

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 621 930**

51 Int. Cl.:

A61B 5/0464 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.09.2008 PCT/US2008/077708**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.04.2009 WO09045852**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.09.2008 E 08836002 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.01.2017 EP 2194860**

54 Título: **Determinación de un lugar de origen para un pulso eléctrico natural en un cuerpo vivo**

30 Prioridad:

28.09.2007 US 976409 P

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

05.07.2017

73 Titular/es:

**UNIVERSITY OF MARYLAND, BALTIMORE
(100.0%)
620 West Lexington Street, 4th Floor
Baltimore, MD 21201 , US**

72 Inventor/es:

**SABA, MAGDI M. y
SHOROFKY, STEPHEN R.**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 621 930 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

Determinación de un lugar de origen para un pulso eléctrico natural en un cuerpo vivo

5 **Antecedentes de la invención****1. Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a la detección de un lugar de origen de un pulso eléctrico natural dentro de un cuerpo vivo, tal como una arritmia de taquicardia ventricular (VT).

2. Descripción de la técnica relacionada

15 La muerte súbita cardíaca (SCD) afecta a una estimación de 450.000 personas anualmente solo en los Estados Unidos. El noventa por ciento de estos casos se relacionan a la enfermedad cardíaca estructural, de los que la enfermedad isquémica del corazón representa la mayoría. La pérdida de miocardio funcional a través del infarto conduce a una disminución en la función ventricular y a insuficiencia cardíaca congestiva, y proporciona el sustrato para las taquiarritmias ventriculares malignas.

20 El reconocimiento de que la función secundaria sistólica ventricular izquierda presionada en el infarto de miocardio aumenta dramáticamente el riesgo de SCD conducido en el diseño y la ejecución de varios ensayos grandes, multicéntricos y al azar sobre los pasados 15 años cuyos resultados selectivamente mostraron un beneficio de supervivencia conferido mediante la implantación de un desfibrilador cardioversor implantable (ICD) comparado con solo terapia médica óptima. El ICD ahora se indica para la prevención primaria de SCD en pacientes con función sistólica ventricular izquierda presionada y síntomas de insuficiencia cardíaca, y para la prevención secundaria en
25 pacientes que han sido resucitados de un episodio de SCD.

La taquicardia ventricular (VT) es una arritmia frecuentemente letal que surge de los ventrículos que se asocian más comúnmente con enfermedad cardíaca, principalmente enfermedad cardíaca isquémica en cardiomiopatías idiopáticas. Con el advenimiento y el uso del ICD, muchos pacientes se tratan con éxito para tales taquiarritmias ventriculares malignas, que podrían ser fatales de otra manera. Sin embargo, como tales pacientes sobreviven a estos eventos, tanto la incidencia como la prevalencia de pacientes con descargas de ICD recurrentes para la VT están aumentando. Las estrategias de control VT incluyen medicaciones antiarrítmicas y terapia ablativa. Los descubrimientos de los ensayos farmacéuticos clásicos, específicamente CAST, donde los fármacos antiarrítmicos se administraron para suprimir la ectopia ventricular en pacientes con infarto de miocardio, fueron preocupantes. Tales fármacos, es decir, los fármacos antiarrítmicos de clase I, se asociaron con mortalidad aumentada, no disminuida. Ahora se contraindica el uso de esta clase de fármacos en pacientes con cardiopatías estructurales. Por lo tanto, existe una variedad limitada de fármacos antiarrítmicos que usar, con eficacia limitada y considerables perfiles de efectos secundarios, en una población en aumento de pacientes con VT que reciben descargas ICD recurrentes. Los resultados de los ensayos han mostrado que las descargas ICD se asociaron con pacientes con morbilidad aumentada, hospitalizaciones, y mortalidad.

La interrupción mecánica de circuitos VT en el miocardio ventricular izquierdo la practicaron primero cirujanos guiados por electrofisiólogos cardíacos como resección subendocardiaca de tejido cicatrizado y aneurismectomía. Las técnicas basadas en catéter evolucionaron pronto, debido a la demanda creciente. Actualmente la ablación de VT se lleva a cabo únicamente en el laboratorio electrofisiológico por un electrofisiólogo cardíaco que usa varias fuentes de energía, tal como química, térmica, eléctrica y óptica, y principalmente por ondas de radiofrecuencia y baja temperatura (crioablación). Sin embargo, un sinnúmero de factores ayudan a realizar la ablación de catéter de VT en la mayoría de los procedimientos electrofisiológicos más desafiantes para que un paciente se someta y para que un electrofisiólogo lo practique. En su estado actual, la ablación de catéter por VT se indica como terapia coadyuvante importante en pacientes con VT sintomático en combinación con fármacos para ICD y antiarrítmicos.

La etapa de mayor pérdida de tiempo en el procedimiento de VT es la identificación de su lugar de origen (SO). Se requiere experiencia considerable para conducir la inspección visual rápida y la comparación de múltiples electroradiógrafos (ECG) seguido de la rápida manipulación del catéter en sucesivos lugares durante la asignación de ritmo. En la asignación de ritmo, un pulso eléctrico estimulado se introduce en el miocardio en un lugar específico que usa un catéter y la propagación del pulso de despolarización se supervisa sobre 12 cables de un ECG estándar. La correspondencia automatizada de las asignaciones de ritmo y la VT ECG se pueden llevar a cabo mediante el software existente para determinar cuando el miocardio se ha estimulado en la SO de la VT. Pero, cuando el miocardio se estimula en un lugar diferente a la SO de la VT, el software de coincidencia no proporciona ningún dato en la SO de la VT o cualquier guía como dónde estimular o de otra manera dirigir la atención cerca del soporte o convergencia sobre la SO de la VT. En la actualidad, no existe una técnica automatizada que guiaría al operario hacia la SO de la VT.

El documento US 2002/038093 describe un sistema para localizar y/o tratar arritmias de un corazón de un paciente haciendo generalmente uso de señales del corazón detectadas sobre una superficie accesible del cuerpo, usando generalmente una disposición de sensores del corazón distribuidos a través del torso de un paciente.

5 La disposición tendrá al menos 6 ubicaciones de detección distribuidas a través del torso de un paciente. Preferentemente, una parte seleccionada de las señales del corazón medidas desde un latido del corazón de referencia deseado integrado en cada ubicación de detección para determinar un valor integral asociado. El latido del corazón de referencia puede incluir un latido auricular prematuro o el inicio de una arritmia, y la matriz de datos se genera disponiendo los valores integrales de acuerdo con sus ubicaciones de detección asociadas. La matriz de
10 datos se compara con las matrices de datos de la base de datos generadas a partir de las señales del corazón conocidas. La comparación incluye la interpolación estadística entre una pluralidad de lugares conocidos para identificar la ectopia candidata o lugar de salida. Opcionalmente, las correlaciones entre las señales del corazón conocidas y los lugares conocidos de la base de datos se determinan, facilitando la comparación estadística de las señales del corazón medidas con las señales del corazón conocidas. Normalmente, las bases de datos se normalizarán transformando los lugares conocidos en un sistema de coordenadas uniforme. Los sistemas de coordenadas radiales tales como una coordenada polar o un sistema de coordenadas cilíndrico son particularmente
15 beneficiosos, con el sistema de coordenadas uniforme a modo de ejemplo que comprende un sistema de coordenadas cilíndrico que tienen un eje que se extiende desde un vértice de la cámara baja del corazón hasta un anillo de válvula mitral o tricúspide, con posicionamiento a lo largo del eje a menudo normalizado basándose en una distancia entre dos estructuras.

Breve descripción de la invención

Se proporcionan técnicas para determinar un lugar de origen de un pulso eléctrico natural en un cuerpo vivo.

25 La invención se refiere a un sistema para determinar un lugar de origen de un pulso eléctrico natural en un cuerpo vivo que comprende las características definidas en la reivindicación 1 independiente. Las realizaciones preferentes del sistema se establecen en las reivindicaciones 2-7 dependientes. Un aspecto adicional de la invención es un medio legible por ordenador que lleva a cabo una o más secuencias de instrucciones para determinar un lugar de
30 origen de un pulso eléctrico natural dentro de un cuerpo humano como se define por la reivindicación 8.

Breve descripción de los dibujos

35 La presente invención se ilustra a modo de ejemplo, y no en forma limitante, en las figuras de los dibujos adjuntos y en los que las referencias numéricas similares se refieren a elementos similares en los que:

la figura 1 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema de ejemplo para determinar la SO de la VT en un sujeto vivo, de acuerdo con una realización;
40 la figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra los clientes potenciales y la colocación de electrodos para mediciones electrocardiográficas (ECG) estándares;
la figura 3 es un gráfico que ilustra señales estimuladas de ejemplo para la asignación de ritmo de un ventrículo;
la figura 4 es un gráfico que ilustra mediciones de ejemplo de un VT natural;
la figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra en un alto nivel un método para determinar el lugar de origen de
45 VT;
la figura 6, es un diagrama de bloques que ilustra un ejemplo de asignación de vectores producidos a partir de mediciones de cables en las posiciones en un ventrículo; y la figura 7 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema informático sobre el cual una realización de la invención se puede implementar.

Descripción detallada

50 Se describen técnicas para determinar el lugar de origen para un pulso eléctrico natural dentro de un cuerpo vivo. En la siguiente descripción, con el fin de explicación, se exponen numerosos detalles específicos para proporcionar un entendimiento exhaustivo de la presente invención. Se hará evidente, sin embargo, a una persona experta en la materia que la presente invención puede practicarse sin estos detalles específicos. En otros casos, se muestra en
55 forma de diagrama de bloques estructuras y dispositivos bien conocidos para evitar el ocultamiento innecesario de la presente invención.

Algunas realizaciones de la presente invención se describen a continuación en el contexto de determinar un lugar de origen para VT que usa cables ECG convencionales y una sonda de ablación eléctrica en la punta de un catéter. Sin
60 embargo, la invención no se limita a este contexto. En otras realizaciones el lugar de origen de los otros pulsos eléctricos dentro de un cuerpo vivo se determina usando los mismos o diferentes sensores eléctricos de superficie y sonda o sondas. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se usan más o menos electrodos ECG colocados en una posición estándar o no estándar sobre la superficie de un cuerpo humano.

1.0 Resumen estructural

La figura 1 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema 100 de ejemplo para determinar la SO de la VT en un sujeto vivo. El sistema 100 incluye un sistema 120 electrocardiográfico (ECG), un sistema 140 de sonda y un sistema 150 informático. El sistema 100 opera sobre un paciente 190, que es un sujeto vivo, tal como un animal o un humano. Aunque se representa para propósitos de ilustración, el paciente 190 no forma parte del sistema 100.

Como en la mayoría de los sistemas ECG, El sistema ECG 120 incluye electrodos 122 cables que proporcionan contacto de conducción eléctrica a una superficie de un cuerpo vivo. Los electrodos de cables se conectan mediante alambres conductores de la electricidad a un registrador 124 ECG. El registrador 124 ECG registra rastros (sobre papel llamados electrocardiogramas, o en archivos digitales, o ambos) que indican las señales eléctricas recibidas en o entre los electrodos 122 de cable. Un sistema ECG estándar genera doce rastros, llamados cables, basándose en seis electrodos 122 de cable y tres electrodos 122 de cables bipolares. Un cable bipolar determinar una diferencia en la tensión eléctrica entre dos electrodos. Por convención, un electrodo positivo es uno en el que el ECG registra una deflexión positiva (hacia arriba) cuando el impulso eléctrico medido fluye hacia él y una deflexión negativa (hacia abajo) cuando fluye lejos de él. Para un cable unipolar, el potencial eléctrico en un electrodo de exploración se compara a un punto de referencia que promedia la actividad eléctrica, en lugar de otro electrodo. El electrodo individual de un cable unipolar, denominado como electrodo de exploración, es el electrodo positivo. En algunos procedimientos, una o más etapas del registrador 124 ECG se llevan a cabo mediante un proceso ECG, no mostrado, sobre un sistema 150 informático.

La mesa 110 de apoyo soporta al paciente 190. El paciente 190 incluye una parte del ventrículo 192 del corazón de un corazón en el paciente 190.

El sistema 140 de sonda incluye una sonda 142, un catéter 143 y un controlador 144 de sonda. En el procedimiento ilustrado, el sistema 140 de sonda incluye un sensor 146a de posición de sonda y un sensor 146b de posición de sonda (colectivamente denominados a continuación como sensores 146 de posiciones de sonda), y el proceso 154 de medición de sonda sobre un sistema 150 informático.

La sonda 142 es cualquier dispositivo que se inserta en un cuerpo vivo para por cualquier motivo, tal como una punta electrofisiológica de ablación, bien conocida en la técnica, para medir la tensión en el corazón y generar lesiones en el corazón para cambiar la conductancia eléctrica asociada con la arritmia. Por ejemplo, la sonda 142 se representa en el ventrículo 192 del corazón del paciente 190. La sonda 142 incluye un electrodo de sonda para introducir una señal de estimulación eléctrica en el tejido en contacto con el electrodo de sonda. Un pulso eléctrico se propaga desde la sonda en respuesta a una tal señal de estimulación. Por ejemplo, una dirección de propagación 193 de pulso como un resultado de una señal de estimulación desde la sonda 142 en contacto con una pared del ventrículo 192 del corazón se representa en la figura 1.

El controlador 144 de sonda es cualquier dispositivo que se usa para controlar la operación de la sonda, tal como manipuladores de mano que controlan el movimiento de la sonda y controlan las operaciones de la sonda, tal como la estimulación, la medición y la ablación.

El catéter 143 es un tubo insertado en una luz de un sujeto vivo, tal como un vaso sanguíneo, a través del cual se pasa la sonda en una ubicación particular en el paciente. Dentro del catéter 143 hay una o más líneas de control para conectar la sonda al controlador 144 de sonda. En otros procedimientos, el catéter se reemplaza por cualquier traba que ata la sonda a un dispositivo ubicado fuera del sujeto vivo y se usa para controlar la sonda. En algunas realizaciones el catéter se reemplaza por un enlace de comunicación inalámbrica entre la sonda 142 dentro del paciente y el controlador 144 de sonda fuera del paciente.

En algunos procedimientos, el sistema de sonda incluye uno o más sensores de posicionamiento de sonda, tal como un sensor 146 de posicionamiento de sonda. Los sensores 146 de posicionamiento de sonda determinan la posición tridimensional de la sonda 142 usando cualquier método conocido en la técnica, tal como medir la resistencia de la inducción electromagnética desde una fuente eléctrica en la sonda 142. Un proceso de posicionamiento de sonda, tal como un proceso de ejecución sobre un controlador 144 de sonda o sistema 150 informático, usa una triangulación y otro algoritmo para inducir la posición de la sonda desde las mediciones realizadas en los sensores 146 de posición. Los sistemas de posicionamiento de sonda bien conocidos para una punta de catéter electrofisiológico incluyen un CARTO™ proporcionado por Biosense Webster, Inc. de Diamond Bar, California y NAVX™ proporcionado por St. Jude Medical de Sylmar, California.

Un proceso de medición de sonda, tal como un proceso 154 de medición de sonda sobre un sistema 150 informático, determina las condiciones en el paciente 190 basándose en las mediciones realizadas por la sonda 142. En algunos procedimientos, el proceso 154 de medición de sonda incluye el proceso de posicionamiento de sonda, descrito anteriormente. Por ejemplo, en algunos procedimientos, el proceso de 154 medición de sonda determina la acción potencial sobre una superficie interior del corazón basándose en las mediciones de tensión realizadas sobre uno o más ciclos cardíacos en la sonda 142, una posición de sonda determinada basándose en sensores 146, la posición del paciente (por ejemplo, basándose en marcadores fijados en el paciente) y un modelo del corazón del

paciente 190 basándose en características genéricas o análisis internos preoperatorios del paciente. En algunos procedimientos, tal acción potencial se almacena como un mapa electroanatómico tridimensional (3D) de todo o una parte del corazón y se presenta como un área coloreada sobre la representación de un dibujo de un corazón en una imagen en pantalla bidimensional mostrada a un operario humano del controlador 144 de sonda. La posición de la sonda en relación con el corazón modelo se estima usando cualquier proceso de varias estimaciones que se conocen bien en la técnica.

De acuerdo con una realización ilustrada, un proceso 160 que se ejecuta sobre un sistema 150 informático combina la información acerca de la posición de la sonda actual y las mediciones de sonda, si las hubiera, a partir del proceso 154 de medición de sonda con datos ECG desde el registrador 124 ECG para determinar la SO de la VT con referencia al mapa electroanatómico 3D de la pared cardíaca (miocardio). Aunque el proceso 154 se representa sobre el mismo sistema 150 informático como el proceso 160 de la SO de la VT para propósitos de ilustración, en diversas otras realizaciones, un proceso se ejecuta en un ordenador diferente en comunicación con el sistema 150 informático, directa o indirectamente vía una red de comunicaciones o de datos.

2.0 Resumen del ECG

La figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra los clientes potenciales y la colocación de electrodos para mediciones electrocardiográficas (ECG) estándares. Para referencia, se indica a un paciente 290 mediante un dibujo con una línea 291 clavicular media, una línea 292 auxiliar anterior y una línea 293 auxiliar media. Se colocan los electrodos para cables bipolares en la parte superior del brazo 210a derecho (RA), la parte superior del brazo 210b izquierdo (LA) y el pie 210c inferior LF. Estos mismos electrodos también se procesan como cables unipolares, como se describe a continuación. Los electrodos para cables unipolares se colocan en seis ubicaciones sobre el pecho indicado por V1 210d, V2 210e, V3 210f, V4 210g sobre la línea 291 clavicular media, V5 210h sobre la línea 292 auxiliar anterior y V6 210i sobre la línea 293 auxiliar media. En algunos procedimientos, los electrodos superficiales se colocan como se representan en la figura 2. En otros procedimientos, se colocan más o menos electrodos en cero o más de las posiciones representadas en la figura 2.

El ECG de 12 cables estándar proporciona información espacial acerca de la actividad electrónica del corazón en aproximadamente 3 direcciones ortogonales: de derecha a izquierda del paciente; de la cabeza al dedo pulgar del paciente (superior a inferior); y de delante a atrás del paciente (anterior a posterior). El cable I bipolar se basa en la diferencia entre el electrodo 210a RA y el electrodo 210b LA; e indica la propagación 211a de los pulsos de derecha a izquierda del paciente. El cable II bipolar se basa en la diferencia entre el electrodo 210a RA y el electrodo 210c LF; e indica la propagación 211b de los pulsos de arriba a abajo del paciente (con menor influencia de derecha a izquierda). El cable III bipolar se basa en la diferencia entre el electrodo 210 LA y el electrodo 210c LF; e indica la propagación 211c de los pulsos de arriba a abajo del paciente (con menor influencia de izquierda a derecha). Los cables de miembro unipolar aumentados (plano frontal) son cables designados aVR, cable aVL y cable aVF; y, se basan en mediciones promedio en RA 210a, LA 210b y LF 210c. El cable aVR indica la propagación 211d hacia la derecha de pulsos perpendiculares hasta el cable III. El cable aVL indica la propagación 211e hacia la izquierda de pulsos perpendiculares hasta el cable II. El cable aVF indica la propagación 211f hacia abajo de pulsos perpendiculares hasta el cable I. Los cables del pecho unipolares positivos indican la propagación desde el corazón en un plano en sección transversal (horizontal) a través del corazón. Los cables V1, V2, V3 desde los electrodos V1 210d, V2 210e, V3 210f, respectivamente, indican la propagación en dirección posterior a anterior (los cambios negativos indican la dirección opuesta). Los cables V4, V5, V6 desde los electrodos V4 210g, V5 210 h, V6 210i, respectivamente, indican la propagación en dirección lateral de derecha a izquierda (los cambios negativos indican la dirección opuesta).

Las mediciones reales en la configuración de los 12 cables estándar de los electrodos varían de un paciente a otro, dependiendo de la ubicación y la dirección de los pulsos eléctricos dentro del paciente, y el tamaño y la ubicación y las propiedades eléctricas de los tejidos en el paciente.

En un ECG de un paciente normal, el latido del corazón (tasa de pulso) se encuentra entre 60 y 100 pulsaciones/minuto. El ritmo es regular excepto en variaciones menores con respiración. Un intervalo PR es el tiempo requerido para la terminación de despolarización aérea, la conducción a través del tejido cardíaco, y la llegada en las células miocárdicas ventriculares. El intervalo PR normal está entre 0,12 a 0,20 segundos. El intervalo QRS representa el tiempo necesario para las células ventriculares para despolarizarse. La duración normal está entre 0,06 a 0,10 segundos. El intervalo Q-T es el tiempo requerido para la despolarización y la repolarización de los ventrículos. El tiempo requerido es proporcional a la frecuencia cardíaca. La frecuencia cardíaca más rápida, la repolarización más rápida, y por lo tanto el intervalo Q-T más corto. Con frecuencias cardíacas más lentas, el intervalo Q-T es más largo. El intervalo Q-T representa alrededor del 40 % del tiempo total entre los complejos QRS. En la mayoría de los casos, el intervalo Q-T dura entre 0,34 y 0,42 segundos.

El tejido ventricular es capaz de despolarización espontánea. Cuando esto ocurre, se inicia una contracción ventricular prematura (PVC). Ya que la onda de despolarización se presenta en el miocardio, normalmente no sigue la ruta normal de despolarización ventricular. Por lo tanto, el complejo QRS se prolonga en una forma inusual. La taquicardia ventricular (VT) se define como una ejecución de 3 o más PVC.

ES 2 621 930 T3

Para determinar el origen de la VT, se usa una sonda para estimular el corazón una vez por latido del corazón para uno o más latidos del corazón en cada una de las varias ubicaciones en el ventrículo de interés. Este proceso se llama asignación de ritmo. El ECG de 12 cables de la VT se compara con cada ECG de 12 cables de ritmo asignado. Cuando se descubre una coincidencia, se determina que el lugar estimulado es la SO de la VT. Cuando no hay
5 coincidencia, sin embargo, no existe actualmente ningún proceso para determinar dónde estimular a continuación. Puede tomar una electrofisiología de decenas a centenas de ubicaciones de asignación de ritmo y varias horas para descubrir la SO de la VT.

La figura 3 es un gráfico que ilustra señales de estimulación de ejemplo para asignación de ritmo de un ventrículo, de acuerdo con una realización. El eje 302 horizontal indica el tiempo, con marcas de barras grandes separadas por 0,1 segundos y las marcas de barras pequeñas por 0,01 segundos. La figura 3 incluye parcelas de múltiples rastros, cada desplazamiento vertical por una cantidad diferente para evitar confusión, y todos compartiendo el mismo eje 302 de tiempo horizontal. El eje 304 vertical indica el cambio en un fenómeno físico medible, tal como tensión,
10 presión, desde algunos valores fijos.

El rastro 310, en la parte inferior, indica una entrada de señal de estimulación en una sonda, por ejemplo, la sonda 142, para provocar una despolarización en una ubicación sobre una pared ventricular. El pulso de estimulación se repite en una frecuencia indicada por el intervalo 333 de latido.
15

El rastro 311 indica la presión sanguínea del paciente durante la estimulación. La línea 312 horizontal proporciona un origen vertical para el rastro 311 de presión sanguínea.
20

El rastro 313 indica la tensión eléctrica medida en la punta de la sonda, por ejemplo, en la punta de la sonda 142. La línea 314 horizontal indica una tensión medida en un electrodo bipolar proximal. El rastro 313 indica que la pared ventricular se despolariza en la estimulación y seguidamente se reestablece gradualmente la polarización después de pocas décimas de segundo.
25

Los rastros 315 son 2 canales de electrograma bipolares locales desde un par distal de cámara ventricular derecha en la punta de la sonda y un par padre más proximal para arriba sobre el árbol del catéter (por ejemplo, sobre el catéter 143 padre desde la sonda 142).
30

Los rastros restantes indican las mediciones de los 12 cables estándar. Los rastros 320a, 320b, 320c, 320d, 320e, 320f, 320g, 320 h, 320i, 320j, 320k, 320l (colectivamente denominados a continuación como rastros 320) representaron las mediciones de tensión en los cables I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, respectivamente, de un ECG de 12 cables estándar.
35

El tiempo del pulso estimulado se indica por la línea vertical t0 330a. También representado como un tiempo t1 330b, poco después del tiempo t0 330a. En el procedimiento ilustrado, el tiempo t1 330b es 0,08 después del tiempo t0 330a. Se puede ver que en el intervalo desde el tiempo t0 hasta el tiempo t1, algunos cables presentan un gran aumento en la tensión (por ejemplo, el cable V1 320g), algunos cables presentan una gran disminución en la tensión (por ejemplo, los cables V2 320 h, V3 320i y V4 320j) y algunos cables expresan poco cambio (por ejemplo, el cable II 320b y el cable aVF 320f).
40

La figura 4 es un gráfico que ilustra mediciones de ejemplo de un VT natural. El eje 402 horizontal indica el tiempo, con marcas de barras grandes separadas por 0,1 segundos y las marcas de barras pequeñas por 0,01 segundos. La figura 4 incluye parcelas de múltiples rastros, cada desplazamiento vertical por una cantidad diferente para evitar confusión, y todos compartiendo el mismo eje 402 de tiempo horizontal. El eje 404 vertical indica el cambio en un fenómeno físico medible, tal como tensión, desde algunos valores fijos. El latido natural del corazón se indica por la frecuencia 433 cardiaca.
45

Los rastros indican las 12 mediciones de cable estándar para la VT natural. Los rastros 420a, 420b, 420c, 420d, 420e, 420f, 420g, 420 h, 420i, 420j, 420k, 420l (colectivamente denominados a continuación como rastros 420) representaron las mediciones de tensión en los cables I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, respectivamente, de un ECG de 12 cables estándar.
50

El tiempo del inicio QRS se indica mediante la línea t0 430a vertical. También representado como un tiempo t1 430b, poco después del tiempo t1 430a. En la realización ilustrada, el tiempo t1 430b es 0,08 después del tiempo t0 430a. Se puede ver que en el intervalo desde el tiempo t0 hasta el tiempo t1, algunos cables presentan un gran aumento en la tensión (por ejemplo, el cable aVL 420e), algunos cables presentan una gran disminución en la tensión (por ejemplo, el cable aVF 420f, V2 420h y V3 420i) y algunos cables expresan poco cambio (por ejemplo, el cable aVR 420d). Estas expresiones difieren en varios cables de aquellas expresadas en la figura 3.
55
60

Ya que los dos ECG de 12 cables no coinciden, el lugar de la asignación de ritmo para los rastros 320 no es la SO de la VT. No existe ningún procedimiento objetivo en la técnica anterior para determinar dónde mover la sonda para obtener una mejor coincidencia con los rastros 420.
65

3.0 Método para determinar la SO de la VT

De acuerdo con las realizaciones de la invención, un lugar de origen de un pulso eléctrico natural dentro de un cuerpo vivo se deriva de las mediciones superficiales del pulso natural y de múltiples mediciones de los pulsos superficiales de los pulsos estimulados en ubicaciones conocidas. Las coordenadas tridimensionales del lugar de origen constituyen tres cantidades desconocidas que derivar. Por lo tanto, se anticipa que al menos tres ecuaciones que implican tres posiciones conocidas son útiles en la realización de la derivación. Con ecuaciones adicionales que implican posiciones conocidas adicionales, puede reducirse la incertidumbre en la posición derivada. Tales soluciones simplifican la minimización de diferencias de cuadrados, llamados técnicas de cuadrados mínimos. En un procedimiento ilustrado, los datos ECG de 12 cables digitalizados de la VT inducida y aquellos creados por asignación de ritmo en una serie de lugares endocárdicos distintos tales como el vértice ventricular izquierdo, la base inferior, la base superior, el tabique medio y la pared lateral del ventrículo se recopilan.

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra a un alto nivel un método 500 para determinar el origen de la VT. Aunque las etapas de la figura 5 se ilustran en un orden particular para propósitos de ilustración, en otros procedimientos, una o más etapas pueden llevarse a cabo en un orden diferente o superponerse en el tiempo, en series o en paralelo, o una o más etapas pueden omitirse o añadirse, o cambiarse en alguna combinación de medios. En otros procedimientos, un lugar diferente relacionado con un pulso eléctrico diferente dentro de un cuerpo vivo se determina por un método similar.

En la etapa 502, se reciben los datos que indican una asignación electroanatómica en 3D de un órgano de interés, tal como un ventrículo. Se puede usar cualquier método para recibir estos datos. Por ejemplo, en diversos procedimientos, los datos se incluyen como un valor predeterminado en las instrucciones del software, se reciben como entrada manual desde un administrador de red sobre un nodo local o remoto, se obtienen de un archivo local o base de datos, o se envían desde un nodo diferente sobre la red, tanto en respuesta a una petición como sin solicitar, o los datos se reciben usando algunas combinaciones de estos métodos.

Por ejemplo, durante la etapa 502, un electrofisiólogo intervencionista ejecuta múltiples retoques de una pared ventricular con la sonda 142, colocada en virtud de los sensores 146 colocados de sonda. Estos datos se alimentan en un paquete de software comercialmente disponible, tal como CARTO™ o NAVX™. Un modelo de corazón estándar se combina con estos datos para determinar la forma y los valores polarización del ventrículo 192 particular del paciente 190 particular. El resultado es un mapa electroanatómico 3D del ventrículo de interés. En algunos procedimientos, se usa un modelo anatómico diferente para un tipo diferente de pulso eléctrico natural. En algunos procedimientos, se omite la etapa 502.

En la etapa 510 se reciben los datos que indican las mediciones eléctricas superficiales del pulso eléctrico natural. Por ejemplo, las mediciones de 12 cables asociadas con la VT natural se reciben, tal como los rastros 420 representados en la figura 4.

En la etapa 512 se forma un vector natural desde las mediciones eléctricas superficiales del pulso eléctrico natural en un intervalo de tiempo particular. Por ejemplo, un vector de VT se forma a partir de los rastros 420 en el intervalo de tiempo desde t0 430a hasta t1 430b. El tamaño del intervalo de tiempo se selecciona para dar una buena indicación de la dirección de propagación del pulso de interés. Por ejemplo, en el caso de un vector de VT, el intervalo de tiempo empieza en el inicio del intervalo QRS, es un corto periodo comparado con el latido del corazón, pero suficientemente largo para caracterizar la dirección (positiva o negativa) y la proximidad del pulso (como se indica por la magnitud del cambio de tensión medida). Se asume para propósitos de ilustración que la duración del intervalo de tiempo es 0,08 segundos. En otros procedimientos, se seleccionan otras duraciones de intervalo de tiempo.

En el procedimiento ilustrado, un vector de 12 elementos se produce basándose en los rastros 420 y el intervalo de tiempo t0 430a a t1 430b. El primer elemento del vector se basa en la dirección y la magnitud del cambio de tensión durante el intervalo seleccionado del rastro 420a del cable l usando un valor numérico firmado. Del mismo modo, los segundos elementos duodécimos del vector se basan en la dirección y la magnitud del cambio de tensión durante el intervalo seleccionado de los rastros 420b a 420l, respectivamente. Para propósitos de ilustración se asume que el vector de VT es un vector de 12 elementos representado por los doce valores (0, -2, -2, 0, 1, -1, -1, -2, -2, -2, -1, -1), basándose en los cambios en los intervalos de 0,08 segundos seleccionados que empiezan en el inicio del QRS.

Este vector captura la propagación de un pulso superficial que se basa en la propagación del pulso natural dentro del cuerpo vivo. En algunos procedimientos, el vector de 12 elementos se reduce a un vector de 3 elementos en el sistema de coordenadas del paciente (derecha a izquierda, superior a inferior, anterior a posterior).

En algunos procedimientos que implican pulsos periódicos, tales como en un corazón que late, cada elemento de vector se basa en el promedio de varios intervalos de tiempo que duran todos la misma base de múltiples pulsos periódicos. Por lo tanto, cada una de las doce válvulas en los vectores de VT ilustrados representan el cambio promedio sobre 0,08 segundos después del inicio QRS para varios latidos del corazón. Promediar sirve para aumentar la señal de la relación de ruido y producir vectores que son más estables en tiempo.

En algunos procedimientos, el cambio se determina mediante el gradiente temporal firmado sobre el intervalo seleccionado (por ejemplo, en milivoltios por milisegundo). En algunos procedimientos, más que una estadística del cambio durante el intervalo seleccionado se caracteriza, tal como tanto el gradiente firmado y la curvatura firmada del cambio en el intervalo seleccionado. En este caso, el vector tiene dos veces tantos elementos, por ejemplo, 24 en lugar de 12. Conforme las estadísticas adicionales del cambio se caracterizan, el número de elementos en el vector aumenta.

En algunos procedimientos, no se utilizan todos los rastros de cable. Por ejemplo, en algunos procedimientos los cables I, II y III se excluyen y el vector incluye solo 9 elementos, uno para cada electrodo.

La figura 6 es un diagrama 600 de bloques que ilustran asignaciones de ejemplo de vectores producidos de mediciones de cable en posiciones en un ventrículo, de acuerdo con un procedimiento descrito. El diagrama 600 incluye una elipse que representa un espacio 620 de 12 cables dimensionales en una segunda elipse que representa un espacio 610 de ventrículo en 3 dimensiones. El origen 611 del espacio de la pared ventricular en 3D se representa por el centro del diamante dentro del espacio 610 en 3D. Las ubicaciones en el ventrículo se representan por puntos en esta elipse, tal como el punto 612a, el punto 612b, el punto 612c, el punto 612d, el punto 612e, el punto 650 de la SO de la VT inferida, entre otros, colectivamente mencionados en adelante como los puntos 612 de espacio ventricular. El origen 621 del espacio de cables de 12 dimensiones se representa por el centro del diamante en el espacio 620 en 3D. Las mediciones de cable particular se representan por puntos en esta elipse, tal como el punto 622a, el punto 622b, el punto 622c, el punto 622d, el punto 622e, y el punto 624 vectorial del cable de la VT, entre otros, colectivamente referenciados en adelante como los puntos 622 de espacio ventricular. Cada dimensión en el espacio del cable corresponde a un cable diferente de los 12 cables ECG estándar.

Un punto en cada espacio puede representarse también mediante una flecha que empieza en el origen y termina en el punto. Por ejemplo, el punto 612b puede representarse mediante la flecha 613 desde el origen 611 para el punto 612b. El punto 622b pueden representarse mediante flechas desde el origen 621 hasta el punto 622b.

Se asume para propósitos de ilustración que el vector de VT (0, -2, -2, 0, 1, -1, -1, -2, -2, -2, -1, -1), formado durante la etapa 512, se representa mediante el punto 624 vectorial del cable de la VT.

En la etapa 520, los datos recibidos que indican la siguiente posición de una sonda de estimulación y el tiempo de la estimulación. Por ejemplo, durante la etapa 520 la ubicación se recibe de la punta de la sonda 142 en el ventrículo 192 como se expresa en las coordenadas del modelo electroanatómico 3D recibido en la etapa 502. Se asume además que esta posición corresponde al punto 612a en el espacio 610 de la pared ventricular en 3D.

En la etapa 522, se reciben los datos que indican las mediciones eléctricas superficiales de la estimulación. Por ejemplo, durante la etapa 522, un electrofisiólogo intervencionista mueve la sonda 142 a la posición representada en el ventrículo 192 del corazón y despolariza la pared ventricular. Las mediciones de los 12 cables asociados con la asignación de ritmo se reciben, tal como rastros 320 representados en la figura 3.

En la etapa 530 se forma un vector estimulado a partir de las mediciones eléctricas superficiales de la estimulación en un intervalo de tiempo particular. Los elementos vectoriales se forman de la misma manera en la que se forman los elementos del vector de pulso natural, de los mismos sensores eléctricos superficiales en las mismas ubicaciones. El tamaño del intervalo de tiempo se selecciona para coincidir aquellos usados para formar el vector de pulso natural. Por ejemplo, un vector de ritmo se forma desde los 12 rastros 320 en el intervalo de tiempo t_0 330a a t_1 330b. Se asume para propósitos de ilustración que la duración del intervalo de tiempo es 0,08 segundos. En otros procedimientos, se seleccionan otras duraciones de intervalo de tiempo.

En el procedimiento ilustrado, un vector de 12 elementos se produce basándose en los rastros 320 y el intervalo de tiempo t_0 330a a t_1 330b. Para propósitos de ilustración se asume que el vector de VT es un vector de 12 elementos representado por los doce valores (-1, 0, 0, 1, -1, 0, 2, -2, -2, -1, -1), basándose en los cambios en el intervalo de 0,08 segundos seleccionados comenzando en el pico de tensión de estimulación.

Este vector captura la propagación de un pulso superficial que se basa en la propagación del pulso estimulado dentro del cuerpo vivo. En algunos procedimientos, el vector de 12 elementos se reduce a un vector de 3 elementos en el sistema de coordenadas del paciente (derecha a izquierda, superior a inferior, anterior a posterior).

En algunos procedimientos que implican pulsos periódicos, tales como en un corazón que late, cada elemento de vector se basa en el promedio de varios intervalos de tiempo que duran todos la misma base de múltiples pulsos periódicos. Por lo tanto, cada una de las doce válvulas en el vector representa el cambio promedio sobre 0,08 segundos después del pico de estimulación durante varios latidos de corazón estimulado. En algunos procedimientos, más o menos elementos vectoriales se determinan para coincidir los elementos vectoriales en el vector de pulso natural.

65

En la etapa 540, se determina si otra estimulación de ritmo debe llevarse a cabo. Si es así, el control pasa de nuevo a la etapa 520 para recibir los datos que indican que el tiempo y la ubicación de las siguientes señales de estimulación. Para propósitos de ilustración, se asume que las etapas 520 a 540 se repiten lo suficientemente para tener suficiente información para deducir la posición 3D del lugar de origen.

5 Para propósitos de ilustración, se asume que las etapas 520 a 540 se repiten cinco veces. Como resultado de la repetición de estas etapas cinco veces, se obtienen cinco vectores de 12 dimensiones, representados por los puntos 622a, el punto 622b, el punto 622c, el punto 622d, el punto 622e en la figura 6. Asociado con cada uno hay una posición 3D sobre una pared del ventrículo de interés, donde se estimularon los pulsos de despolarización, representados por el punto 612a, el punto 612b, el punto 612c, el punto 612d y el punto 612e, respectivamente.

15 En la etapa 550 un lugar de origen se determina basándose en el vector natural y los múltiples vectores estimulados con ubicaciones asociadas. Se puede usar cualquier método. Por ejemplo, la SO 650 de la VT inferida se determina basándose en los puntos asociados (puntos 622a asociados con el punto 612a; el punto 622b asociado con el punto 612b; el punto 622c asociado con el punto 612c; el punto 622d asociado con el punto 612d; el punto 622e asociado con el punto 612e) y el vector 624 de cable del cable de VT.

20 En algunos procedimientos, un solo vector de transformación se determina que convierte mejor cada vector estimulado en la posición diferente correspondiente dentro del cuerpo. Se puede usar cualquier método para determinar la transformación. En algunos procedimientos, un modelo de propagación eléctrica para producir un modelo de valores eléctricos superficiales vinculados a un lugar de origen y los parámetros que describen las propiedades eléctricas de los tejidos de intervención. En algunos procedimientos, una ecuación paramétrica de un polinomio particular o arbitrario u otra forma se usa para relacionar los vectores de 12 dimensiones en los vectores 3D. Los parámetros del modelo de propagación o forma arbitraria se encajan en las observaciones de las cantidades eléctricas superficiales, por ejemplo, que usan al menos una aproximación de cuadrados mínimos.

30 Cuando la transformación vectorial opera sobre cualquier vector 12D usado en su derivación, la salida es un vector 3D que está cerca del punto 3D asociado. Así, cuando la transformación vectorial opera sobre un punto 622b genera una salida de una coordenada 3D cerca de 612b, como se representa por la flecha 640a. La misma transformación vectorial opera sobre el vector 624 del cable de VT para producir un punto 650 de la SO de la VT inferida, como se representa por la flecha 640b.

35 En algunos procedimientos, una combinación lineal de vectores estimulados diferentes se determina para producir el vector natural. Por ejemplo, una combinación lineal de vectores representados por los puntos 622a, 622b, 622c, 622d, 622e, se determina que producen el vector 624 del cable de VT. Se usa la misma combinación lineal para deducir el punto 650 de la SO de la VT inferida desde las posiciones 3D representadas por los puntos 612a, 612b, 612c, 612d, 612e. En esencia, los vectores 622a a 622e forman un conjunto de base vectorial para describir cualquier punto arbitrario en el espacio 620 12D, mientras que los vectores 612a a 612e correspondientes forman un conjunto de base para describir cualquier punto en el espacio 610 3D.

40 En algunos procedimientos, el punto 650 de la SO de la VT se toma como la SO de la VT final y los pasos de control en la etapa 560. En algunos procedimientos, el punto 650 de la SO de la VT inferido se usa como la siguiente ubicación de estimulación y el paso de control de vuelta en la etapa 520.

45 En algunos procedimientos, un vector tridimensional (3D) se deriva a partir del ECG del cable 12 de la VT, así como a partir de cualquier ECG de los 12 cables de asignación de ritmo. Una comparación cuantitativa entre el vector 3D derivado a partir de la VT y aquellos vectores derivados a de las asignaciones de ritmo se usan para guiar el movimiento del catéter hasta la SO de la VT. En algunos procedimientos, los análisis vectoriales se usan para determinar un ángulo entre el vector derivado de la asignación de ritmo y el vector derivado de la VT.

50 En algunos procedimientos, los análisis emparejados de cada uno de los vectores derivados de la asignación de ritmo con el vector derivado de la VT proporcionan múltiples ángulos de corrección, dando como resultado una dirección final para un vector que se cruza con la cuadrícula superficial de la asignación electroanatómica creada previamente. Por ejemplo, un ángulo formado entre la flecha 623 y la flecha 640a es la transformación vectorial. En algunos procedimientos, un ángulo formado entre la flecha 623 y la flecha 613 es la transformación vectorial. El mismo ángulo se aplica a un vector de origen 621 al punto 624 vectorial del cable de la VT para producir el vector derivado (transformación 640b). El vector derivado (transformación 640b) se cruza con la asignación electroanatómica en 3D en un mínimo de uno y un máximo de dos puntos, incluyendo el punto 650. En el caso de dos puntos de intersección, uno de los puntos se rechaza basándose en los datos derivados de los análisis emparejados concurrentes. El resultado es la identificación de un único punto (por ejemplo, el punto 650 de la SO de la VT inferida) que representa la SO de la VT predicha. En algunos procedimientos, la sonda se dirige al siguiente lugar de ritmo mediante un análisis vectorial en línea y la SO de la VT se infiere con las interacciones posteriores, cuando se han adquirido los datos suficientes.

65 Como se mencionó anteriormente, en algunos procedimientos, la validación mediante asignación de ritmo en ese punto específico y su cercanía inmediata confirma este punto como la SO de la VT. Usando este método, uno puede

centrarse rápidamente en un lugar específico en lugar de llevar a cabo una asignación de ritmo extensiva de mucho consumo de tiempo a través del ventrículo en la búsqueda de la SO de la VT.

5 En algunos procedimientos, el método de los cuadrados mínimos también se usa para descubrir la distancia mínima entre dos vectores, detectando así la coincidencia vectorial del vector derivado de la VT y los vectores derivados de la asignación de ritmo. Esto se usa como una técnica complementaria tanto como una etapa inicial para alinear el vector derivado de la VT con uno de entre los vectores derivados de la asignación vectorial para guiar el análisis vectorial posterior como después de la terminación del análisis vectorial para calificar adicionalmente la SO de la VT predicha, donde uno se trata con un área mucho más circunscrita, para una localización de la SO de la VT más
10 precisa.

Si se determina, en la etapa 540, que otra estimulación de ritmo no debe llevarse a cabo, el control pasa a la etapa 560. En la etapa 560, el tratamiento se administra basándose en el lugar de origen. Por ejemplo, la SO de la VT se quita por ablación eléctrica, química u otra fuente de energía para formar una lesión que inhibe la despolarización en la ubicación de esta lesión.
15

4. Resumen del hardware

20 La figura 7 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema 700 informático en el que una realización de la invención puede implementarse. El sistema 700 informático incluye un mecanismo de comunicación tal como un bus 710 para pasar la información entre otros componentes internos y externos del sistema 700 informático. La información se presenta como señales físicas de un fenómeno medible, normalmente tensiones eléctricas, pero que incluyen, en otras configuraciones, tales fenómenos como interacciones magnéticas, electromagnéticas, de presión, químicas, atómicas moleculares y cuánticas. Por ejemplo, los campos magnéticos de norte y sur, o una tensión eléctrica cero y no cero, representan dos estados (0, 1) de un dígito binario (bit). Una secuencia de dígitos binarios constituye datos digitales que se usan para representar un número o código para un carácter. Un bus 710 incluye muchos conductores paralelos de información para que la información se transfiera rápidamente entre los dispositivos acoplados al bus 710. Uno o más procesadores 702 para procesar la información se acoplan con el bus 710. Un procesador 702 lleva a cabo un conjunto de operaciones sobre la información. El conjunto de operaciones incluye traer información en forma de bus 710 y colocar la información sobre el bus 710. El conjunto de operaciones también incluye normalmente comparar dos o más unidades de información, cambiar de posiciones de unidades de información, y combinar dos o más unidades de información, tal como por adición o multiplicación. Una secuencia de operaciones que se deben ejecutar por el procesador 702 constituye instrucciones informáticas.
25
30

35 Un sistema 700 informático incluye una memoria 704 acoplada al bus 710. La memoria 704, tal como una memoria de acceso aleatorio (RAM) u otro dispositivo de almacenamiento dinámico, almacena la información incluyendo instrucciones informáticas. La memoria dinámica permite que la información almacenada en ella se cambie por el sistema 700 informático. La RAM permite que una unidad de información almacenada en una ubicación llamada dirección de memoria se almacene y recupere independientemente información en las direcciones vecinas. La memoria 704 también se usa por el procesador 702 para almacenar valores temporales durante la ejecución de las instrucciones informáticas. El sistema 700 informático también incluye una memoria de solo lectura (ROM) 706 u otro dispositivo de almacenamiento acoplado al bus 710 para almacenar información estática, incluyendo instrucciones, que no se cambia por el sistema 700 informático. También acoplado al bus 710 está un dispositivo 708 de almacenamiento no volátil (persistente), tal como un disco magnético o disco óptico, para almacenar información, incluyendo instrucciones, que persiste incluso cuando el sistema 700 informático se apaga o se pierde la energía de otra manera.
40
45

La información, incluyendo instrucciones, se proporciona en el bus 710 para su uso mediante el procesador de un dispositivo 712 de entrada externo, tal como un teclado que contiene teclas alfanuméricas operadas por un usuario humano, o un sensor. Un sensor detecta las condiciones en sus cercanías y transforma esas detecciones en señales compatibles con las señales usadas para representar información en el sistema 700 informático. Otros dispositivos externos se acoplan al bus 710, usados principalmente para la interacción con humanos, incluyen un dispositivo 714 de visualización, tal como un tubo de rayos catódicos (CRT) o una pantalla de cristal líquido (LCD), para presentar las imágenes, y un dispositivo 716 de señalización, tal como un ratón o un trackball o cursor de dirección, para controlar una posición de una imagen de cursor pequeña presentada en la pantalla 714 y que emite comandos asociados con elementos gráficos presentados sobre la pantalla 714.
50
55

En la realización ilustrada, el hardware de propósitos especiales, tal como una aplicación de circuito integrado (IC) 720 específico, se acopla al bus 710. El hardware de propósitos especiales se configura para llevar a cabo operaciones no llevadas a cabo por el procesador 702 lo suficientemente rápido para propósitos especiales. Los ejemplos de aplicación de IC específicos incluyen tarjetas de aceleradores gráficos para generar imágenes para la pantalla 714, tarjetas criptográficas para encriptar y desencriptar mensajes enviados sobre una red, reconocimiento de voz, e interfaces en dispositivos externos especiales, tal como brazos robóticos y equipos de análisis médicos que llevan a cabo de manera repetida algunas secuencias complejas de operaciones que se implementan más eficazmente en el hardware.
60
65

El sistema 700 informático también incluye una o más instancias de una interfaz 770 de comunicaciones acoplada al bus 710. La interfaz 770 de comunicaciones proporciona una comunicación en dos modos que se acopla a varios dispositivos externos que operan con sus propios procesadores, tal como impresoras, escáneres o discos externos. En general, el acoplamiento es con un enlace 778 de red que se conecta a una red 780 local en la que varios dispositivos externos con sus propios procesadores se conecta. Por ejemplo, la interfaz 770 de comunicación puede ser un puerto en paralelo o un puerto en serie o un puerto bus en serie universal (USB) en un ordenador personal. En algunas configuraciones, la interfaz 770 de comunicaciones es una tarjeta en red digital de servicios integrados (ISDN) o una tarjeta en línea de abonado en línea digital (DSL) o un módem telefónico que proporciona una conexión de comunicación de información en un tipo correspondiente de línea telefónica. En algunas configuraciones, una interfaz 770 de comunicación es un módem por cable que convierte las señales sobre el bus 710 en señales para una conexión de comunicación sobre un cable coaxial o en señales ópticas para una conexión de comunicación sobre un cable de fibra óptica. Como otro ejemplo, la interfaz 770 de comunicaciones puede ser una tarjeta de red de área local (LAN) para proporcionar una conexión de comunicación de datos en una LAN compatible, tal como Ethernet. Los enlaces inalámbricos también pueden implementarse. Las ondas portadoras, tal como ondas acústicas y ondas electromagnéticas, que incluyen ondas radio, ópticas e infrarrojas, viajan a través del espacio sin alambres o cables. Las señales incluyen variaciones realizadas por el hombre en amplitud, frecuencia, fase, polarización u otras propiedades físicas de ondas portadoras. Para los vínculos inalámbricos, la interfaz 770 de comunicaciones envía y recibe señales eléctricas, acústicas o electromagnéticas, incluyendo señales infrarrojas y ópticas, que llevan corrientes de información, tal como datos digitales.

El término medio legible por ordenador se usa en el presente documento para referirse a cualquier medio que participa en la provisión de información al procesador 702, incluyendo instrucciones para la ejecución. Tal medio puede tomar muchas formas, incluyendo, pero que no se limitan a, medios no volátiles, medios volátiles y medios de transmisión. Los medios no volátiles incluyen, por ejemplo, discos ópticos o magnéticos, tal como el dispositivo 708 de almacenamiento. Los medios volátiles incluyen, por ejemplo, memoria 704 dinámica. El medio de transmisión incluye, por ejemplo, cables coaxiales, alambres de cobre, cables de fibra óptica, y ondas que viajan a través del espacio sin alambres o cables, tal como ondas acústicas y ondas electromagnéticas, incluyendo ondas de radio, ópticas e infrarrojas.

Las formas comunes de medios legibles por ordenador incluyen, por ejemplo, un disquete, un disco flexible, un disco duro, una cinta magnética, o cualquier otro medio magnético, un disco compacto ROM (CD-ROM), un disco de vídeo digital (DVD) o cualquier otro medio óptico, tarjetas perforadas, cinta de papel, o cualquier otro medio físico con patrones de agujeros, una RAM, una ROM programable (PROM), un PROM borrable (EPROM), una EPROM de tipo FLASH, o cualquier otro chip o cartucho de memoria, una onda portadora, o cualquier otro medio que un ordenador pueda leer.

El enlace 778 de red normalmente proporciona una comunicación de información a través de una o más redes en otros dispositivos que usan o procesan la información. Por ejemplo, el enlace 778 de red puede proporcionar una conexión a través de la red 780 local hasta un ordenador 782 anfitrión o al equipo 784 que se opera por un Proveedor de Servicio de Internet (ISP). El equipo 784 ISP a su vez proporciona servicios de comunicación de datos a través de la red de comunicaciones de conmutación de paquetes públicos en el mundo entero de las redes que ahora se denominan comúnmente como Internet 790. Un ordenador llamado un servidor 792 conectado a Internet proporciona un servicio en respuesta a la información recibida por Internet. Por ejemplo, el servidor 792 proporciona información que representa datos de vídeo para la presentación en una pantalla 714.

La invención se refiere al uso de un sistema 700 informático para implementar las técnicas descritas en el presente documento. De acuerdo con una realización de la invención, aquellas técnicas se llevan a cabo por un sistema 700 informático en respuesta al procesador 702 que ejecuta una o más secuencias de una o más instrucciones contenidas en la memoria 704. Tales instrucciones, también llamadas software o código de programa, pueden leerse en una memoria 704 desde otro medio legible por ordenador, tal como el dispositivo 708 de almacenamiento. La ejecución de secuencias de instrucciones contenidas en la memoria 704 provoca que el procesador 702 lleve a cabo las etapas del método descritas en el presente documento. En las realizaciones alternativas, el hardware, tal como el circuito 720 integrado de aplicación específica, puede usarse en lugar de o en combinación con el software para implementar la invención. Por lo tanto, las realizaciones de la invención no se limitan a ninguna combinación específica de hardware o software.

Las señales transmitidas a través del enlace 778 de red y otras redes a través de la interfaz 770 de comunicaciones, portan la información a y desde un sistema 700 informático. El sistema 700 informático puede enviar y recibir información, incluyendo un código de programa, a través de las redes 780, 790 entre otras, a través del enlace 778 de red y la interfaz 770 de comunicaciones. En un ejemplo que usa Internet 790, un servidor 792 transmite un código de programa para una aplicación particular, solicitada por un mensaje enviado desde el ordenador 700, a través de Internet 790, equipo 784 ISP, la red 780 local y la interfaz 770 de comunicaciones. El código recibido puede ejecutarse por el procesador 702 conforme se recibe, o puede almacenarse en el dispositivo 708 de almacenamiento y otro almacenamiento no volátil para su posterior ejecución, o ambos. De esta manera, el sistema 700 informático puede obtener el código de programa de aplicación en forma de una señal sobre una onda portadora.

Diversas formas de un medio legible por ordenador pueden estar implicadas en portar una o más secuencias de instrucciones o datos o ambos en el procesador 702 para la ejecución. Por ejemplo, las instrucciones y los datos pueden portarse inicialmente sobre un disco magnético de un ordenador remoto tal como un anfitrión 782. El ordenador remoto carga las instrucciones y los datos en su memoria dinámica y envía las instrucciones y los datos a través de una línea telefónica usando un módem. Un modem local en el sistema 700 informático recibe las instrucciones y los datos sobre una línea telefónica y usa un transmisor infrarrojo para convertir las instrucciones y los datos en una señal sobre una onda portadora infrarroja que sirve como el enlace 778 de red. Un detector infrarrojo que sirve como interfaz 770 de comunicaciones recibe las instrucciones y los datos transportados en la señal infrarroja y coloca la información que representa las instrucciones y los datos en el bus 710. El bus 710 porta la información en la memoria 704 desde la que el procesador 702 recupera y ejecuta las instrucciones usando algunos datos enviados con las instrucciones. Las instrucciones y los datos recibidos en la memoria 704 pueden opcionalmente almacenarse en el dispositivo 708 de almacenamiento, tanto antes como después de la ejecución por el procesador 702.

15 5.0 Extensiones y modificaciones

En la memoria descriptiva anterior, la invención se ha descrito con referencia a realizaciones específicas de la misma. Se hará, sin embargo, evidente que las diversas modificaciones y cambios pueden realizarse en la misma sin alejarse del ámbito de la invención. La memoria descriptiva y los dibujos son, por consiguiente, contemplados en un sentido ilustrativo más que en un sentido restrictivo.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para determinar un lugar de origen de un pulso eléctrico natural en un cuerpo vivo que comprende:

5 una pluralidad de sensores eléctricos (122) para posicionar en una pluralidad correspondiente de ubicaciones sobre una superficie de un cuerpo vivo;
y un sistema informático configurado para:

10 determinar un primer vector de cambios temporales en datos eléctricos medidos en la pluralidad de sensores eléctricos (122) colocados en la pluralidad correspondiente de ubicaciones sobre una superficie de un cuerpo vivo debido a un pulso eléctrico natural, en donde cada vector comprende una pluralidad de elementos basados en una pluralidad de estadísticas de los cambios temporales en cada sensor eléctrico;
determinar un vector diferente de cambios temporales en datos eléctricos medidos en la pluralidad de sensores eléctricos (122) colocados en la pluralidad correspondiente de ubicaciones sobre la superficie del
15 cuerpo vivo debido a cada señal estimulada de una pluralidad de señales estimuladas dentro del cuerpo vivo, en donde cada vector comprende una pluralidad de elementos basados en una pluralidad de estadísticas de cambios temporales en cada sensor eléctrico;
recibir datos de posición estimulados que indican una posición correspondiente diferente dentro del cuerpo vivo donde se originan cada una de la pluralidad de señales estimuladas; y determinar el lugar de origen del pulso eléctrico natural basándose en el primer vector y una pluralidad de vectores diferentes y los datos de posición estimulados, donde determinar el lugar de origen del pulso eléctrico natural comprende además
20 determinar una transformación de vector único que convierte mejor cada vector diferente en la posición correspondiente diferente dentro del cuerpo o determinar una combinación lineal de los diferentes vectores para producir el primer vector.

25 2. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, en el que el pulso eléctrico natural es una arritmia de taquicardia ventricular.

30 3. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, en el que los datos eléctricos medidos en la pluralidad de sensores eléctricos (122) colocados en la pluralidad de ubicaciones correspondientes sobre una superficie del cuerpo vivo (190) comprenden los datos de los cables electrocardiográficos (ECG) para una pluralidad de cables ECG colocados en tres o más de doce posiciones ECG estándar.

35 4. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, en el que: el sistema informático está configurado para determinar el primer vector de cambios temporales determinando un cambio en la tensión en cada cable de al menos tres cables de un sistema ECG (120) durante un primer intervalo de tiempo después de la aparición de una despolarización eléctrica de los ventrículos del corazón conocidos como una parte QRS de un latido del corazón; y determinar el vector diferente de gradientes temporales determinando un cambio en la tensión en cada cable de los al menos tres cables del sistema ECG (120) durante el primer intervalo de tiempo después de la estimulación por un
40 catéter colocado dentro de un ventrículo del corazón de interés.

5. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, que está configurado además para recibir datos que indican un mapa electroanatómico tridimensional de un ventrículo de interés antes de determinar el lugar de origen del pulso natural.

45 6. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, en el que el sistema informático está configurado para determinar el lugar de origen del pulso eléctrico natural mediante la aplicación de la combinación lineal a las posiciones correspondientes para determinar el lugar de origen.

50 7. Un sistema como el citado en la reivindicación 1, en el que la pluralidad de estadísticas de los cambios temporales comprende un gradiente firmado de cambios temporales y una curvatura firmada de cambios temporales.

55 8. Un medio legible por ordenador que porta una o más secuencias de instrucciones para determinar el lugar de origen de un pulso eléctrico natural dentro de un cuerpo vivo, en donde la ejecución de las una o más secuencias de instrucciones por uno o más procesadores provoca que el sistema de la reivindicación 1 lleve a cabo las etapas de:

60 determinar un primer vector de cambios temporales en datos eléctricos medidos en una pluralidad de sensores eléctricos (122) colocados en una pluralidad correspondiente de ubicaciones sobre una superficie de un cuerpo vivo (190) debido a un pulso eléctrico natural, en donde cada vector comprende una pluralidad de elementos que incluyen una pluralidad de estadísticas de los cambios temporales en cada sensor eléctrico;
determinar un vector diferente de cambios temporales m de datos eléctricos medidos en la pluralidad sensores eléctricos (122) colocados en la pluralidad correspondiente de ubicaciones sobre la superficie del cuerpo vivo (190) debido a cada señal estimulada de una pluralidad de señales estimuladas dentro del cuerpo vivo, en donde
65 cada vector comprende una pluralidad de elementos que incluyen una pluralidad de estadísticas de los cambios temporales en cada sensor eléctrico;

- recibir datos de posición estimulados que indican una posición correspondiente diferente dentro del cuerpo vivo (190) donde se originan cada una de la pluralidad de señales estimuladas;
- 5 y determinar el lugar de origen del pulso eléctrico natural basándose en el primer vector y la pluralidad de vectores diferentes y los datos de posición estimulada, en donde determinar el lugar de origen del pulso eléctrico natural comprende además determinar una transformación de vector único que convierte mejor cada vector diferente en la posición correspondiente diferente dentro del cuerpo o determinar una combinación lineal de los diferentes vectores para producir el primer vector.

FIG. 1

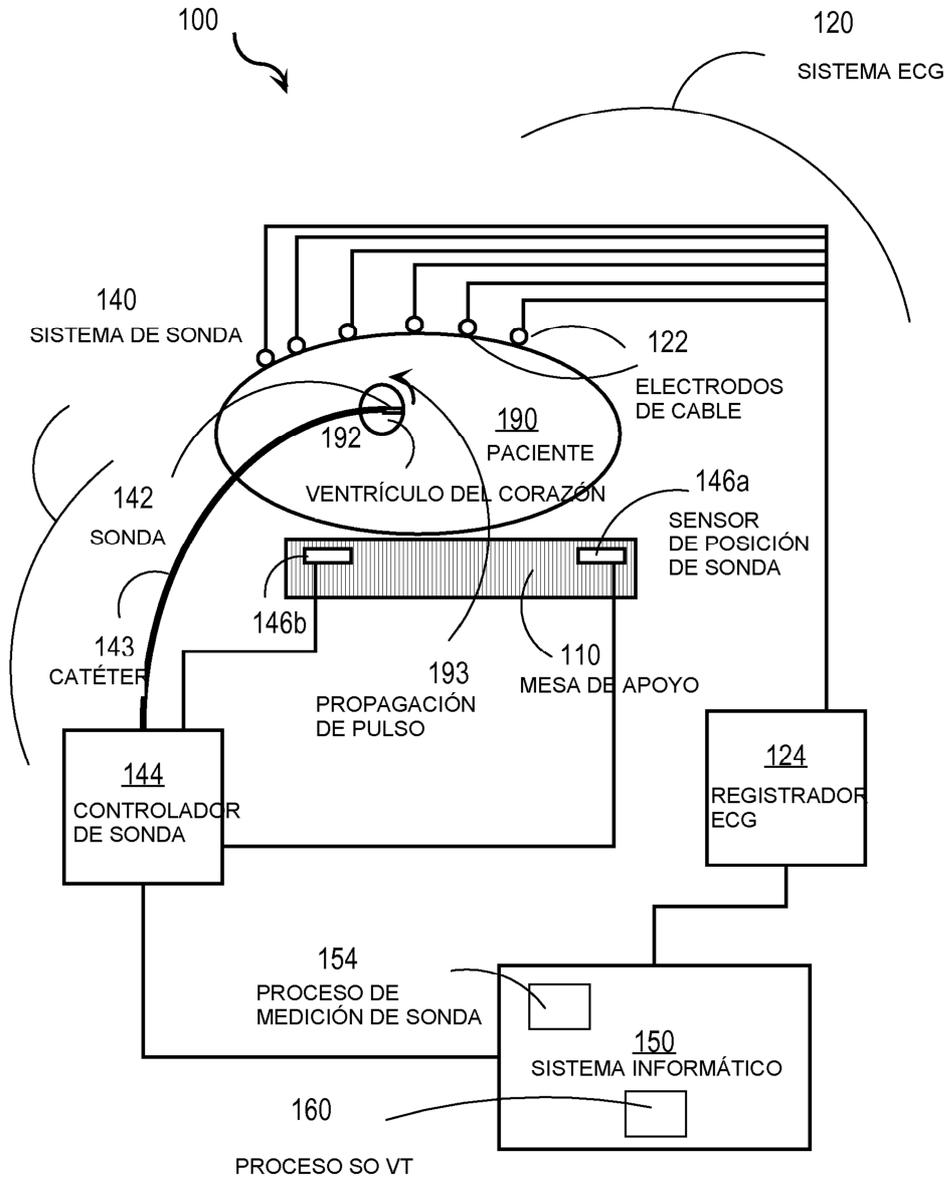


FIG. 2

200 COLOCACIÓN DE CABLE ELECTROCARDIOGRÁFICO (ECG)

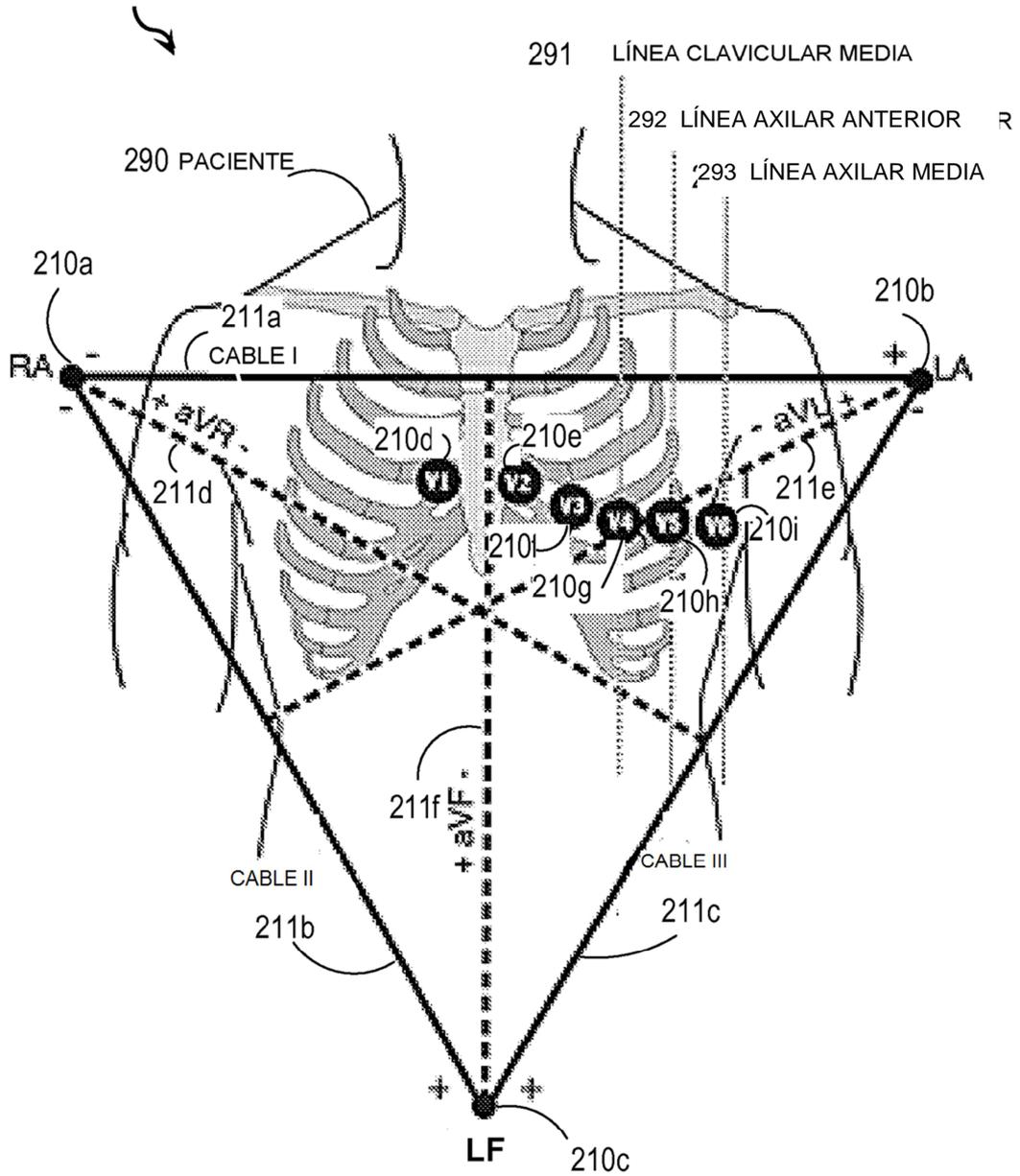
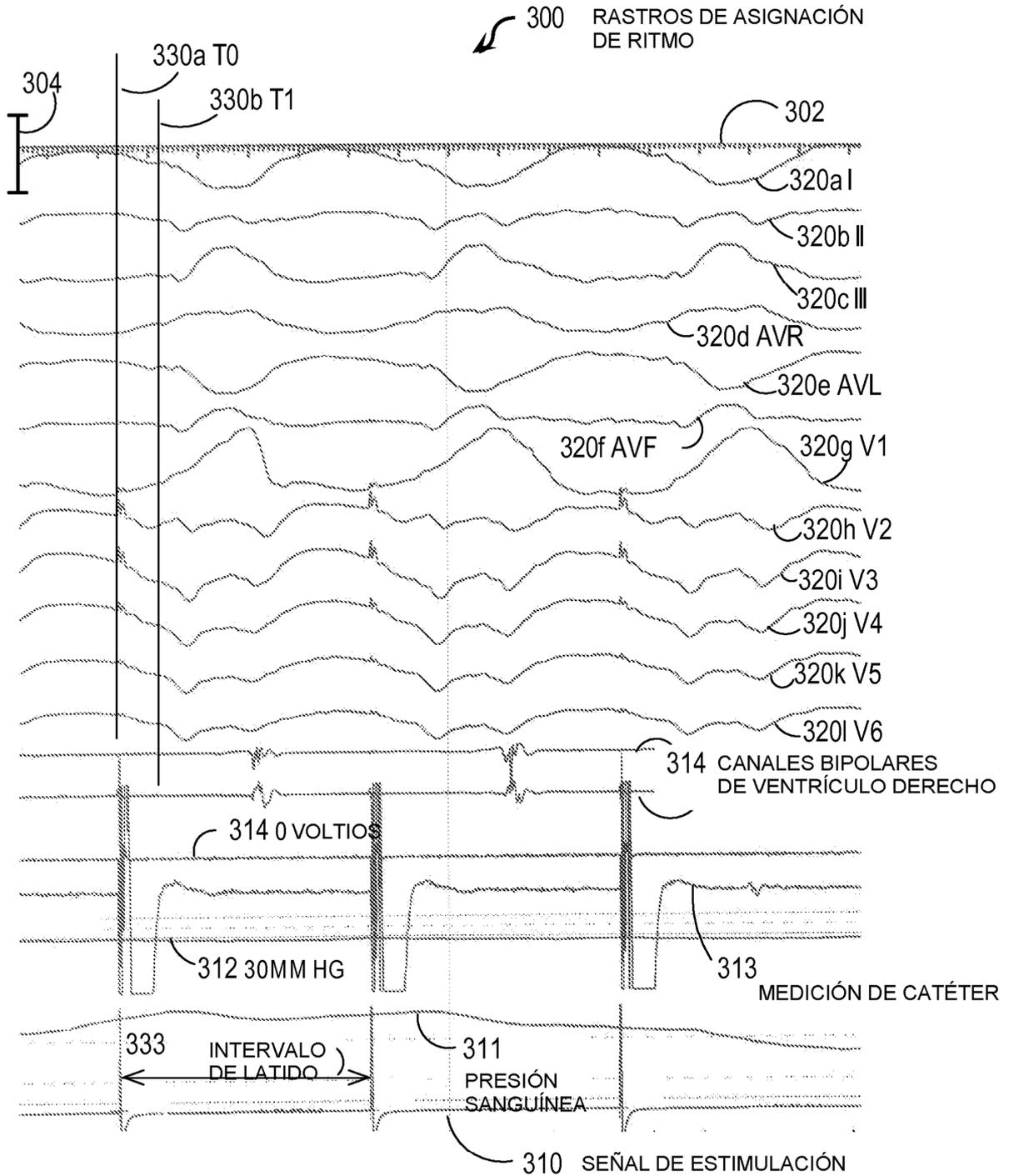
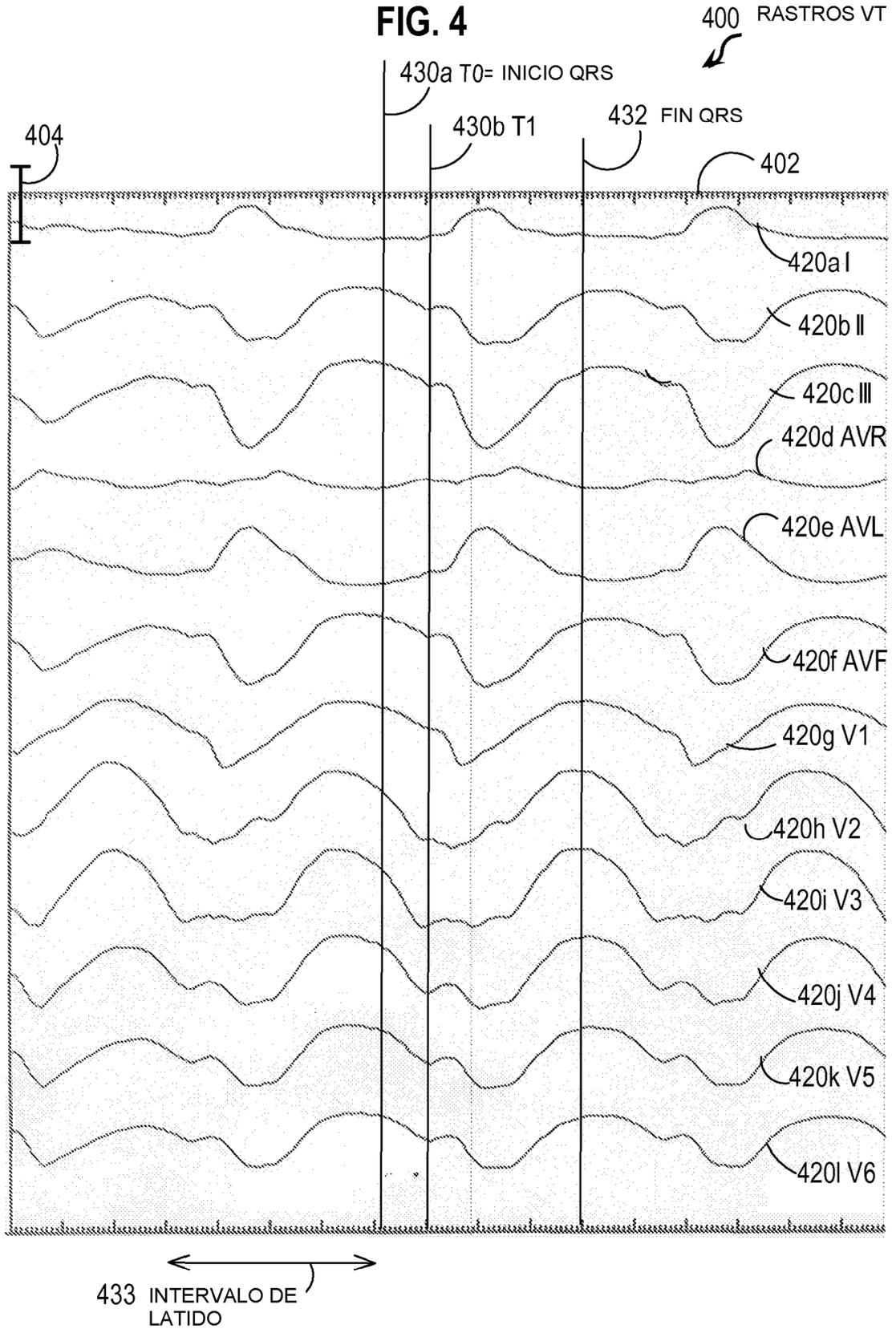


FIG. 3





500

FIG. 5

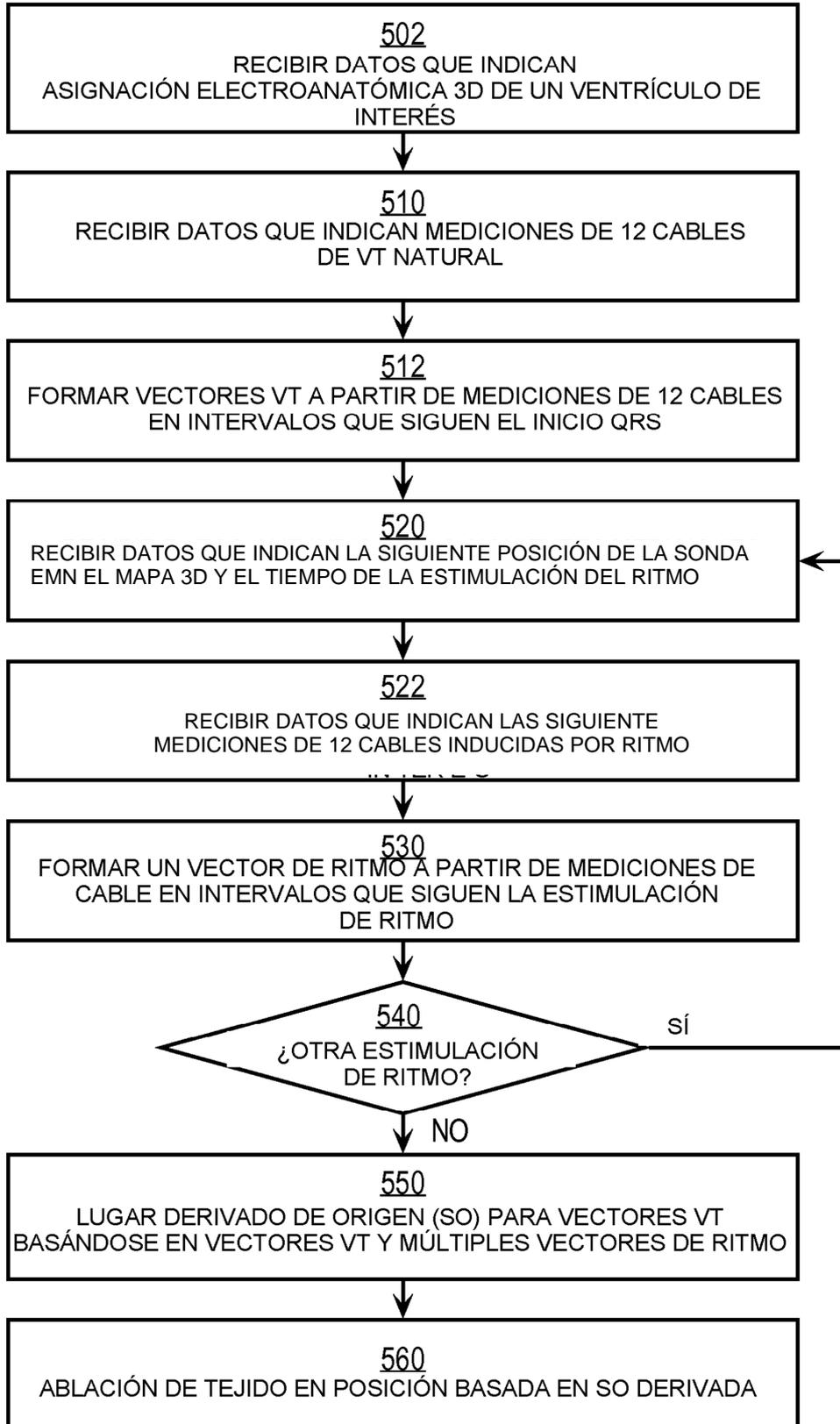


FIG. 6

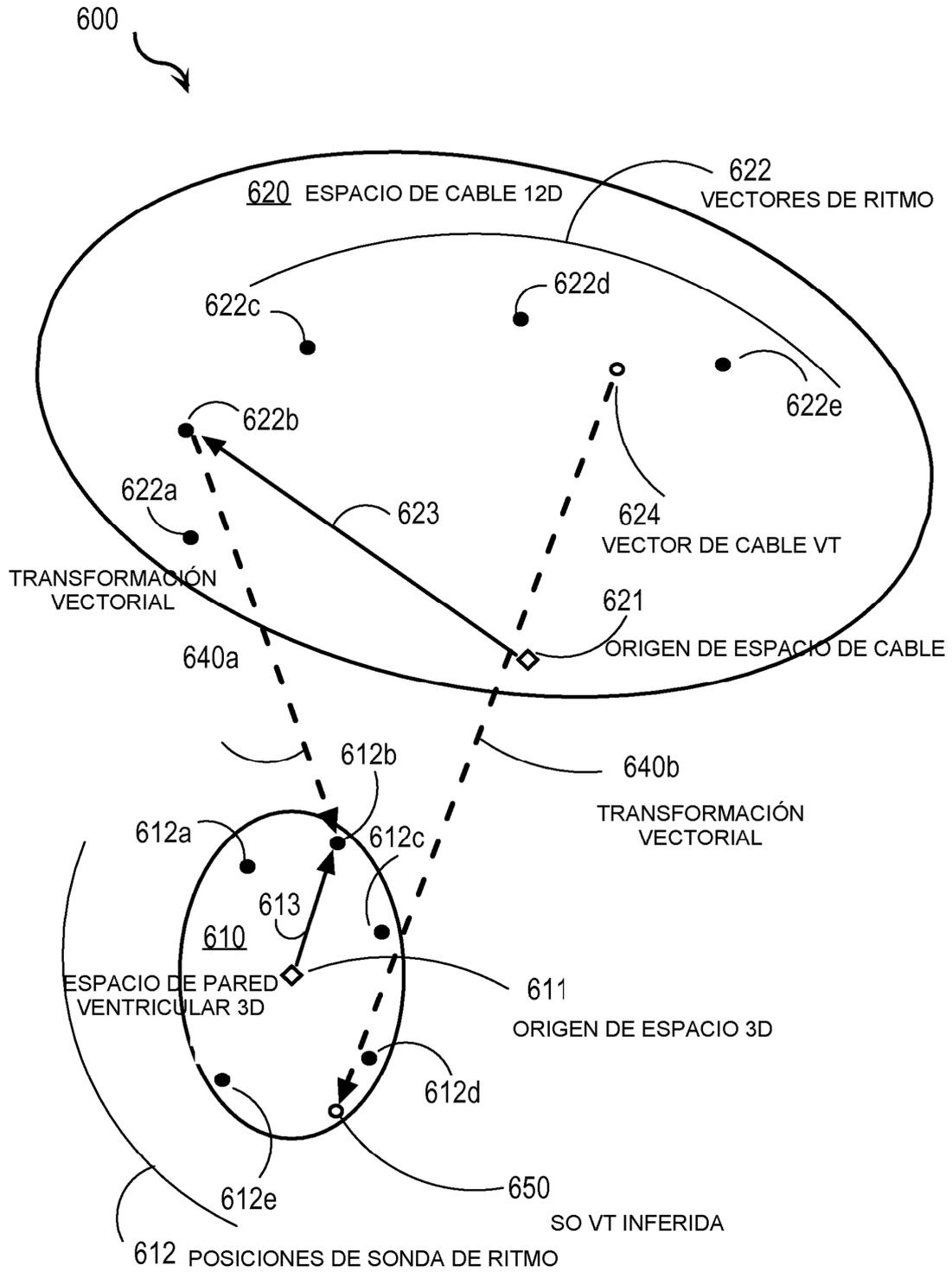


FIG. 7

