

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 395 039**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0444 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.10.2005 E 05812760 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la solicitud europea: **04.07.2007 EP 1802230**

54 Título: **Monitorizar actividad fisiológica usando reconstrucción parcial de espacio de estado**

30 Prioridad:

20.10.2004 US 620864 P
03.12.2004 US 633320 P
15.03.2005 US 81401

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.02.2013

73 Titular/es:

CARDIONET, INC. (100.0%)
750 B Street Suite 1400
San Diego, CA 92101, US

72 Inventor/es:

KORZINOV, LEV y
KREMLIOVSKY, MICHAEL

74 Agente/Representante:

PÉREZ BARQUÍN, Eliana

ES 2 395 039 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

Monitorizar actividad fisiológica usando reconstrucción parcial de espacio de estado

5 **Antecedentes**

La presente solicitud describe sistemas y técnicas que se refieren a monitorizar actividad fisiológica de un organismo, por ejemplo realizar detección QRS en una señal cardiaca obtenida de una persona.

10 La actividad eléctrica de diversos órganos, tales como el corazón o el cerebro, puede ser monitorizada, y esta actividad eléctrica puede ser analizada para buscar patrones que pueden ayudar a diagnosticar diversas afecciones. Por ejemplo, la actividad eléctrica del corazón puede ser monitorizada para rastrear diversos aspectos del funcionamiento del corazón. Dada la conductividad volumétrica del cuerpo, los electrodos sobre la superficie del cuerpo o bajo la piel pueden exponer diferencias de potencial relacionadas con esta actividad. La actividad eléctrica
15 anómala puede ser indicativa de estados de enfermedad u otras afecciones fisiológicas que van desde benigno hasta mortal.

Los dispositivos de monitorización cardiaca pueden percibir la actividad eléctrica cardiaca de un ser vivo e identificar latidos de corazón. Frecuentemente, la identificación de latidos de corazón se realiza identificando las ondas R en el
20 complejo QRS, como se puede ver en un electrocardiograma (ECG). La onda R representa despolarización ventricular. La amplitud típicamente grande de esta onda en el complejo QRS es útil al identificar un latido de corazón. Las herramientas de análisis de señal de ECG automatizadas tradicionales dependen típicamente de coincidencia de plantilla en base a correlación y un cierto número de reglas empíricas de decisión que están optimizadas para ciertas bases de datos de ECG. Se han desarrollado muchas técnicas para realizar detección
25 QRS, pero son deseables mejoras adicionales. El artículo *Study of Features Based on Nonlinear Dynamical Modeling in ECG Arrhythmia Detection and Classification* de M.I. Owis et al., IEEE Transactions in Biomedical Engineering, vol. 49, nº 7, julio de 2002, se refiere a análisis de espacio de estado de ECG, en el que la trayectoria de espacio de estado se reconstruye usando el teorema de inclusión de tiempo de retraso.

30 **Sumario**

La presente divulgación incluye sistemas y técnicas que se refieren a monitorizar actividad fisiológica usando reconstrucción parcial de espacio de estado. En general, en un aspecto, una reconstrucción parcial de un espacio de estado para un sistema biológico puede ser producida usando una transformada independiente de frecuencia, tal
35 como la transformada de Hilbert, que produce una señal transformada que es matemáticamente ortogonal a una señal fisiológica. La idea de extraer información dinámica de un espacio de estado parcialmente reconstruido se basa en la observación de que la reconstrucción completa no mejora necesariamente la comprensión de las características más importantes de la actividad fisiológica. La reconstrucción parcial dimensional inferior a menudo contiene todas las características clave requeridas para extraer propiedades dinámicas del sistema fisiológico. El espacio parcial de estado puede ser analizado después usando técnicas de espacio para identificar información fisiológica. Estas técnicas pueden ser implementadas en un sistema distribuido de monitorización de actividad cardiaca, que incluye un aparato de monitorización cardiaca, y un detector QRS del mismo.

Se pueden proporcionar una o más de las siguientes ventajas. Las características dinámicas del corazón pueden ser
45 mejores y representadas más naturalmente en un espacio dimensional superior de estado. La transformada de Hilbert puede ser implementada fácilmente en forma de filtro digital con una distorsión mínima para características espectrales de la señal subyacente. La clasificación fiable de latidos de corazón puede estar basada en su morfología en un espacio dimensional superior en oposición a una representación convencional de serie temporal. Por ejemplo, los latidos ventriculares pueden ser distinguidos fácilmente de los latidos normales mediante procedimientos automatizados. Lo que es más, esta clasificación puede ser realizada de manera exacta incluso
50 cuando hay un número pequeño de canales en el sistema de monitorización cardiaca, que puede proporcionar ventajas en términos de almacenamiento de datos reducidos y aplicaciones de monitorización extendidas.

Las señales eléctricas obtenidas de un sistema biológico, tales como el corazón, son una medida del potencial eléctrico creado por el sistema biológico, y así estas señales son sólo representativas de la dinámica real del sistema biológico. Los sistemas y técnicas presentes pueden hacer posible que un proceso automatizado realice lo que puede ser considerado un problema inverso, similar a lo que un clínico o facultativo hace cuando mira una serie temporal de un ECG, que va desde las señales obtenidas a la dinámica de sistema, y que concluye por ello qué
60 pasó en el corazón para hacer que las señales de canal se comportaran como se observa.

La transformación de espacio de estado permite que una señal fisiológica sea representada de forma muy general/invariable, que puede evitar peculiaridades asociadas con características anatómicas y/o electrofisiológicas particulares de los sujetos. En general, el ruido tiene un comportamiento dinámico cada vez más diferente/irregular en un espacio dimensional superior, y así su detección y estimación se convierte en una tarea más fácil. El riesgo de falsos positivos, falsos negativos, o ambos puede ser reducido. Usar la transformada de Hilbert en combinación con
65 técnicas de espacio de estado puede dar como resultado mejoras substanciales en la identificación de

características de señal. Se pueden calcular cantidades dinámicas de la señal, y las operaciones de análisis subsiguientes pueden estar basadas en estas cantidades dinámicas. Los dispositivos de monitorización pueden ser mejorados usando análisis automatizados basados en cantidades dinámicas para detectar cuando está sucediendo una arritmia con un alto grado de exactitud y alta sensibilidad. Se puede lograr de este modo una automatización efectiva de la detección y el diagnóstico de arritmias de corazón, usando la mera naturaleza del comportamiento dinámico del corazón.

Los detalles de una o más realizaciones se exponen en los dibujos que se acompañan y la descripción posterior. Otras características y ventajas se pondrán de manifiesto a partir de la descripción, los dibujos y las reivindicaciones. La invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

Descripciones de los dibujos

La figura 1 en un diagrama de flujo que ilustra la monitorización de actividad fisiológica usando la reconstrucción parcial de espacio de estado.

La figura 2 ilustra un sistema distribuido de monitorización de actividad cardiaca en el que una señal cardiaca se monitoriza con fines médicos.

La figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra un ejemplo de detector QRS en un aparato de monitorización cardiaca.

Las figuras 4, 8A, 8B y 8C ilustran un enfoque de espacio de estado para la clasificación de latido en base a la despolarización ventricular que usa la señal analítica reconstruida usando la transformada de Hilbert.

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra un enfoque de espacio de estado para la clasificación de latidos de corazón y la caracterización de una afección fisiológica.

Las figuras 6 y 7 son diagramas de bloques que ilustran un sistema de procesamiento cardiaco y detector QRS de ejemplo.

Descripción detallada

Los sistemas y las técnicas descritos aquí hacen posible la reconstrucción parcial de la dinámica de corazón de sistemas de uno y dos canales. En general, el enfoque descrito aquí se basa en el hecho de que una señal eléctrica adquirida, tal como una señal de ECG, es una representación, o una proyección, de la actividad eléctrica de un sistema biológico (por ejemplo, el corazón) en algún sistema de canal. Reconstruir la dinámica del corazón desde las señales de canal disponibles puede dar como resultado un diagnóstico más exacto de la actividad eléctrica del corazón. La reconstrucción parcial de la dinámica del corazón puede ser realizada usando sólo un par de canales. Los sistemas y las técnicas descritos más adelante (por ejemplo, un sistema de telemetría externo cardiaco móvil) pueden dar como resultado diagnósticos mejorados sin requerir fuentes computacionales adicionales significativas. Otras ventajas pueden incluir una detección más precisa de puntos fiduciales, usados para tales cálculos, como ancho QRS e intervalo QT, un análisis morfológico ventricular más exacto, y estabilidad mejorada del algoritmo de detección en presencia de ruido.

La figura 1 es un diagrama de flujo que ilustra la monitorización de actividad fisiológica usando la reconstrucción parcial de espacio de estado. Una señal fisiológica de un sistema biológico de un organismo se obtiene en 110. La señal fisiológica puede ser una señal cardiaca, tal como una señal de ECG, una señal cerebral, tal como una señal de electroencefalograma (EEG), una señal respiratoria, una señal de presión sanguínea, u otras señales de un organismo. La señal o señales pueden ser obtenidas directamente, tal como monitorizando la actividad de corazón de un paciente humano como se describe adicionalmente más adelante, o la señal o señales pueden ser obtenidas indirectamente de otro dispositivo o sistema. Por ejemplo, el análisis y procesamiento de señal descritos aquí se pueden realizar en tiempo real a medida que se adquieren las señales y/o sobre señales almacenadas recuperadas de una base de datos u otros dispositivos de almacenamiento electrónico.

Una señal transformada se genera aplicando una transformada independiente de frecuencia (por ejemplo, una versión digital de la transformada de Hilbert) en 120. La señal transformada es matemáticamente ortogonal a la señal fisiológica, y la transformada es independiente de la frecuencia porque no favorece o amplifica algunas frecuencias de la señal sobre otras. Esta independencia de la de frecuencia puede ser particularmente útil al analizar señales biológicas, tales como datos de ECG, en las que el espectro de frecuencia puede cubrir fácilmente un amplio intervalo de frecuencias. Por ejemplo, el espectro de frecuencia del corazón puede incluir frecuencias tan bajas como 1 hercio y tan alta como 100 hercios.

Lo que es más, la transformada independiente de frecuencia pues ser una transformada generalmente insensible al ruido, tal como la transformada de Hilbert. Esto puede ser de tremendo valor cuando se analizan señales percibidas a partir de sistemas biológicos, donde la componente de ruido de la señal puede ser significativa. La transformada

de Hilbert puede ser especialmente útil en este contexto, a pesar del hecho de que la transformada de Hilbert impone límites de potencial en lo que podría ser considerado por lo demás un enfoque preferido de inclusión de escala completa para el sistema biológico. Los presentes inventores han reconocido que un enfoque de espacio parcial de estado es no obstante extremadamente útil dada la típica preponderancia de unas pocas formas de onda principales en las señales fisiológicas percibidas del mundo real.

Un espacio parcial multidimensional de estado es producido a partir de la señal fisiológica y la señal transformada en 130. El espacio parcial de estado es una reconstrucción parcial de un espacio de estado completo potencial para el sistema biológico, y el espacio de estado completo representa la dinámica del sistema biológico. Se ha descubierto que emplear técnicas de espacio de estado, que son específicas para la representación de espacio de estado, para analizar la actividad de un sistema biológico, es bastante efectivo, incluso cuando funciona solamente en un espacio parcial de estado (es decir, un espacio dimensional inferior).

Incluso un espacio parcial bidimensional de estado (la señal original más la transformada de Hilbert, estando implícita la tercera dimensión temporal) ha sido encontrado altamente efectivo en detección QRS como se describe más adelante; y usar un espacio dimensional inferior puede tener ventajas significativas en términos de reducir la complejidad de análisis automatizado (por ejemplo, en algunas implementaciones, sólo se necesitan un único canal y así sólo una única señal de entrada). Usar técnicas de espacio de estado en un espacio parcial de estado para identificar información fisiológica puede ser muy efectivo en la práctica porque el espacio parcial de estado retiene muchas propiedades de la señal original, mientras añade también propiedades específicas a la representación del espacio de estado. Por ejemplo, el ruido en la señal original tiende a tener un comportamiento dinámico cada vez más diferente/irregular en un espacio dimensional superior, y así su detección y estimación pueden llegar a ser una tarea fácil en un dispositivo de monitorización fisiológica o estación de monitorización en comunicación con tal dispositivo.

Obtener la señal fisiológica puede incluir recibir una serie temporal $x(t)$ percibida eléctricamente, generar una señal dimensional superior puede incluir aplicar la transformada (H) de Hilbert a la serie temporal $x(t)$ para obtener $H(x(t))$, y producir el espacio parcial multidimensional de estado puede incluir considerar $x(t)$ y $H(x(t))$ juntas como componentes de un vector de estado. Estas dos variables, $x(t)$ y $H(x(t))$, forman un espacio parcial simple de estado. Tal procedimiento se llama también inclusión de $x(t)$ en espacio (parcial) de estado. Para una implementación usando señales de múltiples fuentes (por ejemplo, una entrada de ECG multicanal), $x(t)$ es un vector multidimensional, en cuyo caso, tanto $x(t)$ como $H(x(t))$ son vectores, y el espacio parcial de estado tiene dimensiones iguales al doble de las de $x(t)$.

Una o más cantidades dinámicas pueden ser generadas desde la señal fisiológica y la señal transformada en 140. Si un punto en un espacio de estado describía el estado dinámico particular, las cantidades dinámicas describen cómo este estado evoluciona en espacio y tiempo, por ejemplo cómo evoluciona el estado fisiológico de un punto a otro punto. Por ejemplo, las cantidades dinámicas generadas pueden ser transformaciones no lineales $ofx(t)$ y $H(x(t))$ en espacio de estado, exceptuando combinaciones lineales simples de amplitud y fase. En general, una cantidad dinámica puede ser usada para caracterizar la evolución de un estado dinámico del sistema biológico.

Se identifica información fisiológica que concierne al organismo, en 150, en base a un análisis de morfología de señal en el espacio parcial multidimensional de estado. Identificar la información fisiológica puede incluir detectar una incidencia fisiológica para el sistema biológico en base a una cantidad dinámica, que es un valor derivado de la combinación de señales fisiológicas y transformadas como se ha mencionado anteriormente. Adicionalmente, identificar la información fisiológica puede incluir evaluar cantidades dinámicas múltiples con respecto a uno o más aspectos fisiológicos predefinidos del sistema biológico.

La figura 2 ilustra un sistema distribuido 200 de monitorización de actividad cardiaca en el que una señal cardiaca es monitorizada con fines médicos. Un organismo 210 (por ejemplo, un paciente humano, incluyendo potencialmente un paciente sano para el que la monitorización cardiaca no obstante se considera apropiada) tiene un aparato 220 de monitorización cardiaca configurado para obtener señales cardiacas del corazón del paciente. El aparato 220 de monitorización cardiaca puede estar compuesto de uno o más dispositivos, tales como un dispositivo de procesamiento y un dispositivo de percepción. El dispositivo de percepción puede incluir dos canales independientes 225, que pueden recibir señales eléctricas a través de electrodos de superficie corporal como se muestran (por ejemplo, electrodos de plata/cloruro de plata, que pueden ser colocados en localizaciones definidas para ayudar a monitorizar la actividad eléctrica del corazón). Como se usa aquí, el término "canal" debería ser entendido como que incluye tanto un dispositivo que está sujeto a una diferencia de potencial que produce una señal de voltaje, tal como un electrodo que produce una señal ECG, como un conductor que forma un trayecto de señal a cualquier amplificador de señal usado en el aparato 220.

El aparato 220 de monitorización cardiaca puede comunicarse con una estación 240 de monitorización (por ejemplo, un ordenador en un centro de monitorización) por mediación de un canal 230 de comunicaciones. El aparato 220 de monitorización cardiaca puede incluir uno o más elementos de percepción, calibración, procesamiento de señal, control, almacenamiento de datos, y transmisión adecuados para generar y procesar la señal cardiaca, así como para transmitir la totalidad o una porción de la señal cardiaca por el canal 230 de comunicaciones. El canal 230 de

comunicaciones puede ser parte de una red de comunicaciones y puede incluir cualquier medio adecuado para la transmisión de datos, incluyendo medios cableados o inalámbricos adecuados para transportar señales ópticas y/o eléctricas. Las comunicaciones inalámbricas mediante el aparato 220 pueden emplear una antena adecuada como se ilustra.

5 El aparato 220 de monitorización cardíaca puede comunicar señales cardíacas percibidas, información de eventos cardíacos (por ejemplo, datos de ritmo cardíaco a tiempo real), e información fisiológica adicional y/u otra a la estación 240 de monitorización. El aparato 220 de monitorización cardíaca puede incluir un dispositivo médico implantable, tal como un desfibrilador cardíaco implantable y un transceptor o marcapasos asociados y un transceptor asociado, o un dispositivo de monitorización externo que el paciente lleva o que incluso está instalado de manera fija. Lo que es más, el aparato 220 de monitorización cardíaca puede ser implementado usando, por ejemplo, el dispositivo móvil de telemetría cardíaca externo al paciente (o MCOT por sus siglas en inglés "Mobile Cardiac Outpatient Telemetry") CardioNet, que está disponible comercialmente y es proporcionado por CardioNet, Inc. de San Diego, California.

15 La estación 240 de monitorización puede incluir un elemento de receptor para recibir señales transmitidas, así como diversos elementos de almacenamiento y procesamiento de datos para extraer y almacenar información llevada mediante transmisiones relativas al estado del individuo 210. La estación 240 de monitorización puede estar localizada en la misma localización general (por ejemplo, en la misma habitación, edificio o instalación de salud) que el aparato 220 de monitorización, o en una localización remota. La estación 240 de monitorización puede incluir un visualizador y un sistema de procesamiento, y un operario 250 de sistema (por ejemplo, un doctor o un técnico cardiovascular) puede usar la estación de monitorización para evaluar datos fisiológicos recibidos del aparato 220 de monitorización cardíaca. El operario 250 de sistema puede usar la estación 240 de monitorización para cambiar a distancia los ajustes de funcionamiento del aparato 220 de monitorización cardíaca durante la monitorización cardíaca activa de la persona 210.

Lo que es más, el aparato 220 de monitorización cardíaca y/o la estación 240 de monitorización pueden usar los sistemas y técnicas descritas aquí para identificar información fisiológica que concierne a la persona 210. Esto puede incluir procesamiento y análisis de señal tanto en una señal recibida activamente como en señales previas almacenadas en una base 245 de datos. Por ejemplo, se puede usar información histórica de señal para una persona en conjunción con los sistemas y técnicas descritas aquí para mejorar el análisis de señales adquiridas actualmente, y puede facilitar la clasificación de latido de corazón y la caracterización de afecciones fisiológicas, lo que puede ayudar a un clínico o facultativo al hacer un diagnóstico apropiado y prescribir un tratamiento apropiado.

30 La figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra un detector QRS 300 de ejemplo en un aparato de monitorización cardíaca. Un elemento 310 de entrada de ECG incluye una salida dividida que proporciona una señal de ECG a dos trayectos de procesamiento dentro del detector QRS. Un filtro 315 funciona en una primera de esas señales de ECG para limpiar la señal como se necesite para un procesamiento analítico posterior. El filtro 315 puede ser un banco de filtros, que puede incluir un supresor de desplazamiento de línea de base, y uno o más filtros de paso de banda configurados para limpiar la señal de ECG para diversos aspectos del procesamiento posterior; el banco 315 de filtros puede también dividir la señal de ECG en señales separadas para un procesamiento paralelo posterior y/o incluir un convertidor de analógico a digital.

45 La salida del filtro 315 puede ser proporcionada a un estimador 320 de ruido y un componente 325 de transformación de espacio de estado. El componente 325 de transformación de espacio de estado puede generar un espacio parcial de estado como se describe, aplicando la transformada de Hilbert directamente a la señal de ECG y proporcionando tanto la señal de ECG como la señal de ECG transformada a un componente 330 de identificación QRS. Debería señalarse que aplicar la transformada de Hilbert "directamente a" la señal de ECG como se muestra (no se considera que el filtrado intermedio invalide esta aplicación directa de la transformada de Hilbert ya que tal filtrado no constituye procesamiento analítico intermedio) puede tener ventajas significativas en combinación con las técnicas de análisis de espacio de estado descritas; la transformada de Hilbert puede ser aplicada al extremo frontal del algoritmo, mejor que a alguna derivada de la señal cardíaca. Adicionalmente, el componente 325 de transformación de espacio de estado puede efectuar cancelación de ruido en el proceso de transformar la señal, que puede ser resultado del espacio parcial de estado en el que se transforma la señal.

55 El componente 330 de identificación QRS es capaz de responder a la salida del componente 325 de transformación de espacio de estado e incluye una o más calculadoras 335 de cantidad dinámica, tal como se describe más adelante. El componente 330 de identificación QRS puede realizar análisis de señal en el espacio de estado en base a parámetros 340 de morfología proporcionados al mismo, y el componente 330 de identificación QRS puede ser acoplado tanto a un componente 345 de generación de medias de parámetros pQRST como a lógica 350 de decisión QRS final.

60 La lógica 350 de decisión QRS final puede basar su salida 355 de detector QRS en la salida recibida desde el componente 330 de identificación QRS, el componente 345 de generación de medias de parámetros pQRST, y el estimador 320 de ruido. Esto puede incluir detectar latidos de corazón, y puede también incluir detectar una incidencia fisiológica evaluando una o más cantidades dinámicas con respecto a uno o más aspectos fisiológicos

predefinidos del corazón humano (por ejemplo, clasificar latidos de corazón como normales o anormales en base a la despolarización ventricular). Adicionalmente, la lógica 350 de decisión final puede también basar su salida 355 de detector QRS en la entrada recibida desde un componente 360 de identificación de arritmia acoplado con la salida dividida de la entrada 310 de ECG. El componente 360 de identificación de arritmia puede incluir un detector de fibrilación ventricular o auricular y un detector de asistolia, que puede emplear diversas técnicas conocidas para identificar fibrilación ventricular y la ausencia de contracciones de corazón.

El detector QRS 300 puede ser implementado en la estación 240 de monitorización y/o en el aparato 220 de monitorización cardiaca, cuyos diversos componentes pueden ser implementados como componentes analógicos o digitales. El detector QRS 300 puede ser un detector QRS de funcionamiento en tiempo real que identifica sucesivos complejos QRS y determina la disposición temporal entre latidos en tiempo real (es decir, los datos de salida se generan directamente desde los datos de entrada en vivo). La disposición temporal entre latidos (intervalo RR) puede ser determinado midiendo tiempos entre ondas R sucesivas. La salida 355 de detector QRS se puede proporcionar a una lógica adicional, que puede incluir lógica para determinar si una onda T anormal está ocurriendo potencialmente en base al análisis morfológico de señal, un detector (AF) de fibrilación auricular/fluctuación auricular, lógica de decisión AF, y un generador de evento. Lo que es más, la señal cardiaca percibida, o porciones de ella, puede ser enviada a una estación de monitorización, periódicamente, tras ser interrogada y/o en respuesta a eventos/afecciones identificados.

La figura 4 ilustra un enfoque de espacio de estado para una clasificación de latido en base a la despolarización ventricular. Un primer diagrama 400 muestra una señal 410 de ECG y su versión filtrada 420 de paso de banda, con la amplitud siendo el eje vertical y el tiempo siendo el eje horizontal. El ciclo del corazón incluye las formas de onda tradicionalmente conocidas: la onda P, el complejo QRS, la onda T, y la onda U. Un latido de corazón anormal es incluido en una ventana temporal 430, y un segundo diagrama 450 muestra este latido de corazón anormal presentado en un espacio parcial de estado.

El espacio parcial de estado presenta la amplitud de señal en el eje vertical y la transformada de Hilbert de la señal en el eje horizontal. El tiempo está en el eje Z, que es perpendicular al plano de la página. Así, la ventana temporal 430 controla cuántos puntos de señal están superpuestos en la representación de espacio de estado presentado, y el tiempo es representado por el orden en el que los puntos están colocados en el diagrama 450.

Como puede verse, un latido normal es claramente diferenciable de un latido ventricular anormal (por ejemplo, calculando cuántos puntos lleva ir a través de los bucles grandes, que representan el complejo QRS; los bucles pequeños mostrados son las ondas T). Usar este enfoque de espacio de estado para el análisis de señal cardiaca puede ser mucho más robusto en la práctica que el análisis tradicional de una serie temporal cardiaca, porque el enfoque de espacio de estado es mucho menos probable que sea confundido con una señal en cualquier eje particular (nótese que el corazón puede estar en posiciones diferentes en el pecho y/o con relación al canal). Aunque en una interfaz de usuario de un sistema se pueden emplear uno o más diagramas tales como este, el fin principal de este diagrama es ilustrar las ventajas de analizar la morfología de señal en un espacio parcial multidimensional de estado. En muchas aplicaciones, se espera que este análisis sea completamente automatizado, especialmente cuando el espacio de inclusión usado tiene cuatro o más dimensiones espaciales (más la dimensión temporal), que puede ser difícil para que un humano la visualice y entienda.

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra un enfoque de espacio de estado para la clasificación de latidos de corazón y la caracterización de una afección fisiológica. Una señal cardiaca puede ser obtenida en 510. La señal cardiaca puede ser traducida a un espacio de inclusión que representa dinámicas de grano grueso del corazón en 520. Por ejemplo, el espacio de inclusión puede estar hecho de múltiples señales cardiacas de canales independientes y las transformadas de Hilbert de las señales cardiacas múltiples.

Se pueden emplear técnicas de espacio de estado para extraer información fisiológica para el corazón desde el espacio de inclusión en 530. Esto puede incluir hacer la derivada de cantidades dinámicas múltiples procedentes del espacio de inclusión. Esto puede incluir tres o más medidas dinámicas de cálculo de actividad de corazón y cantidades fisiológicas de derivada, tales como velocidad de trayectoria, longitud de trayectoria, área integral de un vector de velocidad y cruces de umbral en espacio de estado.

La velocidad de trayectoria en espacio de estado puede ser definida como una cantidad dinámica $V(t)$, calculada como:

$$(1) \quad \vec{v}(t) = \frac{\vec{S}(t) - \vec{S}(t - \Delta t)}{\Delta t},$$

donde $S(t)$ es un vector en el espacio de estado con coordenadas $x(t)$ y $H(x(t))$. La longitud de una trayectoria en el espacio de estado puede ser definida como una cantidad dinámica $L(t)$, que puede ser calculada como la suma de las distancias entre puntos en espacio de estado; esta es una función no lineal de trayectoria de fase, que puede ser usada para estimar el desplazamiento de sistema (desviación aleatoria) de la evolución esperada. La integral del

área de un vector de velocidad puede ser estimada como:

$$(2) \quad A(t) = \sum_{t=t_0}^{t_0+n\Delta t} |\vec{v}(t) \otimes [\vec{v}(t) - \vec{v}(t - \Delta t)]|,$$

5 donde $n\Delta t$ es el intervalo de tiempo en el que se calcula el área $A(t)$. Los cruces de umbral en espacio de estado corresponden a puntos seleccionados en el espacio de estado en el que una trayectoria cruza planos específicos tales como $(x(t),0)$ o $(0,H(t))$. En general, la intersección de trayectoria de fase y una superficie seleccionada se llama mapeado Poincare, y este mapeado puede ser usado para encontrar comienzos de transiciones de estado, tales como picos de ondas electrofisiológicas. Aunque se describen tres ejemplos de cantidades dinámicas, será
10 evidente que también se pueden usar otras técnicas de análisis de espacio de estado, tales como técnicas de vecino más cercano, cálculo de defectos topológicos, o variaciones de estos.

El corazón puede ser considerado como un sistema dinámico, que significa que hay algunas leyes determinísticas (dinámicas) que gobiernan los impulsos eléctricos que viajan a través del tejido de corazón. La reconstrucción
15 detallada de las dinámicas de corazón es posible en teoría, pero a menudo no práctico por el ruido y la variabilidad de datos de ECG. Sin embargo, para fines diagnósticos, no es necesaria la reconstrucción completa. Así, la reconstrucción parcial del espacio de estado, que representa dinámicas de grano grueso del corazón, puede ser un enfoque altamente efectivo para la monitorización cardíaca.

20 Para ilustrar esto adicionalmente, supóngase que se ha obtenido un espacio multidimensional de estado completamente reconstruido. En este espacio completo de estado, las dinámicas reconstruidas tienen una gran amplitud cuando se proyectan en algunas direcciones, y muy pequeña amplitud en otras direcciones. Eligiendo una transformada ortogonal lineal que maximiza la amplitud en dos dimensiones y minimiza las proyecciones restantes, las dos dimensiones primeras representan dinámicas de grano grueso de gran amplitud, y otras dimensiones
25 incluyen movimientos de dinámica de grano más fino de menor amplitud. Adicionalmente, las dimensiones de grano más fino incluyen movimientos ruidosos y menos regulares. Así, las dos dimensiones primeras deberían ser las más útiles para propósitos diagnósticos porque representan de manera predominante dinámicas del sistema biológico (el corazón, en este ejemplo) y están menos influidas por el ruido. Por lo tanto, las dos dimensiones primeras pueden ser usadas para fines diagnósticos. Como debería apreciarse a la luz de lo anterior, en lugar de implementar una
30 secuencia de señal de salida → espacio completo de estado → espacio bidimensional de estado de grano grueso, todo lo que se necesita es una transformada directa de señal de salida → espacio bidimensional de estado de grano grueso, que debería proporcionar substancialmente todos los beneficios de la primera en un procedimiento menos intenso computacionalmente.

35 Los latidos de corazón en la señal cardíaca percibida pueden ser clasificados en base a la información fisiológica extraída en 540. Esto puede incluir detectar latidos de corazón anormales como se describe anteriormente. Una afección fisiológica puede ser caracterizada en 550. Esto puede incluir estimar una afección fisiológica en base a detectar latidos de corazón anormales. Tales estimaciones o caracterizaciones de una afección fisiológica pueden servir como un descubrimiento preliminar de un diagnóstico particular para un paciente.

40 Así, adicionalmente a detectar eventos fisiológicos específicos, tales como latidos del corazón, los sistemas y técnicas presentes pueden ser usados para detectar incidencias fisiológicas más amplias, tales como el desarrollo de una afección de corazón específica. Esto hace posible la predicción automatizada de la probabilidad de una afección fisiológica dada y permite que un sistema automatizado proponga un diagnóstico para una paciente. Tal
45 capacidad predictiva puede ser muy útil para un clínico o facultativo, y puede ser mejorada progresivamente mientras se construye a lo largo del tiempo una base de datos de información fisiológica.

En el contexto de la monitorización cardíaca, los sistemas y técnicas presentes pueden ser usados para identificar con exactitud los puntos de inicio y de finalización de las formas de onda del corazón, incluyendo las ondas P y las ondas U. Esto puede hacer posible un cálculo más exacto de intervalos fisiológicos, tales como intervalos QT, intervalos QS, intervalos PR y segmento ST. Así, un proceso automatizado que emplee estas técnicas puede
50 construir un registro exhaustivo de intervalos de formas de onda de corazón para un paciente, y usar este archivo para facilitar el análisis y el diagnóstico posteriores de la afección actual del paciente. La información clínica relevante puede ser derivada de muchos datos cardíacos, pero sólo las características más destacadas de los datos, como se determina mediante un proceso automatizado, necesitan ser presentadas al clínico o facultativo.
55

Las figuras 6 y 7 son diagramas de bloques que ilustran un sistema 600 de procesamiento cardíaco y un detector QRS 700 de ejemplo que emplean los sistemas y técnicas descritas anteriormente. El sistema 600 incluye un sistema 610 de adquisición de datos de ECG, que emplea menos de diez canales. Por ejemplo, el sistema 610
60 puede ser un sistema de dos canales como se describe anteriormente. El sistemas 610 de adquisición de datos de ECG puede proporcionar una señal de ECG muestreada de dos canales a un paquete de análisis QRS y QT para el procesamiento (por ejemplo, a una velocidad de muestra de 250 muestras/segundo). Lo que es más, la entrada en el paquete puede incluir los datos muestreados, picos de marcapasos e información inválida de canal (por muestra),

más comandos e información de configuración.

- 5 Un detector QRS y VFIB (fibrilación ventricular) 620 puede analizar la señal de entrada y proporcionar salida que incluye información de morfología y de localización QRS (por ejemplo, normal, ventricular o no clasificada) y una señal VFIB. Un detector AFIB (fibrilación auricular) 630 puede comprobar fibrilación auricular. Un componente 640 de medida de intervalo QT puede medir el intervalo QT, tal como se describe adicionalmente más adelante. Lo que es más, la salida de estos componentes se puede proporcionar como salida a uno o más activadores 650 en un sistema de análisis de arritmia.
- 10 El detector QRS 700 incluye una etapa 710 de pre-procesamiento, que puede incluir un componente de paso de banda QRS, un generador de señal analítica y un calculador de velocidad/fase. La etapa 710 de pre-procesamiento puede incluir un banco de filtros que incluye filtros de paso bajo y alto y puede construir la señal analítica como se describe anteriormente. Por ejemplo, las figuras 8A, 8B y 8C ilustran una señal original 810 de ECG, una transformada 820 de Hilbert de la señal 810 de ECG, y una representación analítica 830 de la señal 810 de ECG.
- 15 La etapa 710 de pre-procesamiento puede formar una pila de datos usados por las etapas subsiguientes. La etapa 710 de pre-procesamiento puede convertir datos de ECG entrantes en un producto definido positivamente que caracteriza la velocidad y la potencia de la actividad eléctrica del corazón (abreviada más adelante como producto de velocidad-amplitud). La etapa 710 de pre-procesamiento puede proporcionar también datos filtrados para ayudar en la estimación de ruido de baja y alta frecuencia en etapas posteriores del análisis de datos.
- 20 Una etapa 720 de actualización puede incluir un estimador de calidad de canal, un componente de ajuste de umbral, y un componente de actualización de estadísticas de canal. El estimador de calidad puede informar de la capacidad de uso de canal en el proceso de detección. Si uno de los canales está apagado o es no informativo, se puede continuar la detección usando el otro canal. Si ambos canales son clasificados por el estimador de calidad de canal como no informativo, se genera un aviso correspondiente.
- 25 La salida de la etapa 720 de actualización se puede proporcionar a un detector QRS 730 de amplitud-fase. En general, la detección de pico QRS puede incluir el cálculo de un umbral dinámico, tomando un pico previamente detectado como punto de partida, y la identificación del máximo por encima del umbral del producto de velocidad-amplitud definido positivamente. Lo que es más, el detector también puede ser responsable de probar la calidad de canal y ajustarse al desplazamiento de línea de base y al ruido de alta frecuencia de alta amplitud. La calidad de canal puede ser estimada 250 muestras (por ejemplo, un segundo) antes de la muestra actual.
- 30 Una etapa 740 de clasificación morfológica puede emplear análisis RR' (por ejemplo, asimetría, detección de doble muesca), análisis QS (por ejemplo, ancho de latido), detección de onda P, detección de onda T y una revisión de morfología ventricular. Después de una clasificación exitosa, a un latido pueden ser asignadas ciertas métricas, que pueden ser usadas para actualizar estadísticas de latido.
- 35 Una etapa 750 de fusión de canal puede tomar una decisión final sobre correlación QRS entre los canales, calidad del latido (latido frente a artefacto) y morfología ventricular. En esta etapa, los canales pueden ser fusionados en una única salida. Lo que es más, puede proporcionarse control programable sobre la salida de diversa información asociada con el latido detectado o la calidad de canal. Por ejemplo, se puede establecer que la salida incluya comentarios de latido (por ejemplo, "N" = latido normal, "V" = latido ventricular, "Q" = no clasificado) y el sello de tiempo que corresponde al centro detectado del complejo QRS. Comentarios ampliados pueden incluir puntos fiduciales (por ejemplo, puntos Q, puntos S, localización de onda P, y localización de onda T) así como características de canal (por ejemplo, relación señal frente a ruido, confianza en la detección y demás).
- 40 Los comentarios de los latidos pueden empezar desde el tercer latido detectado y la morfología ventricular puede empezar desde el quinto latido detectado, si es aplicable. En general, el detector no requiere aprender pero, en algunas implementaciones, un retraso de dos segundos puede ser necesitado para la etapa 710 de pre-procesamiento para preparar la entrada filtrada y ajustar parámetros. Lo que es más, un complejo QRS puede ser clasificado como que pertenece a un grupo, y los grupos pueden ser usados para actualizar parámetros QRS medios para ayudar a los análisis morfológicos.
- 45 El detector QRS 700 puede incluir un componente 760 de cancelación de artefacto, y la lógica 780 de decisión final puede generar la salida QRS en base a la entrada procedente del componente 760 de cancelación de artefacto y un detector VFIB 770. La salida QRS puede incluir una salida de complejo QRS para cada evento QRS detectado. La salida de complejo QRS puede incluir comentarios de latido e información de disposición temporal. Adicionalmente, la salida QRS puede incluir información de amplitud QRS, ancho QRS y puntos fiduciales.
- 50 El detector 770 de VFIB puede detectar fibrilación ventricular/ritmos de fluctuación a través de análisis del ECG entrante en base a los siguientes criterios: la VFIB se activa cuando hay ausencia de actividad tipo QRS y la señal ventricular está por encima del nivel del ruido (la marca VFIB es verdad). Si este evento sucede, entonces el detector QRS puede estar sin funcionar hasta que la marca VFIB es cambia a falso (no se detecta VFIB).
- 55
- 60
- 65

El detector QRS 700 también puede incluir monitorización de asistolia. El detector QRS 700 puede usar umbrales ajustados automáticamente. Se pueden suministrar límites inferiores en amplitud como parámetros de entrada. Adicionalmente, si un siguiente pico QRS no es detectado durante diez segundos, el detector puede dar un aviso de asistolia para ayudar a los activadores externos.

5 El componente 640 de medida de intervalo QT de la figura 7 puede medir el intervalo QT usando una de diversas definiciones de intervalo QT. En general el intervalo QT es la distancia entre la Q y el extremo de la onda T. El punto Q es definido como el principio de una onda QRS, pero el extremo de la onda T puede ser definido al menos de dos formas distintas: un enfoque de "tangente" y un enfoque de "amplitud". El enfoque de amplitud define el extremo de una onda T como un punto en el que la amplitud de la señal de ECG llega a ser menos de 0,1 mV.

El enfoque de tangente define el extremo de una onda T como un punto en el que la amplitud de una señal analítica llega a ser más pequeño de 0,1 mV. La señal analítica es una extensión de la señal original de ECG en el espacio de números complejos, tal como la siguiente:

$$(3) \quad A(t) = x(t) + iH(x(t))$$

donde $H(x(t))$ es una transformada de Hilbert de una señal original $x(t)$ de ECG. Puede usarse una transformada de Hilbert limitada por banda (por ejemplo, dos filtros de paso alto diferentes). Después, la amplitud de la señal analítica puede ser estimada para ambas representaciones, y la que tiene amplitud superior puede ser usada para los cálculos del extremo de onda T. El punto Q puede ser definido como un punto en el que la amplitud de una señal analítica se hace más grande que 0,1 mV. De nuevo, un filtro de paso alto puede ser usado después de la transformada de Hilbert (por ejemplo, un filtro de paso alto con una frecuencia de corte de 15 Hz).

Debería señalarse que usar el anterior enfoque de tangente puede dar como resultado una reducción significativa en las posibilidades de subestimar el intervalo QT. La amplitud de la señal analítica en general siempre será más grande (en términos de valor absoluto) que la amplitud de la señal. Así, usar el enfoque de tangente para definir el extremo de la onda T puede dar como resultado que unas pocas muestras adicionales sean consideradas parte de la onda T en algunas implementaciones. Lo que es más, usar el enfoque de tangente puede dar como resultado que se generen valores consistentes independientes del eje QRS o un eje de una onda T, debido al uso de la representación de señal analítica.

Los sistemas y técnicas descritos e ilustrados en esta memoria descriptiva pueden ser implementados en circuitería electrónica analógica, circuitería electrónica digital, circuitería integrada, equipo físico de ordenador, microprograma, equipo lógico, o en combinación de lo que antecede, tal como los medios estructurales divulgados en esta memoria descriptiva y equivalentes estructurales de ellos (por ejemplo, una implementación de inclusión). El aparato puede ser implementado en un producto de equipo lógico (por ejemplo, un producto de programa de ordenador) materializado tangiblemente en un medio legible por una máquina (por ejemplo, un dispositivo de almacenamiento) para ejecución mediante un procesador programable, y las operaciones de procesamiento pueden ser realizadas por un procesador programable que ejecuta un programa de instrucciones para realizar funciones operando sobre datos de entrada y generando salida. Además, el sistema puede ser implementado ventajosamente en uno o más programas de equipo lógico que son ejecutables en un sistema programable. Este sistema programable puede incluir lo siguiente: 1) al menos un procesador programable acoplado para recibir datos e instrucciones, y para transmitir datos e instrucciones, desde y para un sistema de almacenamiento de datos; 2) al menos un dispositivo de entrada; y 3) al menos un dispositivo de salida. Lo que es más, cada programa de equipo lógico puede ser implementado en un lenguaje de programación de procedimiento de alto nivel u orientado a objeto, o en lenguaje máquina o ensamblador si se desea; y en cualquier caso, el lenguaje puede ser un lenguaje compilado o interpretado.

También, los procesadores adecuados incluyen, a modo de ejemplo, tanto microprocesadores de propósito general como especial. Generalmente, un procesador recibirá instrucciones y datos de una memoria de sólo lectura, una memoria de acceso aleatorio, y/o una señal legible por una máquina (por ejemplo, una señal digital recibida a través de una conexión de red). Generalmente, un ordenador incluirá uno o más dispositivos de almacenamiento masivo para almacenar archivos de datos. Tales dispositivos pueden incluir discos magnéticos, tales como discos duros externos y discos extraíbles, discos óptico-magnéticos, y discos ópticos. Los dispositivos de almacenamiento adecuados para materializar tangiblemente datos e instrucciones de programa de equipo lógico incluyen todas las formas de memoria no volátil, incluyendo, a modo de ejemplo, las siguientes: 1) dispositivos de memoria semiconductora, tal como EPROM (memoria de solo lectura programable eléctricamente); EEPROM (memoria de sólo lectura programable borrable eléctricamente) y dispositivos de memoria flash; 2) discos magnéticos tales como discos duros internos y discos extraíbles; 3) discos magnético-ópticos; y 4) discos ópticos, tales como discos CD-ROM. Cualquiera de los que preceden puede ser complementado por, o incorporado en, ASIC (circuitos integrados específicos para una aplicación).

Para proporcionar interacción con un usuario (tal como el operario de sistema), el sistema puede ser implementado en un sistema de ordenador que tiene un dispositivo de visualización tal como un monitor o una pantalla LCD

(visualizador de cristal líquido) para visualizar información para el usuario, y un teclado y un dispositivo de puntero tal como un ratón o una bola de desplazamiento mediante los cuales el usuario puede proporcionar entrada al sistema de ordenador. El sistema de ordenador se puede programar para proporcionar una interfaz gráfica de usuario a través de la cual los programas de ordenador interactúan con usuarios y los ajustes de funcionamiento pueden ser cambiados en el sistema de monitorización.

5

La descripción que antecede ha sido presentada en términos de implementaciones particulares. Otras realizaciones están dentro del alcance de la invención como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un método implementado por una máquina, que comprende:
- 5 obtener una señal fisiológica de un sistema biológico de un organismo;
- generar una señal transformada que es matemáticamente ortogonal a la señal fisiológica aplicando una transformada independiente de frecuencia a la señal fisiológica;
- 10 producir, desde la señal fisiológica y la señal transformada, un espacio parcial de estado que representa dinámicas del sistema biológico, siendo el espacio parcial de estado una reconstrucción parcial de un espacio de estado que representa dinámicas de sistema para el sistema biológico; e
- 15 identificar información fisiológica que se refiere al organismo en base a un análisis de morfología de señal en el espacio parcial de estado.
2. El método de la reivindicación 1, en el que obtener la señal fisiológica comprende recibir una señal cardíaca percibida.
- 20 3. El método de la reivindicación 2, en el que identificar la información fisiológica comprende clasificar latidos de corazón en la señal cardíaca percibida.
4. El método de la reivindicación 2, en el que identificar la información fisiológica comprende caracterizar una afección fisiológica del organismo.
- 25 5. El método de cualquier reivindicación anterior, en el que identificar la información fisiológica comprende detectar una incidencia fisiológica para el sistema biológico en base a una cantidad dinámica que comprende un valor derivado de la señal fisiológica y la señal transformada.
- 30 6. El método de la reivindicación 5, en el que obtener la señal fisiológica comprende recibir una serie temporal $x(t)$ eléctricamente percibida, generar la señal transformada comprende aplicar la transformada (H) de Hilbert a la serie temporal $x(t)$ para obtener $H(x(t))$, y producir el espacio parcial de estado comprende considerar $x(t)$ y $H(x(t))$ juntos como componentes de un vector de estado.
- 35 7. El método de la reivindicación 6, que comprende además generar múltiples cantidades dinámicas de la señal fisiológica y la señal transformada, y en el que identificar la información fisiológica comprende evaluar las múltiples cantidades dinámicas con respecto a uno o más aspectos fisiológicos predefinidos del sistema biológico.
- 40 8. El método de la reivindicación 7, en el que las múltiples cantidades dinámicas comprenden transformaciones no lineales de $x(t)$ y $H(x(t))$ en el espacio de estado, exceptuando combinaciones lineales simples de amplitud y fase.
9. El método de la reivindicación 5, en el que obtener la señal fisiológica comprende recibir una serie temporal de electrocardiograma en tiempo real para un corazón humano activamente monitorizado, generar la señal analítica comprende aplicar la transformada de Hilbert directamente a la serie temporal de electrocardiograma recibida, y
- 45 detectar la incidencia fisiológica comprende evaluar la cantidad dinámica con respecto a uno o más aspectos fisiológicos predefinidos del corazón humano.
10. El método de cualquier reivindicación anterior, en el que la transformada independiente de frecuencia comprende una transformada no lineal.
- 50 11. El método de la reivindicación 10, en el que la transformada independiente de frecuencia comprende una transformada lineal y una transformada no lineal.
12. Un producto de equipo lógico materializado tangiblemente en un medio legible por una máquina, comprendiendo el producto de equipo lógico instrucciones de funcionamiento para hacer que el aparato de procesamiento de datos realice los pasos del método de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11.
- 55 13. Un aparato de monitorización para implementar los pasos del método de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11.
- 60 14. Un método implementado por una máquina, que comprende:
- obtener una señal cardíaca de un corazón;
- 65 traducir la señal cardíaca a un espacio de inclusión que representa dinámicas de grano grueso del corazón, comprendiendo dicha traducción aplicar la transformada de Hilbert en la señal cardíaca; y

emplear técnicas de análisis de espacio de estado para extraer información fisiológica para el corazón desde el espacio de inclusión.

- 5 15. El método de la reivindicación 14, en el que obtener la señal cardiaca comprende obtener múltiples señales cardiacas de canales independientes, y traducir la señal cardiaca comprende aplicar la transformada de Hilbert directamente a las múltiples señales cardiacas para formar el espacio de inclusión que tiene una dimensión de inclusión mayor o igual al doble del número de canales independientes.
- 10 16. El método de la reivindicación 15, en el que el número de canales independientes es dos, y el espacio de inclusión tiene cuatro dimensiones espaciales.
17. El método de la reivindicación 15 ó 16, en el que obtener las múltiples señales cardiacas comprende recuperar las múltiples señales cardiacas de una base de datos.
- 15 18. El método de cualquiera de las reivindicaciones 14 a 17, en el que traducir la señal cardiaca comprende calcular una combinación no lineal de la señal cardiaca y la transformada de Hilbert de la señal cardiaca.
- 20 19. El método de cualquiera de las reivindicaciones 14 a 18, en el que emplear las técnicas de análisis de espacio de estado comprende derivar múltiples cantidades dinámicas a partir del espacio de inclusión.
- 25 20. El método de la reivindicación 19, en el que las múltiples cantidades dinámicas comprenden velocidad de trayectoria en espacio de estado, longitud de trayectoria en espacio de estado, integral del área de un vector de velocidad, y cruces de umbral en espacio de estado.
- 30 21. El método de cualquiera de las reivindicaciones 14 a 20, que comprende además detectar latidos de corazón anormales en base a la información fisiológica extraída.
22. El método de la reivindicación 21, que comprende además estimar una afección fisiológica en base a los latidos de corazón anormales detectados.
- 35 23. Un producto de equipo lógico materializado tangiblemente en un medio legible por una máquina, comprendiendo el producto de equipo lógico instrucciones de funcionamiento para hacer que uno o más aparatos de procesamiento de datos realicen los pasos del método de una cualquiera de las reivindicaciones 14 a 22.
24. Un aparato de monitorización para implementar los pasos del método de una cualquiera de las reivindicaciones 14 a 22.

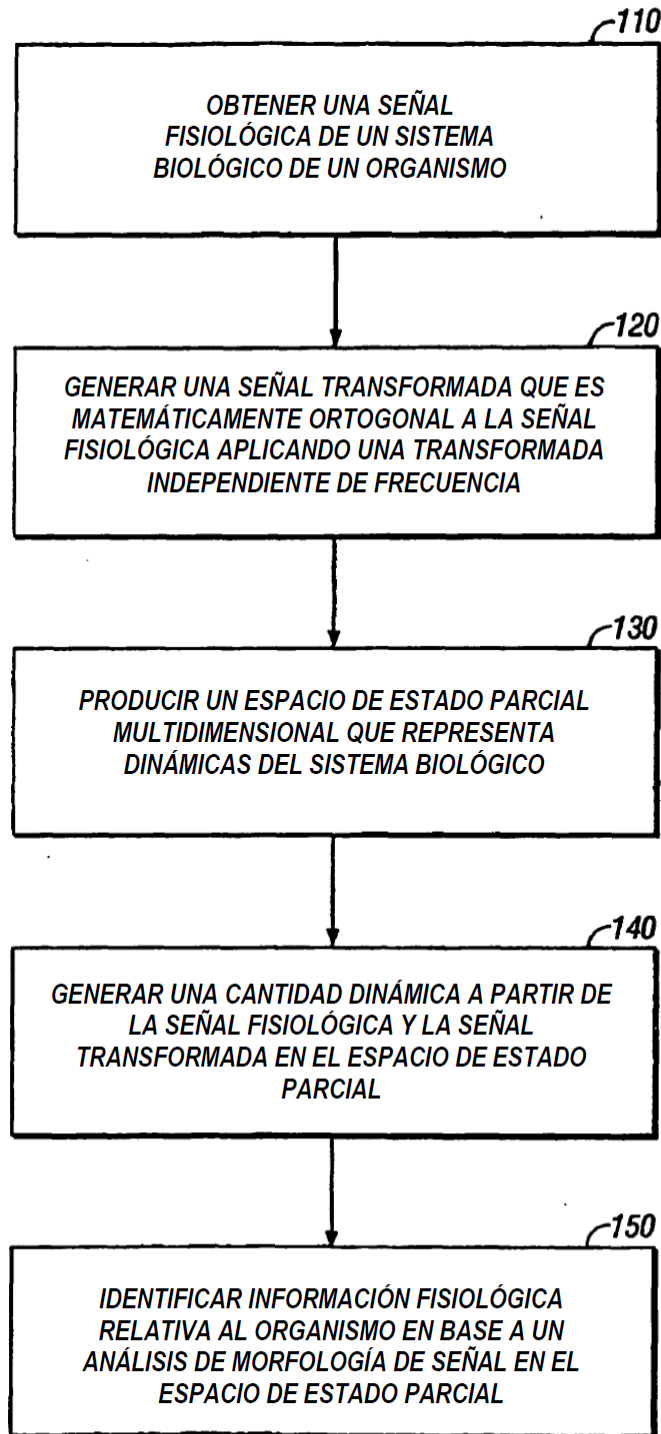


FIG. 1

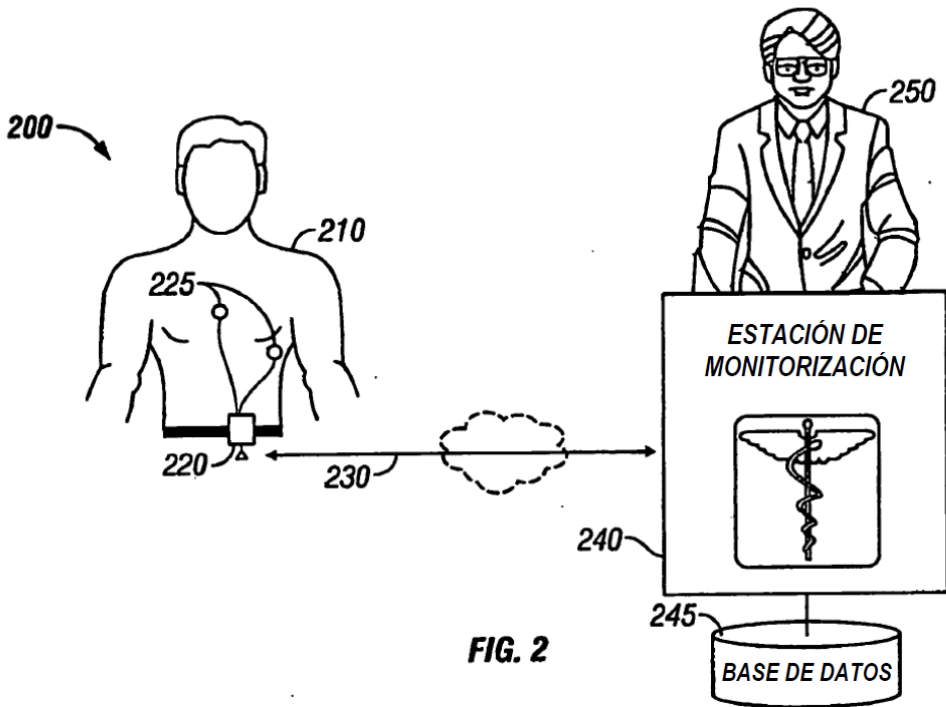


FIG. 2

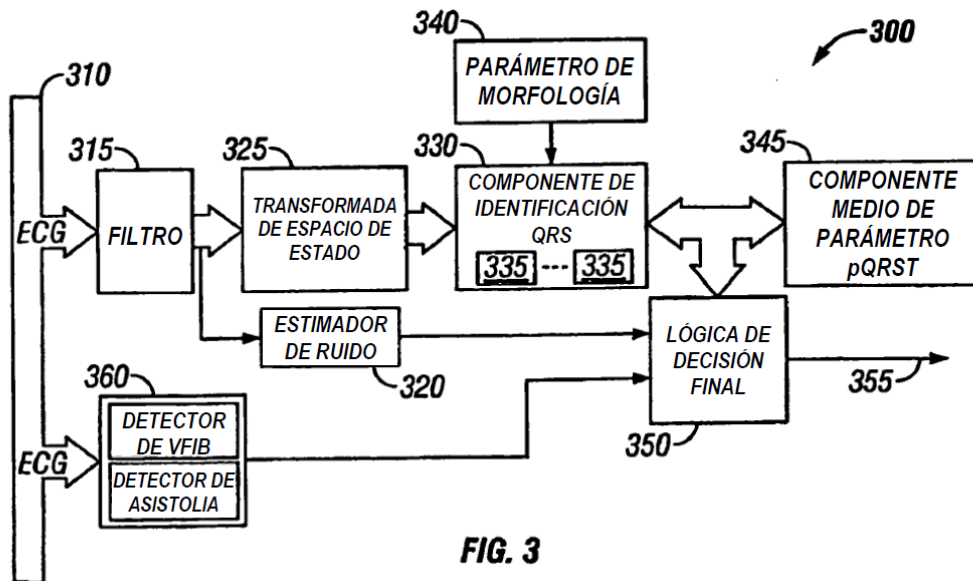


FIG. 3

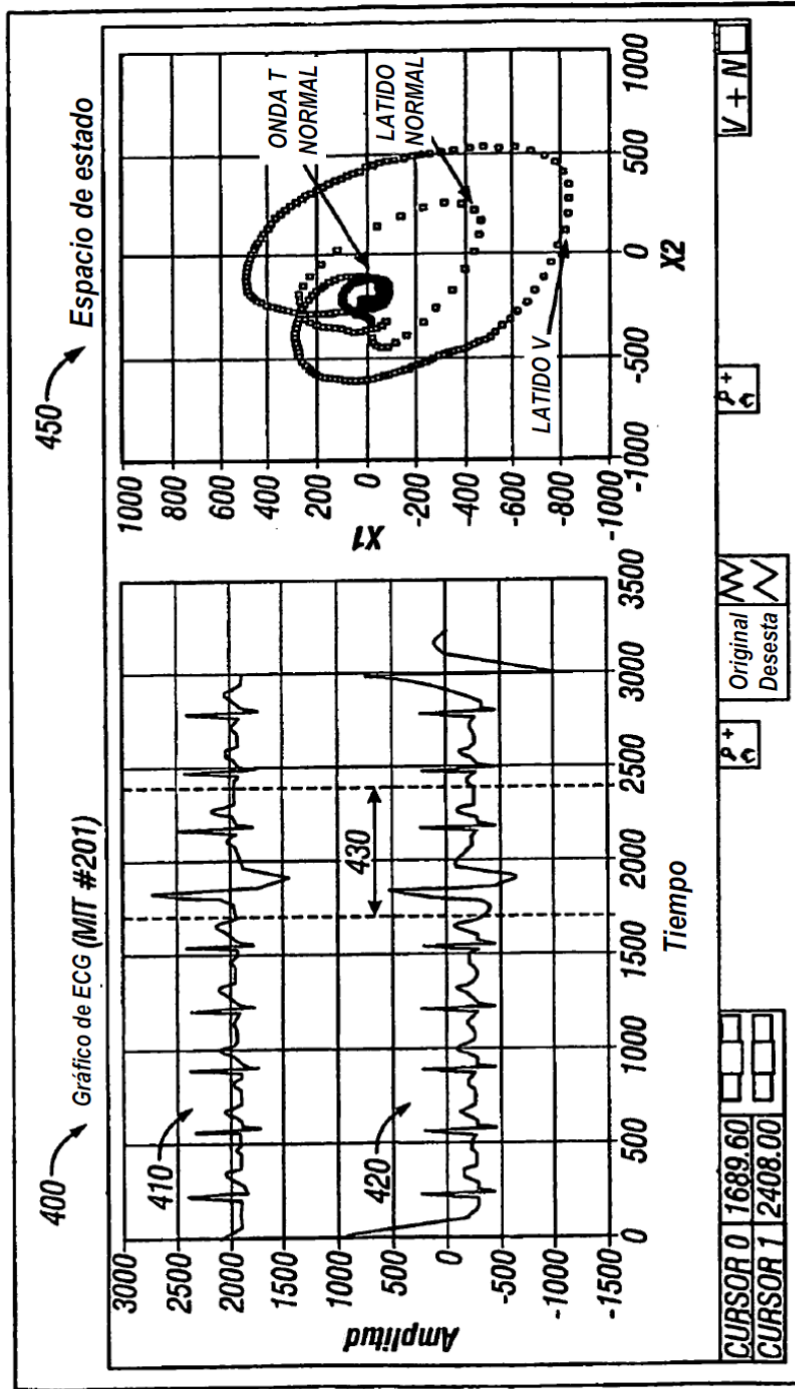


FIG. 4

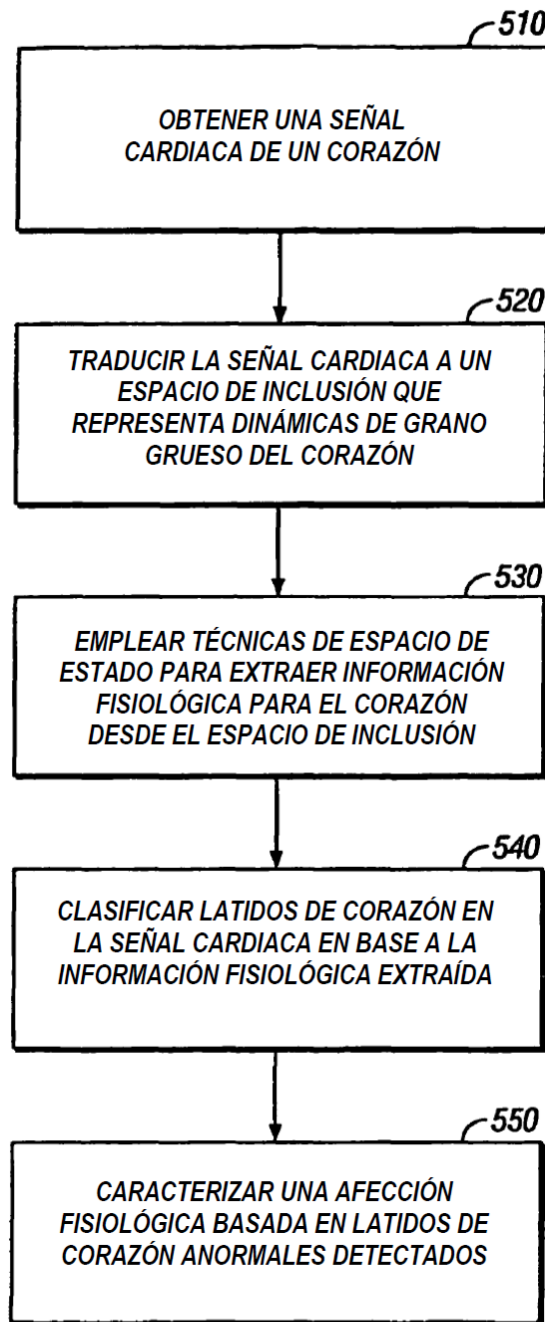


FIG. 5

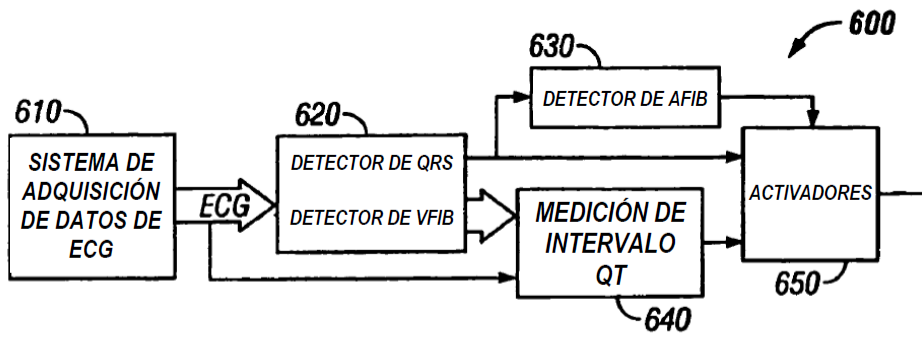


FIG. 6

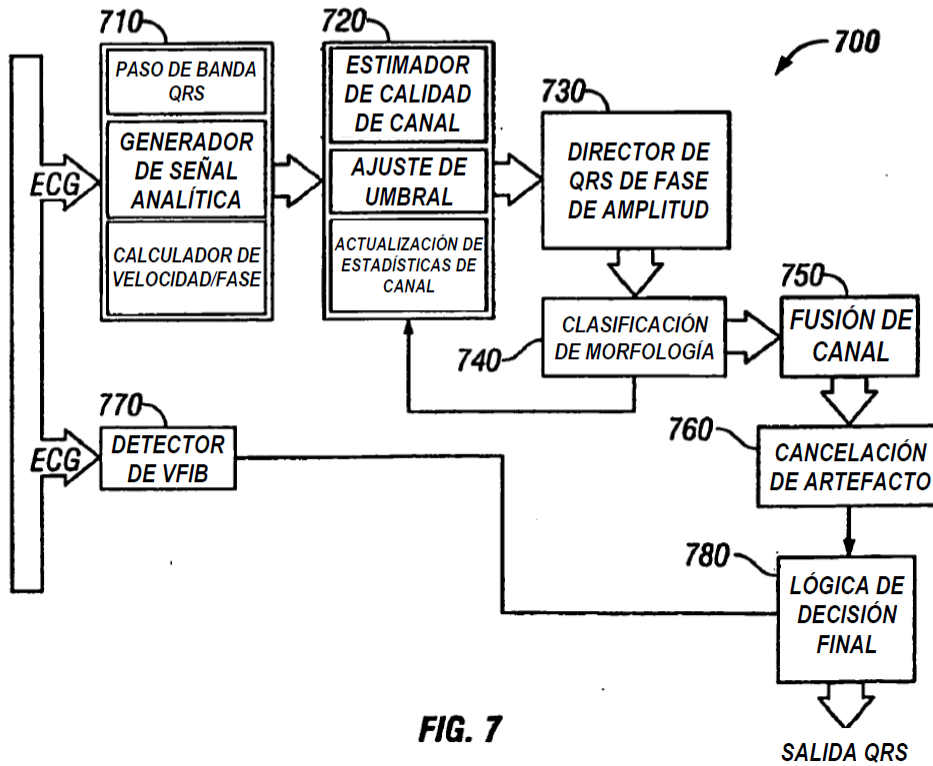


FIG. 7

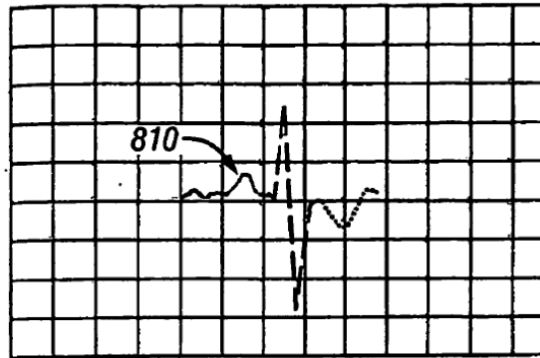


FIG. 8A

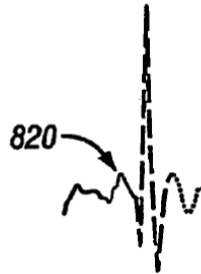


FIG. 8B

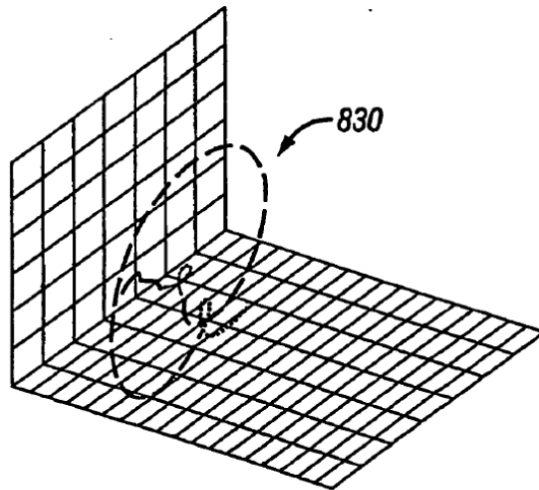


FIG. 8C