones, las realizaciones se describen en el contexto del siguiente sistema ejemplar.

Haciendo referencia ahora a la Figura 1, se ilustra una implementación 100 de red de un sistema 102 para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El sistema 102 puede capturar sonido cardiaco de un individuo. El sistema 102 puede amplificar una señal de audio del sonido cardiaco capturado. Basándose en la señal de audio amplificada, el sistema 102 puede detectar una envolvente de la señal de audio amplificada. El sistema 102 puede detectar la envolvente de la señal de audio elevando al cuadrado la señal de audio amplificada para obtener componentes de alta amplitud enfatizados y componentes de baja amplitud debilitados de la señal de audio, aplicando un filtro de paso banda en la señal de audio tras elevar al cuadrado y aplicar un Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio filtrada. Además, el sistema 102 puede detectar picos en la envolvente de la señal de audio. El sistema 102 puede detectar los picos en la envolvente de la señal de audio calculando la diferencia en magnitud de un punto en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde el último pico detectado o valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico. Basándose en los picos detectados, el sistema 102 puede calcular una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca para el individuo. Específicamente, el sistema 102 puede determinar la frecuencia cardiaca y la variabilidad de frecuencia cardiaca basándose en diferencias de picos consecutivos detectados.

Aunque se explica la presente divulgación considerando que el sistema 102 se implementa en un servidor, puede entenderse que el sistema 102 puede implementarse también en una diversidad de sistemas informáticos, tal como un ordenador portátil, un ordenador de sobremesa, un portable, una estación de trabajo, un ordenador central, un servidor, un servidor de red, la nube y similares. Se entenderá que puede accederse al sistema 102 por múltiples usuarios a través de uno o más dispositivos 104-1, 104-2...104-N de usuario, denominados de manera colectiva como los dispositivos 104 de usuario en lo sucesivo, o aplicaciones que residen en los dispositivos 104 de usuario. Ejemplos de los dispositivos 104 de usuario pueden incluir, pero sin limitación, un ordenador portátil, un asistente digital personal, un dispositivo portátil, y una estación de trabajo. Los dispositivos 104 de usuario están comunicativamente acoplados al sistema 102 a través de una red 106.

En una implementación, la red 106 puede ser una red inalámbrica, una red alámbrica o una combinación de las mismas. La red 106 puede implementarse como uno de los diferentes tipos de redes, tal como intranet, red de área local (LAN), red de área extensa (WAN), la Internet, y similares. La red 106 puede ser una red especializada o una red compartida. La red compartida representa una asociación de los diferentes tipos de redes que usan una diversidad de protocolos, por ejemplo, Protocolo de Transferencia de Hipertexto (HTTP), Protocolo de Control de Transmisión/Protocolo de Internet (TCP/IP), Protocolo de Aplicación Inalámbrica (WAP), y similares, para comunicar entre sí. Además la red 106 puede incluir una diversidad de dispositivos de red, incluyendo encaminadores, puentes, servidores, dispositivos informáticos, dispositivos de almacenamiento, y similares.

Haciendo referencia ahora a la Figura 2, se ilustra el sistema 102 de acuerdo con una realización de la presente

divulgación. En una realización, el sistema 102 puede incluir al menos un procesador 202, una interfaz 204 de entrada/salida (E/S), y una memoria 206. El al menos un procesador 202 puede implementarse como uno o más microprocesadores, microordenadores, microcontroladores, procesadores de señales digitales, unidades de procesamiento central, máquinas de estado, circuiterías lógicas, y/o cualesquiera dispositivos que manipulan señales basándose en instrucciones operacionales. Entre otras capacidades, el al menos un procesador 202 está configurado para extraer y ejecutar instrucciones legibles por ordenador almacenadas en la memoria 206.

La interfaz 204 de E/S puede incluir una diversidad de interfaces de software y hardware, por ejemplo, una interfaz web, una interfaz de usuario gráfica, y similares. La interfaz 204 de E/S puede permitir que el sistema 102 interactúe con un usuario directamente o a través de los dispositivos 104 de usuario. Además, la interfaz 204 de E/S puede posibilitar que el sistema 102 comunique con otros dispositivos informáticos, tales como servidores web y servidores de datos externos (no mostrados). La interfaz 204 de E/S puede facilitar múltiples comunicaciones dentro de una amplia diversidad de tipos de redes y protocolos, incluyendo redes alámbricas, por ejemplo, LAN, cable, etc., y redes inalámbricas, tales como WLAN, celular, o satélite. La interfaz 204 de E/S puede incluir uno o más puertos para conectar un número de dispositivos entre sí o a otro servidor.

La memoria 206 puede incluir cualquier medio legible por ordenador conocido en la técnica incluyendo, por ejemplo, memoria volátil, tal como memoria de acceso aleatorio estática (SRAM) y memoria de acceso aleatorio dinámica (DRAM), y/o memoria no volátil, tal como memoria de solo lectura (ROM), ROM programable borrable, memorias flash, discos duros, discos ópticos, y cintas magnéticas.

En una implementación, en primer lugar, el usuario puede usar el dispositivo 104 de cliente para acceder al sistema 102 mediante la interfaz 204 de E/S. El funcionamiento del sistema 102 puede explicarse en detalle usando las Figuras 3 a Figura 8. El sistema 102 puede usarse para determinar una frecuencia cardíaca y una variabilidad de frecuencia cardíaca de un individuo. Para determinar la frecuencia cardíaca y la variabilidad de frecuencia cardíaca, puede capturarse sonido cardíaco del individuo. El sonido cardíaco puede capturarse usando un dispositivo electrónico. Específicamente, el dispositivo electrónico puede capturar el sonido cardíaco usando un micrófono embebido en él. En un ejemplo, el dispositivo electrónico puede incluir, pero sin limitación, un teléfono inteligente, una tableta, un ordenador, y una pulsera tal como un reloj de pulsera. Debería entenderse que cualquier dispositivo electrónico que comprenda un micrófono puede usarse para capturar el sonido cardíaco. Además, puede usarse un estetoscopio digital para capturar el sonido cardíaco.

Para capturar el sonido cardíaco, el dispositivo electrónico puede colocarse cerca del corazón del individuo. Específicamente, el dispositivo electrónico, por ejemplo, un teléfono inteligente, puede situarse ligeramente hacia dentro de la línea clavicular media en la tercera o quinta región intercostal en el pecho del individuo. Cuando el dispositivo electrónico se coloca cerca de la tercera o quinta región intercostal en el pecho, el micrófono del dispositivo electrónico puede capturar el sonido cardíaco. El micrófono puede capturar el primer sonido cardíaco que es más alto que el segundo sonido cardíaco si el teléfono está situado en el quinto espacio intercostal y viceversa cuando el micrófono está situado en el tercer espacio intercostal. A medida que se captura el sonido cardíaco cuando el dispositivo electrónico se mantiene cerca del pecho, el sonido cardíaco capturado puede tener ruido y el sonido cardíaco puede ser bajo en amplitud. El ruido puede ser un ruido ambiente. Debido al ruido, puede ser difícil escuchar el sonido cardíaco. Para capturar el sonido cardíaco, es decir, sonido de latido cardíaco, puede ser necesario que se amplifiquen LUBB y DUB de manera apropiada, una señal de audio del sonido cardíaco. Específicamente, la señal de audio puede amplificarse en nivel de software de manera que la señal de audio no supere una profundidad de bits de audio soportada por un formato de fichero de audio en el dispositivo de captura, tal como el dispositivo electrónico. Además, la señal de audio puede amplificarse para guiar al individuo a que coloque el micrófono del dispositivo electrónico aproximadamente alrededor de una región cerca del corazón donde puede escucharse el sonido cardíaco de manera apropiada. Para ilustrar la captura de la señal de audio y amplificar la señal de audio, la Figura 3 y la Figura 4 pueden usarse como un ejemplo. Haciendo referencia a la Figura 3, se muestra el sonido cardíaco capturado sin amplificación, es decir, la señal de audio sin procesar.

Después de que se amplifica la señal de audio, la señal de audio puede procesarse adicionalmente para detectar una envolvente de la señal de audio amplificada. Para detectar la envolvente, puede elevarse al cuadrado a la señal de audio amplificada. Puede elevarse al cuadrado a la señal de audio para enfatizar componentes de alta amplitud y debilitar componentes de baja amplitud de la señal de audio. Para la señal de audio amplificada como se muestra en la Figura 3, tras elevar al cuadrado, la señal de audio puede presentarse como se muestra en la Figura 4. Después de elevarse al cuadrado la señal de audio amplificada, la señal de audio puede filtrarse aplicando un filtro de paso banda.

Como la señal de audio se captura de manera externa, la señal de audio comprende todas las frecuencias en el rango humano audible (20 Hz a 20 kHz). Puesto que la frecuencia del sonido del latido cardíaco humano se encuentra en un rango de 0,7 Hz a 3,6 Hz en cualquier circunstancia, la señal se pasa a través de un filtro de paso banda de Butterworth de 2º orden para capturar la frecuencia presente únicamente en el rango, es decir, de 0,7 Hz a 3,66 Hz. Para la señal de audio que se ha elevado al cuadrado, puede presentarse la señal de audio después del filtro de paso banda como se muestra en la Figura 5.

Posteriormente, puede aplicarse Operador de Energía Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio amplificada tras

elevant al cuadrado y aplicar el filtro de paso banda de Butterworth de 2º orden. El operador de energía de Teager-Kaiser es un operador no lineal que calcula la energía de señales de audio de componente mono como un producto del cuadrado de la amplitud y la frecuencia de la señal de audio.

La energía de la señal de audio, es decir,  $x(t)$  puede proporcionarse por una ecuación

$$E = \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt$$

La energía de la señal de audio puede obtenerse a través de un tiempo  $2T$ . Además, la energía de la señal de audio puede estimarse usando el valor absoluto cuadrado de las diferentes bandas de frecuencia de la señal de transformada de Fourier como una medida de los niveles de energía de las respectivas bandas. Para estimar una energía instantánea de la señal de audio, puede usarse un operador de rastreo de energía, es decir, Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO).

$$\Psi_c[x(t)] = [\dot{x}(t)]^2 - x(t)\ddot{x}(t)$$

donde  $x(t)$  es la señal de audio y  $\dot{x}(t)$  y  $\ddot{x}(t)$  son la primera y segunda derivada respectivamente. La señal de audio después de aplicar el TKEO se muestra en la Figura 6.

Después de aplicar el TKEO en la señal de audio amplificada y a la que se ha realizado paso banda, puede detectarse la envolvente de la señal de audio amplificada. A partir de la envolvente, pueden detectarse picos de la señal de audio, es decir, puede detectarse los aumentos repentino/magnitud de energía. Para calcular los picos, se estima un promedio de puntos anteriores desde el pico previamente detectado al punto actual. Posteriormente, se obtiene la magnitud del punto actual. Después de obtener la magnitud del punto actual, se calcula la diferencia de la magnitud del punto actual y el promedio de los puntos anteriores desde el pico anterior al punto actual. En otras palabras, se calcula el promedio de todos los puntos anteriores desde el pico previamente detectado. En otra implementación, si el pico no se detecta en los puntos anteriores, se considera un promedio de magnitud de puntos en la señal de audio desde el valor inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio. Después de calcular la diferencia, si la diferencia es mayor que cero y la amplitud del punto posterior a la amplitud del punto actual es igual o menor, entonces se considera que el punto actual es un pico para la señal de audio en el dominio de tiempo. Posteriormente, se resetea el promedio desde el punto actual para detectar nuevo pico para la magnitud posterior de los puntos en la señal de audio. De manera similar, todos los picos se detectan en la señal de audio. Los picos iniciales detectados en la envolvente de la señal de audio del dominio del tiempo se muestran en la Figura 7.

Después de que se detectan los picos, los picos pueden tener picos adicionales. Los picos pueden ser falsos picos positivos. Para detectar falsos picos positivos en la señal de audio, puede usarse un algoritmo de agrupamiento de c Medias Difuso (FCM). Los picos positivos pueden aparecer debido al ruido ambiente identificado como un pico que corresponde al primer sonido cardiaco, es decir, LUBB. El algoritmo de agrupamiento de FCM puede ejecutarse para clasificar las distancias de pico a pico en dos agrupamientos. Un agrupamiento puede comprender distancia de pico a pico más pequeña y el segundo agrupamiento puede comprender distancia de pico a pico más grande. El agrupamiento que comprende la distancia de pico a pico más alta puede corresponder a distancias de pico a pico correctas. El agrupamiento que comprende distancia de pico a pico más pequeña puede corresponder a la detección de falsos positivos.

Los picos positivos pueden aparecer debido al ruido ambiente identificado como un pico que corresponde al sonido cardiaco más alto, es decir, LUBB o DUB dependiendo del posicionamiento del dispositivo electrónico. Para corregir los falsos picos positivos, se calcula una media y una desviación típica de todas las distancias de pico a pico que están presentes en el agrupamiento que tiene la mayor compactación. Posteriormente, puede inspeccionarse cada pico desde un pico común que tiene una distancia de pico a pico correcta adjunta. Después de la inspección, si el siguiente valor pico detectado es menor que la diferencia de la media y la desviación típica, el siguiente pico detectado puede descartarse como el falso pico positivo. Además, se calcula la media y desviación típica de todas las distancias de pico a pico hasta que se obtenga un pico con el valor deseado mayor que (media - desviación típica). Después de identificar un pico verdadero, se vuelve a calcular la media y desviación típica de todas las distancias de pico a pico y el procedimiento se repite de nuevo desde el siguiente pico que tiene un pico verdadero y un falso pico adjuntos.

Además, a partir del agrupamiento que comprende la distancia de pico a pico más alta, pueden identificarse falsos picos negativos. Los picos faltantes pueden dar como resultado falsos picos negativos. Los picos faltantes pueden tener lugar cuando un sonido cardiaco o ruido más alto es seguido por un sonido cardiaco menos alto, debido a la diferencia en presión aplicada en el pecho mientras se sujeta el dispositivo electrónico por la mano. Para corregir los falsos picos negativos, se identifica la región entre los picos, entre la que la distancia ha caído en el agrupamiento que tiene el valor de centroide más alto. Se calcula la detección de pico entre los dos locales inmediatos que siguen los puntos identificados como picos, entre los que se estima que tiene lugar el falso pico. La Figura 8 puede usarse para ilustrar los picos después de corrección de pico en la envolvente de la señal de audio del dominio del tiempo.

Posteriormente, puede calcularse una desviación típica  $D_{std}$  del conjunto de datos completo. Basándose en la diferencia de los picos consecutivos detectados, puede determinarse la frecuencia cardiaca del individuo. La diferencia consecutiva de los picos detectados puede corresponder a un periodo de tiempo promedio del latido cardiaco. Posteriormente, puede calcularse una recíproca de la diferencia consecutiva de los picos detectados para determinar la frecuencia cardiaca promedio del individuo.

Adicionalmente, basándose en la diferencia de los picos consecutivos detectados, puede determinarse la variabilidad de frecuencia cardiaca del individuo. Específicamente, la variabilidad de frecuencia cardiaca puede determinarse usando las métricas de dominio de tiempo de la señal de audio. La variabilidad de frecuencia cardiaca puede determinarse calculando una desviación típica de la diferencia de tiempo de pico a pico consecutivo. Además, puede calcularse una raíz cuadrática media de las diferencias de tiempo de pico a pico sucesivas. Además, puede calcularse una desviación típica entre las diferencias sucesivas de la diferencia de tiempo de pico a pico consecutivo. Además, puede calcularse el número de pares de la diferencia de tiempo de pico a pico sucesiva que se diferencian en más de 50 milisegundos. Además, puede calcularse una proporción del número de pares de picos sucesivos a diferencia de tiempo pico que se diferencia en más de 50 milisegundos dividida por el número total de diferencias pico a pico. Además, puede calcularse el número de pares de la diferencia de tiempo de pico a pico sucesiva que se diferencian en más de 20 milisegundos. Además, puede calcularse una proporción del número de pares de picos sucesivos a diferencia de tiempo pico que se diferencia en más de 20 milisegundos dividida por el número total de diferencias pico a pico. Basándose en las condiciones anteriores, puede determinarse la variabilidad de frecuencia cardiaca.

Haciendo referencia ahora a la Figura 9, se muestra un procedimiento 900 para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El procedimiento 900 puede describirse en el contexto general de instrucciones ejecutables por ordenador. En general, las instrucciones ejecutables por ordenador pueden incluir rutinas, programas, objetos, componentes, estructuras de datos, procedimientos, módulos, funciones, etc., que realizan funciones particulares o implementan tipos de datos abstractos particulares. El procedimiento 900 puede ponerse en práctica también en un entorno informático distribuido donde se realizan funciones por dispositivos de procesamiento remotos que están enlazados a través de una red de comunicaciones. En un entorno informático distribuido, las instrucciones ejecutables por ordenador pueden localizarse tanto en medio de almacenamiento informático local como remoto, que incluye dispositivos de almacenamiento de memoria.

El orden en el que se describe el procedimiento 900 no se pretende que se interprete como una limitación, y cualquier número de los bloques de procedimiento descritos puede combinarse en cualquier orden para implementar el procedimiento 900 o procedimientos alternativos. Adicionalmente, pueden borrarse bloques individuales del procedimiento 900 sin alejarse del espíritu y alcance de la divulgación descrita en el presente documento. Adicionalmente, el procedimiento puede implementarse en cualquier hardware, software, firmware o combinación de los mismos adecuada. Sin embargo, para facilidad de explicación, en las realizaciones descritas a continuación, el procedimiento 900 puede implementarse en el sistema 102 anteriormente descrito.

En la etapa/bloque 902, puede capturarse sonido cardiaco de un individuo.

En la etapa/bloque 904, puede amplificarse una señal de audio del sonido cardiaco capturada.

En la etapa/bloque 906, puede detectarse una envolvente de la señal de audio amplificada. La envolvente de la señal de audio amplificada puede detectarse elevando al cuadrado la señal de audio amplificada para obtener componentes de alta amplitud enfatizados y componentes de baja amplitud debilitados de la señal de audio, aplicando un filtro de paso banda en la señal de audio (0,7 - 3,6 Hz) tras elevar al cuadrado, y aplicar un Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio filtrada para obtener la envolvente de la señal de audio.

En la etapa/bloque 908, pueden detectarse picos en la envolvente de la señal de audio. Los picos pueden detectarse calculando la diferencia en magnitud de un punto posterior en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde el último pico detectado o el valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico.

En la etapa/bloque 910, puede determinarse una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca para el individuo usando los picos detectados.

Aunque se han descrito implementaciones del sistema y procedimiento para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo en lenguaje específico a características estructurales y/o procedimientos, se ha de entender que las reivindicaciones adjuntas no están necesariamente limitadas a las características específicas o procedimientos descritos. En su lugar, las características específicas y procedimientos se desvelan como ejemplos de implementaciones para determinar una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo.

## REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento (1000) de determinación de una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, comprendiendo el procedimiento (1000):

5 capturar sonido cardiaco de un individuo;  
amplificar, por un procesador (202), una señal de audio del sonido cardiaco;  
detectar, por el procesador (202), una envolvente de la señal de audio amplificada, en el que la envolvente de la señal de audio amplificada se detecta por:

10 elevar al cuadrado la señal de audio amplificada para obtener componentes de alta amplitud enfatizados y componentes de baja amplitud debilitados de la señal de audio;  
aplicar un filtro paso banda (0,7 - 3,6 Hz) en la señal de audio tras elevar al cuadrado; y  
aplicar un Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio filtrada para obtener la envolvente de la señal de audio;

15 detectar, por el procesador (202), picos en la envolvente de la señal de audio, en el que los picos se detectan calculando la diferencia en magnitud de un punto posterior en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde último pico detectado o valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico; y  
determinar, por el procesador (202), una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca para el individuo usando los picos detectados.

20 2. El procedimiento (1000) de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente agrupar las distancias entre los picos detectados usando un agrupamiento de C Medias Difuso (FCM) para eliminar falsos picos positivos y para añadir falsos picos negativos.

3. El procedimiento (1000) de la reivindicación 2, en el que los falsos picos negativos se eliminan calculando una media y una desviación típica que corresponden a la distancia entre los picos.

25 4. El procedimiento (1000) de la reivindicación 2, que comprende adicionalmente clasificar los picos detectados en tres agrupamientos usando un algoritmo de agrupamiento de k-medias.

5. El procedimiento (1000) de la reivindicación 4, que comprende adicionalmente determinar un centroide para cada agrupamiento en los tres agrupamientos para calcular la diferencia entre los al menos tres centroides de agrupamiento entre sí.

30 6. El procedimiento (1000) de la reivindicación 1, en el que la frecuencia cardiaca del individuo se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos, en el que la diferencia corresponde a un periodo de tiempo promedio de latido cardiaco, y en el que se determina la frecuencia cardiaca calculando una inversa de la diferencia de picos consecutivos; y en el que la variabilidad de frecuencia cardiaca se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos.

35 7. El procedimiento (1000) de la reivindicación 6, en el que la variabilidad de frecuencia cardiaca se determina calculando una de una desviación típica de la diferencia en los picos consecutivos, una raíz cuadrática media cuadrática de la diferencia en picos sucesivos, una desviación típica entre diferencias sucesivas de las diferencias de tiempo de pico a pico consecutivas, número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 50 milisegundos, una proporción del número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 50 milisegundos a través de un número total de diferencias de pico a pico,  
40 un número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 20 milisegundos, y una proporción del número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 20 milisegundos dividido por el número total de diferencias pico a pico.

8. Un sistema (102) de determinación de una frecuencia cardiaca y una variabilidad de frecuencia cardiaca de un individuo, desde un sonido cardiaco capturado de un individuo, comprendiendo el sistema (102):

45 una memoria (206); y  
un procesador (202) acoplado a la memoria (206), en el que el procesador (202) ejecuta instrucciones de programa almacenadas en la memoria (206), para:

50 recibir el sonido cardiaco capturado del individuo;  
amplificar una señal de audio del sonido cardiaco;  
detectar una envolvente de la señal de audio amplificada, en el que la envolvente de la señal de audio amplificada se detecta por:

elevar al cuadrado la señal de audio amplificada para obtener componentes de alta amplitud enfatizados y componentes de baja amplitud debilitados de la señal de audio;  
aplicar un filtro paso banda (0,7 - 3,6 Hz) en la señal de audio tras elevar al cuadrado; y



aplicar un Operador de Energía de Teager-Kaiser (TKEO) en la señal de audio filtrada para obtener la envolvente de la señal de audio;

5 detectar picos en la envolvente de la señal de audio, en el que los picos se detectan calculando la diferencia en magnitud de un punto en la señal de audio con un promedio de magnitud de puntos anteriores en la señal de audio desde el último pico detectado o valor de muestra inicial en la ventana de procesamiento de la señal de audio cuando no se detecta pico; y  
determinar una frecuencia cardíaca y una variabilidad de frecuencia cardíaca para el individuo usando los picos detectados.

10 9. El sistema (102) de la reivindicación 8, en el que el procesador ejecuta adicionalmente la instrucción de programa para agrupar las distancias entre los picos detectados usando un algoritmo de agrupamiento de C Medias Difuso (FCM) para eliminar falsos picos positivos y para añadir falsos picos negativos.

10. El sistema (102) de la reivindicación 9, en el que los falsos picos negativos se eliminan calculando una media y una desviación típica que corresponden a la distancia entre los picos.

15 11. El sistema (102) de la reivindicación 9, en el que el procesador ejecuta adicionalmente la instrucción de programa para clasificar los picos detectados en tres agrupamientos usando un algoritmo de agrupamiento de k-medias.

12. El sistema (102) de la reivindicación 11, en el que el procesador ejecuta adicionalmente la instrucción de programa para determinar un centroide para cada agrupamiento en los tres agrupamientos para calcular la diferencia entre los al menos tres centroides de agrupamiento entre sí.

20 13. El sistema (102) de la reivindicación 8, en el que la frecuencia cardíaca del individuo se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos, en el que la diferencia corresponde a un periodo de tiempo promedio de latido cardíaco, y en el que la frecuencia cardíaca se determina calculando una inversa de la diferencia de picos consecutivos; y en el que la variabilidad de frecuencia cardíaca se determina basándose en la diferencia de picos consecutivos.

25 14. El sistema (102) de la reivindicación 13, en el que la variabilidad de frecuencia cardíaca se determina calculando una de una desviación típica de la diferencia en los picos consecutivos, una raíz cuadrática media de la diferencia en picos sucesivos, una desviación típica entre diferencias sucesivas de las diferencias de tiempo de pico a pico consecutivas, número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 50 milisegundos, una proporción del número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se  
30 diferencian en más de 50 milisegundos a través de un número total de diferencias de pico a pico, un número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 20 milisegundos, y una proporción del número de pares de diferencia de tiempo de pico a pico sucesivos que se diferencian en más de 20 milisegundos dividido por el número total de diferencias pico a pico.

15. El sistema (102) de la reivindicación 8, en el que el sonido cardíaco se captura usando un micrófono.

35

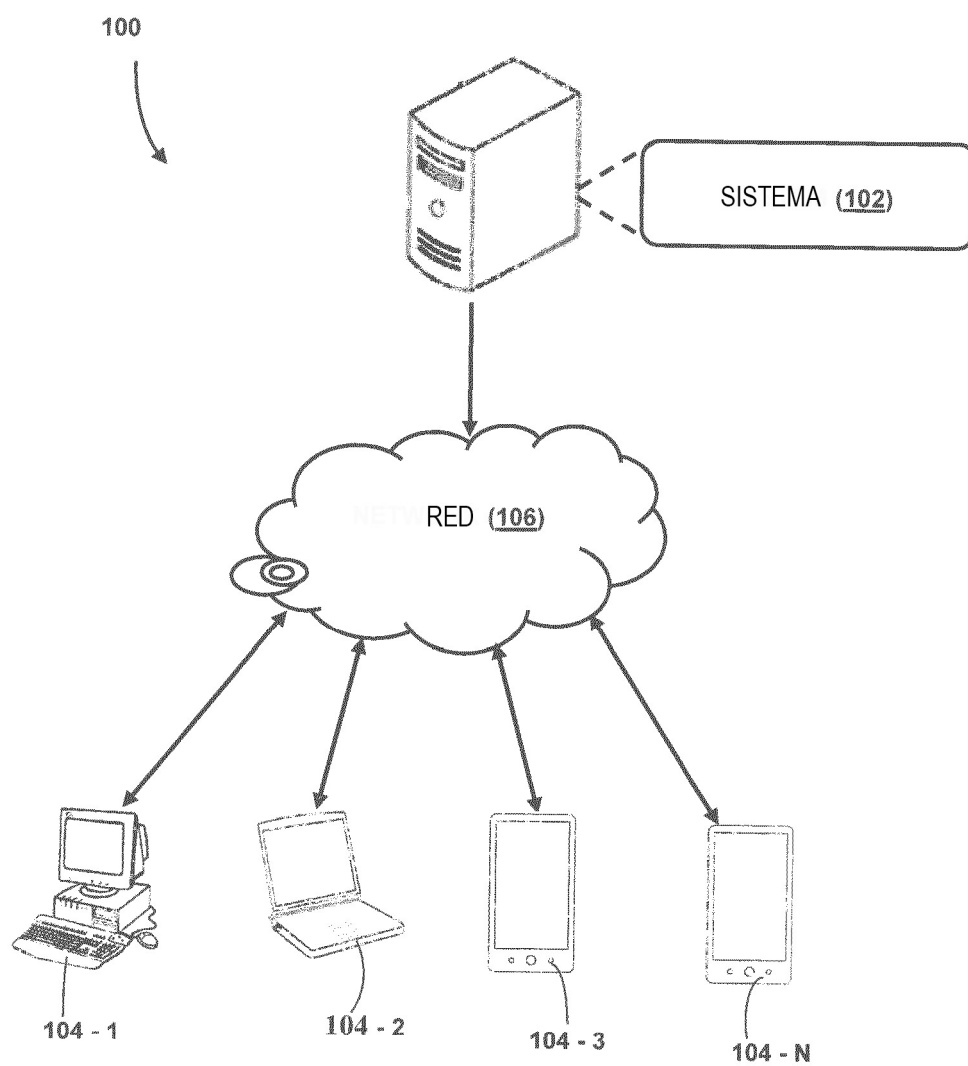


FIG. 1

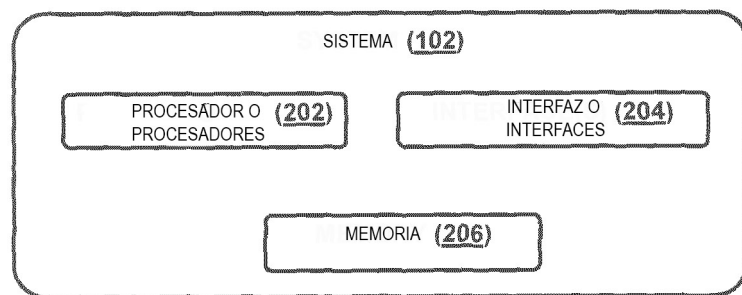
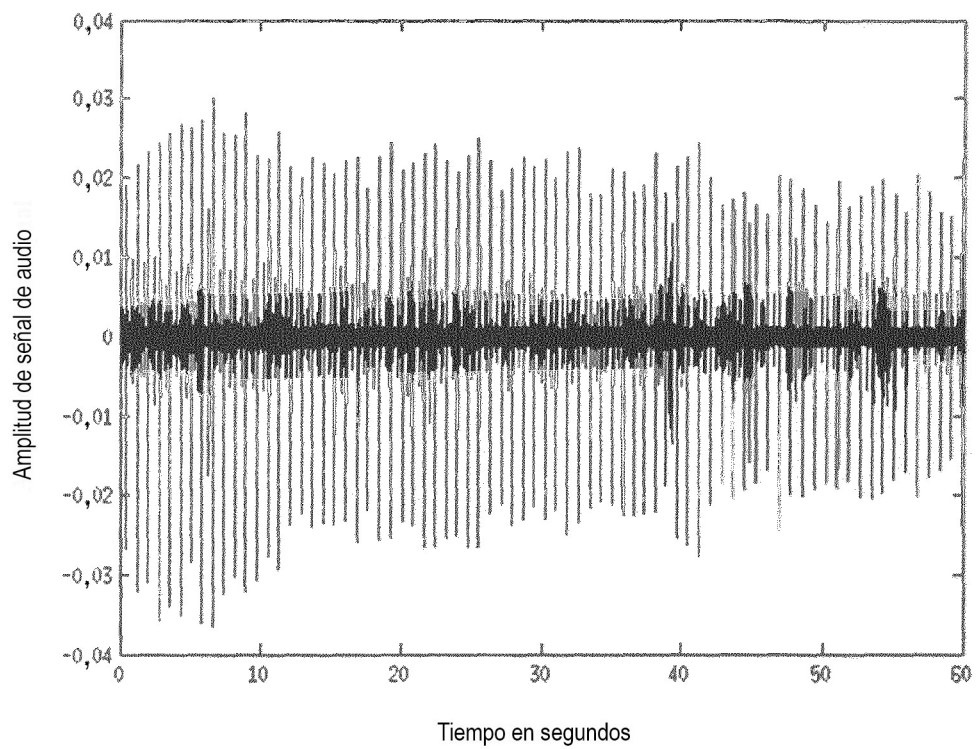
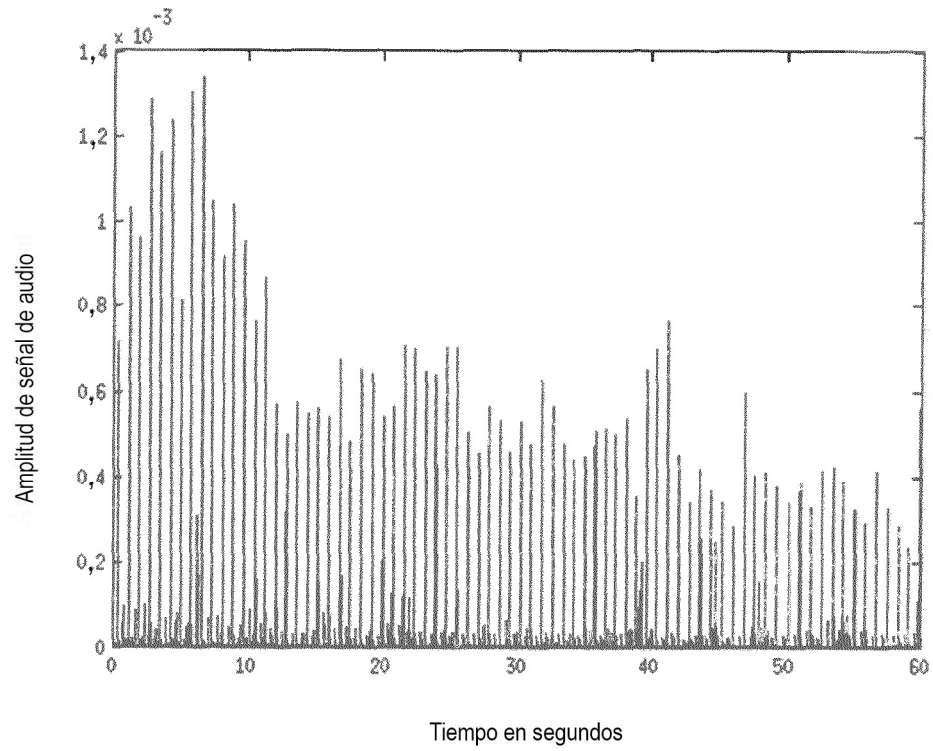


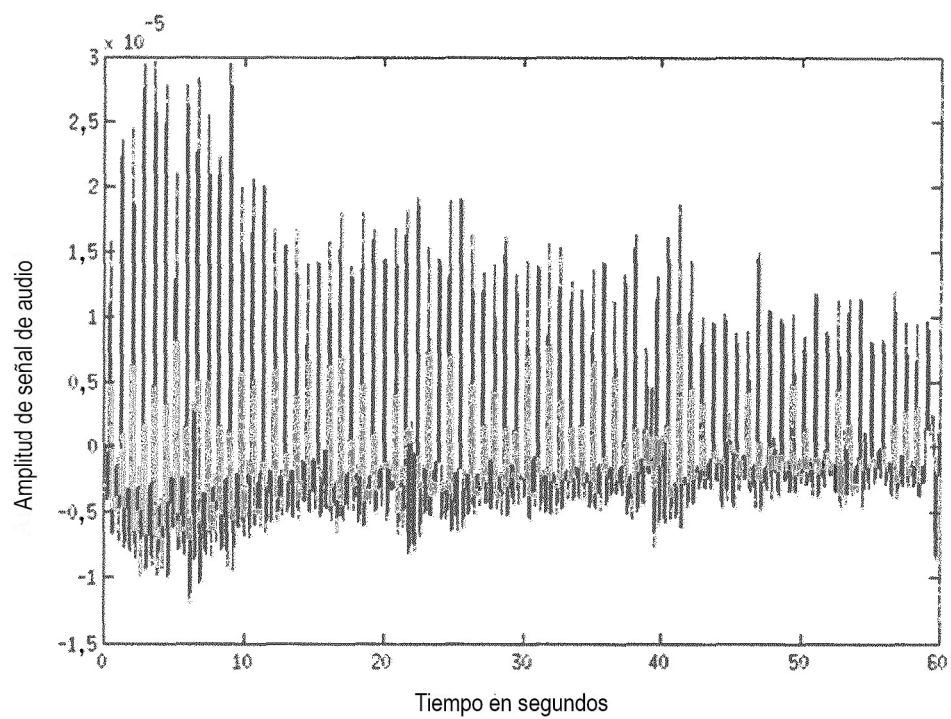
FIG. 2



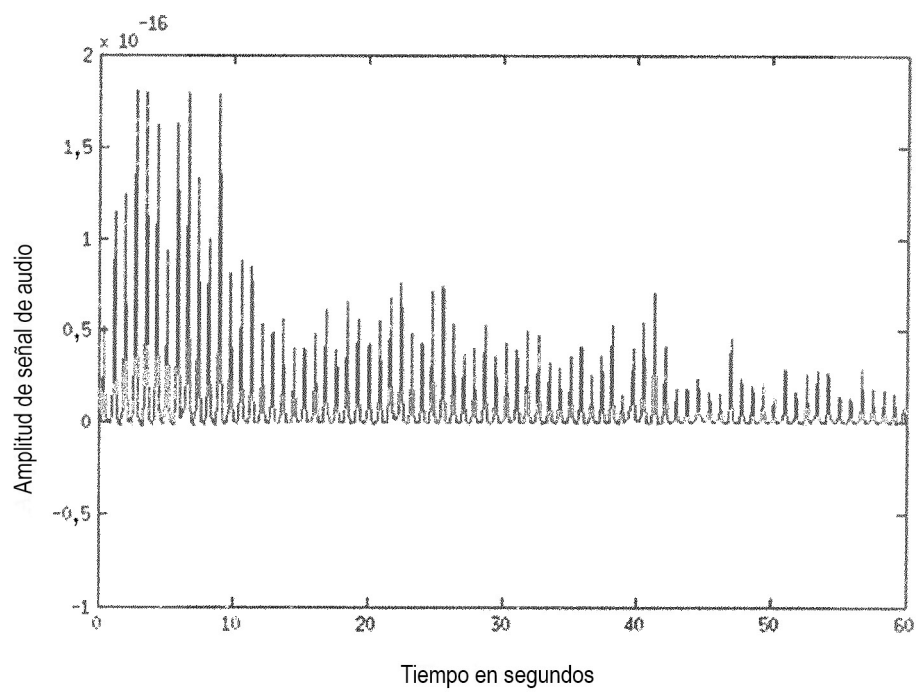
**FIG. 3**



**FIG. 4**



**FIG. 5**



**FIG. 6**

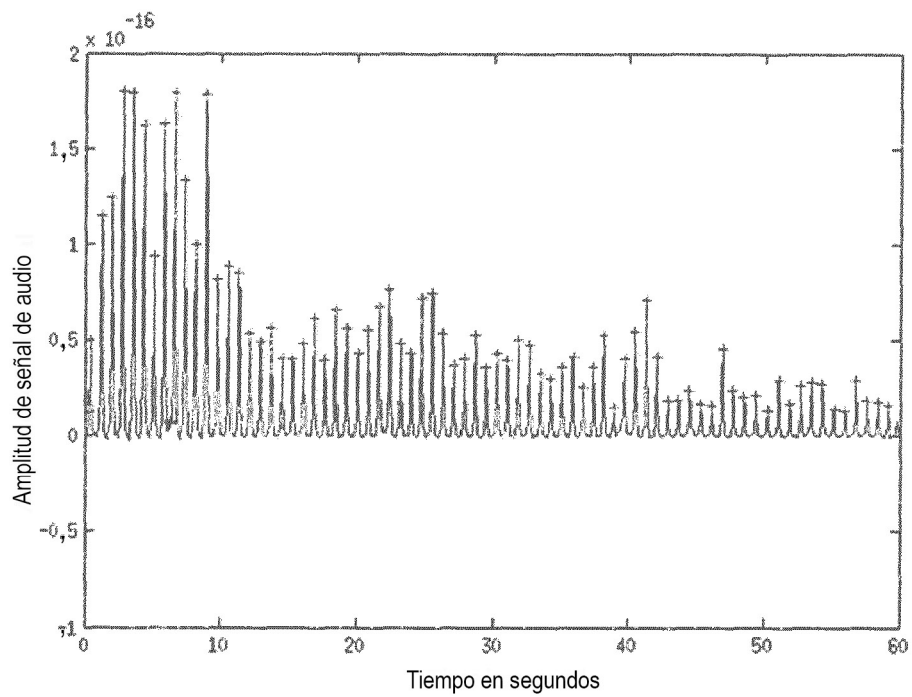
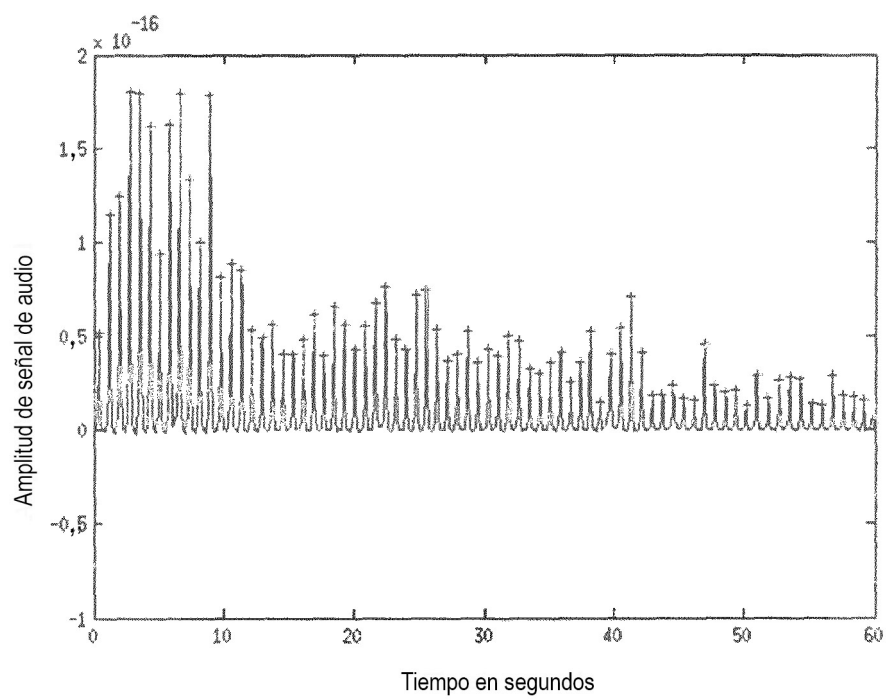


FIG. 7





**FIG. 8**

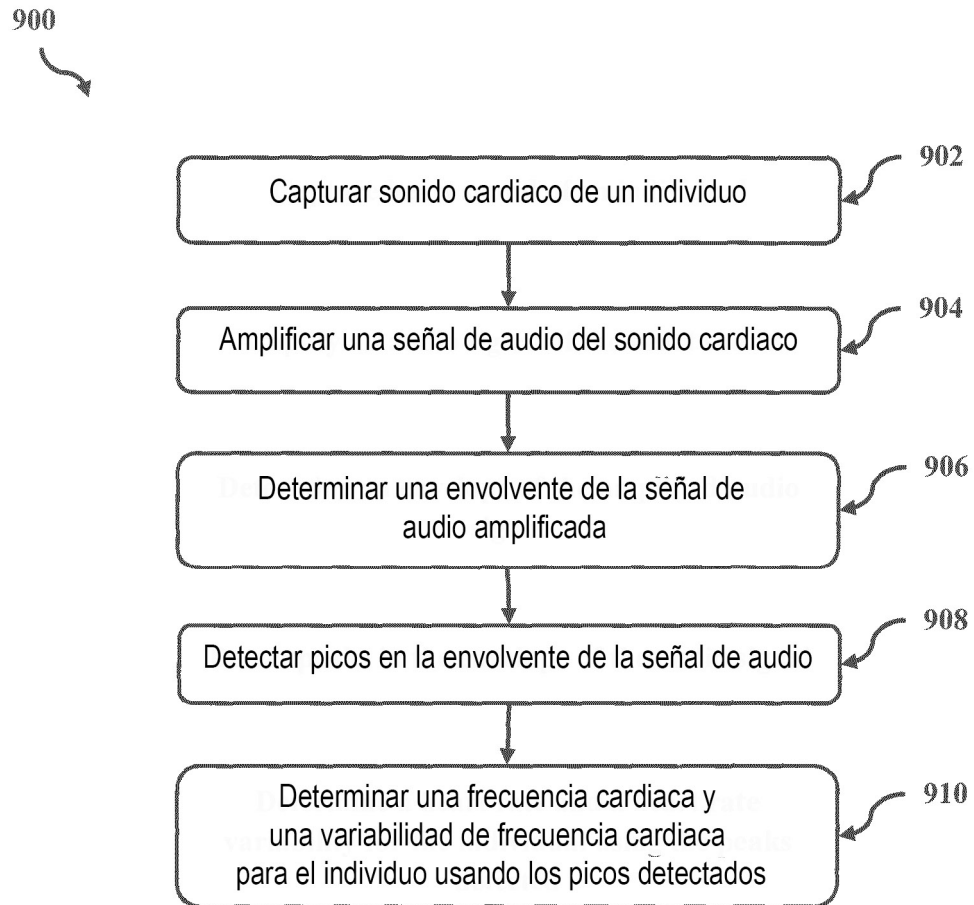


FIG. 9