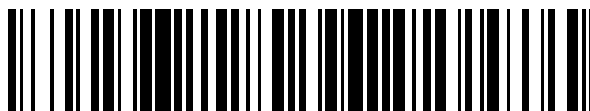


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 747 505**

51 Int. Cl.:

A61B 5/042 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/046 (2006.01)

A61B 5/0456 (2006.01)

A61B 5/0472 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.01.2017** **E 17151629 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.07.2019** **EP 3192443**

54 Título: **Identificación de fuentes focales durante fibrilación auricular**

30 Prioridad:

14.01.2016 US 201662278676 P
12.01.2017 US 201715404228

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.03.2020

73 Titular/es:

BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL) LTD. (100.0%)
4 Hatnufa Street
2066717 Yokneam, IL

72 Inventor/es:

URMAN, ROY;
BAR-TAL, MEIR;
ZRIHEM, YANIV BEN;
ZEIDAN, ZIYAD;
HAYAM, GAL;
GOLDBERG, STANISLAV;
VERMA, ATUL;
AMOS, YARIV AVRAHAM y
HOUBEN, RICHARD P.M.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 747 505 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

Identificación de fuentes focales durante fibrilación auricular

5 CAMPO DE INVENCION

La presente invención se refiere al campo del diagnóstico y tratamiento médico, particularmente en lo que respecta a la fibrilación auricular. En particular, la presente invención se refiere a sistemas para determinar regiones de interés que deben extirparse para el tratamiento de la arritmia cardíaca, como la fibrilación auricular, y, más particularmente, a sistemas para determinar regiones de fibrilación auricular de interés que se deben extirpar usando mapas que representan la actividad eléctrica detectada del corazón y mapas que representan manifestaciones espacio-temporales de las condiciones indicativas de la actividad eléctrica del corazón.

15 ANTECEDENTES

La arritmia cardíaca incluye diferentes tipos de ritmos cardíacos anormales o irregulares como, por ejemplo, fibrilación auricular (FA), que se caracteriza por latidos rápidos e irregulares. En condiciones cardíacas normales, un latido cardíaco es producido por pulsos eléctricos (es decir, señales) que se originan en las cámaras superiores (es decir, aurículas) del corazón y pasan a través de las aurículas a través del nodo auriculoventricular (AV) a un par de cámaras inferiores (es decir, ventrículos) del corazón. A medida que las señales pasan a través de las aurículas, las aurículas se contraen y bombean sangre desde las aurículas hacia los ventrículos. A medida que las señales pasan a través del nodo AV hacia los ventrículos, se hace que los ventrículos se contraigan, bombeando sangre desde el corazón al cuerpo. Sin embargo, durante las condiciones de FA, las señales en las aurículas se vuelven caóticas y hacen que el corazón lata de manera irregular.

La FA puede afectar negativamente a la calidad física, psicológica y emocional de la vida de una persona. La FA puede aumentar progresivamente en gravedad y frecuencia y, si no se trata, puede llevar a fatiga crónica, insuficiencia cardíaca congestiva, o apoplejía. Un tipo de tratamiento para la FA incluye medicamentos recetados, como medicamentos para el control del ritmo y medicamentos usados para controlar el riesgo incrementado de apoplejía. Estos medicamentos deben tomarse diariamente e indefinidamente. Otro tipo de tratamiento de la FA incluye la cardioversión, que intenta restablecer un ritmo cardíaco normal proporcionando descargas eléctricas al corazón a través de electrodos colocados en el pecho. En algunos tipos persistentes de FA, la cardioversión es ineficaz o no se puede intentar.

Los enfoques recientes para tratar la FA incluyen procedimientos de ablación mínimamente invasivos (por ejemplo, ablación con catéter) en los que se extirpa el tejido cardíaco para terminar selectivamente con las vías eléctricas y bloquear impulsos eléctricos defectuosos que puedan provocar trastornos del ritmo cardíaco.

La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos 2015/0216435 A1 divulga el almacenamiento de datos de referencia que representan por lo menos una característica eléctrica local o global para por lo menos una parte de una región de interés (ROI) de la estructura anatómica de un paciente. Los datos de referencia se determinan en base a los datos de medición eléctrica obtenidos durante por lo menos un primer intervalo de medición. El método también incluye almacenar en la memoria otros datos que representan por lo menos una característica eléctrica local o global para la por lo menos una parte de la ROI en base a los datos de medición eléctrica obtenidos durante por lo menos un intervalo de medición posterior. El método también incluye evaluar los datos de referencia en relación a los otros datos para determinar un cambio en por lo menos una característica eléctrica local o global. El método también incluye generar una salida en base a la evaluación para proporcionar una indicación del progreso o éxito asociado con la aplicación del tratamiento.

La US 2015/0216435 A1 también divulga una calculadora de activación continua porcentual para calcular un porcentaje de activación continua para cada uno de la pluralidad de sitios dentro de la zona dada. El porcentaje de activación continua puede calcularse calculando el tiempo de activación en base a la actividad eléctrica medida, de tal manera que la activación correspondiente a la derivada de la señal medida, los picos de señal en el electrograma bipolar (determinado mediante análisis de frecuencia o amplitud de pico como ejemplos) (por ejemplo, dv/dt). El porcentaje del intervalo de tiempo de medición durante el que se produce la activación (por ejemplo, zonas de activación), puede almacenarse como el porcentaje de activación continua.

La US 2015/0216435 A1 también divulga un analizador global que está programado para identificar una o más características globales, como una indicación de sincronía o mecanismos de arritmia, para una región o zona que contiene una o más señales de interés. El analizador global calcula las características globales basándose en datos eléctricos no invasivos. En un ejemplo, el analizador global incluye un analizador de sincronía, un analizador de rotor, una calculadora de fase, un analizador focal, un analizador de ráfaga y un identificador de zona. El analizador focal está configurado para identificar uno o más puntos focales en base a los datos de fase calculados para los nodos en la envoltura cardíaca.

Houben, Richard PM, et al. publicaron un estudio para caracterizar la morfología de los electrogramas de fibrilación en pacientes para proporcionar información sobre el sustrato electropatológico subyacente de la fibrilación auricular (FA). "El predominio de la onda S de los electrogramas epicárdicos durante la fibrilación auricular en humanos: evidencia indirecta del papel de la capa subepicárdica delgada". Heart Rhythm 1.6 (2004): 639-647. Además, Allesie, Maurits A., et al. "Sustrato electropatológico de fibrilación auricular persistente de larga duración en pacientes con disociación longitudinal de enfermedad cardíaca estructural". Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology 3.6 (2010): 606-615, describe el mapeo epicárdico de la aurícula derecha, la pared lateral izquierda y la aurícula izquierda posterior durante la cirugía cardíaca, en 24 pacientes con FA persistente de larga duración.

También, de Groot, Natasja MS, et al. "Sustrato electropatológico de la fibrilación auricular persistente de larga duración en pacientes con avance epicárdico de enfermedad cardíaca estructural". Circulation 122.17 (2010): 1674-1682, describe el mapeo de alta densidad de las aurículas derecha e izquierda durante la cirugía cardíaca en 24 pacientes con FA persistente de larga duración y enfermedad cardíaca estructural. Aunque se ha estudiado el problema, los métodos actuales de detección y tratamiento no son suficientes para proporcionar regiones apropiadas de interés para la ablación.

SUMARIO

Un sistema para identificar fuentes focales comprende una pluralidad de sensores, cada uno configurado para detectar una de una pluralidad de señales de electrocardiograma (ECG) a lo largo del tiempo, cada una teniendo una localización en un corazón e indicando la actividad eléctrica del corazón, cada señal comprendiendo por lo menos una onda R y una onda S; un dispositivo de procesamiento que comprende uno o más procesadores configurados para: crear un mapa R-S que comprende una proporción R-a-S para cada una de la pluralidad de señales de ECG, la proporción R-a-S comprendiendo una proporción de magnitud absoluta de la onda R a magnitud absoluta de la onda S; identificar, para cada una de la pluralidad de señales de ECG, uno o más tiempos de activación local (LAT); y correlacionar las proporciones R-a-S para una o más de la pluralidad de señales de ECG en el mapa R-S y los LAT identificados y usar la correlación para identificar las fuentes focales.

También se presenta un producto de programa informático para identificar fuentes focales.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Puede obtenerse una comprensión más detallada a partir de la siguiente descripción, dada a modo de ejemplo junto con los dibujos acompañantes en los que:

La FIG. 1 es un diagrama de bloques que ilustra una clasificación ejemplar de FA usada con realizaciones divulgadas en la presente;

La FIG. 2 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema ejemplar usado para determinar las ROI de la FA para la ablación para su uso con realizaciones divulgadas en la presente; y

Las FIGS. 3A y 3B son partes de un diagrama de flujo que ilustran un método ejemplar para determinar una ROI de FA para ablación de acuerdo con una realización.

La FIG. 4 muestra señales hipotéticas de electrocardiograma intracardíaco (ECG) adquiridas de un sujeto durante un episodio de FA.

La FIG. 5 es una ilustración esquemática de datos hipotéticos adquiridos de un sujeto durante un episodio de FA, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La FIG. 6 es una ilustración esquemática de señales hipotéticas de ECG adquiridas de un sujeto durante un episodio de FA.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Los métodos y sistemas convencionales utilizados para la ablación con catéter incluyen típicamente la inserción del catéter a través de una incisión en la piel y el guiado hasta el corazón. Antes de realizar la ablación, las señales del electrocardiograma intracardíaco (IC ECG) del corazón se adquieren a través de electrodos colocados en diferentes áreas del corazón. Las señales se monitorizan y se usan para proporcionar información para determinar si una o más áreas del corazón están provocando el ritmo cardíaco irregular. Sin embargo, los métodos y sistemas convencionales usados para determinar estas áreas a ser extirpadas requieren mucho tiempo (por ejemplo, varias horas) y dependen de personal médico con experiencia y conocimientos específicos (que generalmente requieren muchas horas de capacitación).

Las realizaciones divulgadas en la presente emplean sistemas y aparatos para determinar potenciales regiones de interés (ROI) a las que dirigir la ablación. Se utilizan varias técnicas de mapeo para proporcionar mapas de las condiciones electrofísicas del sustrato de FA y mapas que representan una manifestación espacio-temporal del proceso de FA para proporcionar una determinación eficiente y precisa de las posibles ROI de ablación. Las técnicas de mapeo utilizan varios parámetros (por ejemplo, ciclo, precocidad, complejo R-S, velocidad de conducción

(CV), bloqueo y fraccionamiento) de señales de IC ECG adquiridas y tiempos de activación local (LAT) detectados para identificar evidencia potencial de impulsores y perpetuadores del sustrato de FA. La identificación de la evidencia potencial de impulsores y perpetuadores se usa para proporcionar mapeo (por ejemplo, mapas de impulsores y mapas de perpetuadores) del sustrato de FA. Las técnicas de mapeo también incluyen la utilización de los varios parámetros de las señales de IC ECG adquiridas y los tiempos de activación local detectados para proporcionar mapeo (por ejemplo, mapas de activación/onda, mapas CV, mapas de fraccionamiento, mapas de voltaje y mapas de bloqueo) que representa potencialmente la manifestación espacio-temporal del proceso de FA. El mapeo de la manifestación espacio-temporal del proceso de FA puede usarse además de, o como alternativa, al mapeo del sustrato de FA para identificar posibles ROI de ablación. Las técnicas de mapeo se usan para reducir potencialmente el tiempo de entrenamiento del análisis de mapas de FA, aumentar las tasas de éxito resultantes de la ablación y facilitar la interpretación eficiente de los mapas de FA. Con propósitos de simplificación, las realizaciones descritas en la presente se refieren a sistemas y métodos usados para el tratamiento de la FA. Sin embargo, se observa que las realizaciones pueden usarse para el tratamiento de cualquier tipo de arritmia cardíaca incluyendo diferentes tipos de ritmos cardíacos anormales o irregulares.

La FIG. 1 es un diagrama de bloques que ilustra una clasificación ejemplar de FA usada con las realizaciones divulgadas en la presente. La clasificación ejemplar en la FIG. 1 distingue entre FA crítica y no crítica, así como entre impulsores y perpetuadores de FA y sus patrones espacio-temporales relativos.

Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 1, un ritmo cardíaco irregular caracterizado como FA 102 se clasifica como crítico 104 o no crítico 106. Los ejemplos de FA 106 no crítico incluyen episodios de ritmo cardíaco irregular paroxístico (es decir, intermitente) en los que el latido cardíaco a menudo se normaliza tan rápido como en el plazo de unos segundos o después de unas pocas horas, y episodios de ritmo cardíaco irregular persistentes en los que se puede restaurar un corazón normal mediante terapia médica del ritmo o un procedimiento (por ejemplo, cardioversión). Los ejemplos de FA crítica 104 incluyen episodios de ritmo cardíaco irregular persistentes de larga duración que continúan durante períodos de tiempo más largos (por ejemplo, más de un año) en los que el corazón está en un estado constante de FA y la condición se considera permanente.

La FA crítica puede clasificarse de acuerdo con las características (por ejemplo, áreas de activación) que se pueden derivar de las señales de IC ECG. Las áreas de activación pueden identificarse como potenciales factores contribuyentes a la FA. Como se muestra en la FIG. 1, la FA crítica se clasifica de acuerdo con diferentes áreas de activación, incluido un impulsor potencial de FA (en lo sucesivo "impulsor") o una fuente potencial de FA (en lo sucesivo "fuente") 108 y un perpetuador potencial 110 de FA (en adelante "perpetuador"). Un impulsor 108 es un área de activación (por ejemplo, en las aurículas) donde se originan los pulsos eléctricos para estimular al corazón para que se contraiga y que pueden contribuir potencialmente a la FA, por ejemplo, produciendo conducción fibrilatoria a otras áreas de las aurículas. Un perpetuador 110 es un área de activación sostenida (por ejemplo, proceso/sustrato electrofisiológico) que también puede potencialmente contribuir a la FA.

Los impulsores 108 y los perpetuadores 110 pueden estar representados (por ejemplo, mapeados) de acuerdo con su manifestación espacio-temporal. Como se muestra en la FIG. 1, los impulsores 108 y los perpetuadores 110 se clasifican por tipos de manifestaciones espacio-temporales ejemplares, que incluyen fuentes focales (focos) 112 y fuentes de activación rotacional localizada (LRA) o fuentes de patrones de activación rotacional (RAP) 114. Una fuente focal es un tipo de impulsor que se origina en un área pequeña de las aurículas que se extiende centrífugamente desde un único punto. Una fuente RAP 114 es una región irregular del corazón donde los pulsos eléctricos rotan por lo menos 360 grados alrededor de un área central.

La FIG. 1 también muestra diferentes tipos de perpetuadores 110, incluyendo un tipo que muestra un retraso de conducción organizado 116 y otro que muestra un retraso de conducción desorganizado 118. Otro tipo de perpetuador 110 mostrado en la FIG. 1 incluye aleteo auricular (AFL) 120, caracterizado por un retraso de conducción organizado 116, así como una activación irregular localizada (LIA) 122, espacios lineales 124 y pivotes 126 (es decir, pulsos eléctricos que rotan menos de 360 grados alrededor de un área central), caracterizados por retraso de conducción desorganizado 118. Además, la fuente RAP 114 se muestra tanto como un impulsor 108 y un perpetuador 110. Los impulsores 108 y los perpetuadores 110, por ejemplo, se mapean por separado para facilitar la identificación de los tipos de impulsores y/o los tipos de perpetuadores y proporcionan una determinación eficiente y precisa de las potenciales ROI de ablación.

El mapeo y la identificación de los impulsores 108 y los perpetuadores 110 también se pueden basar en uno o más factores adicionales que pueden contribuir potencialmente a la FA o parámetros que pueden caracterizar potencialmente el sustrato de la FA (es decir, el proceso de la FA en sí) y/o la manifestación del proceso de FA. Por ejemplo, los parámetros de FA o los factores de FA usados para identificar potenciales fuentes focales 108 incluyen la propagación de activación omnidireccional de la activación desde un punto, la precocidad (por ejemplo, la fuente focal que comienza después de un espacio excitable), desencadenantes como focos de disparo rápido (por ejemplo, longitud de ciclo corto y frecuencia alta dominante) y avances (por ejemplo, venas pulmonares (PV), pared libre y transmural, endocárdico, y epicárdico) y circuito de micro reentrada que se manifiesta como fuente focal y circuitos de reentrada de radio corto que se manifiestan como un impulsor 108 dependiendo de la estructura anisotrópica

específica del obstáculo central.

Los parámetros de FA o los factores de FA usados para mapear e identificar las fuentes de RAP 114 incluyen, por ejemplo, ciclos repetitivos, rotores que pueden manifestarse como una fuente de impulsores 108, anisotropía estructural o funcional (por ejemplo, localizada o distribuida) y circuitos de reentrada de radio corto que pueden manifestarse como un impulsor 108 o un perpetuador 110, dependiendo de la estructura anisotrópica específica del obstáculo central.

Los parámetros de FA o los factores de FA usados para mapear e identificar perpetuadores 110 incluyen, por ejemplo, longitud de la trayectoria de extensión (aumentado), líneas de bloqueo anatómicas (patológicas), fibrosis, líneas de bloqueo funcionales estables (por ejemplo, áreas de refractariedad prolongada), criticidad (por ejemplo, trayectoria más corta alrededor de la línea de bloqueo > longitud de la trayectoria) y factores de conducción fibrilatorios (por ejemplo, ondas disociadas, factores de circuito de reentrada).

La FIG. 2 es un diagrama de bloques que ilustra un sistema 200 ejemplar usado para determinar las ROI de FA para la ablación para su uso con realizaciones divulgadas en la presente. Como se muestra en la FIG. 2, el sistema 200 incluye un catéter 202, un dispositivo de procesamiento 204 y un dispositivo de visualización 206. El catéter 202 incluye una matriz de sensores de catéter (por ejemplo, electrodos) configurado cada uno para detectar la actividad eléctrica (señales eléctricas) de un área del corazón a lo largo del tiempo. Cuando se realiza un IC ECG, cada electrodo detecta la actividad eléctrica de un área del corazón en contacto con el electrodo. El sistema 200 también incluye sensores extra-cardíacos 210 (por ejemplo, electrodos en la piel de un paciente) configurados para detectar la actividad eléctrica del corazón mediante la detección de cambios eléctricos en la piel debido al patrón electrofisiológico del corazón.

Las señales de IC ECG detectadas y las señales extra-cardíacas detectadas se procesan (por ejemplo, se registran a lo largo del tiempo, se filtran, fraccionan, mapean, combinan, interpolan, etc.) mediante el dispositivo de procesamiento 204 y se muestran en el dispositivo de visualización 206.

Las realizaciones pueden incluir cualquier número de sensores 210 usados para detectar señales de ECG, incluyendo sensores usados para detectar señales de IC ECG y señales de ECG extra-cardíacas. Con propósitos de simplificación, los sistemas y métodos descritos en la presente se refieren a la detección y uso de señales de IC ECG. Sin embargo, se observa que las realizaciones pueden utilizar señales de IC ECG o señales de ECG extra-cardíacas o una combinación de ambas señales de IC ECG y señales de ECG extra-cardíacas.

El dispositivo de procesamiento 204 puede incluir uno o más procesadores, cada uno configurado para procesar las señales de ECG. Cada procesador del dispositivo de procesamiento 204 puede configurarse para registrar señales de ECG a lo largo del tiempo, filtrar señales de ECG, fraccionar señales de ECG en componentes de señales (por ejemplo, pendientes, ondas, complejos), asignar señales de ECG, combinar información de señales de ECG, mapear e interpolar información de mapeo etc.

El dispositivo de visualización 206 puede incluir una o más pantallas configuradas cada una para mostrar señales de ECG, información de señales de ECG, mapas del proceso de FA y mapas que representan una manifestación espacio-temporal del proceso de FA.

Los sensores de catéter 208 y los sensores extra-cardíacos 210 pueden estar en comunicación por cable o inalámbrica con el dispositivo de procesamiento 204. El dispositivo de visualización 206 también puede estar en comunicación por cable o inalámbrica con el dispositivo de procesamiento 204.

Las FIGS. 3A y 3B son partes de un diagrama de flujo que ilustran un método ejemplar 300 para determinar una ROI de ablación potencial. El método 300 emplea una taxonomía de mapeo que incluye, desde su núcleo hacia afuera, una capa de IC ECG, una capa de preprocesamiento, una capa de detección LAT, una capa de segmentación de mapa, una capa de interpolación de mapa y una capa de interpretación de mapa.

La FIG. 3A ilustra una parte del método ejemplar 300. Como se muestra en el bloque 302 de la FIG. 3A, el método 300 incluye, como parte de la capa de IC ECG, adquirir una señal de IC ECG que representa la actividad eléctrica de un área del corazón. La señal de IC ECG adquirida en el bloque 302 se adquiere, por ejemplo, de uno de una serie de electrodos en contacto con diferentes áreas del corazón. Después de la adquisición del IC ECG (302), el método 300 incluye, como parte de la capa de preprocesamiento, el preprocesamiento de la señal de ECG adquirida, como se muestra en el bloque 302 de la FIG. 3A. El preprocesamiento puede incluir la ejecución de uno o más algoritmos, como por ejemplo, la cancelación de señales de campo lejano ventriculares, corrección de línea de referencia y reducción del ruido. La detección de campo lejano ventricular puede incluir, por ejemplo, un método de promedio espacial (SAM), un método de promedio temporal (TAM), un método de identificación del sistema (SIM) y análisis de componentes principales (PCA).

Para cada señal de IC ECG adquirida en el bloque 302, se detectan uno o más LAT de la señal de IC ECG

preprocesada correspondiente en el bloque 304. La calidad del LAT (mostrada como LATQ en FIG. 3A) de cada señal se determina en el bloque 306 como parte de una capa de detección de LAT ejemplar. La complejidad de FA (mostrada como CPLX en la FIG. 3A) de la señal se determina en el bloque 308.

Como se muestra en el punto de decisión 310, el método 300 incluye determinar si se debe reposicionar el catéter en base a la calidad de LAT de la señal y la complejidad de FA. Una característica típica de los IC ECG de alta calidad es la pequeña fluctuación de la línea de referencia (por ejemplo, línea de referencia baja frente a la amplitud RMS de IC ECG, potenciales de campo lejano ventriculares limitados frente a la amplitud RMS de IC ECG). Las características de las señales de IC ECG incluyen complejos auriculares discernibles (por ejemplo, complejos confinados (~50 ms) separados por segmentos isoelectrónicos que repiten pendientes, intervalo de 50-200 ms; mediana de aproximadamente 150 ms) durante la FA. Los complejos de alta calidad característicos suelen tener amplitudes considerables y fuertes pendientes descendentes (frente a pendientes ascendentes) dentro de los complejos. Las características de las señales de IC ECG pueden combinarse en una única característica o parámetro medible (por ejemplo, que tiene un valor medible del 0%-100%) para definir la calidad LAT. La calidad de LAT puede compararse con la complejidad de la FA para determinar si se debe reposicionar el catéter.

En algunas realizaciones, la calidad se define por una capacidad de mapear FA para un nivel de complejidad de FA. Determinar si se debe reposicionar el catéter puede incluir generar un mapa y determinar si el mapa generado se puede usar (por ejemplo, es adecuado) para mapear la FA en base a si un nivel de cobertura de un electrodo de mapeo cumple (por ejemplo, coincide) con un nivel de complejidad de la FA. La capacidad de mapear FA para un nivel de complejidad de FA puede incluir alcanzar un nivel de umbral de mapa (por ejemplo, nivel adecuado, nivel confiable). Se usa un único parámetro (es decir, cobertura de mapeo) para definir un nivel de cobertura del electrodo de mapeo. Los ejemplos de características que se combinan para definir la cobertura de mapeo incluyen: (1) contacto del electrodo de mapeo (por ejemplo, contacto con tejido activo (pared) relacionado con el área cubierta y la precisión de LAT); (2) resolución de los electrodos (por ejemplo, distancias y radios de sensibilidad de electrodos entre electrodos, incluyendo media, mínimo y máximo y distancias); y (3) calidad del IC ECG y anotaciones asociadas proporcionadas por un algoritmo de detección.

La complejidad de FA puede incluir la complejidad de la activación durante la FA que crea disociación de onda (líneas de bloqueo), fusión y curvatura de ondas. Por consiguiente, un mapa puede determinarse como un mapa que puede usarse (por ejemplo, confiable o adecuado) para mapear FA cuando, dado un cierto nivel de complejidad de FA (por ejemplo, medido a lo largo del eje y), la cobertura de mapeo (incluyendo señal y la calidad de anotación medida a lo largo del eje x) es suficiente para mapear la complejidad de FA. De lo contrario, la confiabilidad del mapa puede verse comprometida o ser inadecuada.

Luego pueden analizarse las señales usando los mapas confiables o adecuados para determinar si el catéter debe reposicionarse. Si se determina en el punto de decisión 310 reposicionar el catéter, el catéter (por ejemplo, el catéter 202) se reposiciona en el bloque 312 y se adquiere una nueva señal de IC ECG en el bloque 302. Si se determina en el punto de decisión 310 que el catéter debe reposicionarse, el método 300 continúa hasta el "punto A" 313 (mostrado en la FIG. 3A y la FIG. 3B).

La FIG. 3A ilustra la adquisición de una única señal de IC ECG por propósitos de simplificación. En la práctica, sin embargo, se adquieren múltiples señales para cada uno de la pluralidad de electrodos que contactan con el corazón. Cada señal de IC ECG adquirida en el bloque 202 y uno o más LAT detectados para cada señal en el bloque 204 se reciben en el "punto A" 313.

La Figura 3B ilustra métodos ejemplares que pueden usarse para determinar las ROI de ablación potencial. Como se muestra en la FIG. 3B, cada señal de IC ECG adquirida y el uno o más LAT detectados para cada señal se usan para generar mapas del proceso de FA que incluye las condiciones electrofísicas del sustrato de FA (indicado como Sustrato de FA 314 en la FIG. 3B) y mapas que representan una manifestación espacio-temporal del proceso de FA (indicado como el Proceso de FA 316 en la FIG. 3B) como parte de una capa de segmentación del mapa ejemplar.

Por ejemplo, con respecto al Sustrato de FA 314 mostrado en la FIG. 3B, el uno o más LAT detectados se usan para determinar independientemente uno o más factores o parámetros que pueden contribuir a la FA. El lado izquierdo de FIG. 3B ilustra métodos que caracterizan el sustrato de FA recogiendo información durante una ventana temporal predefinida mientras se evalúa un intervalo medio (por ejemplo, ciclo) basado en una diferencia de LAT posteriores 318, primera activación (precocidad) 324, y aspectos morfológicos del IC ECG incluyendo la proporción RS 320 y el fraccionamiento 322 (por ejemplo, electrogramas fraccionados). Por ejemplo, los LAT detectados se usan para determinar independientemente la información del ciclo (por ejemplo, longitudes del ciclo) en el bloque 318 y la información de precocidad (por ejemplo, los tiempos de activación más tempranos, los impulsores tempranos que comienzan después de un espacio excitable) en el bloque 324. Cada señal de IC ECG se usa también para determinar independientemente la información del complejo R-S (por ejemplo, proporción de onda R a onda S) en el bloque 320 y la información obtenida por fraccionamiento (por ejemplo, información de pendiente, información que indica una incidencia del comportamiento de la fuente presentada como la activación más temprana

de una de una pluralidad de electrodos, como mostrar un porcentaje de que el electrodo asociado se activó antes que los electrodos colindantes) de las señales de IC ECG en el bloque 322 y la información del bloqueo de CV (por ejemplo, información que indica la conducción lenta o bloqueada (es decir, la progresión) de los impulsos eléctricos a través del corazón, como el tiempo de conducción (TC) para que el pulso eléctrico recorra una distancia en el corazón, la longitud de la trayectoria (es decir, la distancia) y el CV del pulso eléctrico) en el bloque 326.

Como se muestra, se genera un mapa de impulsores 328 a partir de la información de ciclo 318, la información de precocidad 324 y la información del complejo R-S 320. Se genera un mapa de perpetuadores 330 a partir de la información del Bloqueo CV 326 y la información de fraccionamiento 322. Como se muestra, la información usada para generar el mapa de impulsores 328 y la información usada para generar el mapa de perpetuadores 330 se combinan (por ejemplo, un único mapa, mapas superpuestos o mapas adyacentes en un área de visualización) para generar un mapa combinado del impulsores/perpetuadores 334. El mapa de impulsores/perpetuadores combinado 334 puede usarse entonces (por ejemplo, interpolado como parte de una capa de interpolación de mapa ejemplar) para determinar una o más ROI de ablación 350.

Con respecto al Proceso de FA 316 mostrado en la FIG. 3B, el uno o más LAT detectados se usan para generar independientemente mapas de activación/onda 336, mapas de CV 338 (por ejemplo, mapas generados a partir de CT, la longitud de la trayectoria y/o el CV del pulso eléctrico) y mapas de bloqueo 344 (por ejemplo, los mapas generados a partir de información que indica un bloqueo en la conducción de la señal).

Los mapas de activación/ondas 326 pueden, por ejemplo, incluir un mapa que representa una incidencia del comportamiento de la fuente que presenta la activación más temprana de uno de una pluralidad de electrodos restringidos por la misma onda, como indicar un porcentaje de ondas de activación detectadas por un electrodo correspondiente activado antes que los electrodos colindantes, aunque restringidos por colindantes activados por la misma onda. Los mapas de activación/ondas 326 pueden, por ejemplo, incluir también un mapa que represente la incidencia de las posiciones de los electrodos asociadas con el inicio de una onda de fibrilación.

Cada señal de IC ECG se usa para generar independientemente mapas de voltaje 342 y mapas de fracción 340. La información usada para generar los mapas 336-344 se combina para proporcionar mapas combinados o video 346. En algunas realizaciones, la información usada para generar los mapas de activación/ondas 336 y los mapas de voltaje 342 se combinan para generar un mapa o video de activación/onda/voltaje combinado y la información usada para generar los mapas de CV 338, los mapas de bloqueo 344 y los mapas de fracción 340 se combinan para generar un mapa o video de CV/bloqueo/fracción combinado. Los mapas combinados/video 346 se analizan (por ejemplo, se interpretan por personal médico como parte de una capa de interpretación de mapas ejemplar) en el bloque 348 para determinar las ROI que se extirpan en el bloque 350. Los mapas combinados/video 346 representan una manifestación espacio-temporal del proceso de FA 316 que puede visualizarse e interpretarse fácilmente, facilitando un proceso eficiente y preciso para la determinación de ROI para la ablación. Las ROI determinadas pueden representarse (por ejemplo, mostrarse), por ejemplo, por color, por contorno 3D en un mapa 4-D, por iconos (por ejemplo, iconos que cambian dinámicamente), etc.

En algunas realizaciones, tanto el mapa de impulsores/perpetuadores combinado 334 como los mapas combinados/video 346 se usan para determinar las ROI para la ablación en el bloque 350. En algunas realizaciones, se usan o el mapa combinado de impulsores/perpetuadores 334 o los mapas combinados/video 346 para determinar la ROI para la ablación en el bloque 350. Por ejemplo, el mapa de impulsores/perpetuadores combinado 334 puede usarse para determinar la ROI para la ablación en el bloque 350 sin usar (por ejemplo, visualizar, analizar) los mapas combinados/video 346.

En algunas realizaciones, el mapa de calidad 332 se usa también en combinación con el mapa de impulsores/perpetuadores combinado 334 y/o los mapas combinados/video 346 para determinar las ROI para la ablación en el bloque 350. El mapa de calidad 332 se usa para determinar la fiabilidad de los mapas generados (por ejemplo, el mapa de impulsores 328, el mapa del perpetuadores 330 y el mapa de impulsores/perpetuadores 334) relacionados con el sustrato de FA 314 y los mapas generados (por ejemplo, los mapas de activación/ondas 336, los mapas de CV 338, los mapas de fracción 340, los mapas de voltaje 342 y los mapas de bloqueo 344) relacionados con los parámetros del proceso de FA 316. Si la calidad del mapa de calidad es baja, los mapas generados serán menos fiables y se debe considerar designar una ROI de ablación (350) con un mayor nivel de atención (por ejemplo, por un médico) en comparación con cuando el mapa de calidad indica señales de alta calidad (IC ECG) como base para los mapas generados.

En algunas realizaciones, determinar las ROI para la ablación en el bloque 350 incluye designar o seleccionar uno o más sitios de ablación para su uso en la determinación de una o más ROI para la ablación. Por ejemplo, los sitios de ablación pueden designarse o seleccionarse a partir de la evidencia de los impulsores y la evidencia de los perpetuadores (por ejemplo, determinados a partir del mapa de impulsores 328, el mapa de perpetuadores 330 o el mapa combinado de impulsores/perpetuadores 334) y las ROI pueden determinarse en base a los sitios designados.

Los mapas y las técnicas de mapeo divulgadas en la presente potencialmente: (i) reducen el tiempo de entrenamiento para análisis de mapas de FA; (ii) reducen el tiempo para determinar las ROI para la ablación; (iii) facilitan la interpretación eficiente de los mapas de FA; y (iv) aumentan las tasas de éxito de la ablación para la ablación dirigida al aislamiento y la extinción de los impulsores, el alargamiento de la trayectoria, la desaceleración de los circuitos de reentrada, la conducción fibrilatoria y los potenciales fraccionados.

Como se ha mencionado anteriormente, la FA puede tratarse mediante la ablación de las fuentes focales de las descargas eléctricas anormales que provocan la fibrilación. Las realizaciones de la presente invención facilitan dicho tratamiento, identificando las fuentes focales. Los métodos para realizar dicha identificación de fuentes focales se ilustran en las Figuras 4-6.

La Fig. 4 muestra una realización de un método para identificar fuentes focales en el que las señales de electrocardiogramas intracardíacos (ECG) hipotéticas 20a, 20b y 20c se adquieren de un sujeto durante un episodio de FA. Este método puede ser referido como un "método basado en RS". Las señales 20a-c pueden adquirirse, por ejemplo, mediante electrodos respectivos en contacto con regiones colindantes de tejido cardíaco del sujeto. En la práctica, muchos (por ejemplo, decenas o cientos) de tales electrodos que adquieren señales pueden distribuirse sobre el tejido para producir un "mapeo" del tejido.

Cada una de las señales en la Fig. 4 comprende una secuencia de complejos R-S 22, cada complejo R-S comprende una onda R, marcada "R" en la figura, seguido de una onda S, marcada "S" en la figura. (Se observa que las señales hipotéticas se muestran esquemáticamente en la Fig. 4 en aras de la ilustración, y no necesariamente incluyen el nivel de detalle que normalmente se observaría en las señales de ECG intracardíacas reales).

Una señal de ECG de una fuente focal de FA muestra ondas S que son mucho más grandes en magnitud que las ondas R de la señal de ECG. A medida que aumenta la distancia desde la fuente focal, las ondas R se hacen más grandes, con respecto a las ondas S. Por consiguiente, las magnitudes de las ondas R y ondas S en los datos hipotéticos mostrados en la Fig. 4 indican que el electrodo que adquirió la señal 20c puede estar localizado en, o muy cerca de, una fuente focal. El electrodo que adquirió la señal 20a (que tiene ondas R y ondas S de magnitud aproximadamente igual) puede ser el siguiente más cercano a la fuente focal, seguido del electrodo que adquirió la señal 20b.

Durante un pequeño número de ciclos de activación (como se muestra en la Fig. 4), las magnitudes de las ondas R y S no proporcionan necesariamente la identificación de una fuente focal. Sin embargo, durante un número mayor de ciclos, una señal que consistentemente, con relativamente pocas excepciones, muestra ondas S suficientemente fuertes es de hecho probable que emane de una fuente focal.

Las realizaciones de la presente invención usan adicionalmente otro método para localizar fuentes focales. De acuerdo con este segundo método, el tiempo de activación local (LAT) para cada uno de los complejos R-S se identifica, por ejemplo, identificando el tiempo en que la derivada del complejo R-S obtiene su valor más negativo, entre la onda R y la onda S. Como, durante cada ciclo de activación, el LAT de una fuente focal, por definición, precede a los LAT de áreas adyacentes de tejido, los LAT pueden usarse para identificar fuentes focales.

Por ejemplo, la Fig. 4 muestra LAT de T1, T2 y T3 para los primeros complejos R-S de las señales 20c, 20a y 20b, respectivamente. Usando, por ejemplo, técnicas de mapeo de ondas en las que las ondas se descomponen, en tres tipos distintos: ondas periféricas (ondas que se introducen en el área de mapeo desde el exterior), ondas de avance epicárdico (ondas que aparecen en la superficie epicárdica dentro del área de mapeo) y ondas de conducción discontinuas (ondas que comienzan en el límite lateral de otra onda de fibrilación con un retraso temporal de 13 a 40 ms), puede establecerse que estos tres complejos R-S - complejo 21a que pertenece a la señal 20a, complejo 21b que pertenece a la señal 20b y complejo 21c que pertenece a la señal 20c - pertenecen al mismo ciclo de activación. Por lo tanto, el orden cronológico de T1, T2 y T3 indica que el electrodo que adquirió la señal 20c puede estar en, o muy cerca de, una fuente focal; el siguiente más cercano es el electrodo que adquirió la señal 20a, seguido del electrodo que adquirió la señal 20b.

Durante un pequeño número de ciclos de activación (como se muestra en la Fig. 4), el orden de los tiempos de activación no proporciona necesariamente identificación de una fuente focal. Sin embargo, durante un número mayor de ciclos, una señal que consistentemente, con relativamente pocas excepciones, muestra el tiempo de activación más temprano con respecto a las regiones colindantes de tejido es probable que emane de una fuente focal.

A pesar de esto último, el método "basado en LAT" puede identificar fuentes focales con un grado razonable de éxito, el método puede fallar en los casos en que una fuente focal particular esté fuera del intervalo del mapeo de electrodos. En tales casos, la región de activación más temprana registrada por los electrodos podría identificarse como una fuente focal, aunque la fuente focal real esté cerca, fuera del intervalo del mapeo de electrodos. Además, existe un riesgo de que el ruido en las señales lleve a una identificación y/u orden incorrectos de los LAT y, por tanto, a una identificación incorrecta de las fuentes focales.

De manera similar, usando solo el método "basado en RS" descrito anteriormente (que también puede ser referido como "análisis morfológico"), existe un riesgo de que una resolución insuficiente en el mapeo de electrodos pueda llevar a que se identifique una región particular como una fuente focal, aunque solo una parte de la región sea la fuente focal real. Además, el no contacto y el ruido en las señales pueden llevar a una medición incorrecta de las magnitudes de las ondas R y S y, por tanto, a la identificación incorrecta de las fuentes focales.

A la luz de lo anterior, como se describe más adelante, los dos métodos se usan en combinación, lo que permite identificar fuentes focales con un mayor grado de confianza. Por ejemplo, si un punto de activación más temprano en particular identificado por el método LAT no muestra una onda S fuerte, puede deducirse que el punto de activación más temprano probablemente no sea una fuente focal. En consecuencia, en algunos casos, los electrodos pueden colocarse sobre regiones adicionales de tejido cerca del punto de activación más temprano, para encontrar la verdadera fuente focal. De manera similar, si una región en particular muestra una onda S fuerte pero no suficientes activaciones tempranas, puede deducirse que la región probablemente no contiene una fuente focal, o alternativamente, la región puede mapearse con mayor resolución.

Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es una ilustración esquemática de datos hipotéticos adquiridos de un sujeto durante un episodio de FA, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

En el lado izquierdo de Fig. 5 hay una representación de un montaje de electrodos de cesta tridimensional 23, que puede usarse para mapear tejido cardíaco de un sujeto, como se ha descrito anteriormente. Tal representación puede mostrarse, por ejemplo, en una pantalla, durante un procedimiento de mapeo. Los electrodos en el montaje 23 están numerados del 1 al 64. (Algunos de estos números no se muestran claramente en la figura).

En base a las señales de ECG registradas por el conjunto 23, pueden construirse mapas (o matrices), como los mostrados en el lado derecho de la Fig. 5, y mostrarse en una pantalla. Por ejemplo, la Fig. 5 muestra un mapa basado en LAT 24 y un mapa basado en RS 26. Cada uno de estos mapas traduce el montaje de electrodos de cesta tridimensional en una matriz bidimensional, donde cada elemento en la matriz corresponde a un electrodo respectivo. Por ejemplo, el electrodo 1 en el montaje se mapea al elemento A1, el electrodo 2 a A2, el electrodo 9 a B1, etc. Tal disposición permite típicamente que se visualicen los datos adquiridos más fácilmente. (En algunas realizaciones, se puede mostrar una matriz unidimensional, alternativamente a una matriz bidimensional).

El mapa 24 basado en LAT representa, mediante marcadores dimensionados de manera diferente, los números respectivos de los ciclos de activación más tempranos registrados por los electrodos durante el período de mapeo. Por ejemplo, un marcador de tamaño "10" podría indicar que durante el período de mapeo, el electrodo correspondiente registró las diez activaciones más tempranas, es decir, diez activaciones que fueron anteriores a las activaciones de todos los electrodos colindantes. Así, por ejemplo, el marcador relativamente grande C5 en el mapa 24 indica que el electrodo correspondiente al marcador C5, es decir el electrodo 21, registró un LAT más temprano un número relativamente grande de veces. El tamaño relativamente pequeño del marcador A1, por otro lado, indica que el electrodo 1 no registró un gran número de activaciones tempranas.

De manera análoga, el mapa 26 basado en RS representa, por marcadores dimensionados de manera diferente, las proporciones de R-a-S medias respectivas registradas por los electrodos, durante el mismo período de mapeo (es decir, sobre la misma secuencia de ciclos de activación) en el que se basa el mapa 24. (Una proporción de R-a-S es la proporción de la magnitud absoluta de la onda R a la magnitud absoluta de la onda S). Una proporción más alta se representa en el mapa 26 por un marcador de menor tamaño; por el contrario, una relación más baja está representada por un marcador de mayor tamaño.

Correlacionando los mapas entre sí, se pueden identificar marcadores específicos que son relativamente grandes en ambos mapas y, por tanto, se pueden identificar regiones de interés específicas. Por ejemplo, los marcadores C4, C5 y D5 son relativamente grandes en ambos mapas y, por tanto, es probable que los electrodos correspondientes a estos marcadores estén cerca de una o más fuentes focales. Por otro lado, el marcador C6 es relativamente grande en el mapa 24, pero no en el mapa 26; por lo tanto, el electrodo correspondiente al marcador C6 probablemente no sea una fuente focal. Por lo tanto, correlacionando el mapa 24 basado en LAT con el mapa 26 basado en RS (es decir, verificando que las fuentes focales potenciales identificadas en uno de los mapas también se identifican en el otro mapa), pueden identificarse las fuentes focales con un mayor grado de confianza, con respecto a si solo se usó uno de los mapas. Dicha correlación puede hacerse automáticamente por un procesador, o manualmente, por ejemplo, en respuesta a ver los dos mapas en una pantalla.

Se observa que el alcance de la presente invención incluye visualizar mapas 24 y 26 usando cualquier sistema de representación adecuado. Es decir, puede usarse cualquier tipo de marcador adecuado, y puede establecerse cualquier propiedad adecuada (por ejemplo, color, textura, tamaño) diferencialmente para los marcadores, alternativa o adicionalmente al tamaño de los marcadores. Alternativa o adicionalmente, los marcadores indicativos de LAT y/o los marcadores indicativos de RS pueden mostrarse en la representación del conjunto tridimensional 23, alternativa o adicionalmente a mostrarse en una matriz topológica.

En algunos casos de FA en los que hay una pluralidad de fuentes focales, ninguna de las fuentes focales es dominante. Sin embargo, en otros casos, por lo menos una de las fuentes focales es una fuente focal dominante que impulsa principalmente la arritmia, de tal manera que generalmente es ventajoso identificar las fuentes focales dominantes.

Un caso en el que está presente una fuente focal dominante se representa en la Fig. 6, que es una ilustración esquemática de señales de ECG hipotéticas adquiridas de un sujeto durante un episodio de FA. La señal 36 es una señal arrítmica hipotética adquirida del seno coronario de un sujeto durante un episodio de FA. Las señales 38a y 38b son señales de ECG intracardiaco hipotéticas que se identificaron (por ejemplo, usando técnicas descritas anteriormente) que emanan de fuentes focales respectivas del sujeto.

En algunas realizaciones, la fuente focal dominante se encuentra (por ejemplo, automáticamente, por un procesador), comparando las longitudes de ciclo L1 de cada una de las señales de fuente focal con las longitudes de ciclo L0 correspondientes temporalmente de la señal de latido cardíaco arrítmico. La fuente focal cuyas longitudes de ciclo de señal se corresponden más estrechamente a las de la señal de latido cardíaco se considera la fuente focal dominante. Por ejemplo, en la Fig. 6, las longitudes de ciclo de la señal 38a se corresponden más estrechamente a las de la señal 36 que las longitudes de ciclo de la señal 38b. Por ejemplo, el tiempo entre los complejos R-S 40a y 40b en la señal 38a es aproximadamente igual al tiempo entre los complejos R-S 42a y 42b en la señal 36, el tiempo entre los complejos R-S 40b y 40c en la señal 38a es aproximadamente igual al tiempo entre los complejos R-S 42b y 42c en la señal 36, etc. Por lo tanto, la fuente de la señal 38a se identifica como la fuente focal dominante.

Aunque la Fig. 6 muestra un caso relativamente simplista, se observa que las realizaciones de la presente invención también pueden usarse para identificar fuentes focales dominantes en casos más complicados, como cuando las fuentes focales se activan en diferentes momentos, y/o donde están presentes múltiples fuentes focales. Por ejemplo, las realizaciones de la presente invención pueden identificar dos o más fuentes focales que se alternan entre sí para impulsar la arritmia.

Debe entenderse que son posibles muchas variaciones basadas en la divulgación de la presente. Aunque las características y los elementos se han descrito anteriormente en combinaciones particulares, cada característica o elemento puede usarse solo sin las otras características y elementos o en varias combinaciones con o sin otras características y elementos.

Los métodos proporcionados incluyen la implementación en un ordenador de propósito general, un procesador o un núcleo de procesador. Los procesadores adecuados incluyen, a modo de ejemplo, un procesador de propósito general, un procesador de propósito especial, un procesador convencional, un procesador de señal digital (DSP), una pluralidad de microprocesadores, uno o más microprocesadores en asociación con un núcleo de DSP, un controlador, un microcontrolador, circuitos integrados de aplicación específica (ASIC), circuitos de matrices de compuertas programables de campo (FPGA), cualquier otro tipo de circuito integrado (IC) y/o una máquina de estado. Dichos procesadores pueden fabricarse configurando un proceso de fabricación usando los resultados de las instrucciones del lenguaje de descripción de hardware (HDL) procesadas y otros datos intermedios, incluyendo las listas de red (tales instrucciones pueden almacenarse en un medio legible por ordenador). Los resultados de tal procesamiento pueden ser trabajos de enmascaramiento que se usan luego en un proceso de fabricación de semiconductores para fabricar un procesador que implementa el método descrito en la presente.

Los métodos o diagramas de flujo proporcionados en la presente pueden implementarse en un programa informático, software o firmware incorporados en un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio para su ejecución por un ordenador o un procesador de uso general. Ejemplos de medios de almacenamiento legibles por ordenador no transitorios incluyen una ROM, una memoria de acceso aleatorio (RAM), un registro, memoria caché, dispositivos de memoria semiconductores, medios magnéticos como discos duros internos y discos extraíbles, medios magnetoópticos y medios ópticos como como discos CD-ROM y discos digitales versátiles (DVD).

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para identificar fuentes focales, el sistema comprende:

- 5 una pluralidad de sensores cada uno configurado para detectar una de una pluralidad de señales de electrocardiograma (ECG) a lo largo del tiempo, cada una teniendo localización en un corazón e indicando la actividad eléctrica del corazón, cada señal comprendiendo por lo menos una onda R y una onda S; un dispositivo de procesamiento (204) que comprende uno o más procesadores configurados para:
- 10 crear un mapa R-S (26) que comprenda una proporción R-a-S para cada una de la pluralidad de señales de ECG, la proporción R-S comprendiendo una proporción de magnitud absoluta de la onda R a la magnitud absoluta de la onda S;
- 15 identificar, para cada una de la pluralidad de señales de ECG, uno o más tiempos de activación local, LAT (T1, T2, T3); y correlacionar las proporciones R-S para una o más de la pluralidad de señales de ECG en el mapa R-S (26) y los LAT identificados y usar la correlación para identificar las fuentes focales.

2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el dispositivo de procesamiento (204) está configurado además para:

- 20 calcular una derivada para cada uno de los complejos R-S; y identificar una activación de LAT más temprana que tiene el mayor valor negativo de la derivada calculada del complejo R-S.

3. El sistema de la reivindicación 2, en el que el dispositivo de procesamiento (204) está configurado además para:

- 25 determinar, a partir de la pluralidad de señales de ECG, una señal de ECG más fuerte que tiene la diferencia más grande entre la magnitud de la onda R y la magnitud de la onda S, y una localización del sensor que tiene la señal de ECG más fuerte, en donde por lo menos una de las fuentes focales se identifica como la localización del sensor que tiene la señal de ECG más fuerte y el LAT de activación más temprano.

4. El sistema de la reivindicación 3 que comprende además un dispositivo de visualización (206), en donde el dispositivo de procesamiento (204) está configurado además para:

- 30 mostrar, en el dispositivo de visualización (206), el mapa R-S (26) y los LAT (24); y representar la fuente focal identificada usando una propiedad adecuada seleccionada del grupo de color, textura y tamaño.

5. El sistema de la reivindicación 2, en el que el dispositivo de procesamiento (204) está configurado además para:

- 40 comparar las longitudes de ciclo de cada una de las fuentes focales identificadas con las longitudes de ciclo temporalmente correspondientes de la señal de latidos cardíacos arrítmicos; y determinar una fuente focal dominante como la fuente focal identificada que tiene la longitud del ciclo que se corresponde más estrechamente con la longitud del ciclo correspondiente temporalmente del latido cardíaco arrítmico.

6. Un producto de software informático, que incluye un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio en el que se almacenan las instrucciones de programa informático, las cuales, cuando se ejecutan mediante un sistema de acuerdo con las reivindicaciones 1-5, hacen que el sistema ejecute un método que comprende:

- 50 detectar, a través de la pluralidad de sensores, señales de electrocardiograma (ECG) (20a, 20b, 20c) a lo largo del tiempo, cada señal de ECG detectada a través de uno de la pluralidad de sensores teniendo una localización en un corazón e indicando la actividad eléctrica del corazón, cada señal comprendiendo por lo menos una onda R y una onda S;
- 55 crear un mapa R-S (26) que comprende una proporción de R-a-S para cada una de la pluralidad de señales de ECG, la proporción de R-a-S comprendiendo una proporción de magnitud absoluta de la onda R a la magnitud absoluta de la onda S;
- 60 identificar, para cada una de la pluralidad de señales de ECG, uno o más tiempos de activación local, LAT (T1, T2, T3); y correlacionar las proporciones R-a-S para una o más de la pluralidad de señales de ECG en el mapa R-S (26) y los LAT identificados (T1, T2, T3) y usar la correlación para identificar las fuentes focales.

7. El producto de software informático de la reivindicación 6, el paso de identificar uno o más LAT que comprende además:

- 65 calcular una derivada para cada uno de los complejos R-S; y identificar un LAT de activación más temprana que tiene el mayor valor negativo de la derivada calculada del

complejo R-S.

8. El producto de software informático de la reivindicación 7, el paso de crear el mapa R-S (26) que comprende además:

determinar, a partir de la pluralidad de señales de ECG, una señal de ECG más fuerte que tiene la mayor diferencia entre la magnitud de la onda R y la magnitud de la onda S, y una localización del sensor que tiene la señal de ECG más fuerte, en donde por lo menos una de las fuentes focales se identifica como la localización del sensor que tiene la señal de ECG más fuerte y el LAT de activación más temprano.

9. El producto de software informático de la reivindicación 8, en donde el método comprende además:

mostrar, en un dispositivo de visualización (206), el mapa R-S (26) y los LAT (24); y
representar la fuente focal identificada usando una propiedad adecuada seleccionada del grupo de color, textura y tamaño.

10. El producto de software informático de la reivindicación 6, en donde el método comprende además determinar una fuente focal dominante a partir de las fuentes focales identificadas, en donde el paso de determinar una fuente focal dominante comprende:

comparar las longitudes de ciclo de cada una de las fuentes focales identificadas con las longitudes de ciclo temporalmente correspondiente de señal de latido arritmico; y

determinar la fuente focal dominante como la fuente focal identificada que tiene la longitud del ciclo correspondiente más cercanamente a la longitud del ciclo temporalmente correspondiente del latido cardíaco arritmico.

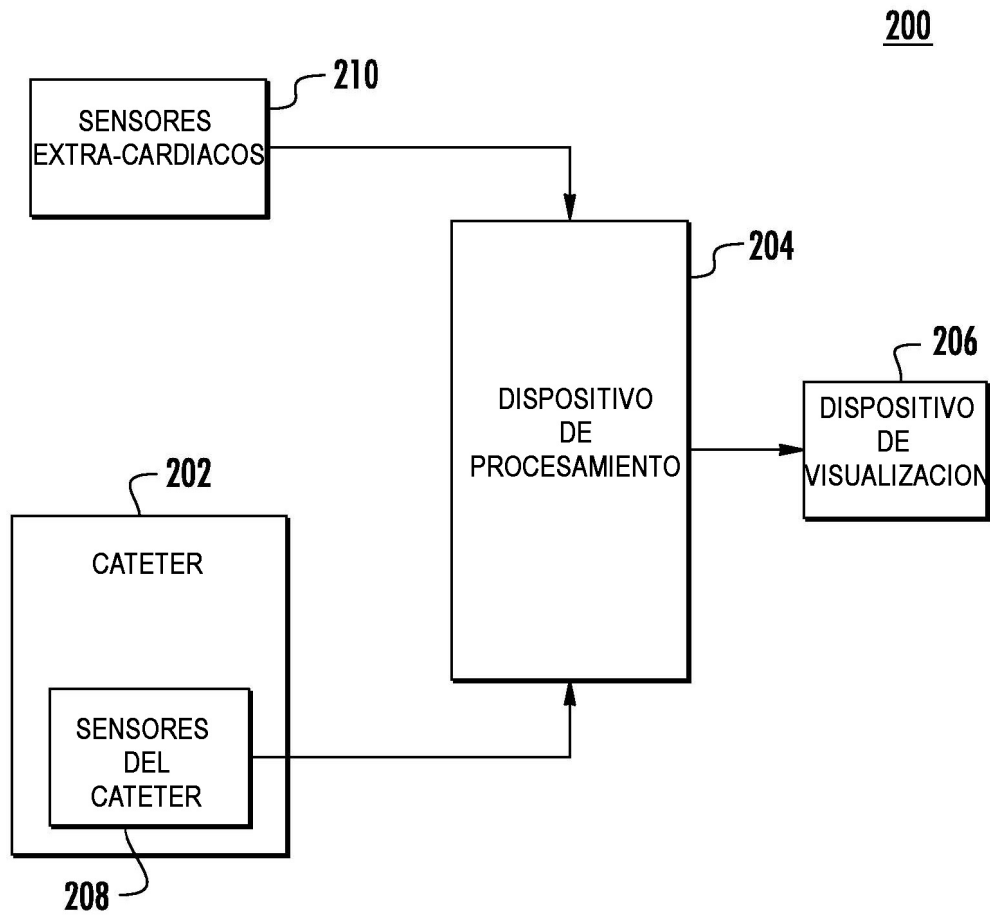


FIG. 2

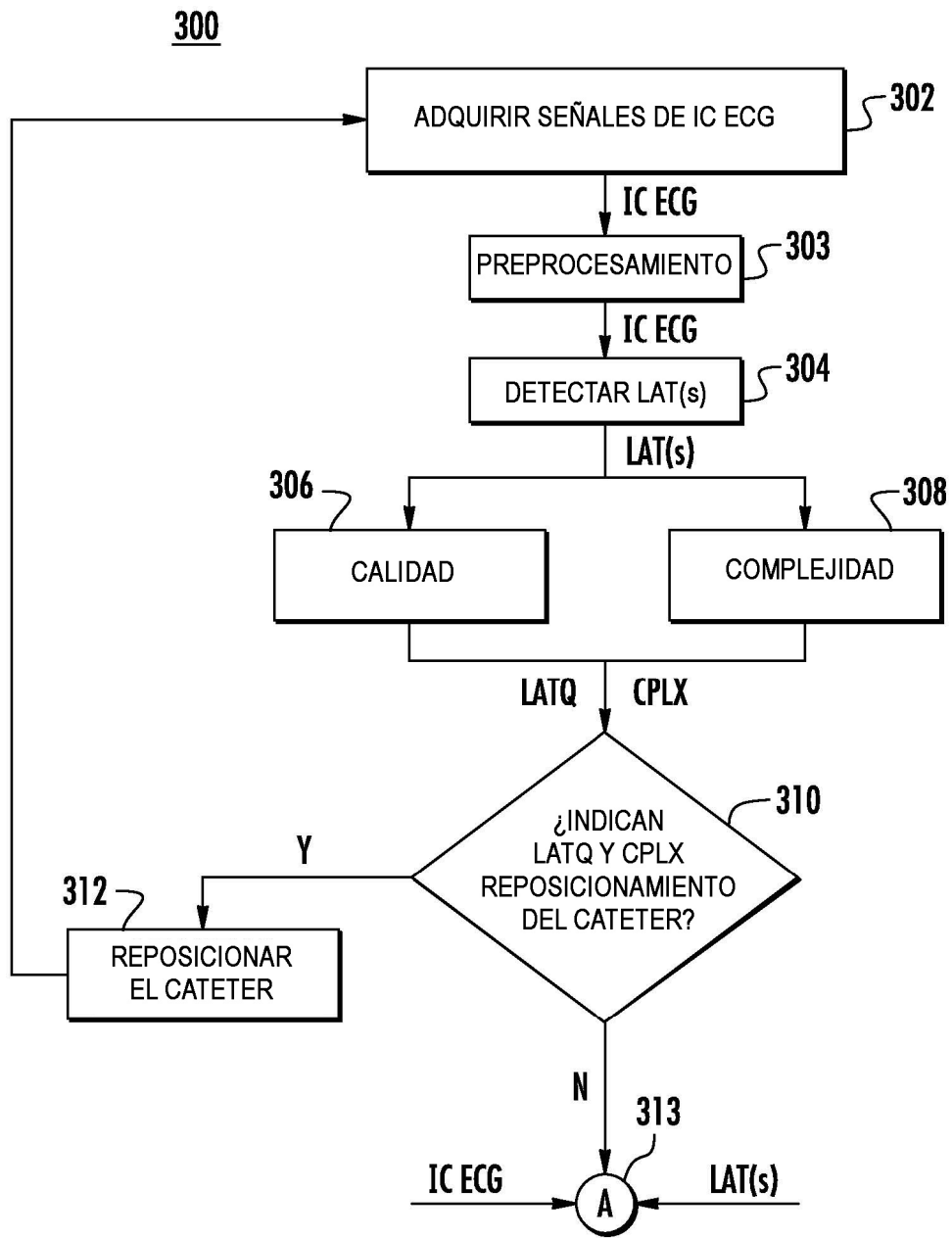
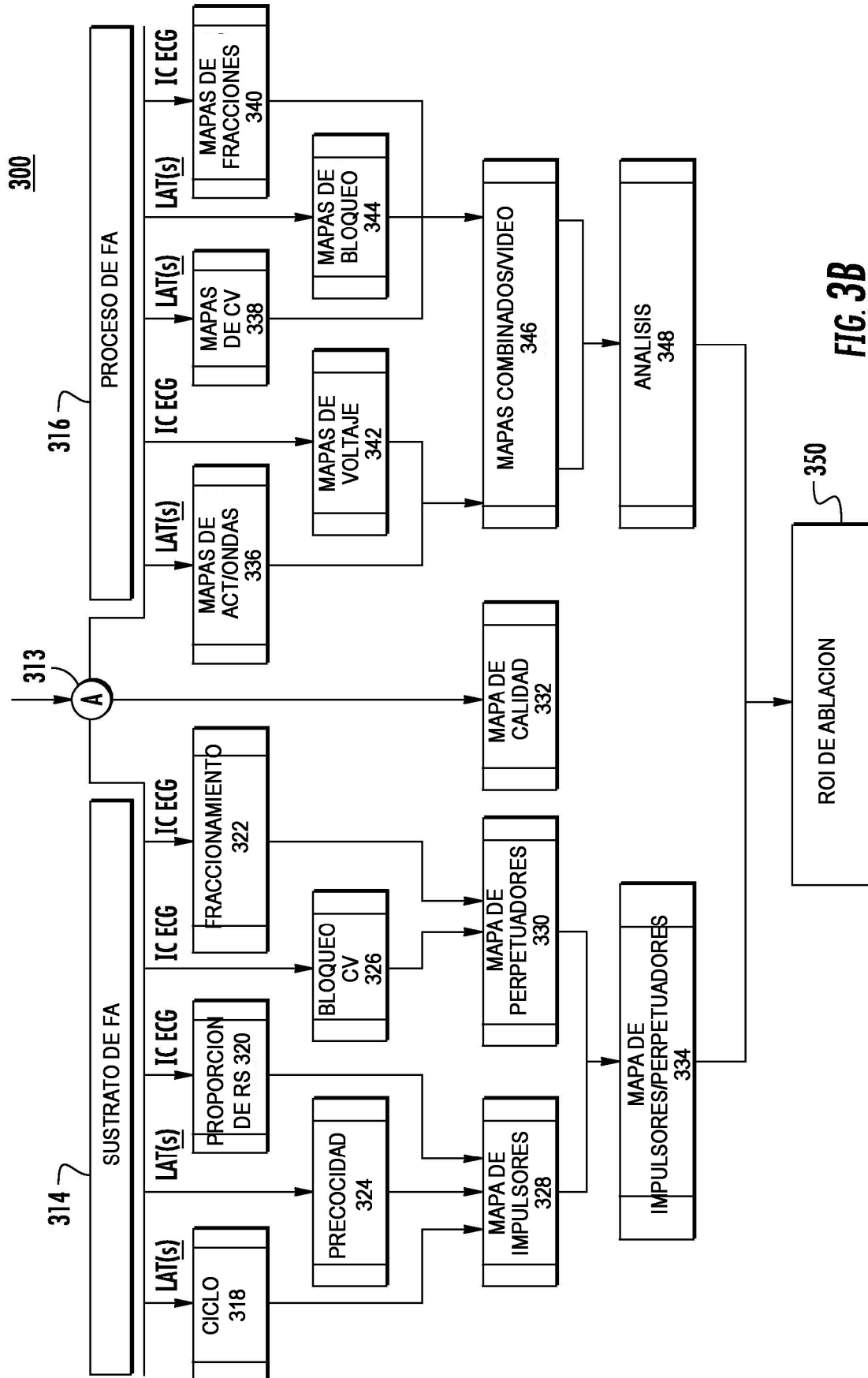


FIG. 3A



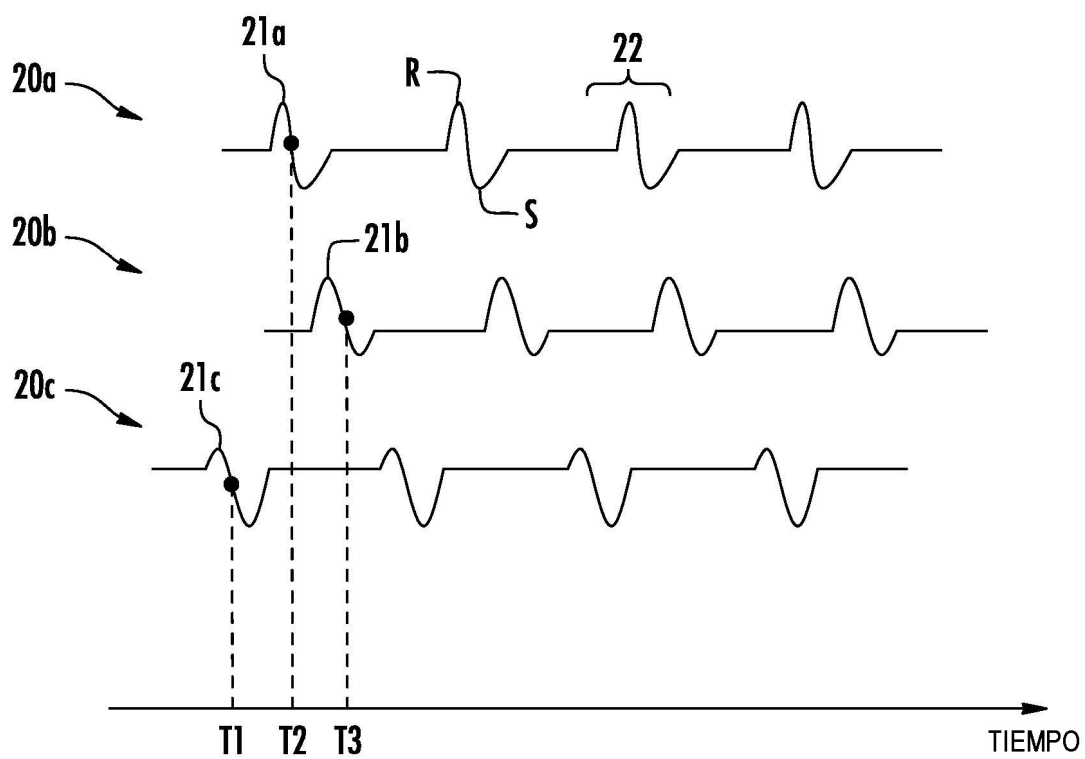


FIG. 4

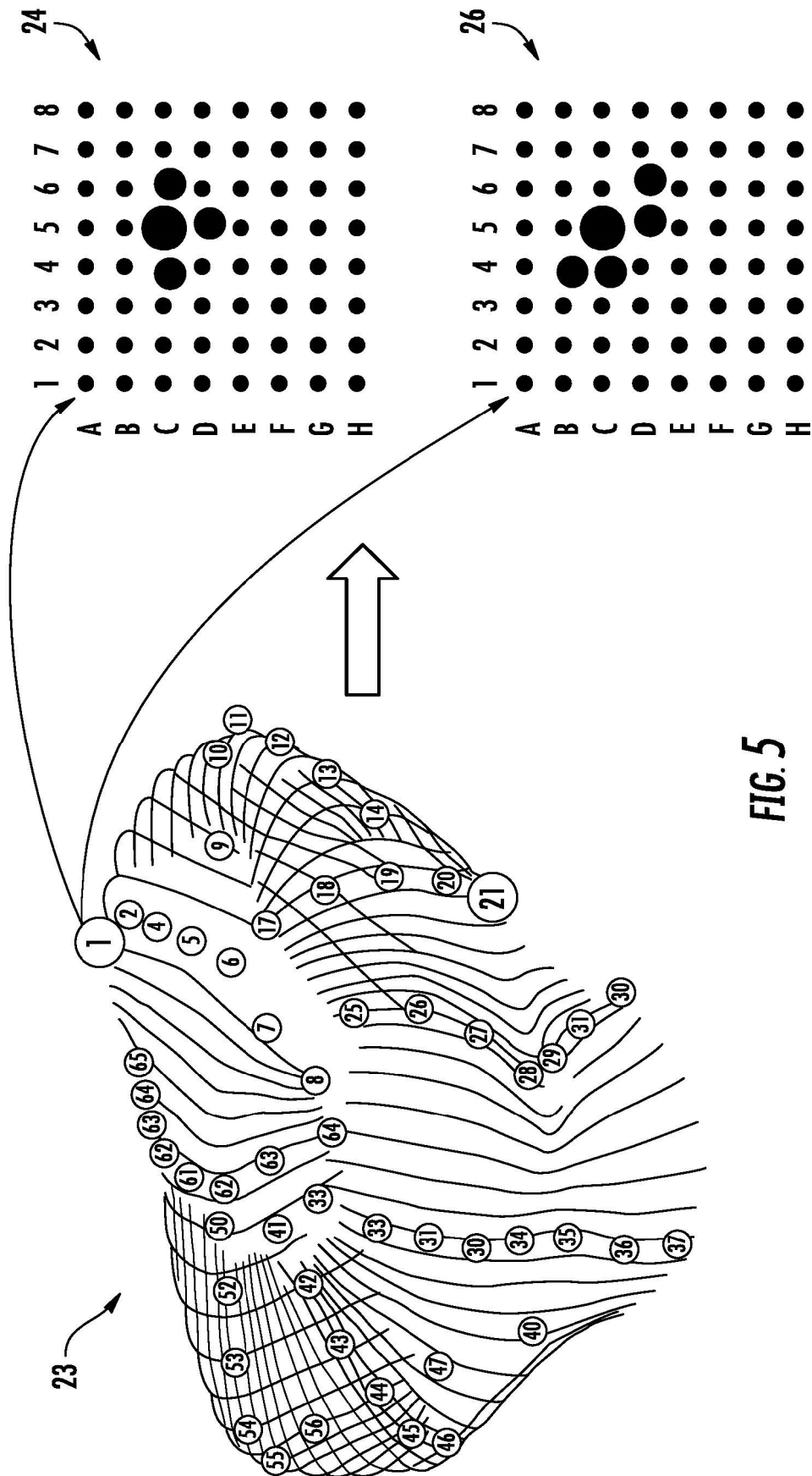


FIG. 5

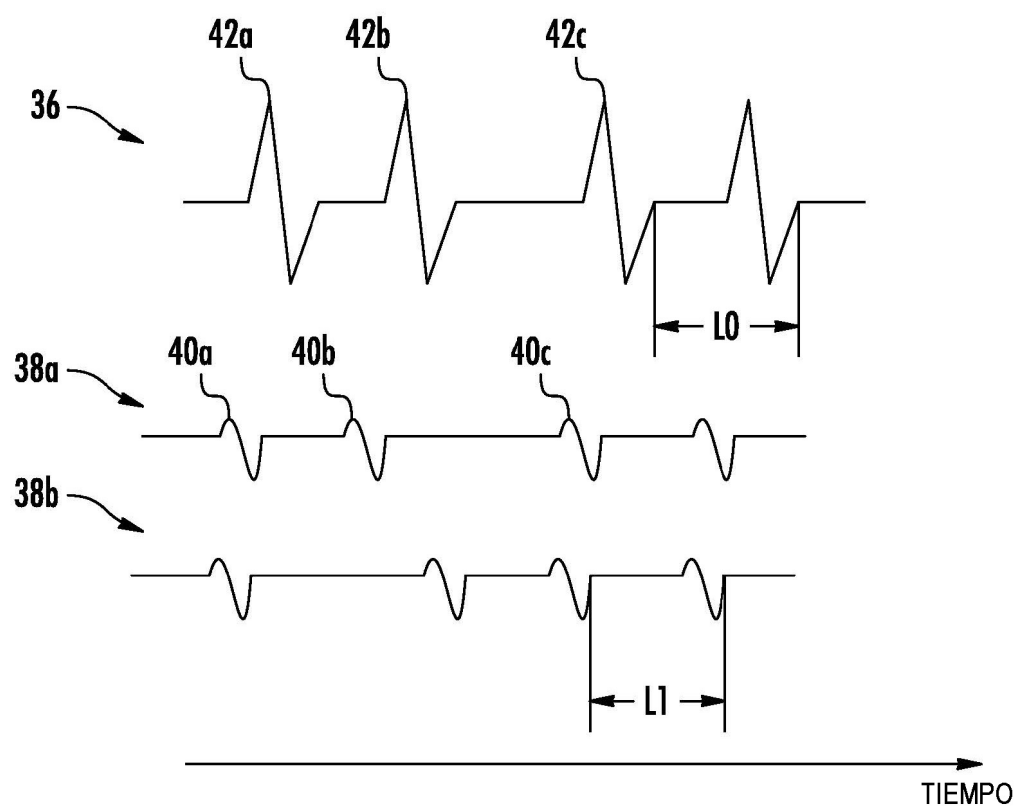


FIG. 6