

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 983 220**

51 Int. Cl.:

A61B 5/327 (2011.01)

A61B 5/332 (2011.01)

A61B 5/349 (2011.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.12.2016** **PCT/US2016/066502**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.07.2017** **WO17116703**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.12.2016** **E 16882311 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.07.2024** **EP 3397148**

54 Título: **Dispositivo móvil de monitorización cardíaca**

30 Prioridad:

30.12.2015 US 201514984838

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.10.2024

73 Titular/es:

VECTRACOR, INC. (100.0%)
785 Totowa Road Suite 100
Totowa, NJ 07512, US

72 Inventor/es:

SCHRECK, DAVID, M.;
SCHRECK, BRAD, S.;
SCHRECK, ANDREW, J. y
VAN LAAR, MICHAEL, G.

74 Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 983 220 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

Dispositivo móvil de monitorización cardíaca

5 Campo de la invención

La invención descrita se refiere a un dispositivo móvil de monitorización cardíaca, y más particularmente a un dispositivo móvil para monitorizar el ritmo cardíaco y un biomarcador eléctrico cardíaco dinámico.

10 Antecedentes de la invención

La cardiopatía coronaria que conduce a síndromes coronarios agudos (ACS) es la principal causa de mortalidad en los Estados Unidos, y el dolor de pecho representa más de 8 millones de visitas a la sala de emergencias anualmente. Sin embargo, el infarto agudo de miocardio (AMI) a menudo se diagnostica erróneamente en las salas de emergencias, y muchos pacientes con AMI son dados de alta de las salas de emergencias sin reconocimiento.

Electrofisiología del corazón

Las corrientes iónicas transmembrana son, en última instancia, responsables de los potenciales cardíacos que se registran en un ECG. El ECG es el resultado final de una compleja serie de procesos fisiológicos y tecnológicos. Las corrientes iónicas transmembrana se generan mediante flujos de iones a través de las membranas celulares y entre células adyacentes. Estas corrientes se sintetizan mediante secuencias de activación y recuperación cardíacas para generar un campo eléctrico cardíaco dentro y alrededor del corazón que varía con el tiempo durante el ciclo cardíaco. Este campo eléctrico pasa a través de muchas otras estructuras, incluyendo los pulmones, la sangre y el músculo esquelético, que perturban el campo eléctrico cardíaco a medida que pasa a través de ellas. Braunwald's Heart Disease, 8.^a ed., Saunders, Elsevier (2008), Capítulo 12, en la pág. 149. Luego, las corrientes que llegan a la piel se detectan mediante electrodos colocados en lugares específicos de las extremidades y el torso que están configurados para producir derivaciones. Las salidas de estas derivaciones se amplifican, filtran y muestran mediante varios dispositivos electrónicos para producir un registro electrocardiográfico, y se aplican criterios de diagnóstico a estos registros para producir una interpretación.

El dipolo cardíaco

Dos fuentes puntuales de igual intensidad, pero de polaridad opuesta, ubicadas muy cerca entre sí, como una fuente de corriente y un sumidero de corriente, se pueden representar como un dipolo de corriente. Por lo tanto, la activación de una única fibra cardíaca se puede modelar como un dipolo de corriente que se mueve en la dirección de propagación de la activación. Un dipolo de este tipo se caracteriza completamente por tres parámetros: fuerza o momento dipolar, ubicación y orientación. El momento dipolar es proporcional a la tasa de cambio del potencial intracelular. Asimismo, múltiples fibras cardíacas adyacentes se activan en sincronía para producir un frente de activación, que crea un dipolo orientado en la dirección de activación. El efecto neto de todos los dipolos en este frente de onda es un único dipolo con una fuerza y orientación iguales a la suma (vectorial) de todos los dipolos componentes simultáneamente activos. Id. en 150.

Un dipolo de corriente produce un campo de potencial característico con potenciales positivos proyectados delante del mismo y potenciales negativos proyectados detrás del mismo. El potencial real registrado en cualquier sitio dentro de este campo es directamente proporcional al momento dipolar, inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde el dipolo hasta el sitio de registro, y directamente proporcional al coseno del ángulo entre el eje del dipolo y una línea trazada desde el dipolo hasta el sitio de registro. Id. en 150.

Esta relación entre la dirección de activación, la orientación del dipolo de corriente y la polaridad de los potenciales describe la relación fundamental entre la polaridad de los potenciales detectados por un electrodo y la dirección de movimiento de un frente de activación, es decir, un electrodo detecta potenciales positivos cuando un frente de activación se mueve hacia el mismo y los potenciales negativos cuando el frente de activación se aleja del mismo. Id. en 150.

Los factores de transmisión son contenidos del entorno físico tridimensional (llamado conductor de volumen), que modifica el campo eléctrico cardíaco de manera significativa. Los factores de transmisión pueden agruparse en cuatro categorías amplias.

Los factores celulares determinan la intensidad de los flujos de corriente que resultan de los gradientes de potencial transmembrana locales; ellos incluyen resistencias intracelulares y extracelulares y las concentraciones de iones relevantes, por ejemplo, el ion sodio. Las concentraciones de iones más bajas reducen la intensidad del flujo de corriente y reducen los potenciales extracelulares.

Los factores cardíacos afectan la relación de una célula cardíaca con otra. Dos factores principales son (1) la anisotropía, la propiedad del tejido cardíaco que da como resultado un mayor flujo de corriente y una propagación más rápida a lo largo de una fibra que a lo ancho; y (2) la presencia de tejido conectivo entre las fibras cardíacas, que altera el acoplamiento eléctrico eficaz de las fibras adyacentes.

Los factores extracardíacos abarcan todos los tejidos y estructuras que se encuentran entre la región de activación y la superficie corporal, incluidas las paredes ventriculares, la sangre intracardíaca e intratorácica, el pericardio, los pulmones, el músculo esquelético, la grasa subcutánea y la piel. Estos tejidos alteran el campo cardíaco debido a diferencias en la resistividad eléctrica de los tejidos adyacentes, es decir, la presencia de heterogeneidades eléctricas dentro del torso.

Otros factores incluyen cambios en la distancia entre el corazón y el electrodo de registro, que reducen las magnitudes potenciales en proporción al cuadrado de la distancia y la excentricidad del corazón dentro del tórax (lo que significa que se encuentra más cerca de la región anterior que de la región posterior del torso, y el ventrículo derecho y la cara anteroseptal del ventrículo izquierdo están ubicados más cerca de la pared torácica anterior que otras partes del ventrículo izquierdo y las aurículas, lo que significa que los potenciales electrocardiográficos serán más altos en la parte anterior que en la posterior, y las formas de onda proyectadas desde el ventrículo izquierdo anterior a la pared torácica serán mayores que los generados por las regiones ventriculares posteriores. Id. en 151.

El ciclo cardíaco

El corazón es un generador de corriente y es bien sabido que su campo eléctrico es abrumadoramente dipolar.

El término "ciclo cardíaco" se utiliza para referirse a todos o cualquiera de los eventos eléctricos y mecánicos relacionados con el flujo sanguíneo coronario o la presión arterial que ocurren desde el inicio de un latido cardíaco hasta el inicio del siguiente. La presión arterial aumenta y disminuye a lo largo del ciclo cardíaco. La frecuencia del ciclo cardíaco es la frecuencia cardíaca. Cada simple "latido" del corazón implica cinco etapas principales: (1) "diástole tardía", que es cuando las válvulas semilunares se cierran, las válvulas auriculoventriculares (AV) se abren y todo el corazón se relaja; (2) "sístole auricular", que ocurre cuando el miocardio de las aurículas izquierda y derecha se contrae, las válvulas AV se abren y la sangre fluye desde la aurícula hasta el ventrículo; (3) "contracción ventricular isovolumétrica", que es cuando los ventrículos comienzan a contraerse, las válvulas AV y semilunar se cierran y no hay cambio de volumen; (4) "eyección ventricular", que ocurre cuando los ventrículos se vacían pero aún se contraen y las válvulas semilunares están abiertas; y (5) "relajación ventricular isovolumétrica", cuando la presión disminuye, no entra sangre a los ventrículos, los ventrículos dejan de contraerse y comienzan a relajarse, y las válvulas semilunares se cierran porque la sangre en la aorta las empuja a cerrarse. El ciclo cardíaco está coordinado por una serie de impulsos eléctricos producidos por células cardíacas especializadas que se encuentran dentro del nódulo sinoauricular y el nódulo auriculoventricular. El corazón se activa y se recupera durante cada ciclo cardíaco de una manera característica determinada por la anatomía y fisiología del músculo cardíaco en funcionamiento y los sistemas de conducción cardíacos especializados. P. Libby et al., Eds., Braunwald's Heart Disease, 8.^a ed., Elsevier, Inc., Filadelfia (2008) en 155.

El ciclo cardíaco normal comienza con la despolarización espontánea del nódulo sinusal, un área de tejido especializado situada en la aurícula derecha superior (RA). Luego, una onda de despolarización eléctrica se propaga a través de la RA y a través del tabique interauricular hasta la aurícula izquierda (LA). Id.

Las aurículas están separadas de los ventrículos por un anillo fibroso eléctricamente inerte, de modo que en el corazón normal la única vía de transmisión de la despolarización eléctrica de las aurículas a los ventrículos es a través del nódulo auriculoventricular (AV). Id. El nódulo AV retrasa la señal eléctrica durante un breve período de tiempo y luego la onda de despolarización se propaga por el tabique interventricular (IVS), a través del haz de His y las ramas derecha e izquierda, hacia los ventrículos derecho (RV) e izquierdo (LV). En conducción normal, los dos ventrículos se contraen simultáneamente. Id.

Después de la despolarización completa del corazón, el miocardio debe repolarizarse antes de que pueda estar listo para despolarizarse nuevamente para el siguiente ciclo cardíaco.

El electrocardiograma estándar de 12 derivaciones

Se registra un ECG de superficie estándar que muestra 12 "direcciones" de derivación diferentes de ocho derivaciones independientes, aunque sólo se requieren 10 electrodos de registro en la piel para lograrlo. Se colocan seis de estos electrodos en el tórax que recubre el corazón para registrar las seis derivaciones torácicas o precordiales. Se colocan cuatro electrodos en las extremidades para registrar las seis derivaciones de las extremidades. En un ECG estándar, es fundamental que cada uno de los 10 electrodos de registro esté colocado en su posición correcta; de lo contrario, la apariencia del ECG cambiará significativamente, impidiendo una

interpretación correcta.

Para derivaciones bipolares simples, como las derivaciones I, II y III, los vectores de las derivaciones se dirigen desde el electrodo negativo hacia el electrodo positivo. Para las derivaciones aumentadas precordiales y de las extremidades, el origen del vector de la derivación se encuentra en el punto medio del eje que conecta los electrodos que forman el electrodo compuesto, es decir, para la derivación aVL, el vector apunta desde el punto medio del eje que conecta el brazo derecho y electrodos de la pierna izquierda hacia el brazo izquierdo. Para las derivaciones precordiales, el vector de la derivación apunta desde el centro del triángulo formado por las tres derivaciones estándar de las extremidades hasta el sitio del electrodo precordial.

Las derivaciones de las extremidades registran el ECG en el plano coronal y, por lo tanto, pueden utilizarse para determinar el eje eléctrico (que usualmente se mide sólo en el plano coronal). Las derivaciones de las extremidades se denominan derivaciones I, II, III, aVR, aVL y aVF. Una línea horizontal que pasa por el corazón y se dirige hacia la izquierda (exactamente en la dirección de la derivación I) se denomina convencionalmente como punto de referencia de 0 grados (0°). Las direcciones desde las cuales otras derivaciones "miran" el corazón se describen en términos del ángulo en grados desde esta línea de base.

Las derivaciones torácicas registran el ECG en el plano transversal u horizontal y se denominan V1, V2, V3, V4, V5 y V6. Existen otras convenciones de derivaciones que pueden usarse clínicamente, incluyendo V7, V8 y V9, que se registran desde la parte posterior del tórax izquierdo, y V3R, V4R, V5R y V6R, que se registran desde la parte anterior del tórax derecho.

ECG mejorado utilizando una matriz de transformación universal

Una tecnología de ECG mejorada para detectar la lesión miocárdica utiliza técnicas matemáticas de análisis de factores abstractos y el algoritmo de optimización simplex para derivar una matriz de transformación universal que es aplicable a todos los pacientes y es independiente del tiempo (Patente de EE. UU. N.º 6.901.285). Esta matriz de transformación universal es aplicable cuando sea necesario y no requiere la adquisición de un ECG completo de n-derivaciones para cada paciente antes de su implementación. Para hacer esto, primero se miden y digitalizan los datos de voltaje-tiempo para algún conjunto de derivaciones de ECG para definir un conjunto de entrenamiento de ECG. Una vez que se han adquirido las series de datos de voltaje-tiempo, se aplica una técnica de análisis de factores abstractos ("AFA") a cada serie de datos de voltaje-tiempo de ECG en un conjunto de entrenamiento para minimizar el error en las series medidas. Luego, la etapa final consiste en aplicar una técnica de optimización simplex ("SOP") al conjunto de entrenamiento para derivar una matriz de transformación universal aplicable a todos los pacientes y que sea independiente del tiempo. Esta matriz de transformación universal se puede aplicar luego a un subsistema estándar de 3 derivaciones medidas (las derivaciones medidas I, aVF y V2) para derivar el ECG estándar de 12 derivaciones, así como otros sistemas, y puede generar al menos 22 derivaciones para permitir una interpretación más precisa de la actividad eléctrica cardíaca. Estas derivaciones de ECG derivadas representan aproximadamente el 99% del contenido de información en comparación con las mediciones de derivaciones observadas.

El ECG es la primera prueba en la evaluación inicial de pacientes con dolor torácico, pero múltiples estudios han demostrado que el ECG tiene baja sensibilidad en el diagnóstico inicial de AMI.

Los marcadores séricos cardíacos son un complemento importante del ECG en la evaluación y estratificación del riesgo en la lesión isquémica miocárdica aguda. La evaluación de la troponina sérica se ha convertido recientemente en el estándar de oro para el diagnóstico de necrosis miocárdica. Sin embargo, los resultados de troponina sérica generalmente no están disponibles de inmediato, ni se obtienen continuamente en tiempo real, y los protocolos de tratamiento inicial generalmente deben implementarse basándose únicamente en la evaluación inicial del paciente y la interpretación asociada del ECG de 12 derivaciones.

El diagnóstico rápido de la lesión isquémica miocárdica aguda, incluido el AMI, es la clave para implementar un tratamiento inmediato. Para los pacientes con presunto síndrome coronario agudo (ACS), el ECG y los marcadores séricos cardíacos generalmente se obtienen en el momento de la llegada del paciente y posteriormente cada varias horas, durante un máximo de 24 horas de observación del paciente para identificar la evolución de un ACS. El paciente puede estar en riesgo durante el tiempo entre estos marcadores séricos y las adquisiciones del ECG, especialmente si el paciente tiene lesiones isquémicas silenciosas. Además, aproximadamente el 95% de los pacientes que visitan las salas de emergencias con dolores en el pecho son enviados a casa sin tratamiento. Estos pacientes también pueden estar en riesgo.

Breve resumen de la invención

La presente invención está definida por las reivindicaciones adjuntas. La invención descrita proporciona un dispositivo móvil de monitorización cardíaca para monitorizar la frecuencia cardíaca y el ritmo cardíaco de un paciente, derivaciones de electrocardiograma (ECG) adquiridas y un biomarcador eléctrico cardíaco. El

dispositivo móvil de monitorización cardíaca puede derivar un ECG de 12 derivaciones a al menos un ECG de 22 derivaciones (ECG de n-derivaciones) a partir de tres derivaciones medidas, y puede calcular un biomarcador eléctrico cardíaco dinámico a partir del ECG de 12 derivaciones derivado. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca puede comunicarse a través de una red de datos, tal como una red celular, para transmitir una alerta cuando se detecta una condición de activación en función del biomarcador eléctrico cardíaco dinámico.

En una realización de la invención descrita, las mediciones de voltaje-tiempo para un subconjunto de derivaciones de ECG de un usuario se reciben en un dispositivo móvil de monitorización cardíaca. Un conjunto completo de n-derivaciones de ECG para el usuario se deriva a partir del subconjunto de derivaciones de ECG. Se calcula la frecuencia cardíaca del usuario y se monitoriza el ritmo cardíaco del usuario en función de al menos uno del subconjunto medido de derivaciones de ECG. Se calcula un biomarcador eléctrico cardíaco (CEB) a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG.

En otra realización de la invención descrita, un dispositivo móvil de monitorización cardíaca comprende electrodos de electrocardiograma (ECG) para adquirir mediciones de voltaje-tiempo para un subconjunto de derivaciones de ECG de un usuario, un módulo de derivación de ECG para derivar un conjunto completo de derivaciones de ECG para el usuario. a partir del subconjunto de derivaciones de ECG, un módulo de cálculo de frecuencia cardíaca y monitorización del ritmo cardíaco para calcular una frecuencia cardíaca y monitorizar el ritmo cardíaco del usuario en función de al menos uno del subconjunto medido de derivaciones de ECG, y un módulo de cálculo de biomarcador eléctrico cardíaco (CEB) para calcular un CEB a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG.

En otra realización de la invención descrita, un dispositivo móvil de monitorización cardíaca comprende un procesador y una memoria que almacena instrucciones de programa informático que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice operaciones que comprenden derivar un conjunto completo de derivaciones de electrocardiograma (ECG) para el usuario de un subconjunto de derivaciones de ECG recibidas de electrodos de ECG, calculando una frecuencia cardíaca y monitorizando un ritmo cardíaco del usuario en función de al menos uno del subconjunto medido de derivaciones de ECG, y calculando un biomarcador eléctrico cardíaco (CEB) a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG.

En otra realización de la invención descrita, un sistema para la monitorización cardíaca de una pluralidad de pacientes comprende una pluralidad de dispositivos de monitorización cardíaca y un sistema de monitorización central. Cada uno de la pluralidad de dispositivos de monitorización cardíaca adquiere mediciones de voltaje-tiempo para un subconjunto de derivaciones de electrocardiograma (ECG) de un paciente respectivo de una pluralidad de pacientes. Cada uno de la pluralidad de dispositivos de monitorización cardíaca transmite las mediciones de voltaje-tiempo para el subconjunto de derivaciones de ECG del paciente respectivo de una pluralidad de pacientes a través de una red. El sistema de monitorización central recibe las mediciones de voltaje-tiempo para el subconjunto de derivaciones de ECG para cada uno de la pluralidad de pacientes transmitidas desde la pluralidad de dispositivos de monitorización cardíaca. El sistema de monitorización central deriva un conjunto completo respectivo de derivaciones de ECG para cada uno de la pluralidad de pacientes a partir del subconjunto respectivo de derivaciones de ECG. El sistema de monitorización central calcula un biomarcador eléctrico cardíaco (CEB) respectivo para cada uno de la pluralidad de pacientes a partir del respectivo conjunto completo derivado de derivaciones de ECG y detecta si se produce una condición de activación para cada uno de la pluralidad de pacientes en función del CEB respectivo calculado para cada uno de la pluralidad de pacientes.

Estas y otras ventajas de la invención serán evidentes para los expertos en la técnica con referencia a la siguiente descripción detallada y a los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 ilustra un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de acuerdo con una realización de la invención descrita;

La Figura 2 ilustra colocaciones de electrodos de ECG en el cuerpo de un usuario de acuerdo con una realización de la invención descrita;

La Figura 3 ilustra un procedimiento para derivar un ECG de n-derivaciones usando una realización de la invención descrita;

La Figura 4 ilustra una señal eléctrica cardíaca típica medida por un ECG;

La Figura 5 ilustra un procedimiento de monitorización cardíaca usando un dispositivo móvil de monitorización cardíaca de acuerdo con una realización de la invención descrita;

La Figura 6 ilustra un procedimiento de monitorización cardíaca y notificación de alerta usando un dispositivo móvil de monitorización cardíaca de acuerdo con una realización de la invención descrita;

La Figura 7 ilustra la comunicación entre un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 y un dispositivo lector 710 de acuerdo con una realización de la presente invención; y

La Figura 8 ilustra un sistema para la monitorización cardíaca de un paciente de acuerdo con una

realización de la invención descrita.

Descripción detallada

La invención descrita se refiere a un dispositivo móvil de monitorización cardíaca. Las realizaciones de la invención descrita proporcionan un dispositivo móvil de monitorización cardíaca para monitorizar la frecuencia cardíaca y el ritmo cardíaco de un paciente, derivaciones de electrocardiograma (ECG) adquiridas y un biomarcador eléctrico cardíaco. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca se puede utilizar para monitorizar a los pacientes de manera remota y monitorizar el desarrollo de enfermedades cardíacas en tiempo real.

La Figura 1 ilustra un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de acuerdo con una realización de la invención descrita. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 se puede implementar como un dispositivo independiente o se puede implementar como parte de otro dispositivo móvil, tal como un teléfono celular, tableta electrónica, etc. De acuerdo con una realización ventajosa, el dispositivo de monitorización cardíaca 100 es un dispositivo portátil y, por lo tanto, puede considerarse un dispositivo "móvil" o "ambulatorio". Como se ilustra en la Figura 1, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 incluye un procesador 102 acoplado operativamente a un dispositivo de almacenamiento de datos 106 y una memoria 104. El procesador 102 controla la operación general del dispositivo de monitorización cardíaca 100 mediante la ejecución de instrucciones de programa informático que definen dichas operaciones. Las instrucciones de programa informático pueden almacenarse en el dispositivo de almacenamiento de datos 106, o en el almacenamiento extraíble 118, y cargarse en la memoria 104 cuando se desea la ejecución de las instrucciones de programa informático. El módulo de derivación de electrocardiograma (ECG) 108, el módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110, el módulo de biomarcador eléctrico cardíaco dinámico (CEB) 112 y el módulo de alerta 114, así como las etapas del procedimiento de las Figuras 3, 4 y 6, descritas a continuación, pueden definirse mediante instrucciones de programa informático almacenadas en el dispositivo de almacenamiento de datos 106 y controladas por el procesador 102 que ejecuta las instrucciones de programa informático cuando las instrucciones de programa informático se cargan en la memoria 104. Por ejemplo, las instrucciones de programa informático pueden implementarse como un código ejecutable por ordenador programado por un experto en la técnica para realizar las etapas del procedimiento de las Figuras 3, 4 y 6 e implementan los módulos 108, 110, 112 y 114 mostrados en la Figura 1.

El procesador 102 puede incluir microprocesadores de propósito general y especial, y puede ser el único procesador o uno de los múltiples procesadores del dispositivo de monitorización cardíaca 100. El procesador 102 puede incluir una o más unidades centrales de procesamiento (CPU), por ejemplo. El procesador también puede incluir una o más unidades de procesamiento de gráficos (GPU). El procesador 102, el dispositivo de almacenamiento de datos 106 y/o la memoria 104 pueden incluir, complementarse o incorporarse en uno o más circuitos integrados de aplicación específica (ASIC) y/o una o más matrices de compuertas programables en campo (FPGA).

El dispositivo de almacenamiento de datos 106 y la memoria 104 incluyen, cada uno, un medio de almacenamiento tangible no transitorio legible por ordenador. La memoria 104 puede incluir memoria de acceso aleatorio de alta velocidad, tal como memoria de acceso aleatorio dinámica (DRAM), memoria de acceso aleatorio estática (SRAM), memoria de acceso aleatorio dinámica síncrona de doble velocidad de datos (DDR RAM) u otros dispositivos de memoria de estado sólido de acceso aleatorio. El dispositivo de almacenamiento de datos 106 puede incluir memoria no volátil, tal como uno o más dispositivos de almacenamiento en disco magnético tales como discos duros internos y discos extraíbles, dispositivos de almacenamiento en disco magnetoópticos, dispositivos de almacenamiento en disco ópticos, dispositivos de memoria flash, dispositivos de memoria semiconductores, tales como memoria de sólo lectura programable y borrable (EPROM), memoria de sólo lectura programable y borrable eléctricamente (EEPROM), memoria de sólo lectura de disco compacto (CD-ROM), discos de memoria de sólo lectura de disco versátil digital (DVD-ROM), u otros dispositivos de almacenamiento de estado sólido no volátiles. El dispositivo de monitorización cardíaca 100 también incluye almacenamiento extraíble 118. El almacenamiento extraíble 118 incluye un puerto y el correspondiente medio de almacenamiento extraíble. Por ejemplo, el almacenamiento extraíble 118 puede ser un puerto Digital Seguro (SD) y la tarjeta SD correspondiente, pero la invención descrita no se limita a ello, y también se puede utilizar cualquier otro tipo de almacenamiento extraíble.

El dispositivo de monitorización cardíaca 100 también puede incluir una pantalla 120 y uno o más dispositivos de entrada/salida 122 que permiten la interacción del usuario con el dispositivo de monitorización cardíaca 100. Por ejemplo, la pantalla 120 puede ser una pantalla de cristal líquido (LCD) que muestra información al usuario. Los otros dispositivos de entrada/salida 122 pueden incluir dispositivos de entrada tales como una pantalla táctil, teclado, botones, etc., mediante los cuales un usuario puede proporcionar una entrada al dispositivo de monitorización cardíaca 100, puertos de entrada, tales como un puerto USB, un puerto mini-USB, puerto micro-USB, etc., y dispositivos de salida tales como parlantes, un conector para auriculares, diodos emisores de luz (LED), etc. El dispositivo de monitorización cardíaca 100 también incluye una fuente de alimentación 126, tal como una batería recargable.

El dispositivo de monitorización cardíaca 100 también puede incluir una o más interfaces de red 124 para comunicarse con otros dispositivos a través de una o más redes. De acuerdo con una realización ventajosa, las interfaces de red 124 pueden incluir una interfaz de red celular para comunicarse a través de una red celular, tal como la red del Sistema Global para Comunicaciones Móviles (GSM), la red de Acceso Múltiple por División de Código (CDMA) o la red de Evolución a Largo Plazo (LTE). Una red celular de este tipo puede ser una red 3G o 4G, a través de la cual se pueden transmitir datos. Las interfaces de red 124 también pueden incluir una interfaz de red de servicio de mensajes cortos (SMS) y/o servicio de mensajes multimedia (MMS) para transmitir y recibir mensajes de texto y/o mensajes multimedia. Las interfaces de red 124 también pueden incluir un controlador de interfaz de red inalámbrica (WNIC) para comunicaciones inalámbricas a través de una red de datos, tal como una red WIFI. Las interfaces de red 124 también pueden incluir una interfaz de red para redes inalámbricas de corto alcance, como Bluetooth.

El dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 está acoplado comunicativamente a los electrodos de ECG 128. En una realización, los electrodos de ECG se pueden conectar al dispositivo de monitorización cardíaca 100 mediante un cable. Por ejemplo, los electrodos de ECG 128 se pueden conectar a un cable USB que se inserta en un puerto USB del móvil. Debe entenderse que la invención descrita no se limita a un cable USB y también se pueden usar otros tipos de cables. En otra realización, los electrodos de ECG 128 pueden comunicarse con el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de forma inalámbrica. Por ejemplo, los electrodos de ECG 128 pueden comunicarse con el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 a través de una conexión Bluetooth. Los electrodos de ECG 128 se colocan en el cuerpo de un usuario o paciente y transmiten mediciones de voltaje-tiempo para un subconjunto de derivaciones de ECG al dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100. De acuerdo con realizaciones, las mediciones de voltaje-tiempo para tres derivaciones de ECG se reciben desde los electrodos de ECG 128. En una implementación ejemplar, las derivaciones de ECG I, II y V2 se miden mediante los electrodos de ECG 128. En otra implementación posible, las derivaciones de ECG I, aVF y V2 se pueden medir mediante los electrodos de ECG 128. Los electrodos de ECG 128 puede incluir cinco electrodos para medir las tres derivaciones de ECG, donde uno de los electrodos es tierra. En una posible realización, la tierra puede incluirse en uno de los otros electrodos y pueden usarse menos electrodos en total.

La Figura 2 ilustra las colocaciones de los electrodos de ECG en el cuerpo de un usuario de acuerdo con una realización de la invención descrita. Como se muestra en la Figura 2, se colocan cinco electrodos 202, 204, 206, 208 y 210 sobre el usuario. El electrodo 202 se coloca en el brazo izquierdo (LA), el electrodo 204 se coloca en el brazo derecho (RA), el electrodo 206 se coloca en la pierna izquierda (LL), el electrodo 208 se puede colocar en la pierna derecha (RL), y el electrodo 210 se coloca en la ubicación de la derivación V2, que está en el cuarto espacio intermedio cerca del esternón. Los electrodos 202, 204 y 206 se pueden colocar en cualquier lugar en sus extremidades correspondientes, facilitando su colocación para el usuario. El electrodo 208 es una conexión a tierra y usualmente se coloca en la pierna derecha, lo que facilita su colocación para el usuario, pero la ubicación del electrodo de tierra no se limita a la pierna derecha y también se puede colocar en otras ubicaciones. El electrodo 210 también corresponde a una ubicación anatómica que es fácil de localizar para un usuario. La señal de los electrodos puede mejorar si los electrodos no se colocan directamente sobre un músculo, lo que puede causar interferencias. En una implementación alternativa ejemplar, se puede incluir una tierra en el electrodo V2 (210). En este caso, el electrodo 208 no es necesario y en su lugar se pueden utilizar cuatro electrodos. En otras posibles implementaciones, la tierra también puede estar en uno de los otros electrodos. Usando las colocaciones de electrodos de la Figura 2, los electrodos de ECG miden las derivaciones I, II y V2 del ECG, que son miembros del conjunto de derivaciones que constituye el ECG estándar de 12 derivaciones. Los expertos en la técnica reconocerán que también se pueden utilizar otros electrodos colocados sobre la superficie del cuerpo para registrar otros conjuntos de derivaciones ortogonales básicos. Por ejemplo, la colocación de V9 en la parte posterior del pecho (detrás de V2) puede realizarse en lugar de V2 en el ejemplo descrito anteriormente para derivar el ECG de n-derivaciones y construir el CEB.

Volviendo a la Figura 1, el módulo de derivación de ECG 108, el módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110, el módulo de cálculo de CEB dinámico 112 y el módulo de alerta 114 se pueden almacenar en el dispositivo de almacenamiento de datos 106. Cada uno de estos módulos incluye instrucciones de programa informático para realizar un conjunto particular de operaciones cuando se cargan en la memoria 104 y son ejecutadas por el procesador 102. El dispositivo de almacenamiento de datos 106 también incluye un almacenamiento de datos de pacientes 116 para almacenar diversos datos de pacientes, incluidas mediciones de voltaje-tiempo recibidas desde los electrodos de ECG 128, datos de ECG derivados generados por el Módulo de derivación de ECG 108, datos de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco generados por el módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110, y datos de biomarcadores eléctricos cardíacos (CEB) generados por el módulo de cálculo de CEB dinámico 112.

Un ECG estándar se mide colocando una serie de electrodos en la piel del paciente. El registro de ECG estándar incluye 12 formas de onda de derivaciones, denominadas I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6, dispuestas en un orden específico que es interpretado por un médico mediante el uso de técnicas de reconocimiento de patrones. En la configuración habitual, se colocan 10 electrodos en el torso para medir los potenciales eléctricos que definen las 12 derivaciones estándar. De acuerdo con una realización de la invención

descrita, el módulo de derivación de ECG 108 puede derivar un conjunto completo de derivaciones de ECG a partir del subconjunto de derivaciones de ECG medidas por los electrodos de ECG 128. De acuerdo con algunas de tales realizaciones de la invención descrita, el módulo de derivación de ECG 108 puede derivar un ECG completo de n-derivaciones (por ejemplo, 12 derivaciones) para un paciente a partir de las 3 derivaciones medidas recibidas desde los electrodos de ECG 128. El módulo de derivación de ECG 108 puede derivar el ECG completo de n-derivaciones a partir de las 3 derivaciones medidas aplicando una matriz de transformación universal almacenada que se genera a partir de conjuntos de datos de ECG de entrenamiento mediante análisis de factores abstractos y un algoritmo de optimización simplex. Un procedimiento de este tipo para derivar un ECG de n-derivaciones se describe con mayor detalle en la Patente de Estados Unidos N.º 6.901.285.

La Figura 3 ilustra un procedimiento para derivar un ECG de n-derivaciones usando una realización de la invención descrita. Las etapas del procedimiento de la Figura 3 pueden ser realizadas por el módulo de derivación de ECG 108 para derivar un ECG de n-derivaciones completo a partir de las mediciones de voltaje-tiempo para 3 derivaciones de ECG recibidas desde los electrodos de ECG 128. Con referencia a la Figura 3, en la etapa 302, las mediciones de voltaje-tiempo digitalizadas para las derivaciones I, II y V2 de ECG se reciben desde los electrodos de ECG 128. La derivación I es el voltaje entre el electrodo del brazo izquierdo (LA) y el electrodo del brazo derecho (RA): $I = LA - RA$. La derivación II es el voltaje entre el electrodo de la pierna izquierda (LL) y el electrodo de RA: $Derivación II = LL - RA$. La derivación V2 es el voltaje entre el polo positivo en el electrodo V2 y un polo negativo que es un polo compuesto conocido como terminal central de Wilson, que se produce promediando las mediciones de los electrodos RA, LA y LL para dar un potencial promedio a través del cuerpo: $Derivación V2 = V2 - 1/3(RA + LA + LL)$.

En la etapa 304, la derivación de ECG aVF se calcula a partir de las derivaciones de ECG medidas I y II. La derivación aVF (pie vectorial aumentado) se puede calcular a partir de la geometría conocida de las derivaciones I y II. La derivación aVF tiene un polo positivo en la pierna izquierda y el polo negativo es una combinación del electrodo del brazo derecho y del electrodo del brazo izquierdo. Debido a la redundancia incorporada en el ECG estándar de 12 derivaciones, la medición de 2 cualesquiera de las primeras 6 derivaciones se puede utilizar para calcular las otras 4 derivaciones de acuerdo con las siguientes fórmulas geométricas:

$$Derivación III = Derivación II - Derivación I$$

$$Derivación aVR = -0,87 \times ((Derivación I + Derivación II) / 2)$$

$$Derivación aVL = 0,87 \times ((Derivación I - Derivación III) / 2)$$

$$Derivación aVF = 0,87 \times ((Derivación II + Derivación III) / 2).$$

Por consiguiente, la derivación aVF se puede calcular a partir de la derivación I y la derivación II como: $Derivación aVF = [(2 \times Derivación II) - Derivación I] / 2 \times 0,87$. Esto da como resultado tres derivaciones ortogonales de I, aVF y V2. De acuerdo con una realización alternativa, las ecuaciones anteriores también se pueden calcular sin los coeficientes de 0,87, de modo que se usan las siguientes ecuaciones para la Derivación aVR, Derivación aVL y Derivación aVF: $Derivación aVR = -((Derivación I + Derivación II) / 2)$; $Derivación aVL = ((Derivación I - Derivación III) / 2)$; y $Derivación aVF = ((Derivación II + Derivación III) / 2)$. Aunque el procedimiento de la Figura 3 adquiere las mediciones de voltaje-tiempo para las derivaciones I, II y V2, y luego calcula la derivación aVF a partir de las derivaciones I y II; en una realización alternativa, las mediciones de voltaje-tiempo para las derivaciones I, aVF y V2 se pueden adquirir directamente desde los electrodos de ECG. Por ejemplo, la derivación aVF se puede adquirir como: $Derivación aVF = LL - 1/2(RA + LA)$.

En la etapa 306, se deriva un ECG de n-derivaciones a partir de las derivaciones I, aVF y V2 usando una matriz de transformación universal. La matriz de transformación universal se deriva de conjuntos de entrenamiento de datos de ECG y se almacena como parte del módulo de derivación de ECG 108 en el dispositivo de almacenamiento de datos 106. Sin limitación, ejemplos de conjuntos de derivaciones que se pueden derivar de las 3 derivaciones (I, aVF y V2) son:

12 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6;

15 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, X, Y, Z;

15 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9;

16 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V3R, V4R, V5R, V6R;

18 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9, X, Y, Z;

22 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9, V3R, V4R, V5R, V6R, X, Y, Z.

La matriz de transformación universal es particular para el número de derivaciones en el ECG de n-derivaciones que se está derivando. La matriz de transformación universal se genera a partir de un conjunto de entrenamiento de series de datos de voltaje-tiempo de ECG. En particular, se puede aplicar una técnica de análisis de factores abstractos ("AFA") a cada serie de voltaje-tiempo de ECG en el conjunto de entrenamiento a fin de minimizar el

error en las series medidas. Luego se aplica una técnica de optimización simplex ("SOP") al conjunto de entrenamiento para derivar la matriz de transformación universal que sea aplicable a todos los pacientes y sea independiente del tiempo. Además de ser independiente del tiempo, la matriz de transformación universal también puede ser independiente de otras características como el género, el tipo de cuerpo, etc. Sin embargo, también es posible que se puedan utilizar matrices de transformación más específicas para características específicas como el género, el tipo de cuerpo, etc., en función de los datos de entrenamiento utilizados para derivar la matriz de transformación universal. La matriz de transformación universal es una matriz $N \times 3$ que se aplica al subconjunto de 3 derivaciones para generar el ECG completo de n -derivaciones. En particular, la matriz de transformación universal $N \times 3$ se multiplica por un vector que comprende 3 derivaciones $\{I, aVF, V2\}$ durante un tiempo determinado para producir un ECG completo de n -derivaciones. Los expertos en la técnica deben entender que $\{I, aVF, V2\}$ se aproxima a un conjunto de derivaciones ortogonales de base que es necesario para construir la matriz de transformación universal. Se pueden usar otros conjuntos de derivaciones ortogonales de base para realizar esta etapa, como reconocerán los expertos en la técnica. Por ejemplo, otros conjuntos de derivaciones ortogonales de base ejemplar incluyen $\{I, aVF, V9\}$, $\{V6R, aVF, V2\}$ y $\{V6R, aVF, V9\}$, pero la presente invención no se limita a ello.

Volviendo a la Figura 1, el módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110 identifica el ritmo cardíaco y calcula una frecuencia cardíaca del usuario a partir de al menos una de las derivaciones de ECG medidas. El ECG generalmente se presenta como un gráfico que representa la actividad eléctrica del corazón en el eje vertical frente al tiempo en el eje horizontal. El papel de ECG estándar se mueve a 25 mm por segundo durante el registro en tiempo real. Esto significa que cuando se mira un ECG impreso, una distancia de 25 mm a lo largo del eje horizontal representa 1 segundo. El papel de ECG está marcado con una cuadrícula de cuadrados grandes y pequeños. Cada cuadrado pequeño representa 40 milisegundos (ms) en el tiempo a lo largo del eje horizontal y cada cuadrado más grande contiene 5 cuadrados pequeños, lo que representa 200 ms. Las velocidades de papel estándar y las marcas cuadradas permiten medir fácilmente los intervalos de sincronización cardíaca. Esto permite el cálculo de la frecuencia cardíaca y la identificación de una conducción eléctrica anormal dentro del corazón. En el ECG, la amplitud o voltaje de la señal eléctrica registrada se expresa en dimensión vertical y se mide en milivoltios (mV). En papel de ECG estándar, 1 mV está representado por una desviación de 10 mm.

La Figura 4 ilustra una señal eléctrica cardíaca típica medida por un ECG. Dado que la primera estructura que se despolariza durante el ritmo sinusal normal es la aurícula derecha, seguida de cerca por la aurícula izquierda, la primera señal eléctrica en un ECG normal se origina en las aurículas y se conoce como onda P. Aunque usualmente sólo hay una onda P en la mayoría de las derivaciones de un ECG, la onda P es en realidad la suma de las señales eléctricas de las dos aurículas, que suelen estar superpuestas. Hay un breve retraso fisiológico a medida que el nodo auriculoventricular (AV) ralentiza la despolarización eléctrica antes de pasar a los ventrículos, que es responsable del intervalo PR, un período corto en el que no se observa actividad eléctrica en el ECG, representado por una línea recta horizontal o "isoelectrica". La despolarización de los ventrículos da como resultado el complejo QRS, que suele ser la porción más grande de la señal del ECG. La onda Q es la primera deflexión inicial hacia abajo o negativa es la primera deflexión inicial hacia abajo de la deflexión negativa, la onda R es la siguiente deflexión hacia arriba y la onda S es la siguiente deflexión hacia abajo. Una señal eléctrica que refleja la repolarización del miocardio se muestra como el segmento ST y la onda T. El segmento ST usualmente es isoelectrico y en la mayoría de los casos la onda T conduce a una desviación vertical de amplitud y duración variables. La onda T puede ir seguida de una onda adicional de baja amplitud conocida como onda U. Esta repolarización tardía usualmente tiene la misma polaridad que la onda T anterior. Un intervalo PR se mide desde el comienzo de la onda P hasta la primera desviación del complejo QRS y tiene un intervalo normal de 120 a 200 ms (3 a 5 cuadrados pequeños en papel de ECG). La duración del QRS se mide desde la primera desviación del complejo QRS hasta el final del complejo QRS en la línea isoelectrica y tiene un intervalo normal de hasta 120 ms (3 pequeños cuadrados en papel de ECG). El intervalo QT se mide desde la primera desviación del complejo QRS hasta el final de la onda T en la línea isoelectrica y tiene un intervalo normal de hasta 440 ms, aunque varía con la frecuencia cardíaca y puede ser ligeramente más largo en las mujeres.

El módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110 puede calcular la frecuencia cardíaca del paciente determinando una cantidad de tiempo entre cada complejo QRS en una o múltiples derivaciones de ECG. Cada segundo de tiempo en la señal de ECG se puede estimar en 25 mm (5 cuadrados grandes) a lo largo del eje horizontal. Por consiguiente, el número de cuadrados grandes entre cada complejo QRS de la derivación de ECG proporciona una cantidad de tiempo aproximada entre cada complejo QRS, que puede usarse para estimar la frecuencia cardíaca. Por ejemplo, si el número de cuadrados grandes entre cada complejo QRS es 5, la frecuencia cardíaca es de 60 latidos por minuto; si el número de cuadrados grandes entre cada complejo QRS es 3, la frecuencia cardíaca es de 100 latidos por minuto; si el número de cuadrados grandes entre cada complejo QRS es 2, la frecuencia cardíaca es de 150 latidos por minuto. Debe entenderse que la frecuencia del papel estándar y las marcas cuadradas se pueden escalar para visualizar las señales de ECG en la pantalla 120, y la frecuencia cardíaca se puede estimar de manera similar. El módulo de frecuencia cardíaca y ritmo cardíaco 110 también puede evaluar las señales de ECG adquiridas y/o derivadas para monitorizar el ritmo cardíaco y ayudar a identificar si el ritmo cardíaco es regular o irregular.

El módulo de cálculo de CEB dinámico 112 calcula un CEB a partir del ECG derivado. El CEB es un biomarcador eléctrico que cuantifica el contenido de energía dipolar en el campo eléctrico cardíaco. Cuanto más contenido de energía dipolar esté presente en el campo eléctrico cardíaco, más normal será la condición del paciente, mientras que cuanto más contenido de energía multipolar esté presente en el campo eléctrico cardíaco, más anormal será la condición del paciente. El CEB se puede utilizar como prueba de diagnóstico "en el punto de atención" para detectar la presencia o ausencia de lesión isquémica miocárdica aguda (AMII), incluido el infarto agudo de miocardio (AMI). El CEB también se puede utilizar para monitorizar a un paciente al que inicialmente no se le diagnostica AMII/AMI para monitorizar y detectar la aparición y/o desarrollo de AMII/AMI en tiempo real. El campo eléctrico del corazón comienza a nivel celular y hay un componente multipolar muy pequeño en el campo eléctrico en casos de AMII/AMI. El CEB mide la actividad eléctrica dipolar en el campo eléctrico del corazón.

De acuerdo con una realización de la invención descrita, el CEB se puede calcular a partir del ECG derivado calculando el tercer valor propio de los datos de voltaje-tiempo de ECG derivado. En particular, se puede utilizar el análisis de factores abstractos (AFA) para calcular vectores propios de los datos de voltaje-tiempo de ECG derivado. Sea D la serie de matriz de datos de los datos de voltaje-tiempo de ECG derivado. Luego se puede construir una matriz de covarianza Z multiplicando D por su matriz transpuesta de la siguiente manera: $Z = D^T D$. Luego se diagonaliza la matriz de covarianza Z encontrando una matriz Q tal que $Q^{-1} Z Q = [\lambda_j \delta_{jk}]$, donde δ_{jk} es el delta de Kronecker tal que $\delta_{jk} = 0$ si $j \neq k$ y $\delta_{jk} = 1$ si $j = k$, y λ_j es un valor propio del conjunto de ecuaciones $Z q_j = \lambda_j q_j$, donde q_j es la j -ésima columna de Q vectores propios. El tercer valor propio (λ_3) calculado se utiliza como CEB. El inventor de la presente ha determinado que el tercer valor propio, que proporciona una medición de la actividad dipolar del campo eléctrico cardíaco, puede usarse como un GEB que es indicativo de lesión isquémica miocárdica aguda. En general, cuantas más fuerzas multipolares (menos dipolos) haya en el campo eléctrico cardíaco, mayor será el potencial de que se produzca un AMII/AMI. El CEB tiene un valor numérico que cuantifica las fuerzas multipolares en el campo eléctrico cardíaco sugestivo de un AMI. Por ejemplo, un valor de CEB inferior a 66 puede ser indicativo de una condición normal, un valor de CEB entre 66 y 94 puede considerarse en una zona indeterminada y un valor de CEB superior a 94 puede ser indicativo de una condición anormal. Debe entenderse que la presente invención no se limita a estos valores de corte particulares, y los valores de corte pueden variar de acuerdo con la operatividad del usuario y la variación de una matriz de transformación universal más específica.

En realizaciones de la invención descrita, el módulo de cálculo de CEB dinámico 112 calcula un CEB dinámico calculando un valor de CEB respectivo a partir del ECG derivado para cada latido. El análisis factorial abstracto se aplica a los datos de voltaje-tiempo de ECG derivado para cada latido para calcular el tercer valor propio de los datos de voltaje-tiempo de ECG derivado para cada corazón, lo que da como resultado un valor de CEB respectivo para cada latido. Los datos de CEB dinámicos pueden visualizarse mediante la pantalla 120 como un gráfico de CEB a lo largo del tiempo. En ejemplos comparativos, un número de latidos en el ECG derivado en un intervalo de tiempo predeterminado (por ejemplo, 10 segundos) se promedian en un latido medio, y se calcula un CEB estático para ese intervalo de tiempo basándose en los datos del latido mediano del ECG. Al generar un latido mediano, los latidos de la misma forma se combinan en un ciclo representativo preciso. Este proceso reduce drásticamente el ruido. Los CEB sucesivos en un intervalo de tiempo predeterminado pueden conducir en este caso a la visualización de un CEB dinámico.

En otra posible realización, se puede calcular un CEB fractal en lugar o además del valor propio de CEB. El CEB fractal se puede calcular utilizando el procedimiento descrito en la Patente de Estados Unidos N.º 6.920.349. En este caso, se puede definir una curva espacial a partir de los valores de las derivaciones para al menos tres derivaciones del ECG derivado. Se calcula un índice fractal para la curva espacial en función del tiempo. Como ejemplo, la tasa de cambio temporal del índice fractal se puede calcular como CEB. Una tasa de cambio temporal negativa es indicativa de actividad cardíaca normal, mientras que una tasa de cambio temporal positiva es indicativa de actividad patológica. En una posible implementación, el módulo de cálculo de CEB dinámico 112 puede calcular tanto el valor propio de CEB como el CEB fractal para cada latido y el módulo de alerta 114 puede utilizar una combinación del valor propio de CEB y el CEB fractal para determinar si se ha activado una condición de alerta. También se pueden construir otros análisis fractales de las curvas espaciales. Se puede calcular, visualizar y/o transmitir un conjunto de múltiples CEB a un dispositivo asociado con un médico para ayudar al médico a comprender la aparición y/o el desarrollo de AMII/AMI.

El módulo de alerta 114 monitoriza los valores de CEB calculados por el módulo de cálculo de CEB dinámico 112 y controla el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 para enviar una alerta cuando se detecta una determinada condición de activación. En realizaciones de la invención, el módulo de alerta 114 monitoriza los valores de CEB dinámicos calculados para cada latido y determina si el valor de CEB para cada latido se encuentra en una zona anormal. Por ejemplo, para el valor propio de CEB, un valor de CEB superior a 94 se puede considerar que se encuentra en la zona anormal. Si un porcentaje programable de los latidos en la zona anormal dentro de un intervalo de tiempo predeterminado es mayor que un umbral, el módulo de alerta 114 determina que se ha detectado la condición de activación y transmite un mensaje de alerta a través de la(s) interfaz(es) de red 124. Por ejemplo, el mensaje de alerta puede ser un mensaje de texto enviado a un

dispositivo remoto predeterminado, tal como un dispositivo asociado con un médico del paciente. El mensaje de texto puede incluir los datos de ECG derivados y/o las derivaciones de ECG medidas, los datos de frecuencia cardíaca estimada y los datos de CEB durante un período de tiempo determinado anterior a la detección de la condición de activación. De manera similar, el mensaje de alerta puede ser un mensaje de correo electrónico enviado a una dirección de correo electrónico predeterminada, y el mensaje de correo electrónico puede incluir los datos de ECG derivados y/o las derivaciones de ECG medidas, los datos de frecuencia cardíaca y los datos de CEB del paciente. El módulo de alerta 114 también puede controlar el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 para realizar una llamada telefónica a un número de teléfono asociado con un dispositivo remoto predeterminado (por ejemplo, el teléfono del médico) y reproducir un mensaje de alerta de voz predeterminado. El módulo de alerta 114 también puede controlar el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 para contactar automáticamente con un sistema de respuesta de emergencia. Por ejemplo, el módulo de alerta puede controlar el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 para llamar automáticamente al 911 en respuesta a la detección de una condición de activación. En una posible realización, los datos se pueden descargar a un dispositivo lector, como un sistema de ECG Vetraplex, que es capaz de realizar cálculos adicionales y mostrar información adicional. Por ejemplo, un dispositivo de este tipo puede derivar un ECG de 15 o 22 derivaciones a partir de las derivaciones de ECG medidas y mostrar el ECG de 15 o 22 derivaciones derivado.

La Figura 5 ilustra un procedimiento de monitorización cardíaca utilizando un dispositivo móvil de monitorización cardíaca de acuerdo con una realización de la invención descrita. El procedimiento de la Figura 5 puede realizarse mediante el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de la Figura 1. Las etapas del procedimiento de la Figura 5 se puede repetir para proporcionar monitorización cardíaca en tiempo real a un paciente. En una implementación ejemplar, se puede proporcionar un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 a un paciente que no está bajo supervisión directa de un médico, tal como un paciente que presentó dolor en el pecho, pero fue enviado a casa desde una sala de emergencias, y el procedimiento de la Figura 5 se puede realizar para proporcionar monitorización cardíaca remota en tiempo real del paciente. En otra implementación ejemplar, el procedimiento de la Figura 5 se puede realizar para el punto de atención en tiempo real de un paciente en un hospital, consultorio médico, etc.

Haciendo referencia a la Figura 5, en la etapa 502, se reciben mediciones de voltaje-tiempo digitalizadas para 3 derivaciones de ECG. Por ejemplo, las mediciones de voltaje-tiempo para las derivaciones I, II y V2 o para las derivaciones I, aVF y V2 pueden recibirse desde los electrodos de ECG 128. En la etapa 504, se deriva un ECG completo de 12 derivaciones a partir de las mediciones de voltaje-tiempo para las 3 derivaciones de ECG. Como se describió anteriormente, el módulo de derivación de ECG puede derivar el ECG de 12 derivaciones utilizando una matriz de transformación universal previamente almacenada. Aunque el procedimiento de la Figura 5 deriva un ECG de 12 derivaciones, la invención descrita no se limita a ello, y se puede derivar de manera similar cualquier otro ECG de n-derivaciones. Por ejemplo, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca puede derivar un ECG completo de 15 o 22 derivaciones. En la etapa 506, se calcula la frecuencia cardíaca del paciente a partir de las mediciones de voltaje-tiempo recibidas para al menos una de las derivaciones de ECG y se monitoriza el ritmo cardíaco. En la etapa 508, se calcula un CEB dinámico a partir del ECG de 12 derivaciones derivado. El CEB dinámico se puede construir calculando un valor de CEB para cada latido. El valor de CEB para cada latido se puede construir calculando el tercer valor propio de los datos de voltaje-tiempo de ECG de 12 derivaciones derivado correspondientes a cada latido. También es posible que se puedan realizar otros análisis de valores propios.

El procedimiento de la Figura 5 luego procede a tres posibles etapas (510, 512 y 514). De acuerdo con diversas realizaciones, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 puede realizar cualquiera de estas etapas, todas estas etapas o cualquier combinación de estas etapas. En la etapa 510, se almacenan los datos de ECG derivados, los datos de frecuencia cardíaca, los datos de ritmo cardíaco y los datos de CEB para el paciente. Estos datos del paciente se pueden almacenar en el almacenamiento de datos de pacientes 116 del dispositivo de almacenamiento de datos 106 y/o en el dispositivo de almacenamiento extraíble 118. En una posible implementación, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 se puede usar para monitorizar a un paciente durante un período de tiempo específico (por ejemplo, 1 o 2 días) y los datos del paciente adquiridos durante ese período de tiempo se almacenan en el dispositivo de almacenamiento extraíble 118. Luego, un médico puede retirar el almacenamiento extraíble 118 y cargar los datos del paciente desde el almacenamiento extraíble en el ordenador del médico (u otro dispositivo) para poder visualizar los datos del paciente.

En la etapa 512, los datos de ECG derivado, los datos de frecuencia cardíaca, los datos de ritmo cardíaco y los datos de CEB del paciente pueden visualizarse en la pantalla 120 del dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100. Los datos del paciente pueden visualizarse en tiempo real a medida que se adquieren y calculan los datos del paciente. Los datos de ECG derivado se pueden visualizar mostrando las señales de ECG a lo largo del tiempo para cada una de las derivaciones de ECG de 12 derivaciones derivado. También es posible que los datos de ECG se puedan mostrar mostrando un bucle espacial tridimensional del ECG resultante de trazar las 3 derivaciones medidas (I, aVF y V2) o cualesquiera otras 3 derivaciones ortogonales del ECG de 12 derivaciones derivado entre sí en un espacio tridimensional. También es posible que el dispositivo móvil de monitorización cardíaca pueda mostrar los bucles vectoriales de ECG de un ECG completo de 15 derivaciones

y/o 22 derivaciones derivado por el dispositivo móvil de monitorización cardíaca. La frecuencia cardíaca se puede mostrar como un valor numérico que se actualiza según sea necesario. Los datos de CEB dinámico, como los valores de CEB calculados para cada latido, se pueden mostrar como un gráfico de CEB a lo largo del tiempo. Los datos de CEB dinámico se pueden mostrar en tiempo real a medida que se calculan. También es posible
 5 mostrar datos de CEB dinámicos como un valor numérico que se actualiza a medida que cambia. En una posible realización, los datos de CEB pueden estar codificados por colores, por ejemplo, usando diferentes colores para los valores de CEB correspondientes a una zona normal, una zona indeterminada y una zona anormal.

En la etapa 514, los datos de ECG derivado, los datos de frecuencia cardíaca, los datos de ritmo cardíaco y los
 10 datos de CEB del paciente se transmiten a un dispositivo remoto. Por ejemplo, los datos del paciente se pueden transmitir a un ordenador u otro dispositivo asociado con un médico o un sistema de monitorización remoto. Por ejemplo, los datos se pueden transmitir a un dispositivo lector, que puede calcular un ECG de 15 o 22 derivaciones del paciente. En otra posible realización, el dispositivo de monitorización cardíaca puede derivar el ECG completo de 15 y/o 22 derivaciones y transferirlo al dispositivo remoto. Los datos del paciente se pueden
 15 transmitir en tiempo real a medida que se adquieren y calculan. Esto permite al médico monitorizar los datos del paciente en tiempo real incluso si el paciente se encuentra de manera remota. En otra implementación posible, los datos del paciente se pueden transmitir a intervalos de tiempo programables. En otra implementación posible, el paciente puede activar manualmente el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 para transmitir los datos. Por ejemplo, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca puede estar equipado con un botón de evento
 20 que el paciente/usuario puede seleccionar para activar manualmente los datos del paciente que se transmitirán. Los datos del paciente pueden transmitirse a través de cualquier tipo de red de datos, tal como una red celular, WIFI, mensajes de texto o multimedia, Bluetooth, etc., utilizando la(s) interfaz(es) de red 124. En una posible implementación, los datos del paciente pueden ser transmitido a un servicio de monitorización, que luego puede monitorizar los datos del paciente para detectar condiciones de emergencia en lugar de o además de un módulo de alerta 114 en el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100.
 25

La Figura 6 ilustra un procedimiento de monitorización cardíaca y notificación de alerta utilizando un dispositivo móvil de monitorización cardíaca de acuerdo con una realización de la invención descrita. El procedimiento de la
 30 Figura 6 puede realizarse mediante el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de la Figura 1. Las etapas del procedimiento de la Figura 6 se puede repetir para proporcionar monitorización cardíaca en tiempo real a un paciente. En una implementación ejemplar, se puede proporcionar un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 a un paciente que no está bajo supervisión directa de un médico, tal como un paciente que presentó dolor en el pecho, pero fue enviado a casa desde una sala de emergencias, y el procedimiento de la Figura 6 se puede realizar para proporcionar monitorización cardíaca en tiempo real del paciente. En otra
 35 implementación ejemplar, el procedimiento de la Figura 6 se puede realizar para el punto de atención en tiempo real de un paciente en un hospital, consultorio médico, etc.

Haciendo referencia a la Figura 6, en la etapa 602, se reciben mediciones de voltaje-tiempo digitalizadas para 3 derivaciones de ECG ortogonales. Por ejemplo, las mediciones de voltaje-tiempo para las derivaciones I, II y V2
 40 o para las derivaciones I, aVF y V2 pueden recibirse desde los electrodos de ECG 128. En la etapa 604, se deriva un ECG completo de 12 derivaciones a partir de las mediciones de voltaje-tiempo para las 3 derivaciones de ECG. Como se describió anteriormente, el módulo de derivación de ECG puede derivar el ECG de 12 derivaciones utilizando una matriz de transformación universal previamente almacenada. Aunque el procedimiento de la Figura 5 deriva un ECG de 12 derivaciones, la invención descrita no se limita a ello, y se
 45 puede derivar de manera similar cualquier otro ECG de n-derivaciones. En la etapa 606, se calcula la frecuencia cardíaca del paciente a partir de las mediciones de voltaje-tiempo recibidas para al menos una de las derivaciones de ECG y se monitoriza el ritmo cardíaco. En la etapa 608, se calcula un CEB dinámico a partir del ECG de 12 derivaciones derivado. El CEB dinámico se puede construir calculando un valor de CEB para cada latido. El valor de CEB para cada latido se puede construir calculando los valores propios de los datos de voltaje-
 50 tiempo de ECG de 12 derivaciones derivado correspondientes a cada latido.

En la etapa 610, se determina si se detecta una condición de activación. Para determinar si se detecta una condición de activación, se determina, para cada latido, si un CEB asociado con ese latido se encuentra en una zona anormal. Por ejemplo, para el valor propio de CEB, un valor de CEB superior a 94 puede considerarse que
 55 se encuentra en una zona anormal. Se puede detectar una condición de activación cuando un porcentaje programable de latidos que tienen un valor de CEB en la zona anormal dentro de un intervalo de tiempo predeterminado es mayor que un umbral. Es decir, se detecta una condición de activación cuando $P > \tau$, donde P es el porcentaje de latidos en un intervalo de tiempo t (por ejemplo, 1 minuto) que tienen un valor de CEB en la zona anormal, y τ es un valor porcentual umbral (por ejemplo, 90%). También es posible que la condición de activación pueda detectarse basándose en un valor de CEB promedio durante un cierto intervalo de tiempo, basándose en un CEB fractal, o basándose en una combinación de un CEB fractal y un valor propio u otra
 60 combinación de CEB. Si no se detecta ninguna condición de activación, el procedimiento vuelve a la etapa 602 y continúa monitorizando al paciente repitiendo las etapas 602, 604, 606 y 608. Si se detecta una condición de activación, el procedimiento continúa a la etapa 610.
 65

En la etapa 612, cuando se detecta una condición de activación, se transmite una alerta a un dispositivo remoto predeterminado. La alerta puede ser un mensaje de texto enviado al dispositivo remoto predeterminado, como un consejo asociado a un médico del paciente, vía mensaje de texto, correo electrónico, llamada telefónica, o cualquier otro tipo de mensaje. El mensaje de alerta, tal como un mensaje de texto o correo electrónico, puede incluir los datos de ECG derivados, los datos de frecuencia cardíaca calculados, información del ritmo cardíaco y los datos de CEB durante un período de tiempo determinado anterior a la detección de la condición de activación. Además de un mensaje de alerta que incluye los datos del paciente, se puede enviar un mensaje de alerta telefónica con un mensaje de voz predeterminado a un número de teléfono predeterminado. El procedimiento vuelve a la etapa 602 y continúa monitorizando al paciente repitiendo las etapas 602, 604, 606 y 608.

Como se describió anteriormente, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca puede transmitir datos a un dispositivo remoto. La Figura 7 ilustra la comunicación entre un dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 y un dispositivo lector 710 de acuerdo con una realización de la presente invención. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 se puede implementar de manera similar al dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de la Figura 1. El dispositivo lector 710 es un dispositivo que puede recibir datos del dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700, derivar información adicional de los datos y mostrar esa información a un médico. Por ejemplo, el dispositivo lector puede ser un sistema ECG Vetraplex ubicado en el consultorio de un médico u hospital. De acuerdo con una posible implementación, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 puede enviar las mediciones de voltaje-tiempo adquiridas para el subconjunto de derivaciones de ECG al dispositivo lector 710. En otras posibles implementaciones, datos adicionales tales como valores de CEB calculados, datos de frecuencia cardíaca, datos de ritmo cardíaco y/o los datos de ECG de 12 derivaciones derivados también pueden enviarse desde el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 al dispositivo lector 710. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 puede enviar los datos directamente al dispositivo lector 710 usando cualquier tipo de protocolo de transmisión de datos. También es posible que el dispositivo móvil de monitorización cardíaca pueda cargar los datos a una red de datos o "nube" 702, que luego puede transmitir los datos al dispositivo lector 710 y/u otros dispositivos remotos asociados a los médicos. El dispositivo lector 710 puede derivar un ECG completo de 15 o 22 derivaciones para el paciente basándose en el subconjunto adquirido de derivaciones de ECG o los datos de ECG de 12 derivaciones recibidos desde el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700, y mostrar el ECG de 15 o 22 derivaciones derivado para el médico. El dispositivo lector también puede calcular un valor de CEB estático basándose en el ECG de n-derivaciones derivado y mostrar el valor de CEB. En una implementación ejemplar, el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 puede transmitir los datos al dispositivo lector 710 (o a la nube 702) a intervalos de tiempo predeterminados (programables). También es posible que el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 pueda transmitir los datos al dispositivo lector 710 (o a la nube 702) en respuesta a la detección de una condición de alerta en el dispositivo móvil de monitorización cardíaca o en respuesta a un activador manual (por ejemplo, selección de botón de evento) ingresado por el paciente en el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700. También es posible que el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700 pueda transmitir los datos al dispositivo lector 710 (o a la nube 702) en respuesta a una solicitud para que los datos sean recibidos en el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 700.

La Figura 8 ilustra un sistema para monitorización cardíaca de un paciente de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se ilustra en la Figura 8, el sistema incluye un sistema de monitorización central 800 y una pluralidad de dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812. Los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 pueden ser implementado de manera similar al dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de la Figura 1. También es posible que los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 de la Figura 8 se puede implementar sin el módulo de alerta 114, o sin ninguno de los módulos de derivación de ECG 108, el módulo de estimación del ritmo cardíaco 110, el módulo de cálculo de CEB dinámico 112 y el módulo de alerta 114. Los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 están asociados cada uno con un paciente respectivo y transmiten los datos respectivos del paciente al sistema de monitorización central 800. El sistema de monitorización central 800 monitoriza los datos del paciente para cada uno de los pacientes asociados con los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812. Los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 pueden transmitir los datos del paciente a través de cualquier tipo de red de datos, tal como WIFI, Bluetooth, etc. En un ejemplo, el sistema de la Figura 8 se puede implementar en un hospital y a cada paciente se le puede proporcionar uno de los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812. El sistema de monitorización central 800 se puede usar entonces para monitorizar simultáneamente a todos los pacientes, o a todos los pacientes en un piso o sección del hospital.

En una implementación posible, cada uno de los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 adquiere mediciones de voltaje-tiempo de ECG de 3 derivaciones para el paciente respectivo y transmite las mediciones de voltaje-tiempo de ECG de 3 derivaciones al sistema de monitorización central 800. El sistema de monitorización central deriva entonces el ECG completo de n-derivaciones (por ejemplo, 12 derivaciones) para cada paciente, estima la frecuencia cardíaca para cada paciente basándose en el ECG

derivado y calcula dinámicamente el CEB para cada paciente basándose en el ECG derivado. En una implementación ejemplar, el sistema de monitorización central 800 puede derivar un ECG de 15 o 22 derivaciones para cada paciente. El sistema de monitorización central 800 también monitoriza los datos de CEB del paciente calculados para cada paciente para detectar una condición de activación. En una implementación ventajosa, el sistema de monitorización central 800 realiza la derivación de ECG, el cálculo de la frecuencia cardíaca, la interpretación del ritmo cardíaco, el cálculo de CEB y la detección de la condición de activación de forma similar a como se describió anteriormente para el dispositivo móvil de monitorización cardíaca 100 de la Figura 1, sino para cada uno de una pluralidad de pacientes. En otra implementación posible, el sistema de monitorización central 800 puede comunicarse con uno o más dispositivos lectores (por ejemplo, el dispositivo lector 710 de la Figura 7), que puede derivar un ECG de 15 o 22 derivaciones y puede calcular valores de CEB para cada paciente. Si se detecta un activador para cualquier paciente, el sistema de monitorización central 800 proporciona una alerta. Por ejemplo, el sistema de monitorización central puede proporcionar una alerta audible (por ejemplo, una alarma) así como una alerta visual (por ejemplo, luces intermitentes) para indicarle a un médico qué paciente está asociado con la condición de activación detectada. El sistema de monitorización central 800 también puede enviar un mensaje de alerta, tal como un mensaje de texto, una llamada telefónica, etc., a un dispositivo asociado con un médico. En otra implementación posible, cada uno de los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812 puede adquirir mediciones de voltaje-tiempo de ECG de 3 derivaciones, derivar el ECG de n-derivaciones completo, estimar la frecuencia cardíaca y calcular el CEB para el paciente respectivo, y luego transmitir el ECG derivado, la frecuencia cardíaca estimada y el CEB calculado para el paciente respectivo al sistema de monitorización central 800 en tiempo real. El sistema de monitorización central 800 luego monitoriza el CEB de cada paciente para detectar si se ha producido la condición de activación y genera la notificación de alerta para un paciente cuando se detecta la condición de activación.

El sistema de monitorización central 800 se puede implementar en uno o múltiples ordenadores usando procesadores de ordenador, unidades de memoria, dispositivos de almacenamiento, software informático y otros componentes bien conocidos. Un procesador controla la operación general del sistema de monitorización central 800 ejecutando instrucciones de programa informático que definen dicha operación. Las instrucciones de programa informático pueden almacenarse en un dispositivo de almacenamiento (por ejemplo, un disco magnético) y cargarse en la memoria cuando se desea la ejecución de las instrucciones de programa informático. Por ejemplo, las instrucciones de programa informático para realizar las etapas del procedimiento de las Figuras 3, 5 y 6 pueden almacenarse en la memoria y/o dispositivo de almacenamiento y controlarse mediante el procesador que ejecuta las instrucciones de programa informático. El sistema de monitorización central 800 incluye una o más interfaces de red para comunicarse con otros dispositivos, tales como los dispositivos móviles de monitorización cardíaca 802, 804, 806, 808, 810 y 812, a través de una red. El sistema de monitorización central 800 también incluye una o más pantallas para mostrar los datos del paciente de los distintos pacientes y para mostrar notificaciones de alerta cuando se detecta una condición de activación para un paciente. El sistema de monitorización central 800 también incluye otros dispositivos de entrada/salida que permiten la interacción del usuario con el sistema de monitorización central 800 (por ejemplo, teclado, mouse, parlantes, botones, etc.).

La descripción detallada anterior debe entenderse como ilustrativa y ejemplar en todos los aspectos, pero no restrictiva, y el alcance de la invención divulgada en la presente memoria descriptiva no debe determinarse a partir de la Descripción Detallada, sino más bien a partir de las reivindicaciones interpretadas de acuerdo con la amplitud total permitida por las leyes de patentes. Debe entenderse que las realizaciones mostradas y descritas en la presente memoria descriptiva son sólo ilustrativas de los principios de la invención descrita y que los expertos en la técnica pueden implementar diversas modificaciones sin apartarse del alcance de la invención. Los expertos en la técnica podrían implementar otras combinaciones de características sin apartarse del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo móvil de monitorización cardíaca, que comprende:

5 un procesador (102); y
una memoria (104) que almacena instrucciones de programa informático que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice operaciones que comprenden:

10 derivar un conjunto completo de derivaciones de electrocardiograma (ECG) para un usuario a partir de un conjunto básico de tres derivaciones de ECG ortogonales recibidas de cuatro o cinco electrodos de ECG en comunicación con el dispositivo móvil de monitorización cardíaca derivando un conjunto completo de derivaciones de ECG para un ECG de n-derivaciones a partir de las mediciones de voltaje-tiempo para el conjunto básico de tres derivaciones de ECG ortogonales aplicando una matriz de transformación universal al conjunto básico de tres derivaciones de ECG ortogonales para generar el ECG de n-derivaciones, siendo la matriz de transformación universal generada mediante: aplicación de un análisis factorial abstracto para cada serie de datos de voltaje-tiempo de ECG en un conjunto de entrenamiento; y luego aplicar una técnica de optimización simplex al conjunto de entrenamiento;

15 calcular una frecuencia cardíaca y monitorizar un ritmo cardíaco del usuario en función de las mediciones de voltaje-tiempo para al menos una derivación del subconjunto de derivaciones de ECG recibidas desde los cuatro o cinco electrodos de ECG;

20 calcular un biomarcador eléctrico cardíaco dinámico (CEB) a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG calculando un CEB para cada uno de una pluralidad de latidos a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG; en el que

25 calcular un CEB dinámico para cada uno de una pluralidad de latidos a partir del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG comprende, para cada uno de la pluralidad de latidos: calcular un conjunto de vectores propios de datos de voltaje-tiempo del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG usando análisis factorial abstracto; y calcular valores propios primero, segundo y tercero a partir del conjunto de vectores propios;

30 determinar para cada latido si el biomarcador eléctrico cardíaco calculado para ese latido se encuentra en una zona anormal;

detectar, en el dispositivo móvil de monitorización cardíaca, una condición de activación basada en el biomarcador eléctrico cardíaco, en el que la condición de activación se detecta cuando un porcentaje de latidos para los cuales el biomarcador eléctrico cardíaco se encuentra en la zona anormal dentro de un intervalo de tiempo predeterminado es mayor que un valor umbral; y

35 transmitir una alerta desde el dispositivo móvil de monitorización cardíaca a un dispositivo remoto predeterminado en respuesta a la detección de la condición de activación.

2. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca de la reivindicación 1, en el que:

40 (a) el ECG de n-derivaciones es un ECG de 12 derivaciones; o
(b) el ECG de n-derivaciones es un ECG de 22 derivaciones o de 15 derivaciones.

3. El dispositivo móvil de monitorización cardíaca de la reivindicación 1, que además comprende:

45 (a) una pantalla para mostrar el conjunto completo derivado de derivaciones de ECG, la frecuencia cardíaca calculada y el CEB dinámico calculado; o
(b) un dispositivo de almacenamiento extraíble para almacenar el conjunto completo derivado de derivaciones de ECG, la frecuencia cardíaca calculada y el CEB dinámico calculado para el usuario; o

50 (c) una interfaz de red para transmitir el conjunto completo derivado de derivaciones de ECG, la frecuencia cardíaca calculada y el CEB dinámico calculado para el usuario a un dispositivo remoto a través de una red.

4. Un sistema para la monitorización cardíaca de una pluralidad de pacientes, que comprende:

55 una pluralidad de dispositivos móviles de monitorización cardíaca (802, 804, 806, 808, 810, 812), en el que cada uno de la pluralidad de dispositivos móviles de monitorización cardíaca:

60 adquiere mediciones de voltaje-tiempo para un subconjunto de derivaciones de electrocardiograma (ECG) de un paciente respectivo de una pluralidad de pacientes, siendo las mediciones de voltaje-tiempo de un conjunto básico de tres derivaciones de ECG ortogonales de cuatro o cinco electrodos en comunicación con el respectivo dispositivo móvil de monitorización cardíaca, y

65 transmite las mediciones de voltaje-tiempo para el subconjunto de derivaciones de ECG del paciente respectivo de una pluralidad de pacientes a través de una red; y

un sistema de monitorización central (800) para:

- 5 recibir las mediciones de voltaje-tiempo para el subconjunto de derivaciones de ECG para cada uno de la pluralidad de pacientes transmitidas desde la pluralidad de dispositivos móviles de monitorización cardíaca,
 derivar un conjunto completo respectivo de derivaciones de ECG para cada uno de la pluralidad de pacientes a partir del subconjunto respectivo de derivaciones de ECG aplicando una matriz de transformación universal almacenada a las mediciones de voltaje-tiempo del conjunto básico de tres derivaciones de ECG ortogonales,
10 calcular un biomarcador eléctrico cardíaco (CEB) dinámico respectivo para cada uno de la pluralidad de pacientes calculando un CEB para cada uno de una pluralidad de latidos a partir del respectivo conjunto completo derivado de derivaciones de ECG; en el que
 calcular un CEB dinámico para cada uno de una pluralidad de latidos a partir del respectivo conjunto completo derivado de derivaciones de ECG comprende, para cada uno de la pluralidad de latidos: calcular un conjunto de vectores propios de datos de voltaje-tiempo del conjunto completo derivado de derivaciones de ECG utilizando análisis factorial abstracto; y calcular valores propios primero, segundo y tercero a partir del conjunto de vectores propios;
15 determinar para cada latido si el CEB respectivo para ese latido se encuentra en una zona anormal;
20 detectar si se produce una condición de activación para cada uno de la pluralidad de pacientes en función del CEB respectivo calculado para cada uno de la pluralidad de pacientes, en el que la condición de activación se detecta cuando un porcentaje de latidos para los cuales el CEB respectivo se encuentra en la zona anormal dentro de un intervalo de tiempo predeterminado es mayor que un valor umbral; y
25 generar una notificación de alerta en respuesta a la detección de la condición de activación.

5. El sistema de la reivindicación 4, en el que:

- 30 (a) el sistema de monitorización central genera al menos una de una alerta sonora o una alerta visual que indica para qué paciente se ha producido la condición de activación en respuesta a la detección de que se ha producido una condición de activación para uno de la pluralidad de pacientes; o
 (b) el sistema de monitorización central comprende una o más pantallas para mostrar el respectivo conjunto completo derivado de derivaciones de ECG y el respectivo CEB dinámico calculado para cada uno de la pluralidad de pacientes; o
35 (c) cada uno de la pluralidad de dispositivos de monitorización cardíaca adquiere mediciones de voltaje-tiempo para 3 derivaciones de ECG del paciente respectivo de una pluralidad de pacientes, y el sistema de monitorización central deriva un conjunto completo respectivo de derivaciones de ECG para un ECG de 12 derivaciones a partir de las mediciones de voltaje-tiempo para las 3 derivaciones de ECG para cada uno de la pluralidad de pacientes.
40

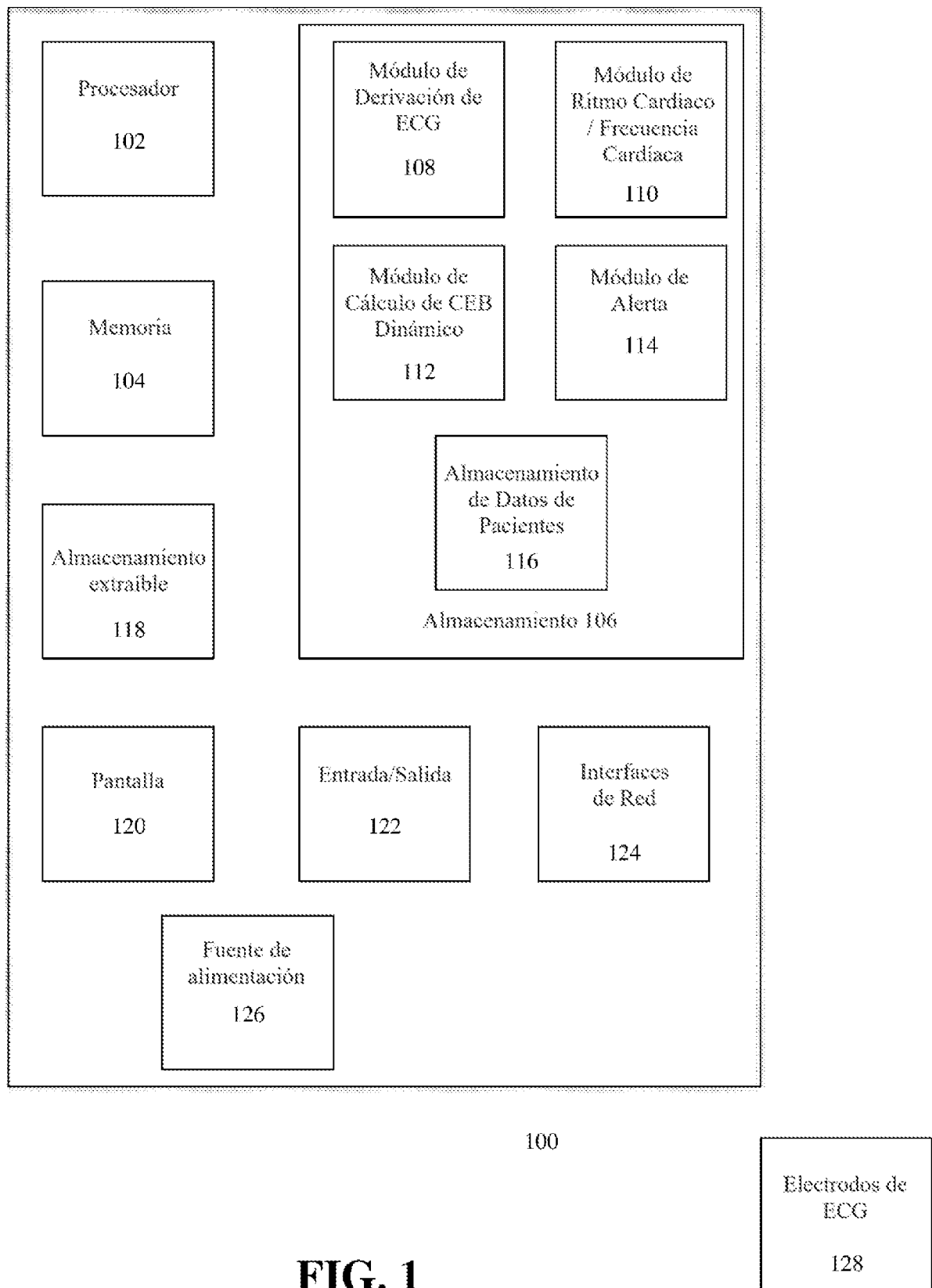


FIG. 1

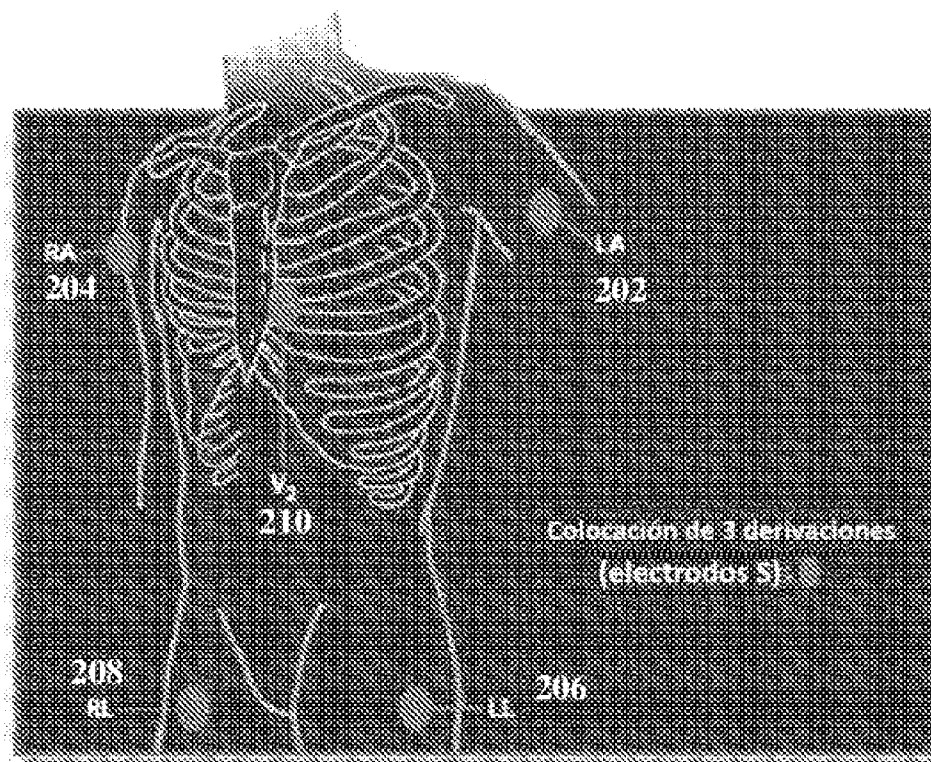


FIG. 2

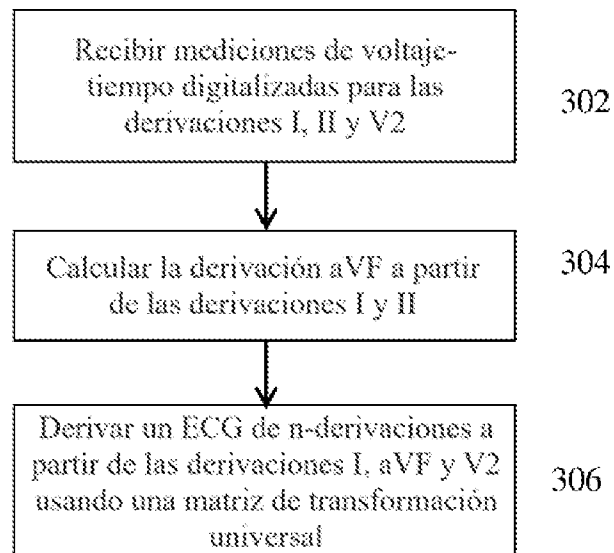


FIG. 3

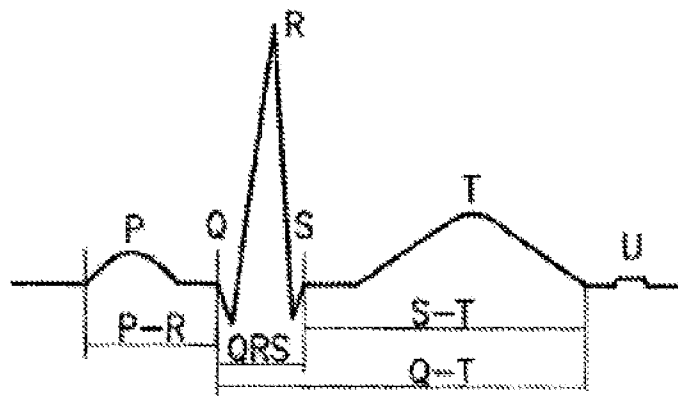


FIG. 4

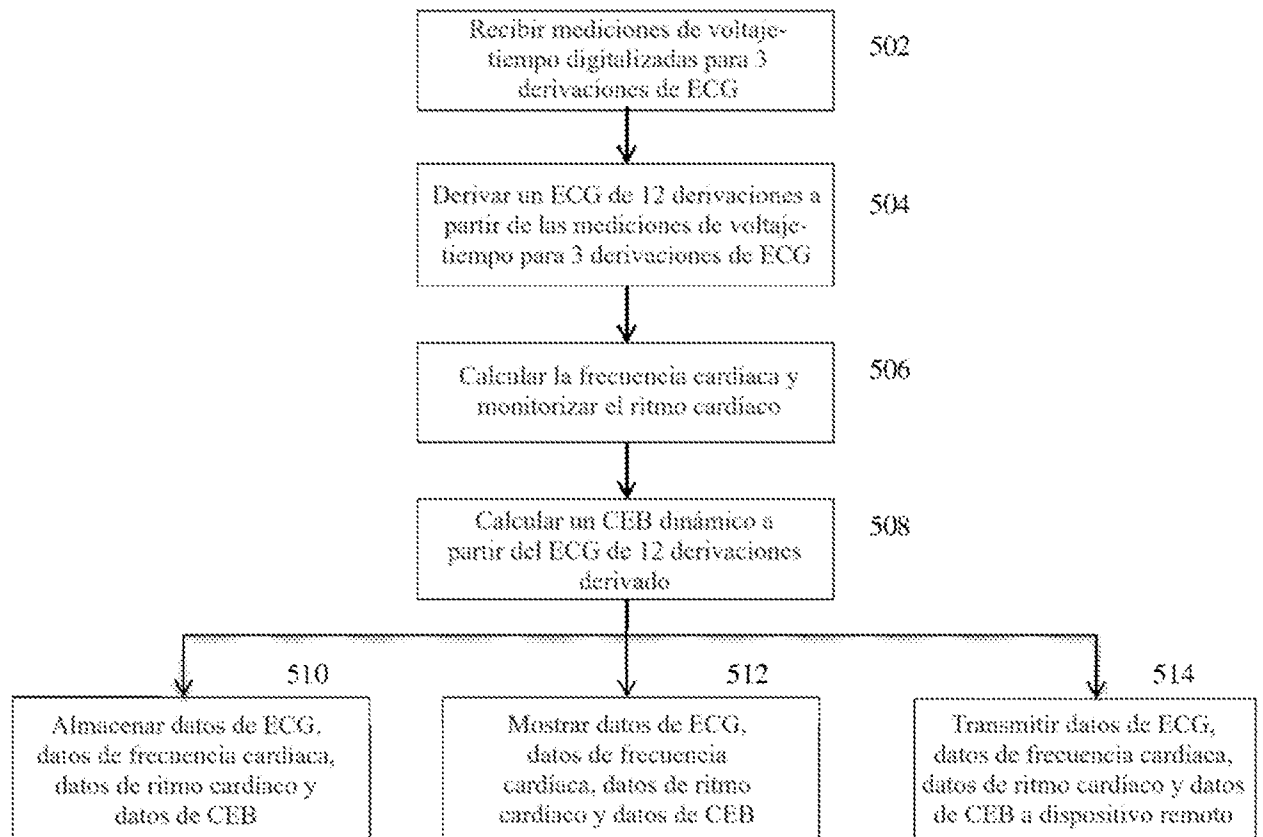
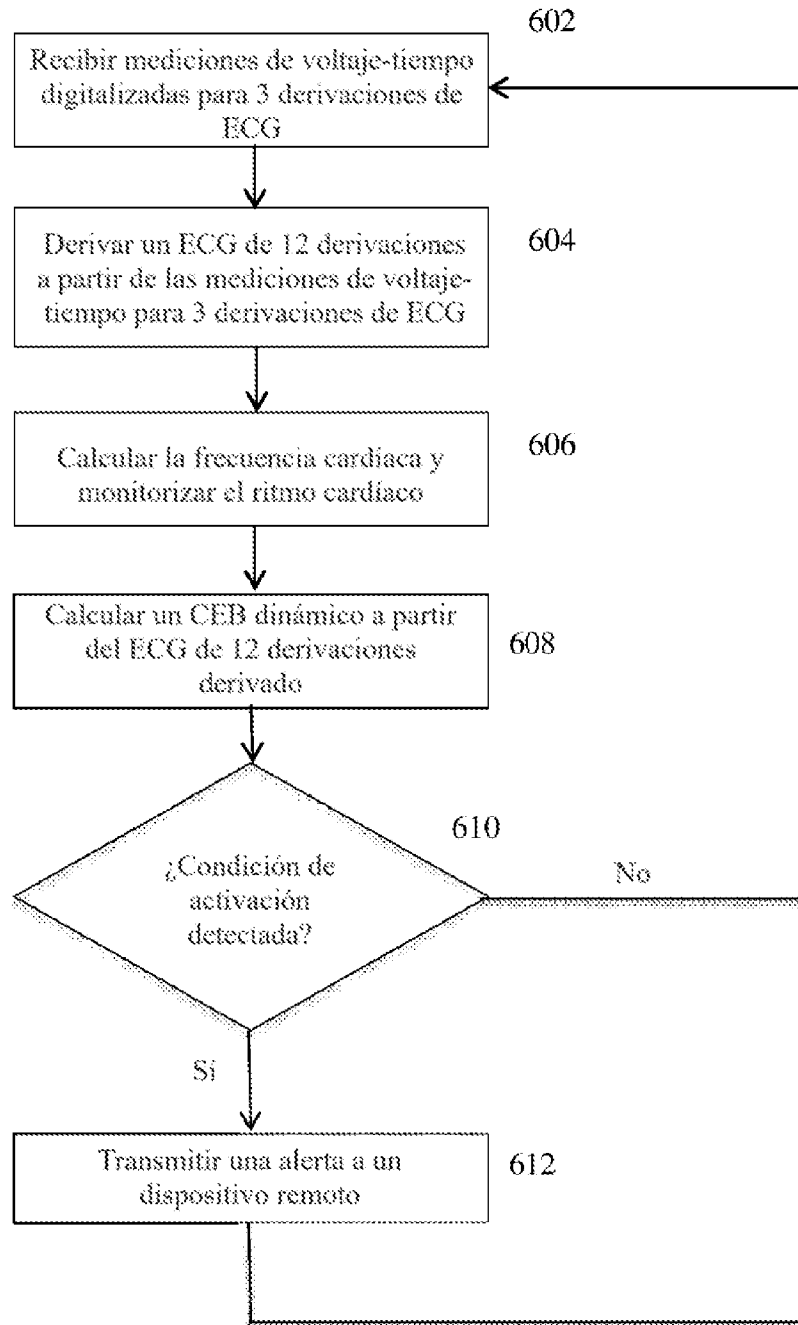


FIG. 5

**FIG. 6**

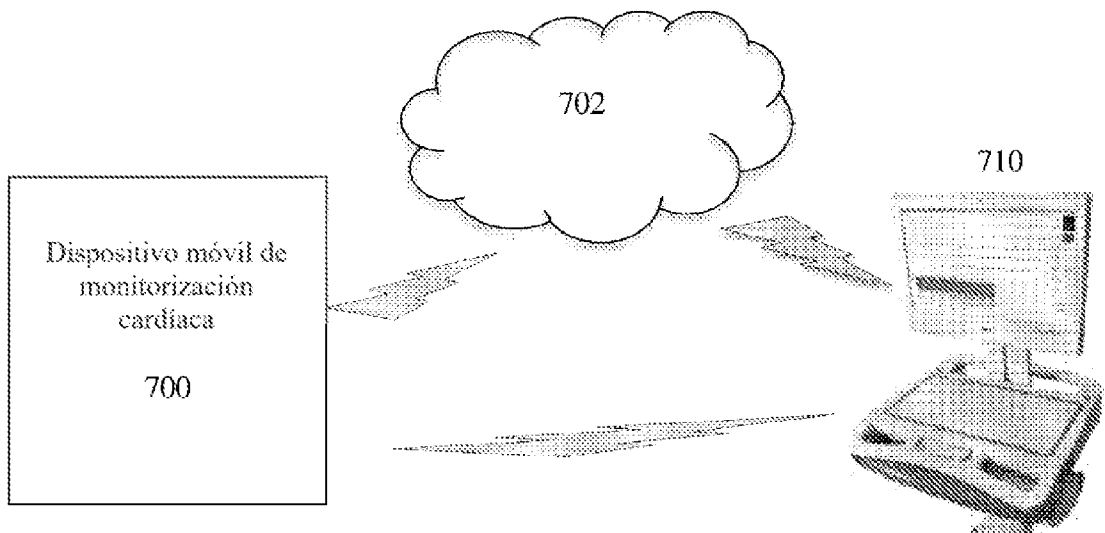


FIG. 7

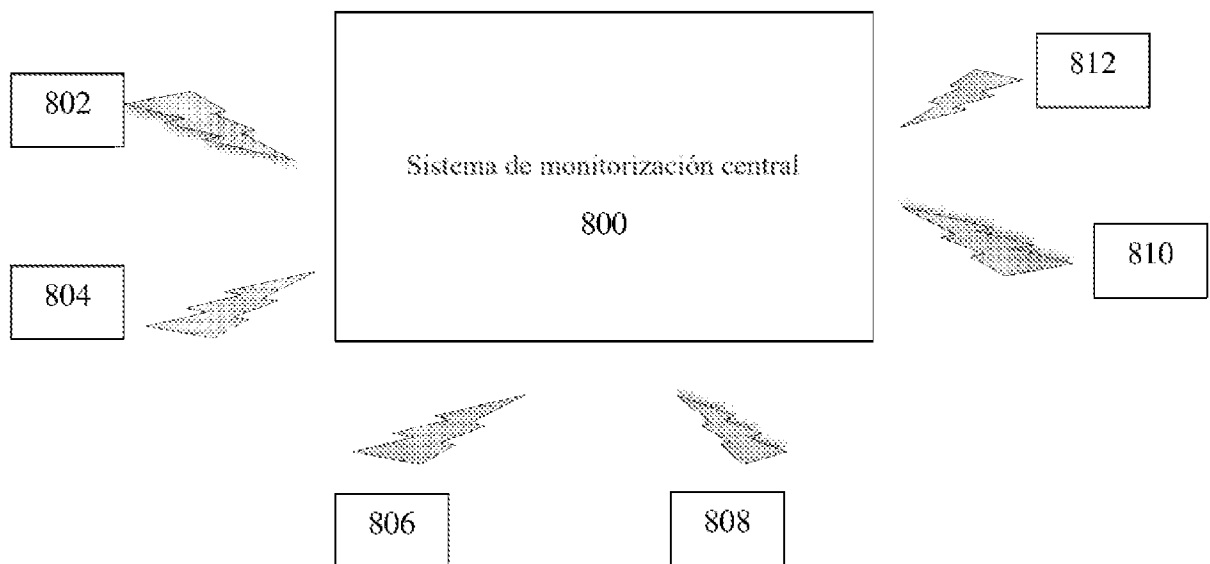


FIG. 8