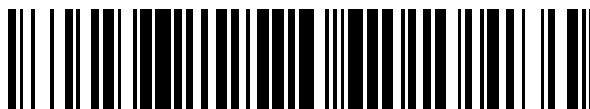


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 748 629**

51 Int. Cl.:

A61B 5/042 (2006.01)

A61B 5/044 (2006.01)

A61B 5/0452 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.03.2017** **E 17163766 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.07.2019** **EP 3225161**

54 Título: **Mapeo de fibrilación auricular**

30 Prioridad:

31.03.2016 US 201615086220

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

17.03.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HOUBEN, RICHARD P. M.;
BAR-TAL, MEIR;
ZRIHAM, YANIV BEN;
URMAN, ROY y
AUERBACH, SHMUEL

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 748 629 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

Mapeo de fibrilación auricular

5 AVISO DE DERECHOS DE AUTOR

Una parte de la divulgación de este documento de patente contiene material sujeto a protección de derechos de autor. El propietario de los derechos de autor no tiene ninguna objeción a la reproducción facsímil por cualquiera del documento de patente o de la divulgación de la patente, tal como aparece en el archivo o registros de patentes de la Oficina de Patentes y Marcas, sino que se reserva todos los derechos de autor.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

1. Campo de la invención.

Esta invención se refiere a detectar, medir o registrar señales bioeléctricas del cuerpo. Más particularmente, esta invención se refiere a la generación de mapas electroanatómicos relacionados con arritmias cardíacas.

2. Descripción de la técnica relacionada.

Tabla 1-Acrónimos y abreviaturas

CoG	Centro de gravedad
CV	Velocidad de conducción
ECG	Electrocardiograma
EGM	Electrograma
IC-EGM	Electrogramas intracardiacos
LAT	Tiempo de activación local
MRI	Imagen por resonancia magnética

Las imágenes tridimensionales de los órganos internos son útiles en muchas aplicaciones de diagnóstico y terapéuticas basadas en catéteres, y la obtención de imágenes en tiempo real es usada ampliamente durante los procedimientos quirúrgicos.

El mapeo de potenciales eléctricos en el corazón ahora se realiza comúnmente, usando catéteres cardíacos que comprenden sensores electrofisiológicos para mapear la actividad eléctrica del corazón. Típicamente, los potenciales eléctricos que varían con el tiempo en el endocardio se detectan y registran como una función de la posición dentro del corazón, y luego se usan para mapear un electrograma local o el tiempo de activación local. El tiempo de activación difiere de un punto a otro en el endocardio debido al tiempo requerido para la conducción de los impulsos eléctricos a través del músculo cardíaco. La dirección de esta conducción eléctrica en cualquier punto del corazón está representada convencionalmente por un vector de activación, también referido en la presente como un vector de velocidad de conducción, que es normal a un frente de activación isoelectrico, los cuales pueden derivarse de un mapa del tiempo de activación. La tasa de propagación del frente de activación a través de cualquier punto en el endocardio puede representarse como un vector de velocidad de conducción

Los defectos localizados en la conducción del corazón de las señales de activación pueden identificarse observando fenómenos como múltiples frentes de activación, concentraciones anormales de vectores de activación, o cambios en el vector de velocidad o desviación del vector de los valores normales. Ejemplos de tales defectos incluyen áreas reentrantes, que pueden estar asociadas con patrones de señal conocidos como electrogramas fraccionados complejos. Una vez que dicho defecto es localizado por dicho mapeo, se puede extirpar si funciona de manera anormal o se trata de otra manera para restaurar la función normal del corazón en la medida de lo posible.

El documento Caracterización de la activación ventricular izquierda en pacientes con insuficiencia cardíaca y bloqueo de rama izquierda, Auricchio et al., Circulation. 2004; 109:1133-1139 describe las secuencias de activación del ventrículo izquierdo en pacientes con insuficiencia cardíaca y morfología QRS de bloqueo del haz izquierdo con aplicación simultánea de mapeo tridimensional de contacto y sin contacto durante el ritmo intrínseco y la estimulación asincrónica. Un frente de onda de activación "con forma de U" estaba presente en la mayoría de los pacientes debido a una línea de bloqueo que estaba localizada anterior, lateral o inferiormente. El comportamiento funcional de la línea de bloqueo se demostró por un cambio en su localización durante la estimulación ventricular asincrónica en diferentes sitios y la longitud del ciclo.

La Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2015/0289807 divulga un sistema para un sistema para reconstruir señales cardíacas asociadas con un trastorno del ritmo complejo recibido sobre una pluralidad de canales del corazón de un paciente, el sistema incluye: por lo menos un dispositivo informático configurado para identificar

una pluralidad de latidos discernibles en canales de alta confianza que son adyacentes a un canal de baja confianza, los latidos discernibles en los canales de alta confianza corresponden a un latido no discernible en el canal de baja confianza; calcular un vector entre por lo menos dos inicios de activación de los latidos discernibles identificados en los canales adyacentes a través del latido no discernible en el canal de baja confianza; definir un intervalo de tiempo asociado con el latido no discernible sobre una región donde la ruta de onda cruza el latido no discernible, el intervalo de tiempo indicando como de pronto puede activarse el latido no discernible en base a un latido anterior en el canal de baja confianza que tiene un inicio de activación seleccionado o determinado y como de tarde puede terminar el latido no discernible en base a por lo menos una propiedad predeterminada; y seleccionar un posible inicio de activación durante el intervalo de tiempo definido que es más cercano a la ruta de onda calculada para el latido no discernible.

SUMARIO DE LA INVENCION

La invención está definida por las reivindicaciones. Las realizaciones de la invención proporcionan sistemas para el mapeo electroanatómico en fibrilación auricular mediante mediciones simultáneas de electrogramas intracardíacos dentro de un área definida. El tiempo de activación se basa en la pendiente negativa completa de un electrograma unipolar, en lugar de en un único punto de referencia en la pendiente, por ejemplo, la pendiente máxima (máximo $-dV/dt$), amplitud media o tiempo. En cambio, se determina un intervalo de LAT para cada una de las pendientes que representan la activación local. El intervalo de LAT está delimitado por un pico y un valle que representan el inicio y el final de la pendiente, respectivamente, definiendo una ventana temporal en la que pasa la onda de activación.

Realizaciones alternativas de la invención proporcionan además la identificación de períodos de activación alternos que preceden o siguen a la pendiente, acomodando de este modo potenciales dobles cortos y largos.

Se proporciona un método, que se lleva a cabo insertando una sonda de múltiples electrodos en el corazón de un sujeto vivo, registrando electrogramas de los electrodos concurrentemente en localizaciones respectivas en el corazón, delimitando los intervalos de tiempo de activación respectivos en los electrogramas, generando un mapa de ondas de propagación eléctrica a partir de los intervalos de tiempo de activación, maximizando la coherencia de las ondas ajustando los tiempos de activación locales dentro de los intervalos de tiempo de activación de los electrogramas, e informando de los tiempos de activación locales ajustados.

Un aspecto del método incluye extirpar tejido en el corazón para modificar las ondas.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, los intervalos de tiempo de activación comprenden primeros intervalos delimitados por un pico y un valle que representan un inicio y un final de una pendiente y segundos intervalos que incluyen ventanas sobre los primeros intervalos, en donde el ajuste de los tiempos de activación local se realiza dentro de los segundos intervalos

De acuerdo con otro aspecto del método, las ventanas sobre los primeros intervalos son ± 40 ms.

De acuerdo con un aspecto del método, los tiempos de activación local en las localizaciones respectivas de los electrodos se representan como funciones de pertenencia de electrodos difusas (μ_e) que varían de 0 a 1.

De acuerdo con un aspecto del método, generar el mapa de ondas de propagación eléctrica incluye segmentar los electrogramas en una serie de marcos en los momentos respectivos, en donde los marcos son asignaciones respectivas de lecturas de los electrodos a una matriz de valores.

Otro aspecto más del método incluye asignar tiempos de activación local para los electrodos a partir de la matriz de valores, modelar por lo menos una parte del corazón como una malla, en donde una parte de los vértices en la malla se corresponde a las localizaciones respectivas de los electrodos, determinar las velocidades de conducción de propagación eléctrica entre los vértices de los marcos en base a los tiempos de activación local asignados, y calcular la coherencia de las ondas usando las velocidades de conducción.

De acuerdo con otro aspecto del método, maximizar la coherencia de las ondas incluye representar las velocidades de conducción como vectores de velocidad de conducción, calcular un vector de desviación de velocidad en los vértices respectivos a partir de los vectores de velocidad de conducción, y minimizar una longitud del vector de desviación de velocidad.

Otro aspecto más del método incluye interpolar tiempos de activación de vértices en la malla que no se corresponden con las localizaciones respectivas de los electrodos.

De acuerdo con otro aspecto del método, los tiempos de activación en los vértices de la malla se representan como funciones de pertenencia de vértice difusas (μ_v) que varían entre 0 y 1, las funciones de pertenencia de vértice en cada uno de los vértices, incluyendo las combinaciones ponderadas de las funciones de

pertenencia de vértice de vértices colindantes de los mismos.

De acuerdo con otro aspecto más del método, maximizar la coherencia de las ondas incluye ajustar los tiempos de activación en los vértices de la malla para maximizar un valor medio de las funciones de pertenencia de vértice en la malla.

Otro aspecto más del método incluye asignar funciones de pertenencia de vértice a vértices no colindantes de la malla mediante extrapolación.

Además, de acuerdo con realizaciones de la invención, se proporciona un aparato, que incluye una sonda de múltiples electrodos adaptada para su inserción en el corazón de un sujeto vivo, y un procesador, que está configurado para recibir una señal eléctrica de los electrodos y realizar los pasos de registrar electrogramas de los electrodos concurrentemente en localizaciones respectivas en el corazón, delimitar los intervalos de tiempo de activación respectivos en los electrogramas, generar un mapa de ondas de propagación eléctrica a partir de los intervalos de tiempo de activación, maximizar la coherencia de las ondas ajustando los tiempos de activación local dentro de los intervalos de tiempo de activación de los electrogramas, e informar de los tiempos de activación local ajustados.

El aparato puede incluir un generador de potencia de ablación conectado a la sonda para la ablación de tejido en el corazón para modificar las ondas.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS VARIAS VISTAS DE LOS DIBUJOS

Para una mejor comprensión de la presente invención, se hace referencia a la descripción detallada de la invención, a modo de ejemplo, que debe leerse junto con los dibujos siguientes, en los que a elementos similares se les dan números de referencia similares, y en los que:

La Fig. 1 es una ilustración pictórica de un sistema para evaluar la actividad eléctrica en el corazón de un sujeto vivo de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 2 es un conjunto de LAT unipolares en fibrilación auricular que se preparó de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 3 es un diagrama de flujo de un método para optimizar el LAT para un electrodo unipolar de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 4 es un diagrama que ilustra una cuadrícula de electrodos que muestra líneas de bloqueo en fibrilación auricular, de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 5 es una secuencia de marcos de onda de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 6 es un diagrama de flujo que ilustra la segmentación de marcos de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 7 es un mapa de segmentación de marcos ejemplar de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 8 es un diagrama compuesto que muestra una matriz de segmentación de marcos y mapas electroanatómicos de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 9 es un diagrama que ilustra la región creciendo de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 10 es una parte de un mapa de segmentación, que se produjo de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 11 es un diagrama de bloques que ilustra la representación de ondas de activación de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 12 es un diagrama que ilustra el cálculo de vectores de velocidad para una onda eléctrica en una malla de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 13 es un diagrama que ilustra el cálculo de la velocidad del vector en un vértice de una malla triangular de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 14 es un diagrama que ilustra el cálculo de ciertas variables útiles en el mapeo de ondas de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 15 es un diagrama de flujo de un método para mapear ondas de propagación coherentes en el corazón de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 16 es un diagrama de flujo de un método para mapear ondas de propagación coherentes en el corazón de acuerdo con una realización alternativa de la invención;

La Fig. 17 es un mapa de activación de datos que puede usarse en el método descrito con respecto a la Fig. 16 de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 18 es un diagrama de flujo para relacionar los LAT de una malla de electrodos con la anatomía cardíaca en una malla más refinada de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 19 es un grupo de diagramas que ilustran etapas en el método de la Fig. 18 de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 20 es un diagrama compuesto que ilustra la derivación de LAT difusos a partir de un electrograma intracardiaco de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 21 es un diagrama compuesto que relaciona LAT difusos con la morfología de un electrograma

intracardiaco de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 22 es una serie de gráficos de la función μ_e para electrodos a diferentes distancias del endocardio de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 23 es una serie de gráficos de la función μ_e tomada de un catéter de múltiples electrodos de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 24 es un diagrama que ilustra el mapeo de LAT de electrodos en un vértice principal de una malla de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 25 es un diagrama que muestra el desarrollo de una función de pertenencia colindante en una malla de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 26 es un diagrama que ilustra la superposición de colindancias en una malla de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 27 ilustra colindancias de malla y presenta dos gráficos, de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 28 es un diagrama compuesto que ilustra el cálculo de un LAT difuso de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 29 muestra una malla que tiene un vértice extrapolado de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 30 es un diagrama de flujo de un método de optimización de la activación difusa de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 31 muestra dos gráficos de la función μ_u en un vértice de una malla antes y después de la optimización de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 32 es un diagrama que ilustra la optimización de la conducción uniforme en un centro dentro de un área que incluye vértices colindantes de acuerdo con una realización de la invención; y

La Fig. 33, es un diagrama que ilustra la optimización de la conducción uniforme en un centro dentro de un área que incluye vértices colindantes de acuerdo con una realización de la invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

En la siguiente descripción, se exponen numerosos detalles específicos para proporcionar una comprensión exhaustiva de los varios principios de la presente invención. Sin embargo, será evidente para un experto en la técnica que no todos estos detalles son necesariamente necesarios para poner en práctica la presente invención. En este caso, los circuitos, la lógica de control y los detalles de las instrucciones de los programas informáticos bien conocidos para algoritmos y procesos convencionales no se han mostrado en detalle para no oscurecer los conceptos generales innecesariamente.

Los documentos incorporados por referencia en la presente deben considerarse una parte integral de la solicitud, excepto que, en la medida en que cualquier término que se defina en estos documentos incorporados de una manera que entren en conflicto con las definiciones hechas explícita o implícitamente en la presente especificación, solo deben considerarse las definiciones en la presente especificación.

Definiciones

"Anotaciones" o "puntos de anotación" se refieren a puntos o candidatos en un electrograma que se consideran para denotar eventos de interés. En esta divulgación, los eventos son típicamente el tiempo de activación local de la propagación de una onda eléctrica como es detectada por el electrodo.

"Actividad" en un electrograma se usa en la presente para denotar una región distinta de cambios de ráfaga u ondulantes en una señal de electrograma. Tal región puede reconocerse como sobresaliente entre regiones de señales de referencia. En esta divulgación, "actividad" se refiere más a menudo a una manifestación en un electrograma de una o más ondas de propagación eléctrica a través del corazón.

Una "onda" se refiere a la propagación eléctrica continua en el corazón.

"Coherencia" de una propagación de ondas eléctricas en el corazón se refiere a una métrica de la constancia de la fase y la igualdad de la frecuencia de las ondas en diferentes puntos en el espacio o el tiempo.

Una "línea de bloqueo" se refiere a un impedimento o bloqueo de propagación eléctrica en el corazón. Tales líneas pueden demarcar ondas. Las ondas pueden contener ellas mismas líneas de bloqueo, conocidas como "bloqueos intra-ondas".

Una "pendiente primaria" de un electrograma es una pendiente relacionada con un tiempo de activación local de una onda de activación que pasa por debajo del electrodo

Una "pendiente secundaria" es una pendiente relacionada con una onda que no pasa por debajo del electrodo, es decir, desde una onda de activación distal, como la actividad de campo lejano.

Una pendiente está "acoplada" a otra pendiente cuando tanto la pendiente como la otra pendiente se producen consistentemente dentro de una ventana temporal definida

Un "punto de bloqueo" es un punto, que tiene una velocidad de conducción menor que un valor definido por el usuario, típicamente 0,2 m/s. Adicional o alternativamente, un punto de bloqueo es un punto localizado entre dos electrodos en el que una onda de activación que sale del primer electrodo llega al segundo electrodo para encontrar que el segundo electrodo se había activado previamente dentro de un intervalo de tiempo

definido por el usuario, por ejemplo, 100 ms, inmediatamente antes de la llegada, y después del comienzo del período refractario del segundo electrodo.

Una "línea de bloqueo" es una colección de puntos de bloqueo.

Un "marco" es una asignación de lecturas individuales concurrentes de una malla de lecturas de electrodos a una matriz de valores.

Una "colindancia" de un electrodo o vértice en una superficie de malla se refiere a otros electrodos o vértices en la superficie en una cuadrícula de 3 x 3 centrada en el electrodo o vértice.

Visión general.

Volviendo ahora a los dibujos, se hace referencia inicialmente a la Fig. 1, que es una ilustración pictórica de un sistema 10 para realizar procedimientos ablativos en un corazón 12 de un sujeto vivo, que está construido y es operativo de acuerdo con una realización divulgada de la invención. El sistema comprende un catéter 14, que se inserta percutáneamente por un operador 16 a través del sistema vascular del paciente en una cámara o estructura vascular del corazón 12. El operador 16, que típicamente es un médico, pone en contacto la punta distal 18 del catéter con la pared del corazón, por ejemplo, en un sitio objetivo de ablación. Se pueden preparar mapas de activación eléctrica, de acuerdo con los métodos divulgados en las Patentes de Estados Unidos N° 6.226.542 y 6.301.496 y la Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 6.892.091, cuyas divulgaciones se incorporan en la presente por referencia.

El sistema 10 puede comprender un procesador informático de propósito general o incorporado, que se programa con un software adecuado para llevar a cabo las funciones que se describen en la presente a continuación. Por tanto, aunque las partes del sistema 10 mostradas en otras figuras de los dibujos en la presente se muestran comprendiendo una serie de bloques funcionales separados, estos bloques no son necesariamente entidades físicas separadas, sino que pueden representar, por ejemplo, diferentes tareas de computación u objetos de datos almacenados en una memoria accesible para el procesador. Estas tareas pueden llevarse a cabo en software que se ejecuta en un único procesador o en múltiples procesadores. El software puede proporcionarse al procesador o procesadores en medios tangibles no transitorios, como CD-ROM o memoria no volátil. Alternativa o adicionalmente, el sistema 10 puede comprender un procesador de señales digitales o una lógica cableada. Un producto comercial que incorpora elementos del sistema 10 está disponible como el sistema CARTO®, disponible de Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765. Este sistema puede ser modificado por los expertos en la técnica para incorporar los principios de la invención descrita en la presente.

Las áreas determinadas como anormales, por ejemplo mediante la evaluación de los mapas de activación eléctrica, pueden extirparse mediante la aplicación de energía térmica, por ejemplo, mediante el paso de corriente eléctrica de radiofrecuencia a través de cables en el catéter a uno o más electrodos en la punta distal 18, que aplican la energía de radiofrecuencia al miocardio. La energía es absorbida en el tejido, calentándolo a un punto (típicamente aproximadamente 50° C) en el que pierde permanentemente su excitabilidad eléctrica. Cuando tiene éxito, este procedimiento crea lesiones no conductoras en el tejido cardíaco, que interrumpen la vía eléctrica anormal que provoca la arritmia. Los principios de la invención pueden aplicarse a diferentes cámaras cardíacas para diagnosticar y tratar muchas arritmias cardíacas diferentes.

El catéter 14 comprende típicamente un asa 20, que tiene controles adecuados en el mango para permitir al operador 16 dirigir, colocar y orientar el extremo distal del catéter según se desee para la ablación. Para ayudar al operador 16, la parte distal del catéter 14 contiene sensores de posición (no mostrados) que proporcionan señales a un procesador 22, localizado en una consola 24. El procesador 22 puede cumplir varias funciones de procesamiento como se describe a continuación.

El catéter 14 es un catéter de múltiples electrodos, que puede ser un catéter de cesta como se muestra en la porción derecha del globo 37, o un catéter estriado como se muestra en la parte izquierda. En cualquier caso, hay múltiples electrodos 32, que se usan como electrodos de detección y tienen localizaciones conocidas en la cesta o la estría, y relaciones conocidas entre sí. Por tanto, una vez que el catéter está localizado en el corazón, por ejemplo construyendo un mapa de posición de corriente, se conoce la localización de cada uno de los electrodos 32 en el corazón. Un método para la generación de un mapa de posición de corriente se describe en la Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 8.478.383 de Bar-Tal et al., que se incorpora en la presente por referencia.

Las señales eléctricas pueden transmitirse hacia y desde el corazón 12 desde los electrodos 32 localizados en o cerca de la punta distal 18 del catéter 14 a través de un cable 34 a la consola 24. Las señales de estimulación y otras señales de control pueden transmitirse desde la consola 24 a través del cable 34 y los electrodos 32 al corazón 12.

Las conexiones por cable 35 enlazan la consola 24 con los electrodos de la superficie del cuerpo 30 y otros componentes de un subsistema de posicionamiento para medir las coordenadas de localización y orientación del catéter 14. El procesador 22 u otro procesador (no mostrado) puede ser un elemento del subsistema de posicionamiento. Los electrodos 32 y los electrodos de la superficie del cuerpo 30 pueden usarse para medir la

impedancia del tejido en el sitio de ablación como se enseña en la Patente de Estados Unidos N° 7.536.218, concedida a Govari et al., que se incorpora en la presente por referencia. Un sensor de temperatura (no mostrado), típicamente un termopar o termistor, puede montarse cerca de la punta distal 18 del catéter 14.

La consola 24 contiene típicamente uno o más generadores de energía de ablación 25. El catéter 14 puede adaptarse para conducir energía ablativa al corazón usando cualquier técnica de ablación conocida, por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de ultrasonido y energía de luz producida por láser. Tales métodos se divulgan en las Patentes de Estados Unidos de titularidad compartida N° 6.814.733, 6.997.924 y 7.156.816, que se incorporan en la presente por referencia.

En una realización, el subsistema de posicionamiento comprende una disposición de seguimiento de posición magnética que determina la posición y orientación del catéter 14 generando campos magnéticos en un volumen de trabajo predefinido y detectando estos campos en el catéter, usando bobinas generadoras de campo 28. Un subsistema de posicionamiento adecuado se describe en la Patente de Estados Unidos N° 7.756.576, que se incorpora en la presente por referencia, y en la Patente de Estados Unidos N° 7.536.218 indicada anteriormente.

Como se ha indicado anteriormente, el catéter 14 está acoplado a la consola 24, lo que permite al operador 16 observar y regular las funciones del catéter 14. La consola 24 incluye un procesador, preferiblemente un ordenador con circuitos de procesamiento de señales apropiados. El procesador está acoplado para controlar un monitor 29. Los circuitos de procesamiento de señales generalmente reciben, amplifican, filtran y digitalizan señales del catéter 14, incluyendo las señales generadas por los sensores mencionados anteriormente y una pluralidad de electrodos de detección de localización (no mostrados) localizados distalmente en el catéter 14. Las señales digitalizadas son recibidas y usadas por la consola 24 y el sistema de posicionamiento para calcular la posición y orientación del catéter 14 y para analizar las señales eléctricas de los electrodos como se describe con más detalle a continuación.

Típicamente, el sistema 10 incluye otros elementos, que no se muestran en las figuras por simplicidad. Por ejemplo, el sistema 10 puede incluir un monitor de electrocardiogramas (ECG), acoplado para recibir señales de uno o más electrodos de la superficie del cuerpo, para proporcionar una señal de sincronización de ECG a la consola 24. Como se ha mencionado anteriormente, el sistema 10 también incluye típicamente un sensor de posición de referencia, ya sea en un parche de referencia aplicado externamente unido al exterior del cuerpo del sujeto, o en un catéter colocado internamente, que se inserta en el corazón 12 y se mantiene en una posición fija con respecto al corazón 12. El sistema 10 puede recibir datos de imágenes desde una modalidad de obtención de imágenes externa, como una unidad de MRI o similar e incluye procesadores de imágenes que pueden incorporarse o invocarse por el procesador 22 para generar y mostrar imágenes que se describen a continuación.

Mapeo en la fibrilación auricular.

La fibrilación auricular se caracteriza por un patrón complejo de propagación, sin patrones periódicos o repetitivos. Puede haber múltiples líneas de bloqueo, que separan varias formas de ondas disociadas. Los intentos de mapear los tiempos de activación auricular a una malla de electrodos auriculares producen errores de medición. La resolución espacial basada en lecturas de electrodos de un catéter de mapeo es inadecuada para evaluar patrones de activación de fibrilación auricular complejos.

Es necesario tomar varios pasos para producir mapas electroanatómicos fiables que reconstruyan la activación del área mapeada en la fibrilación auricular. Estos pasos incluyen típicamente el preprocesamiento de los electrogramas adquiridos, la detección de los tiempos de activación locales, seguido de la combinación de LAT relacionados con la activación del tejido por debajo de los varios electrodos en la matriz de mapeo en un mapa o película interpretable.

Un enfoque para el mapeo de ondas se describe en la Publicación de Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 2016/0045123, titulada *Line of Block Detection*, que se incorpora en la presente por referencia. Los procedimientos descritos en la misma detectan y mapean ondas auriculares dentro de un contexto de marcos, es decir, segmentación de marcos. Estos procedimientos son particularmente útiles para mapear ondas que están delineadas por líneas de bloqueo.

De acuerdo con las realizaciones de la invención, el tiempo de activación se basa en la pendiente negativa completa de un electrograma unipolar, en lugar de en un único punto de referencia en la pendiente, por ejemplo, pendiente máxima (máximo $-dV/dt$), amplitud media o tiempo. En cambio, se determina un intervalo de LAT para cada una de las pendientes que representan la activación local. Este intervalo de LAT está delimitado por un pico y el valle que representan el inicio y el final de la pendiente, definiendo una ventana temporal en la que pasa la onda de activación

Se hace referencia ahora a la Fig. 2, que es un conjunto de LAT unipolares en fibrilación auricular que se preparó de acuerdo con una realización de la invención. Los valores se derivan de las lecturas producidas por un

catéter de mapeo endocárdico que tiene 64 (8x8) electrodos, de acuerdo con una realización de la invención. En esta presentación, cada cuadrado se identifica mediante un número de posición 39 (que varía de 1 a 64) en la esquina superior derecha. Los cuadrados 41 muestran LAT unipolares en negrita que generalmente se obtuvieron de la pendiente negativa máxima (dV/dt) y son confiables. Estos son fijos y no se pueden cambiar. Los cuadrados 43 muestran LAT en fuente normal que se encuentran dentro de una ventana temporal de LAT que tiene límites superior e inferior mostrados respectivamente por encima y por debajo de los cuadrados. Estos límites se derivan de la incidencia temporal del pico y el valle que demarcan la pendiente en la que se define el LAT (máximo $-dV/dt$). Preceden y siguen el LAT y se determinan antes de que se ejecuten los algoritmos descritos a continuación. Dentro de estos límites, los valores en los cuadrados 45 pueden cambiarse mediante el algoritmo descrito a continuación. Los cuadrados 45 que tienen números en fuente subrayada no son fiables. Las posiciones en la cuadrícula que carecen de cuadrados también representan lecturas poco fiables. En algunos casos, por ejemplo, el cuadrado 47, hay disponibles límites superiores e inferiores alternativos de la ventana temporal LAT, y se muestran respectivamente a la derecha y a la izquierda de los cuadrados. Los límites alternativos se basan habitualmente en potenciales dobles cortos o largos, es decir, los límites alternativos se derivan de pendientes anteriores y posteriores con respecto a la pendiente en la que se define el LAT (máximo $-dV/dt$). Se determinan antes de que se ejecute el algoritmo. Los principios de la invención divulgados en la presente son aplicables a catéteres que tienen otros números de electrodos.

Optimización de LAT.

Como se ha indicado anteriormente, los LAT en algunos electrodos pueden asignarse dentro de los límites de una ventana temporal dada. Alternativamente, los LAT pueden asignarse desde pendientes alternativas en un electrograma intracardiaco. El algoritmo para la asignación es referido como función de coherencia de propagación de onda que, para cada electrodo, relaciona un ángulo de desviación de velocidad mínima (α_d) del vector de propagación al LAT de ese electrodo. Se hace referencia ahora a la Fig. 3, que es un diagrama de flujo de alto nivel de un método para optimizar el LAT para un electrodo unipolar de acuerdo con una realización de la invención. Los pasos del proceso se muestran en una secuencia lineal particular en la Fig. 3 y los otros diagramas de flujo de la presente por claridad de presentación. Sin embargo, será evidente que muchos de ellos pueden realizarse en paralelo, asincrónicamente o en órdenes diferentes. Los expertos en la técnica también apreciarán que un proceso podría representarse alternativamente como un número de estados o eventos interrelacionados, por ejemplo, en un diagrama de estados. Además, no todos los pasos ilustrados del proceso pueden requerirse para implementar el método.

En el paso inicial 49, el corazón se cateteriza convencionalmente con un catéter de mapeo de múltiples electrodos. Los catéteres como los catéteres PentaRay® NAV o Navistar® Thermocool®, disponibles de Biosense Webster, son adecuados para el paso inicial 49. Los electrodos del catéter se colocan en contacto galvánico con localizaciones respectivas en una de las aurículas.

Luego, en el paso 51 el mapa de electrodos y sus localizaciones pueden presentarse como una malla de electrodos. El mapa de activación puede revelar líneas de bloqueo. Se hace referencia ahora a la Fig. 4, que es un diagrama ejemplar que ilustra una cuadrícula de electrodos que muestra líneas de bloqueo en fibrilación auricular, de acuerdo con una realización de la invención. Los tiempos de activación local se indican en cuadrados 53. Las posiciones de electrodos 55, algunas oscurecidas por los cuadrados 53, forman una cuadrícula. Las señales de electrodos de baja calidad se indican mediante asteriscos 57. Estas señales no son fiables para la determinación de los LAT. Los puntos de bloqueo 59 tienen tiempos de activación local que se encuentran fuera de una ventana temporal de interés. Las líneas de bloqueo se indican mediante una colección de puntos de bloqueo 61.

Luego, en el paso 63, se registra la actividad eléctrica auricular concurrentemente con los múltiples electrodos del catéter, cada uno teniendo una localización respectiva, que puede determinarse usando las capacidades de seguimiento de posición del sistema 10 (Fig. 1) La despolarización auricular se detecta inicialmente, cuando sea posible, usando métodos convencionales como la desviación máxima $-dV/dt$. La actividad de campo lejano ventricular puede excluirse usando los métodos que se enseñan en la Solicitud de titularidad compartida N° de serie 14/693.042, que se incorpora en la presente por referencia. Los electrogramas se segmentan en una serie de marcos en los momentos respectivos.

Luego, en el paso 65, el mapa de activación se transforma en un mapa de ondas de propagación. Esto se logra mediante un proceso de segmentación de marcos, que se trata a continuación. Este proceso puede implicar modelar la aurícula, típicamente, aunque no necesariamente como una malla triangular tridimensional. Los métodos para generar la malla incluyen el algoritmo de pivote de bolas. Alternativamente, la malla puede generarse como una triangulación de Delaunay, que comprende una pluralidad de triángulos. La segmentación de marcos junto con la malla logra la transformación. La segmentación de marcos se describe a continuación en el tratamiento de la Fig. 6.

Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es una secuencia de 10 marcos de onda que van de 237-399 ms de acuerdo con una realización de la invención. Como se muestra representativamente en los dos marcos a la izquierda de la figura, las áreas 67 no muestran ondas activas. Las áreas 69 indican ondas 71 separadas por líneas

del bloqueo 73. Los números en las esquinas inferiores izquierdas de los marcos indican el tiempo en ms.

Volviendo a la Fig. 3, en el paso 75 se optimizan los tiempos de activación de los electrodos. Este es un procedimiento iterativo, que se describe en relación a la Fig. 15.

El control pasa al paso final 77. Para cada electrodo en el que se obtuvo una lectura válida, se informa de un LAT fijo o el LAT que produce el ángulo de desviación de velocidad mínima.

Segmentación de marcos.

Se hace referencia ahora a la Fig. 6, que es un diagrama de flujo que ilustra la segmentación de marcos como se ha indicado en el paso 65 (Fig. 3) El diagrama describe la segmentación de marcos de acuerdo con una realización de la invención. Los marcos están llenos de los LAT que se relacionan más lógicamente entre sí. Dentro de este proceso, se calcula la velocidad de conducción. Los bloqueos de conducción se determinan por referencia a los LAT correspondientes en marcos posteriores.

Se mantiene una lista fuente durante el curso de la ejecución del algoritmo. La lista de fuentes contiene números de electrodos y LAT asociados para comprobar con los LAT colindantes para bloqueo o conducción. Los números de electrodos que se encuentra que son conductores se añaden a la lista de origen y se comprueban en la siguiente ronda del algoritmo. De esta manera, el algoritmo hace crecer una región de números de electrodos que pertenecen a la misma onda.

Un marco fuente se determina en el bloque 79. La entrada a este bloque es la estructura del marco, una matriz de distancia y el LAT obtenido del electrodo fuente. La salida del bloque 79 es el número de marco para el electrodo fuente. La asignación de un número de marco se basa en la vacante de marcos en el LAT del electrodo fuente. Para todos los marcos vacantes, se calculan las siguientes características para respaldar una decisión de asignación, usando las rutinas de Matlab como se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2

Característica	Vector de Matlab (Unidad)
Determinar el vector de los marcos vacantes 1 = El marco está vacante en la posición del electrodo fuente 2 = El marco ya está ocupado en la posición del electrodo	vacantframes(l)
Calcular LAT más cercano frente a electrodo fuente/LAT 1. dLAT mínimo entre electrodo/LAT existente y fuente LAT	closestLAT (ms)
Determinar la adyacencia a los electrodos colindantes ya existentes. 1 = electrodo solitario, sin colindancias 0 = colindancias alrededor del electrodo disponibles en marco(s)	solonele (0, 1)
Situación de conducción o de bloqueo 1 = Conducción a cualquiera de los electrodos colindantes 0 = Sin conducción a ninguno de los electrodos colindantes o cuando no hay electrodos colindantes disponibles (es decir, cuando solonele = 1)	condnele (0, 1)
CV máximo entre electrodos colindantes al electrodo fuentes Número = CV máximo entre el electrodo fuente y uno NaN = cuando no hay electrodos colindantes disponibles	Maxcvnele (num, NaN)

En base a las características de cada marco vacante, las reglas de decisión se dan en pseudocódigo en el Listado 1.

Listado 1

Si no hay marcos vacantes disponibles actMinMap
La fuente {ele/LAT} se asigna al siguiente marco
de lo contrario los marcos están disponibles con una o más activaciones colindantes de primer orden conductoras
La fuente {ele/LAT} se asigna al marco con el LAT más cercano
de lo contrario, no hay marcos con activación colindante conductora
si el LAT más cercano <100 ms (ciclo AF)
La fuente {ele/LAT} se asigna al marco con el LAT más cercano más
La fuente {ele/LAT} se asigna al marco siguiente

final
final.

5 Se hace referencia ahora a la Fig. 7, que es un mapa de segmentación de marcos ejemplar producido por el algoritmo indicado anteriormente usando rutinas de Matlab, de acuerdo con una realización de la invención. Las áreas en blanco en los marcos pueden atribuirse a electrodos faltantes, o a una onda que reside en el marco siguiente como resultado de la reasignación de valores cuando se detecta un bloqueo entre ondas durante el proceso de segmentación de marcos.

10 Se hace referencia ahora a la Fig. 8, que es un diagrama compuesto que muestra una matriz de segmentación de marcos ejemplar 81 y mapas electroanatómicos producidos mediante el algoritmo y las rutinas de Matlab indicados anteriormente, de acuerdo con una realización de la invención. Las líneas de bloqueo se indican mediante puntos, por ejemplo, puntos 83 en la matriz 81 y puntos 85 en los mapas 87, 89.

15 Crecimiento de la región.

La detección de las ondas de fibrilación auricular por una malla de electrodos implica un algoritmo de crecimiento de región y un algoritmo de generación y segmentación de cuadros. Se hace referencia ahora a la Fig. 9, que es un diagrama que explica un proceso de crecimiento de la región, de acuerdo con una realización de la invención. El proceso es iterativo. Es conveniente identificar los electrodos colindantes alrededor del centro de una cuadrícula de 3x3, por ejemplo, mediante números de identificación. Para propósitos de crecimiento de la región, se calcula una velocidad de conducción normalizada, usando los LAT del electrodo central y los ocho electrodos colindantes en la cuadrícula de 3x3.

25 Una cuadrícula cuadrada de 3x3 91 de electrodos se identifica en el bloque 93, que se muestra como un cuadrado delineado por una línea discontinua.

Luego, en el bloque 95, se evalúa la conducción en la cuadrícula 91 en la etapa 97. Este proceso requiere:

30 (1) calcular la distancia tridimensional entre el electrodo central 99 y los electrodos colindantes en la cuadrícula cuadrada 91;
(2) determinar el intervalo de tiempo de activación local entre el electrodo central 99 y los electrodos colindantes,

35 Información adicional está disponible para la extensión de la región:

(1) Ventanas temporales de LAT. Estas proporcionan indicaciones de inexactitud de LAT.
(2) Vector de velocidad de conducción de cuatro cuadrados de 2x2 dentro de la cuadrícula de 3x3.
(3) Una anotación primaria y pendiente de FF (anotación secundaria) para IC-ECG colindante.
40 (4) Calidad del IC-ECG y calidad LAT.

La integridad de la conducción o un bloqueo de la conducción pueden determinarse ahora en base a $CV_{norm}=d(LAT)/d(LOC)$, donde LOC se refiere a la localización de un electrodo intracardiaco

45 $CV_{norm} \geq CV.$

Se indica un bloqueo cuando $CV_{norm} \leq CV_{norm_min}$, en cuyo caso:

50 $CV \leq CV_{norm_min}.$

Una estrategia de detección de conducción alternativa incluye determinar la magnitud del vector de velocidad de conducción solo para IC-ECG y los LAT de alta calidad. Este método sufre de sensibilidad a las inexactitudes de los LAT.

Otra estrategia de detección de conducción alternativa consiste en ajustar un ajuste 3x3 de una superficie bicuadrática en LAT usando métodos estándar. Esto da como resultado una solución sobredeterminada, pero es más robusta frente a imprecisiones de LAT.

60 Detalles adicionales referentes a la segmentación de marcos y el crecimiento de la región se encuentran en la Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2016/0045123 indicada anteriormente.

Mapeo de la activación auricular.

65

Se hace referencia ahora a la Fig. 10, que es una parte de un mapa de segmentación de marcos típico, que se produjo usando el procedimiento descrito anteriormente de acuerdo con una realización de la invención. Un único marco puede incluir más de una onda, y una onda dada puede extenderse sobre múltiples marcos. En tales casos, las ondas pueden diferenciarse entre sí mediante patrones de sombreado de línea.

La interpolación se emplea en realizaciones de la invención para producir ondas de activación en una malla de catéter más refinada, como se ha indicado anteriormente. Las ventajas de la interpolación incluyen mejores tiempos de activación definidos espaciotemporalmente cuando hay una amplitud de señal relativamente grande y una pendiente negativa. Cuando este no es el caso, se revelan posibles tiempos de activación alternativos (anteriores o posteriores). Estos se caracterizan por una gran pendiente negativa cerca del LAT.

Como la malla de electrodos es de grano relativamente grueso para fines de visualización, los sistemas de mapeo tridimensional, como el Sistema CARTO 3 indicado anteriormente, tienen puntos de muestra interpolados usando una media ponderada que está configurada para ser inversamente proporcional a la distancia geodésica entre puntos en la superficie y han mostrado los resultados en mapas pseudo-coloreados.

Otras técnicas de interpolación incluyen la interpolación laplaciana. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la interpolación laplaciana de superficie convencional puede no proporcionar un patrón de LAT/ondas suave debido a irregularidades en las mallas anatómicas, por ejemplo, variaciones en las distancias entre los vértices. Estos problemas pueden mitigarse mediante la aplicación de las enseñanzas de la Solicitud de titularidad compartida N° de serie 15/009.285 titulada *High Definition Coloring of Heart Chambers*, que se incorpora en la presente por referencia.

Las técnicas de interpolación empleadas en las realizaciones de la invención facilitan el tratamiento de casos en los que la señal carece de un salto de amplitud abrupto como un "LAT difuso". Estos se describen a continuación.

Se hace referencia ahora a la Fig. 11, que es un diagrama de bloques que ilustra la representación de ondas de activación de acuerdo con una realización de la invención.

En el bloque 101 se produce la adquisición concurrente de electrogramas intracardíacos y la segmentación de marcos, como se ha descrito anteriormente.

El bloque 103 genera ondas de activación a la resolución de la malla de electrodos. El bloque 103 recibe los electrogramas de la malla de electrodos y una salida del bloque 101 como señales 105 (ELEMESH). Los siguientes mapas de activación se producen en el bloque 101, y se envían como señal 107:

actMap	El LAT más probable por electrodo,
actFixMap	Si la pendiente y la amplitud > umbral, el LAT es fijo,
actInvalid	No hay LAT válido disponible para este electrodo.

Además, los siguientes mapas de activaciones pueden estar disponibles para electrodos en los que el LAT no está fijo, pero pueden variar de acuerdo con los algoritmos divulgados en la presente:

actEarlierMap	LAT alternativo anterior,
actLaterMap	LAT alternativo posterior,
actMinMap	límite inferior de LAT,
actMaxMap	límite superior de LAT.

Los mapas de ondas adicionales y los mapas de velocidad de conducción (CV) salen del bloque 101 como la señal 111.

El bloque 113 transforma los mapas de ondas producidos en el bloque 103 en un formato de mayor resolución, típicamente usando una malla más detallada y los procedimientos descritos anteriormente. Los procedimientos de interpolación ejecutados en el bloque 113 producen ondas de activación coherentes, que pueden implicar la adaptación de un intervalo de tiempos de activación, o tiempos de activación anteriores o posteriores cuando un LAT bien definido no está disponible.

Interpolación de mapas.

Como se ha indicado anteriormente, la creación de una onda coherente implica la interpolación de mapas. El procedimiento se describe con respecto a una malla triangular supuesta. Otras configuraciones de malla pueden descomponerse en triángulos. Se hace referencia ahora a la Fig. 12, que es un diagrama que ilustra el cálculo de vectores de velocidad para una onda eléctrica en una malla de acuerdo con una realización de la invención. El triángulo 115 tiene bordes, incluidos los bordes 117, 119. Existe un vector de velocidad en cada borde. Por ejemplo,

el vector de velocidad $\vec{v}_{12}$ para el borde 117 viene dado por

$$\vec{v}_{12} = \frac{d_{12}}{(lat_2 - lat_1)} \quad \text{Ec. (1)}$$

donde d_{12} es la distancia entre los vértices 121, 123 del triángulo 115, y lat_1 y lat_2 son los tiempos de activación en los vértices 121, 123. El vector de velocidad para el borde 119 se calcula de manera similar.

La velocidad $\vec{v}_{tr}$ a través del triángulo 115 es la suma de las velocidades a lo largo de los bordes 117, 119:

$$\vec{v}_{tr} = \vec{v}_{12} + \vec{v}_{13} \quad \text{Ec. (2)}$$

Se hace referencia ahora a Fig. 13, que ilustra el cálculo de la velocidad del vector en un vértice 125 de una parte de una malla triangular 127 de acuerdo con una realización de la invención. El vértice 125 está formado por triángulos conectados 129, 131, 133 que tienen vectores de velocidad respectivos que se calculan de acuerdo con las ecuaciones en la Fig. 12. Se muestran los vectores de velocidad 135, 137 de los triángulos 129, 131. Los vectores de velocidad de todos los triángulos conectados al vértice 125, incluidos los vectores de velocidad 135, 137, se proyectan sobre un plano 139 que está definido por una normal $\vec{n}_{141}$ al vértice 125. Por ejemplo, los vectores 143, 145 son las proyecciones de los vectores de velocidad 135, 137 ($\vec{v}_{tr}$) en el plano 139, respectivamente. El vector de velocidad 147 ($\vec{v}$) es la media de todos los vectores de velocidad proyectados de los triángulos conectados al vértice 125.

Se hace referencia ahora a la Fig. 14, que es un diagrama que ilustra el cálculo de ciertas variables útiles en el mapeo de ondas de acuerdo con una realización de la invención. Los vectores de velocidad proyectados, incluidos los vectores 149, 151 y su vector de diferencia 153 se colocan en relación con un vértice 155. El ángulo 157 entre dos vectores de velocidad proyectados, por ejemplo, los vectores 149, 151, se denota por α_k .

El vector de desviación de velocidad v_d en un vértice viene dado por la fórmula

$$v_d = \sum_{tr1=1}^n \sum_{tr2=tr1+1}^n \|\vec{v}_{tr1} - \vec{v}_{tr2}\| \quad \text{Ec. (3)}$$

donde $tr1$ y $tr2$ son triángulos conectados (no mostrados) en el vértice, y $\vec{v}_{tr1}$, $\vec{v}_{tr2}$ son sus vectores de velocidad. De acuerdo con la invención, el vector de desviación de velocidad se minimiza para extraer ondas de propagación a partir de los electrogramas intracardiacos. En otra aplicación, cuando se desea definir ondas que no se propagan, es decir, ondas bloqueadas, el vector de desviación de velocidad puede maximizarse. En general, se supone un bloqueo cuando la velocidad de conducción está por debajo de un mínimo, típicamente 0.2 M/s.

Continuando en referencia a la Fig. 14, el ángulo de desviación de velocidad ($\vec{\alpha}_d$) en el vértice 155 viene dado por

$$\vec{\alpha}_d = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \alpha_k \quad \text{Ec. (4)}$$

donde n es el número de triángulos de conexión que forman el vértice común 155. En general, las ondas son coherentes cuando el ángulo de desviación de velocidad es pequeño. Para obtener ondas de propagación se minimiza el ángulo de desviación de velocidad.

Algoritmo de mapeo coherente.

Volviendo a la Fig. 11, se supone que los mapas incluidos en las señales 107, 111 están disponibles y que los electrodos se han representado como una malla triangular.

El siguiente procedimiento es un diagrama de flujo detallado de una realización del paso 75 (Fig. 3), que puede realizarse en el bloque 103. Se hace referencia ahora a la Fig. 15, que es un diagrama de flujo de un método para mapear ondas de propagación coherentes en el corazón de acuerdo con una realización de la invención. En el

paso inicial 159, se selecciona la información, incluyendo el LAT, obtenida de uno de los electrodos del catéter.

Luego, en el paso de decisión 161, se determina si el LAT obtenido del electrodo actual necesita ser optimizado. Si la determinación en el paso de decisión 161 es negativa, es decir, la lectura no es válida, o el LAT se calculó a partir de una pendiente negativa bien definida (máximo $-dV/dt$) y es, por lo tanto, fijo, entonces no es necesario realizar acciones adicionales. El control pasa directamente al paso de decisión 167, que se describe a continuación.

Si la determinación en el paso de decisión 161 es afirmativa, entonces el control pasa al paso 163, donde se minimiza el ángulo de desviación de velocidad (α_{θ}) para el vértice en la malla que se corresponde con el electrodo actual. La optimización se logra ajustando los LAT usados para calcular los vectores de velocidad para los triángulos de conexión (Ecuación 1). Los límites de ajuste para el electrodo actual se obtienen de los mapas indicados anteriormente actMinMap y actMaxMap.

Luego, en el paso de decisión 165 se determina si el ángulo de desviación de velocidad que se calculó en la iteración actual del paso 163 ha cambiado desde el valor calculado en la iteración anterior en más de una tolerancia predeterminada. Si la determinación es afirmativa, entonces el algoritmo continúa progresando. El control vuelve al paso 163 para iterar el bucle.

Si la determinación en el paso 165 de decisión es negativa, entonces se determina que el valor del ángulo de desviación de velocidad ha convergido, y no es necesario continuar iterando el paso 163. El control pasa al paso de decisión 167, donde se determina si quedan por procesar los datos de más electrodos. Si la determinación es afirmativa, el control continúa y vuelve al paso inicial 159 y se elige otro electrodo.

Si la determinación en el paso de decisión 167 es negativa, entonces el control pasa al paso final 169. Se informa de los LAT optimizados.

Primera realización alternativa.

En esta realización, se identifican tiempos de activación alternativos antes y/o después de la pendiente LAT acomodando potenciales dobles cortos y largos. Estos LAT alternativos pueden participar en la optimización del ángulo de desviación de velocidad mínima.

Se hace referencia ahora a la Fig. 16, que es un diagrama de flujo de un método para mapear ondas de propagación coherentes en el corazón de acuerdo con una realización alternativa de la invención en la que se buscan tiempos de activación alternativos. Los procedimientos en esta realización se repiten para cada electrodo. Los procedimientos mostrados en la Fig. 16 pueden coordinarse con el método descrito con respecto a la Fig. 15, por ejemplo, cuando el bucle iterativo que comprende el paso 163 y el paso de decisión 165 no logra converger o no logra una optimización confiable del LAT para un electrodo particular. Tales casos surgen cuando las señales son de baja amplitud o baja calidad, o son interferidas por potenciales de campo lejano que no pueden eliminarse por completo.

En el paso de decisión 171, se determina si el LAT para un electrodo particular es fijo o la lectura no es válida. Si la determinación en el paso de decisión 171 es afirmativa, entonces se omite el resto del algoritmo y el control pasa directamente al paso final 177.

En algunas realizaciones, para ahorrar recursos informáticos, los mapas funcionales relacionados con LAT alternativos (actEarlierMap, actLaterMap) no se generan automáticamente y es posible que todavía no estén disponibles activaciones alternativas. Si la determinación en el paso de decisión 171 es negativa, entonces en el paso de decisión 173, se determina si ya existe un LAT alternativo para el electrodo actual.

Si la determinación en el paso 173 de decisión es afirmativa, entonces el control pasa al paso de optimización 109, en el que se ejecuta el bucle iterativo descrito anteriormente en el paso 163 y el paso de decisión 165, usando el LAT alternativo que corresponde al ángulo de desviación de velocidad más pequeño entre las posibilidades alternativas. Cuando los LAT tanto anteriores como posteriores están disponibles, la optimización se realiza para ambos, y el LAT optimizado se selecciona del resultado que se corresponde con el valor más pequeño del ángulo de desviación de velocidad.

Si la determinación en el paso de decisión 173 es negativa, entonces se calculan LAT alternativos anteriores y posteriores en el paso 175. Estos se determinan a partir de pendientes secundarias encontradas dentro de una ventana de ± 40 ms alrededor de una pendiente primaria. Posteriormente, el paso de optimización 109 se realiza en base a los LAT alternativos calculados como se ha descrito anteriormente.

Después de realizar el paso de optimización 109 en el paso final 177, se informa de los LAT coherentes para la malla de electrodos.

Se hace referencia ahora a la Fig. 17, que es un mapa de activación de datos ejemplar que puede usarse en el método descrito con respecto a la Fig. 16 de acuerdo con una realización de la invención. Los tiempos de activación para la malla de electrodos se muestran en la esquina superior izquierda de la figura. Se presentan trazados de voltaje de los electrodos, con indicaciones para pendientes primarias y secundarias típicas. Los indicadores de falta de fiabilidad y las indicaciones de descalificación se muestran respectivamente como óvalos y cuadrados que rodean los trazados.

Interpolación a malla refinada y mapa anatómico.

Los procedimientos descritos anteriormente producen LAT coherentes en una malla de electrodos relativamente gruesa. Se hace referencia ahora a la Fig. 18, que es un diagrama de flujo para relacionar los LAT de una malla de electrodos con la anatomía cardíaca representada en una malla triangular más refinada de acuerdo con una realización de la invención. En el paso inicial 179, se producen LAT coherentes para una malla de electrodos, usando los procedimientos de optimización de LAT descritos anteriormente.

Luego, en el paso 181, para producir un mapa con mayor resolución, los LAT coherentes en la malla de electrodos se interpolan usando un algoritmo de interpolación bilineal para cada cuadrado de electrodos de 2x2, teniendo en cuenta los bloques inter e intra-ondas, que pueden identificarse usando las enseñanzas de la Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2016/0045123 indicada anteriormente. Este paso da como resultado una malla interpolada de grano relativamente fino.

Luego, en el paso final 183, la malla interpolada se mapea para puntos de referencia anatómicos cardíacos. Las posiciones de los electrodos se asignan a un modelo anatómico, por ejemplo, una malla anatómica solo cuando la distancia entre la posición del electrodo y un punto de la malla anatómica es inferior a 20 mm. El equipo de detección de posición actual, como el sistema CARTO mencionado anteriormente, puede determinar la posición tridimensional de los electrodos del catéter dentro de 1-2 mm. Sin embargo, el mapeo puede resultar en sobremuestreo o submuestreo (de media) de puntos de malla anatómicos. El sobremuestreo se produce cuando el número de puntos de malla de electrodos del catéter excede el número de puntos de malla anatómicos cercanos (separación <20 mm). El submuestreo se produce si el número de puntos de malla anatómicos cercanos excede el número de puntos de malla de electrodos del catéter. Una vez que se han mapeado todos los puntos de malla de electrodos del catéter que están cerca de un punto de malla anatómico, los puntos de malla de electrodos del catéter restantes se marcan como no válidos. Preferiblemente debe interpolarse la interpolación de puntos de malla anatómica no asignados (<20 mm) ya que la malla anatómica está submuestreada con respecto a malla de electrodos (n = 64).

Los catéteres pueden deformar el corazón, por lo que un modelo anatómico no sería exacto si se preparase fuera de línea, en lugar de durante la sesión. La distorsión varía con los modelos de catéter. Se recomienda identificar y localizar repetidamente los electrodos del catéter que están cerca o en contacto con la superficie endocárdica, basándose en el análisis de la pendiente del electrograma intracardiaco, y para compensar la distorsión ajustando la malla anatómica como sea necesario durante la sesión. De esta manera, las ondas de propagación pueden correlacionarse con precisión con la anatomía cardíaca durante toda la sesión.

Se hace referencia ahora a la Fig. 19, que es un grupo de diagramas que ilustran etapas en el método de la Fig. 18 de acuerdo con una realización de la invención. El diagrama 185 a la derecha de la figura representa un mapa suavizado de puntos de malla de electrodos del catéter numerados 187 (algunos de los identificadores de puntos se omiten por claridad). El mapa muestra una onda de propagación 189 en la parte inferior del diagrama 185.

El diagrama 191 muestra los electrodos del catéter ajustados a un modelo anatómico de una aurícula. La distribución de los electrodos del catéter se muestra en el modelo como marcas lineales irregulares 193. Un área central 195 representa la envoltura del catéter de mapeo que puede o no estar en contacto con la superficie endocárdica.

El diagrama 197 es un mapa que representa las posiciones de los puntos de malla de electrodos del catéter mapeados para el modelo anatómico, que, como se ha indicado anteriormente, es una malla triangular de grano fino. Se muestran varias ondas de propagación 199.

Segunda realización alternativa.

El ajuste de LAT dentro de un intervalo descrito en la realización anterior es un caso especial de una técnica más amplia para designar un tiempo de activación, que se denomina en la presente "tiempo de activación difuso" o "LAT difuso". Los LAT difusos se refieren a números difusos de acuerdo con las teorías generales de la lógica difusa, las reglas matemáticas difusas y los conjuntos difusos descritos originalmente por Lofti Zadeh y más tarde por Bart Kosko, *et al.* En este concepto, a las variables se les asignan valores verdaderos, que pueden ser cualquier número real entre 0 y 1. Por el contrario, en la lógica booleana, los valores verdaderos de las variables son

0 o 1 exclusivamente. En esta realización, se asigna un valor verdadero a los LAT que se reduce cuando se desvía del LAT detectado. Además, los LAT difusos pueden combinarse usando reglas matemáticas difusas. Los mapas coherentes producidos usando LAT difusos son referidos como "mapas coherentes difusos". Este concepto se ha reducido a un intervalo de LAT, posiblemente incluyendo LAT alternativos anteriores y posteriores para crear mapas coherentes.

Anotación para malla de electrodos.

En una matriz de mapeo, n es el número de electrodos en la matriz:

LAT_e es el LAT (ms) en el electrodo e , $1 \leq e \leq n$,

μ_e es una función de pertenencia difusa para la activación en el electrodo e . Para la superficie de una malla, $\mu_e = 1$. La función de pertenencia difusa define la LAT difusa. Al LAT asociado con el máximo - dV/dt se le asigna un valor de 1. La función de pertenencia de forma triangular se reduce gradualmente a cero en el pico (antes) y el valle (más tarde) asociados con la pendiente negativa y el LAT. El área bajo la función de pertenencia se normaliza a 1, por lo tanto, las pendientes negativas relativamente empinadas proporcionan funciones de pertenencia agudas de alta amplitud con una base estrecha igual al tiempo entre el pico y el valle que delimita la pendiente negativa. Por el contrario, las pendientes negativas poco profundas proporcionan funciones de pertenencia de baja amplitud de base amplia.

Para un conjunto de tiempos de activación local mapeados en una malla anatómica:

n_u es el número de vértices en la malla.

LAT_u es el LAT en un vértice de la malla u (ms), $1 \leq u \leq n_u$.

μ_u es una función de pertenencia difusa para la activación en el vértice y es comparable a la función μ_e , en la superficie de la malla, $\mu_u = 1$. Sin embargo, la función de pertenencia difusa μ_u es un compuesto de funciones de pertenencia triangulares ponderadas (denotadas). Las funciones de pertenencia de los vértices colindantes se denotan en términos de distancia y velocidad de conducción de la onda que se propaga entre los vértices primarios y colindantes como se muestra en la figura 25. Para derivar un LAT nítido para un vértice de malla, se requiere "desdifusificación", por ejemplo, usando el método de control de gravedad (CoG) descrito a continuación.

Se hace referencia ahora a la Fig. 20, que es un diagrama compuesto que ilustra la derivación de LAT difusos a partir de un electrograma intracardiaco de acuerdo con una realización de la invención. El electrograma 201 tiene un tiempo pico 203 (P_e), un tiempo valle 205 y un tiempo medio 207. Un gráfico 209 de la función de pertenencia μ_e es triangular teniendo un máximo en el tiempo de LAT_e y valores cero en los tiempos de pico y valle P_e y V_e , respectivamente.

Se hace referencia ahora a la Fig. 21, que es un diagrama compuesto que relaciona los LAT difusos con la morfología de un electrograma intracardiaco de acuerdo con una realización de la invención. La pendiente negativa del electrograma intracardiaco 211 proporciona una referencia para la ventana temporal de interés. En el electrograma intracardiaco 213, una onda de fibrilación de propagación amplia genera una pendiente de 3 ms limitada por líneas verticales discontinuas que se corresponden a los tiempos de pico y valle P_e y V_e , respectivamente. En el gráfico 215, el valor de pertenencia máximo $\max(\mu)$ está limitado a 1. El área bajo la curva 217 se convierte en 1,5.

La morfología del gráfico de la función μ_e puede estar relacionada con el estado de contacto entre los electrodos y el endocardio. Se hace referencia ahora a la Fig. 22, que es una serie de gráficos de la función μ_e para electrodos a diferentes distancias del endocardio de acuerdo con una realización de la invención. En el gráfico 219 el electrodo está en contacto con el endocardio. En los gráficos 221, 223, los electrodos están localizados a distancias crecientes del endocardio. Las curvas son cada vez más amplias y el valor máximo de la función μ_e disminuye a medida que aumenta la distancia desde el endocardio.

Se hace referencia ahora a la Fig. 23, que es una serie de gráficos de la función μ_e tomada de un catéter de múltiples electrodos de acuerdo con una realización de la invención. Los triángulos que tienen picos afilados, por ejemplo, el triángulo 225, corresponden a electrodos que están en contacto con el endocardio. Otros triángulos no están en contacto. En general, cuanto mayor es la anchura de la base de los triángulos y cuanto menor es el valor máximo de la función, mayor es la distancia entre los electrodos y el endocardio.

La malla para propósitos de mapeo difuso coherente puede ser o una malla de electrodo de catéter o una malla que modela la anatomía cardíaca. Para los propósitos de esta divulgación, un "vértice principal" se refiere a un vértice en la malla que se corresponde más cercanamente con la localización de uno de los electrodos del catéter.

Anotación para el mapeo coherente difuso.

Posiciones de los electrodos en el espacio 3D:

- 5 P_e Posición del electrodo.
 S_{pe} Conjunto de posiciones de electrodos (n_e) en la matriz de mapeo.

Definición de malla:

- 10 Tu_i Triángulos de malla, $1 \leq i \leq n_{Tu}$,
 n_{Tu} Número de triángulos de malla.
 Vu_j Vértices de malla, $1 \leq j \leq n_{Vu}$,
 n_{Vu} Número de vértices de malla.
 Mu conjunto de Tu y Vu ,

15 Para un vértice de malla:

- Nodo PV Nodo del vértice principal;
 Nodo NB Nodo de colindancia
 20 Nodo EX Nodo extrapolado (Ni un nodo de vértice principal ni un nodo de colindancia);

Cada vértice pertenece a uno de los siguientes conjuntos:

- 25 conjunto a No LAT (nodo EX),
 conjunto b Exactamente un LAT difuso (nodo PV o NB),
 conjunto c Más de un LAT difuso (nodo PV o NB).

Se calcula una matriz de distancia entre electrodos y vértices de malla anatómica:
 D_{eu} matriz de distancia ($n_u \times n_e$).

30 Mapeo sobre los vértices principales.

Dado D_{eu} y μ_e , la contribución de cada LAT_e de activación de electrodo se mapea sobre el vértice más proximal en la malla (vértice principal; PV) con el valor verdadero máximo μ_{uPV} , como se muestra en la Fig. 24

35
$$LAT_e \rightarrow LAT_{uPV}; \mu_e \rightarrow \mu_{uPV}$$

Usando la función de pertenencia, se definen colindancias cercanas alrededor de los vértices principales. Los LAT μ_u colindantes se determinan por la cantidad $d_{uNB,PV}/CV_{global}$ alrededor de LAT_{uPV} . Sin embargo, aún no se conoce la dirección de activación. La función de pertenencia difusa tiene remate plano con una anchura de $2 \cdot d_{uNB,PV}/CV_{global}$. Esta operación se muestra en la Fig. 25.

45 Las colindancias pueden superponerse, creando más de un LAT difuso en vértices de malla. Se hace referencia ahora a la Fig. 26, que es un diagrama que ilustra la superposición de colindancia en una malla, de acuerdo con una realización de la invención. A la izquierda de la figura hay un grupo 227 de tres vértices principales cuyas colindancias están representadas por los círculos respectivos en los que se centran los vértices principales. A la derecha de la figura hay un grupo 229 en el que los vértices colindantes de los vértices principales se han definido como se ha descrito anteriormente. Algunos vértices colindantes, por ejemplo, vértices 231, 233, se encuentran dentro de más de una de las colindancias.

50 Se hace referencia ahora a Fig. 27, que ilustra vecindades de malla y presenta dos gráficos de acuerdo con una realización de la invención. Esta figura ilustra que múltiples LAT difusos en vértices de malla pueden tener diferentes valores de verdad. La flecha 235 indica una onda de propagación. Los LAT difusos 237, 239, 241 se encuentran en un grupo 243 de tres vecindarios separados y tienen valores de verdad respectivos 245, 247, 249 como se muestra en el gráfico 251. El gráfico 253 ilustra una función de pertenencia que es un compuesto de la función de pertenencia triangular ponderada y denotada, el cálculo de un LAT difuso para el grupo 243 utilizando un método de "centro de gravedad" (CoG) en el que la función de pertenencia se divide en dos partes de modo que las áreas bajo la curva sean iguales

60 Se hace referencia ahora a la Fig. 28, que es un diagrama compuesto que ilustra el cálculo de un LAT difuso de acuerdo con el CoG de un grupo de vértices principales de acuerdo con una realización de la invención. La función μ_u se muestra gráficamente para tres vértices principales 255, 257, 259 como gráficos, y la función se discretiza por zonas alrededor de los vértices en una visualización pictórica 261. El CoG 263 tiene un gráfico compuesto 265 de la función μ_u para los vértices 255, 257, 259.

65 Muchos vértices (nodos EX) pueden carecer de funciones μ_u asignadas. Los valores de la función μ_u para

los nodos EX se asignan mediante la evaluación de ondas de activación extrapoladas que pasan por debajo de los vértices principales (nodos PV). Se hace referencia ahora a la Fig. 29, que muestra una malla que tiene un vértice extrapolado de acuerdo con una realización de la invención. Una función μ para el vértice se calcula de la siguiente manera:

1. Calcular la distancia más corta entre el nodo EX y todos los vértices principales en la malla.
2. Calcular el valor de la función $\mu_{uEX} = f(\mu_{uPV}, dp_{v,EX})$. Este cálculo es el mismo que la inicialización de los nodos colindantes descritos anteriormente, excepto que solo se consideran instancias de la función μ_{uEX} con los cinco valores verdaderos más altos, como se muestra en el gráfico 267.
3. Calcular el LAT difuso a partir de la función combinada μ_{uEX} en el paso 2, usando el método CoG.

Optimización de la activación en el mapeo coherente difuso.

Se hace referencia ahora a la Fig. 30, que es un diagrama de flujo de un método de optimización de la activación difusa de acuerdo con una realización de la invención. En el paso inicial 269, los valores iniciales para la función μ_u se asignan a los vértices principales y a los nodos de colindancia de un marco de activación de una malla. Estos procedimientos se han descrito anteriormente y no se repiten aquí.

Luego, en el paso 271 se evalúa una función de coste. El valor de la función de coste es la media de todos los valores verdaderos difusos máximos μ_u para los vértices de malla. Este resultado aumenta al disminuir la ponderación de las funciones de pertenencia de los vértices proximales.

Luego, en el paso de decisión 273, se determina si la función de coste en la iteración actual es menor que la de la iteración anterior (dentro de una tolerancia predefinida). Si la determinación es negativa, el control pasa al paso final 275 y finaliza el procedimiento.

Si la determinación en el paso de decisión 273 es afirmativa, entonces el control pasa al paso 277. Los valores de la función μ_u se actualizan en base a un procedimiento de optimización que incluye minimizar el vector de desviación de velocidad para el vértice actual. El procedimiento es análogo al descrito con respecto a la Fig. 14. Los detalles no se repiten en aras de la brevedad. El efecto es maximizar la uniformidad en la conducción de una onda de activación, que se desplaza por lo menos 0,2 m/s. Tal onda normalmente debería propagarse de manera continua. Tras completar el paso 277 hay un conjunto de LAT difusos que tienen las funciones μ_u respectivas.

A medida que la función de coste se optimiza en iteraciones sucesivas, el valor de la función μ_u aumenta y disminuye su propagación, como se muestra en la Fig. 31, que son dos gráficos de la función μ_u en un vértice de una malla antes y después de la optimización de acuerdo con una realización de la invención.

Volviendo a la Fig. 30A, luego, en el paso 279, se calculan los valores de LAT_u a partir de los valores actuales de la función μ_u . El procedimiento se itera luego en el paso 271. Los vértices se marcan para revisión si por lo menos uno de los vértices colindantes tiene $\mu_u > \mu_{u \min}$. Todos los LAT difusos en los que la función μ_u está marcada para revisión se actualizan simultáneamente al final de cada iteración. En cada paso iterativo, los LAT difusos en los vértices se ajustan para minimizar los ángulos entre los vectores de velocidad de los triángulos circundantes y la media de estos vectores, como se ha descrito anteriormente en el análisis de las Ecuaciones 1 a 4. Se coloca un límite inferior en las velocidades para excluir líneas de bloqueo.

Se hace referencia ahora a la Fig. 32, que es un diagrama que ilustra la optimización de la conducción uniforme en un centro dentro de un área que incluye vértices colindantes, de acuerdo con una realización de la invención. El diagrama muestra un vértice 281 que tiene un LAT difuso de 28 ms. Las velocidades de conducción se denotan seguidas de las flechas. Cinco vértices colindantes con LAT difusos (LAT_2 - LAT_6) rodean el vértice 281 con los vectores de conducción respectivos como se muestra. En general, cuando el CV medio es positivo, la onda se aleja de un punto más rápido de lo que se acerca, y el LAT en el CoG (LAT_1) debe disminuir.

Variar el LAT da como resultado la rotación de los vectores de velocidad debido a las diferencias de tiempo entre los triángulos. Para lidiar con esto, el ángulo de desviación de velocidad se calcula usando un paso hacia arriba y un paso hacia abajo del LAT central en el vértice 281. Se selecciona la dirección que produce el ángulo de diferencia más bajo.

Se hace referencia ahora a la Fig. 33, que es un diagrama similar a la Fig. 32, de acuerdo con una realización de la invención. En este ejemplo, hay un bloqueo de conducción 283, y la función μ_u no se actualiza. Las conexiones entre vértices se eliminan cuando la velocidad de conducción es inferior a un mínimo predeterminado, después de lo cual el algoritmo itera.

Los expertos en la técnica apreciarán que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y descrito particularmente en la presente anteriormente. Más bien, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las varias características descritas anteriormente en la presente, así

como variaciones y modificaciones de las mismas que no están en la técnica anterior, que se les ocurrirán a los expertos en la técnica tras leer la descripción anterior.

Aspectos de la divulgación:

- 5 1. Un método, que comprende los pasos de:
 - 10 insertar una sonda en el corazón de un sujeto vivo, la sonda teniendo una pluralidad de electrodos; registrar electrogramas de los electrodos concurrentemente en localizaciones respectivas en el corazón; delimitar los intervalos de tiempo de activación respectivos en los electrogramas; generar un mapa de ondas de propagación eléctrica a partir de los intervalos de tiempo de activación, maximizando la coherencia de las ondas ajustando los tiempos de activación local dentro de los intervalos de tiempo de activación de los electrogramas; y
 - 15 informar de los tiempos de activación local ajustados.
2. El método de acuerdo con el aspecto 1, que comprende además extirpar tejido en el corazón para modificar las ondas.
3. El método de acuerdo con el aspecto 1, en donde los intervalos de tiempo de activación comprenden los primeros intervalos delimitados por un pico y un valle que representan un inicio y un final de una pendiente y los segundos intervalos que comprenden ventanas alrededor de los primeros intervalos, en donde se realiza un ajuste de los tiempos de activación local dentro de los segundos intervalos.
4. El método de acuerdo con el aspecto 3, en donde las ventanas alrededor de los primeros intervalos son $\pm$ 40 ms.
5. El método de acuerdo con el aspecto 1, en el que los tiempos de activación local en las localizaciones respectivas de los electrodos se representan como funciones de pertenencia de electrodos difusas (μ_e) que varían de 0 a 1.
6. El método de acuerdo con el aspecto 1, en el que generar el mapa de ondas de propagación eléctrica comprende segmentar los electrogramas en una serie de marcos en los momentos respectivos, en donde los marcos son asignaciones respectivas de lecturas de los electrodos a una matriz de valores.
7. El método de acuerdo con el aspecto 6, que comprende además los pasos de:
 - 40 asignar tiempos de activación local para los electrodos a partir de la matriz de valores; modelar por lo menos una parte del corazón como una malla que tiene vértices, en donde una parte de los vértices se corresponde con las localizaciones respectivas de los electrodos; determinar las velocidades de conducción de propagación eléctrica entre los vértices de los marcos en base a los tiempos de activación local asignados; y
 - 45 calcular la coherencia de las ondas usando las velocidades de conducción.
8. El método de acuerdo con el aspecto 7, en el que maximizar la coherencia de las ondas comprende:
 - representar las velocidades de conducción como vectores de velocidad de conducción;
 - calcular un vector de desviación de velocidad en los vértices respectivos de los vectores de velocidad de conducción; y
 - 50 minimizar una longitud del vector de desviación de velocidad.
9. El método de acuerdo con el aspecto 7, que comprende además interpolar tiempos de activación de vértices en la malla que no corresponden a las localizaciones respectivas de los electrodos.
10. El método de acuerdo con el aspecto 7, en el que los tiempos de activación en los vértices de la malla se representan como funciones de pertenencia de vértice difusas (μ_v) que varían entre 0 y 1, las funciones de pertenencia de vértice en cada uno de los vértices comprendiendo combinaciones ponderadas de las funciones de pertenencia de vértice de vértices colindantes de los mismos.
11. El método de acuerdo con el aspecto 10, en el que maximizar la coherencia de las ondas comprende ajustar los tiempos de activación en los vértices de la malla para maximizar un valor medio de las funciones de pertenencia de vértice en la malla.
12. El método de acuerdo con el aspecto 10, que comprende además asignar funciones de pertenencia de vértice a vértices no colindantes de la malla mediante extrapolación.

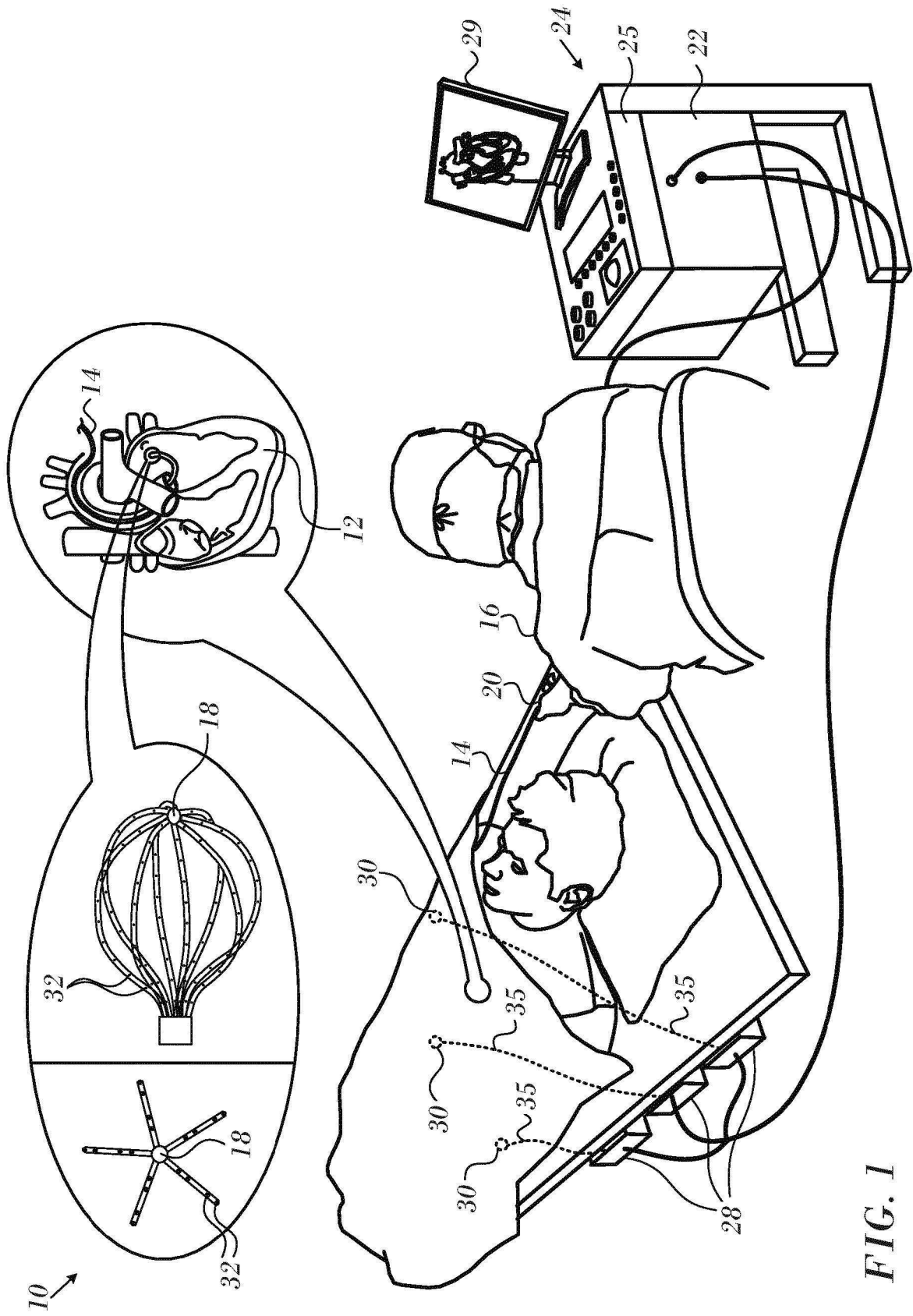
REIVINDICACIONES

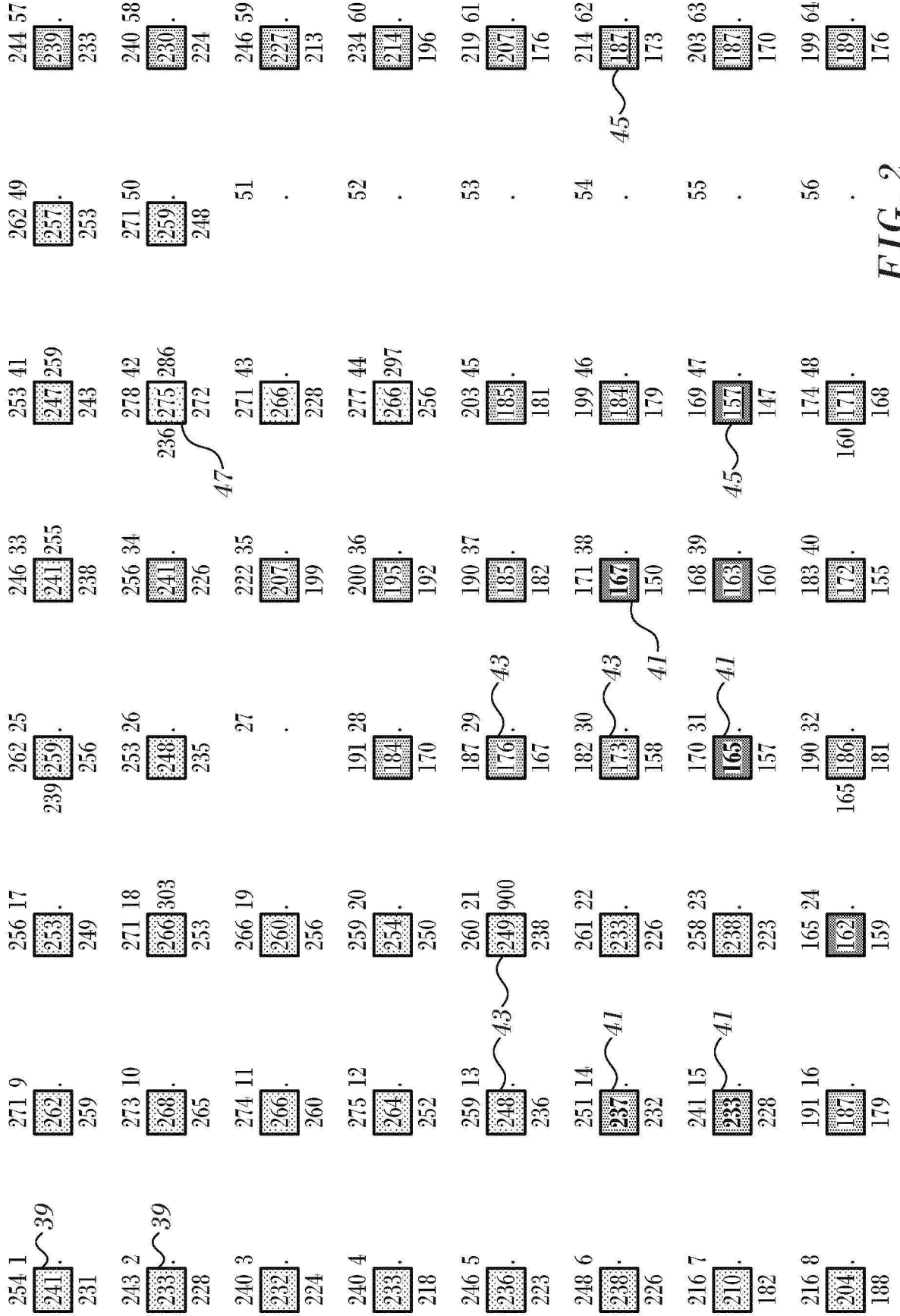
1. Un aparato que comprende:

- 5 una sonda (14) que tiene una pluralidad de electrodos (32) y adaptada para su inserción en un corazón (12) de un sujeto vivo; y
un procesador (22), que está configurado para recibir una señal eléctrica de los electrodos (32) y realizar los pasos de:
 - 10 registrar electrogramas de los electrodos concurrentemente en localizaciones respectivas en el corazón;
delimitar los intervalos de tiempo de activación respectivos en los electrogramas;
generar (65) un mapa de ondas de propagación eléctrica a partir de los intervalos de tiempo de activación, que comprende:
 - 15 segmentar los electrogramas en una serie de marcos en los momentos respectivos, en donde cada marco incluye asignaciones respectivas de las lecturas del electrograma a una matriz de valores;
asignar tiempos de activación local para los electrodos en base a los electrogramas respectivos;
modelar por lo menos una parte del corazón como una malla triangular que tiene vértices,
correspondiendo cada vértice a la localización de un electrodo respectivo;
 - 20 determinar las velocidades de conducción de propagación eléctrica entre los vértices de los marcos en base a los tiempos de activación local asignados;

maximizar la coherencia de las ondas (75) ajustando los tiempos de activación local dentro de los intervalos de tiempo de activación respectivos de los electrogramas, que comprende:
 - 25 representar las velocidades de conducción como vectores de velocidad de conducción (135, 137) de los triángulos respectivos (129, 131) de la malla triangular;
calcular los vectores de desviación de velocidad (v_d) en los vértices respectivos a partir de los vectores de velocidad de conducción de triángulos conectados al vértice; y
 - 30 minimizar una longitud del vector de desviación de velocidad (v_d); y

informar de los tiempos de activación local ajustados.
- 35 **2.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un generador de potencia de ablación conectado a la sonda (14) para extirpar tejido en el corazón (12) para modificar las ondas.
- 40 **3.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los intervalos de tiempo de activación comprenden los primeros intervalos delimitados por un pico y un valle que representan un inicio y un final de una pendiente y los segundos intervalos que comprenden ventanas alrededor de los primeros intervalos, en donde ajustar los tiempos de activación local se realiza dentro de los segundos intervalos.
- 4.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 3, en el que las ventanas alrededor de los primeros intervalos son de ± 40 ms.
- 45 **5.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además interpolar tiempos de activación de vértices en la malla que no se corresponden con las localizaciones respectivas de los electrodos.





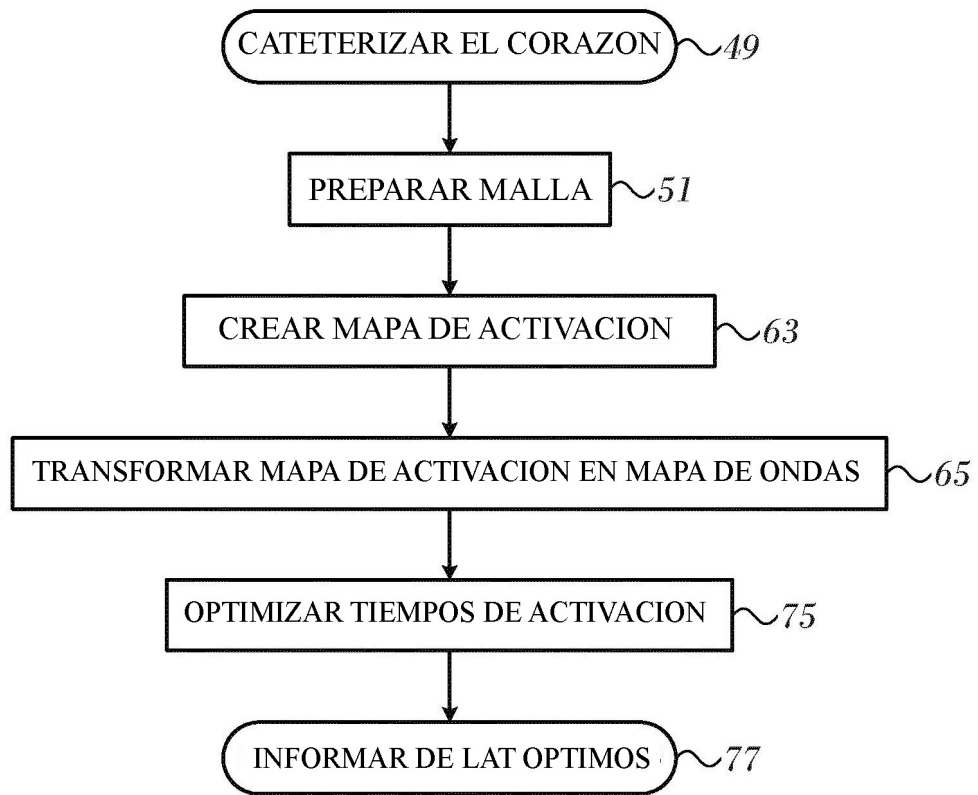
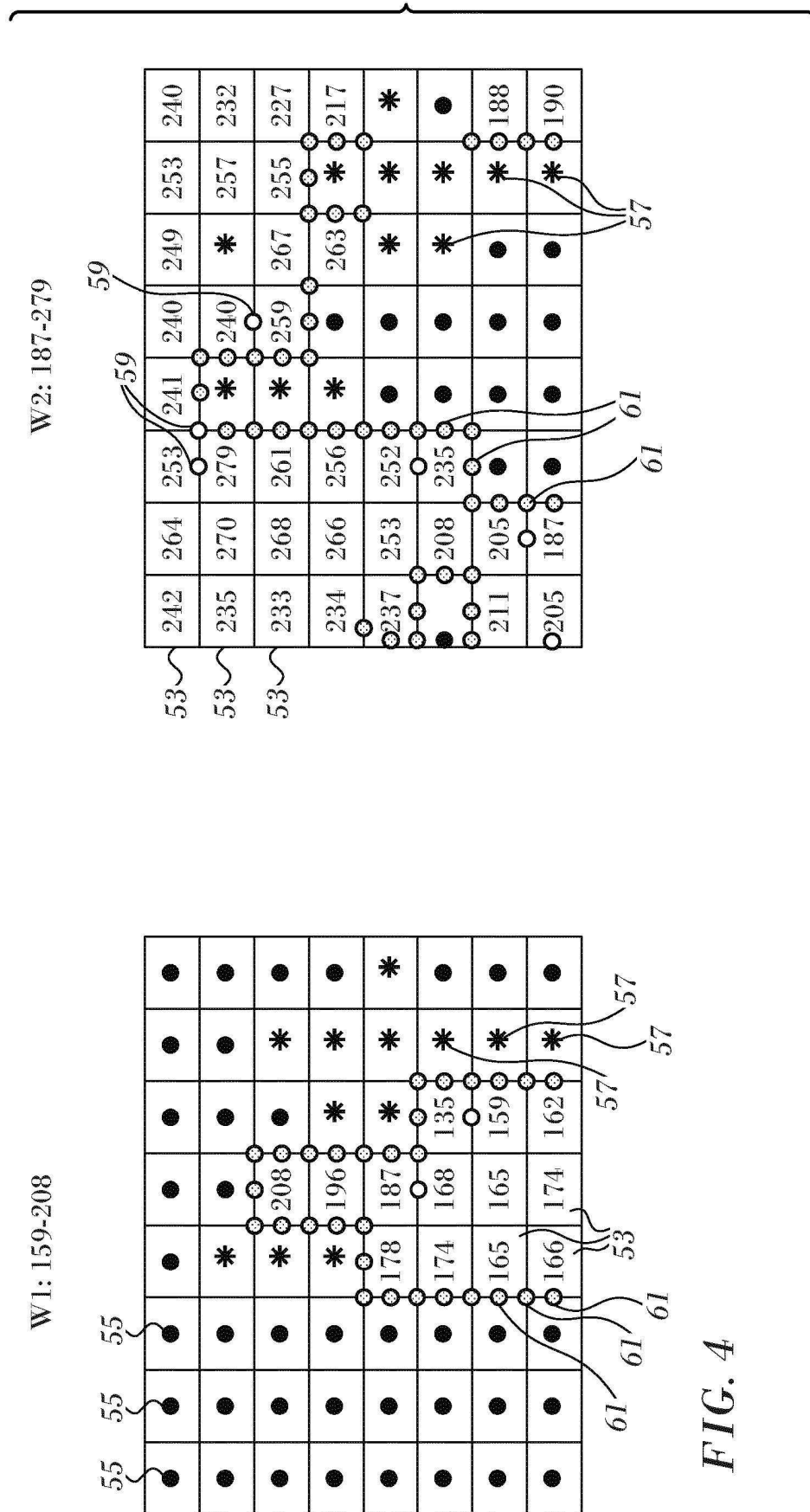


FIG. 3



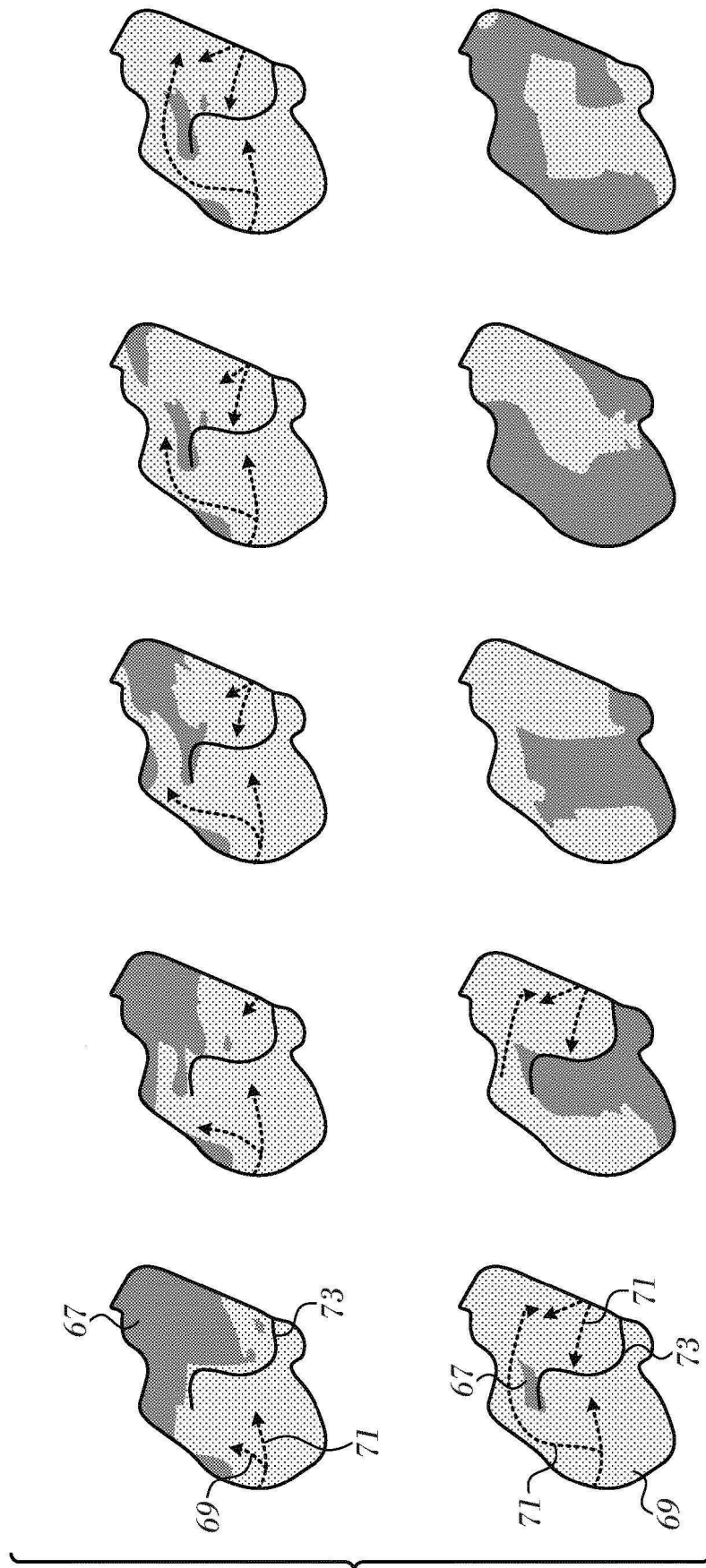


FIG. 5

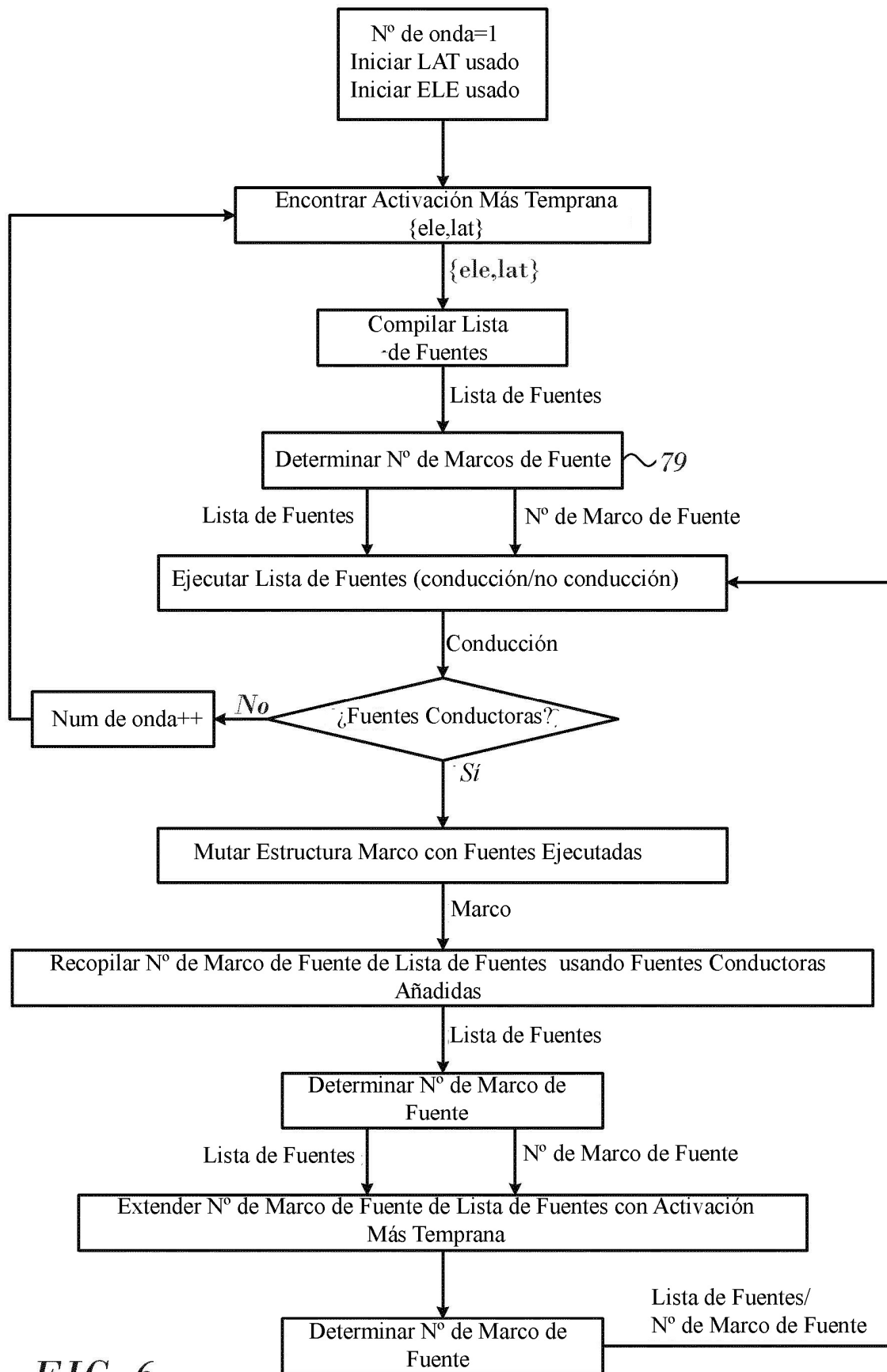
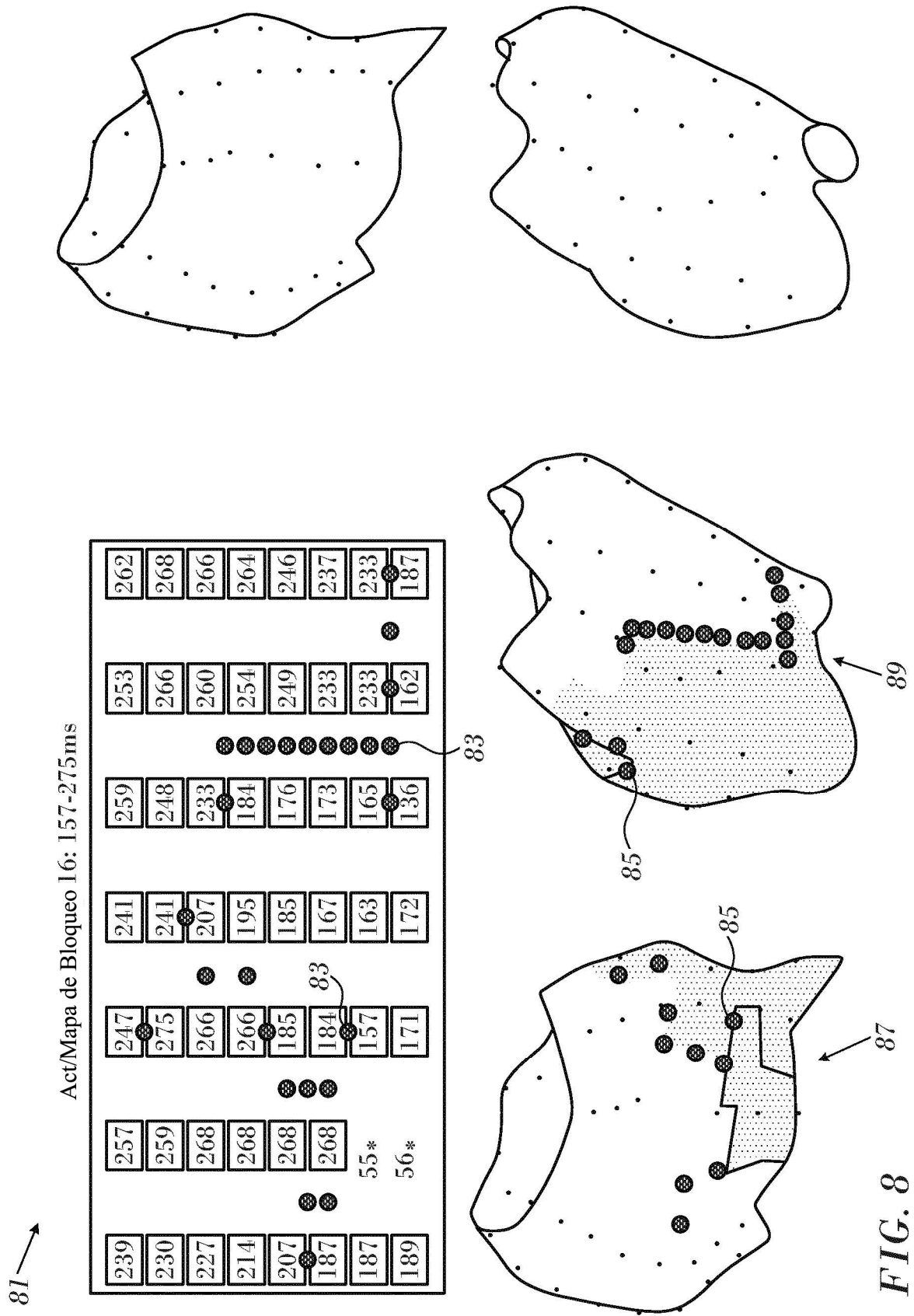


FIG. 6

FIG. 7



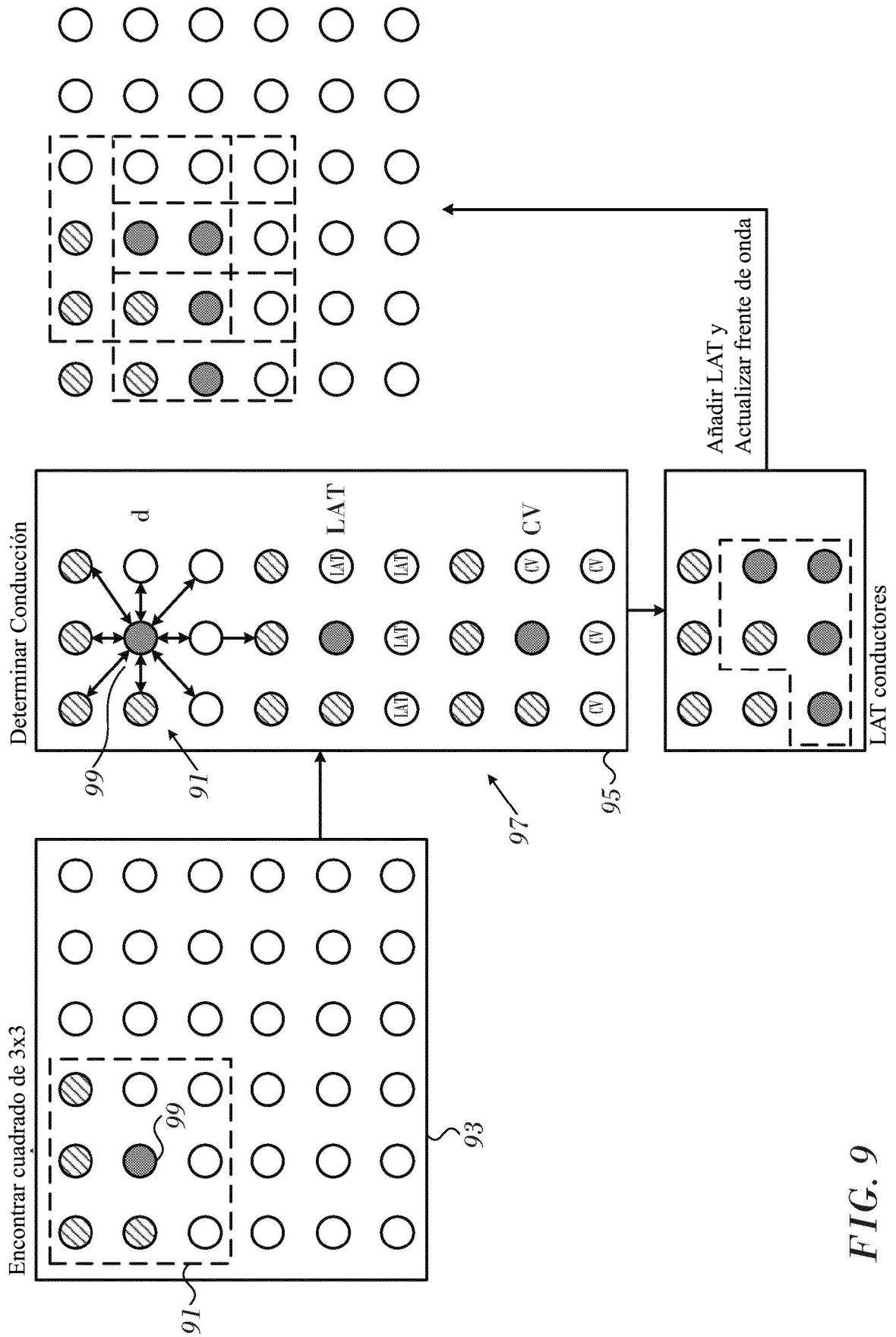


FIG. 9

FIG. 10

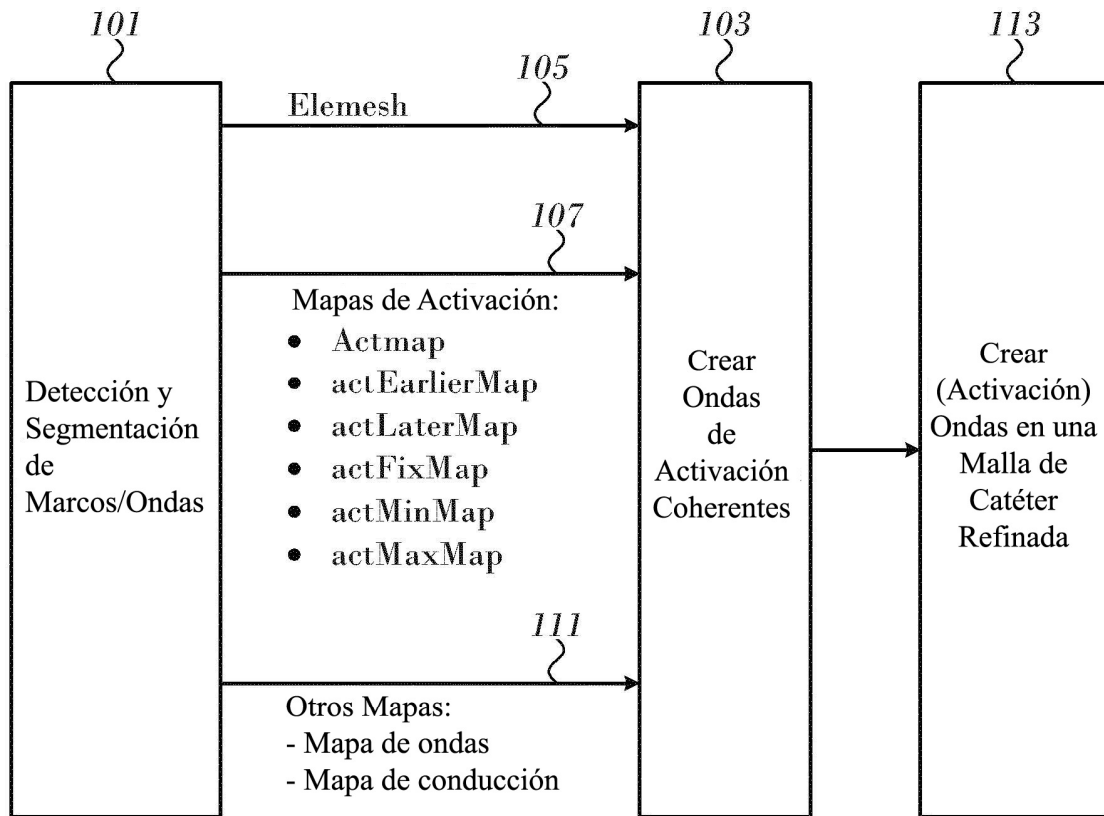


FIG. 11

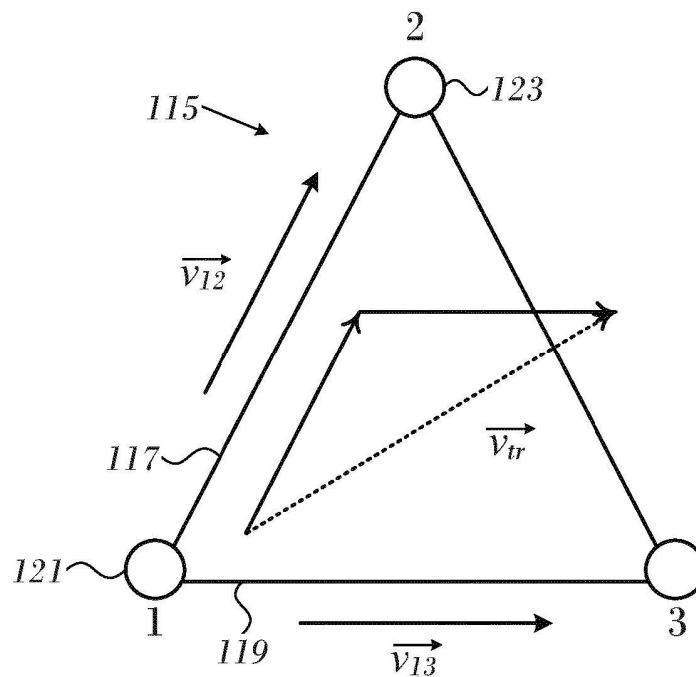


FIG. 12

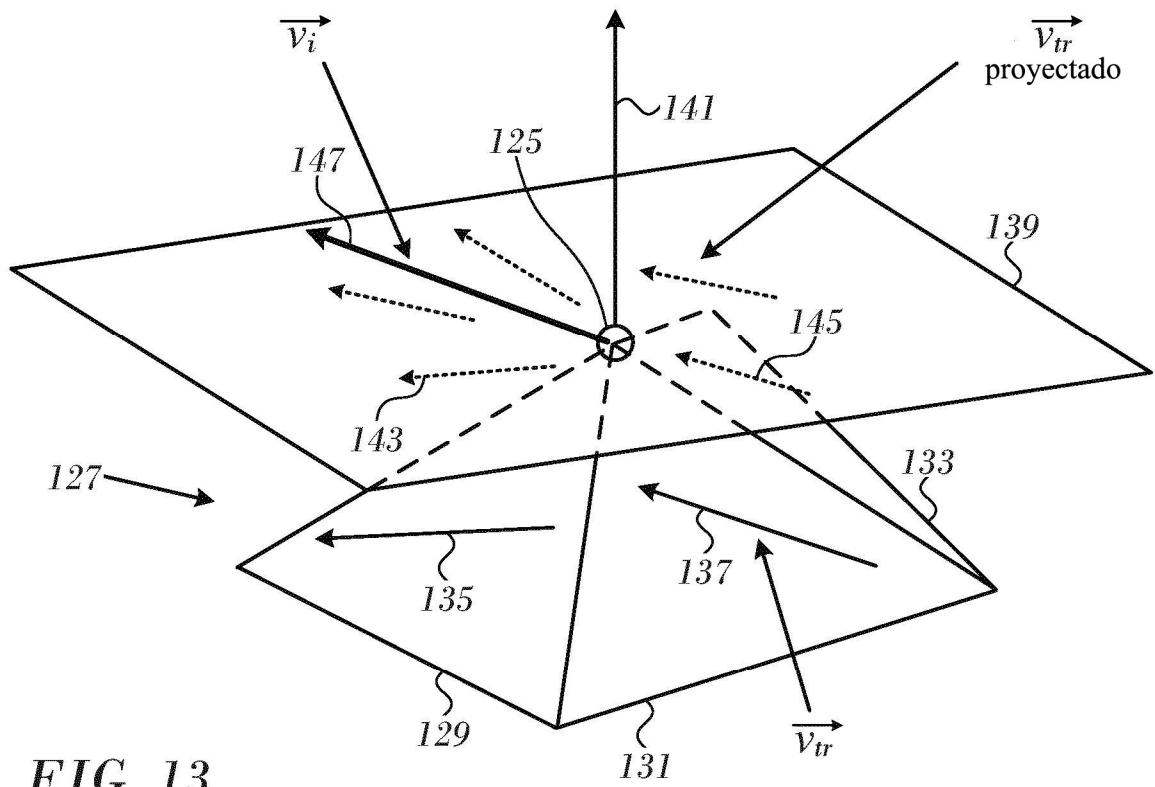


FIG. 13

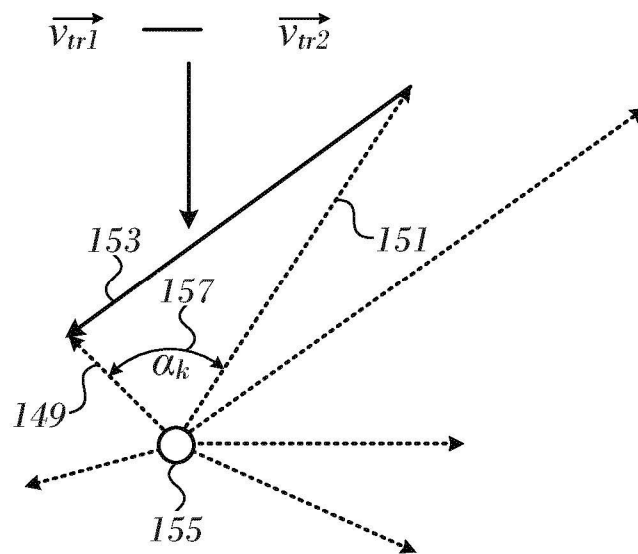
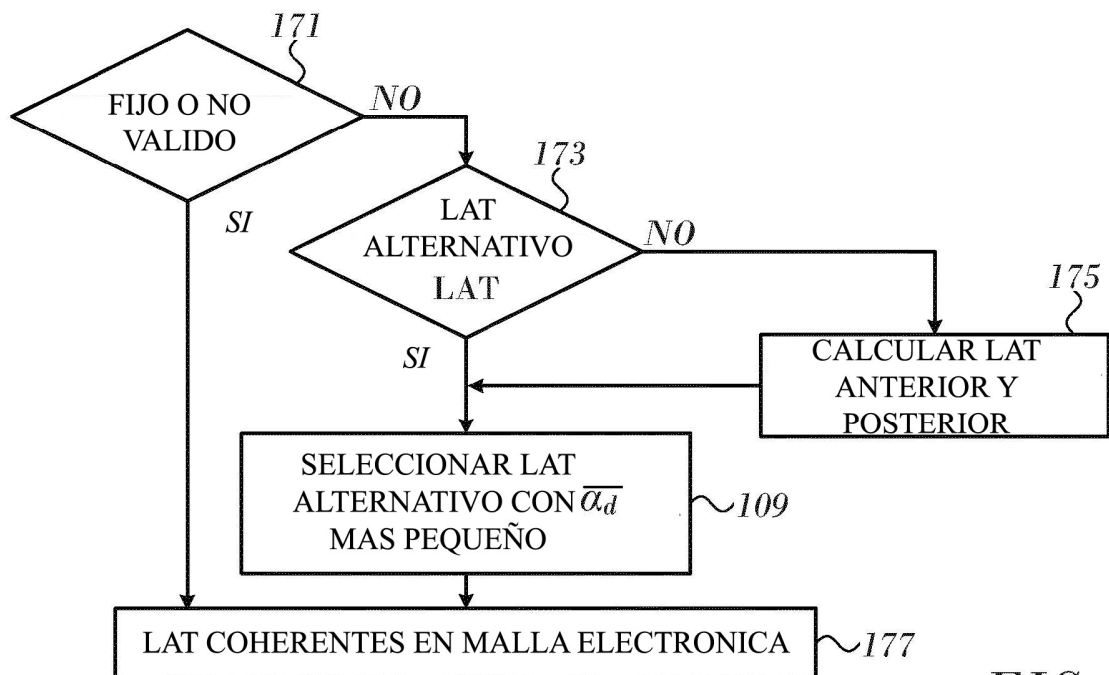
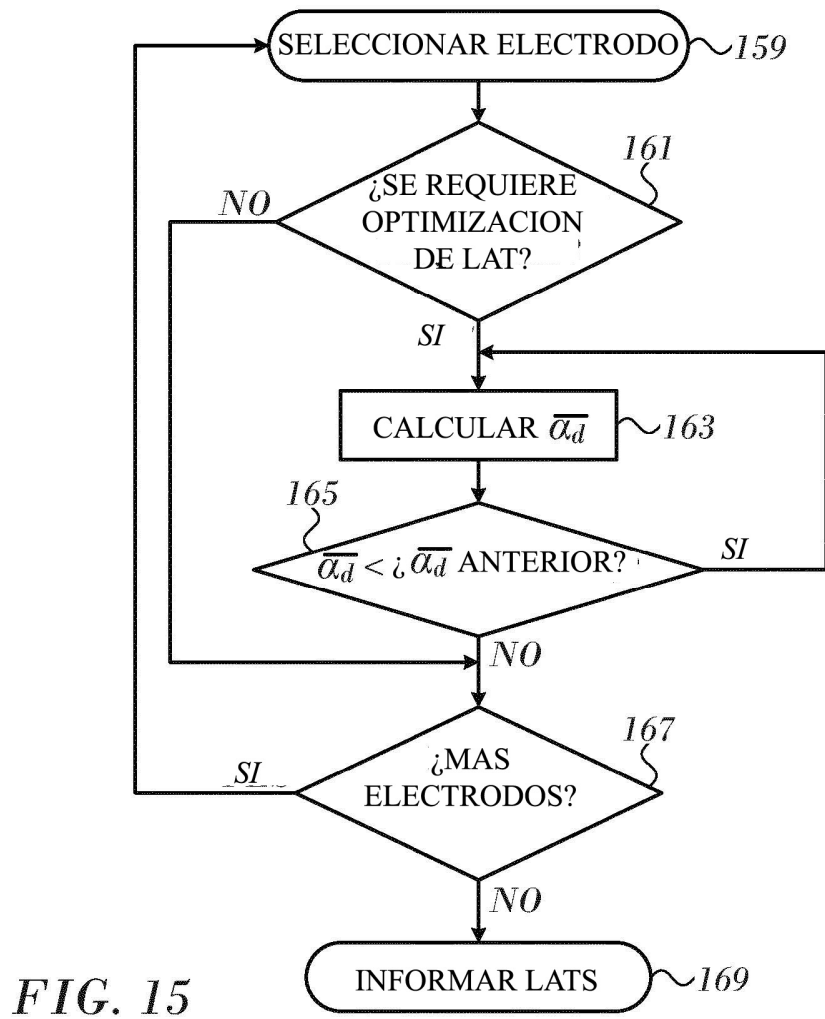


FIG. 14



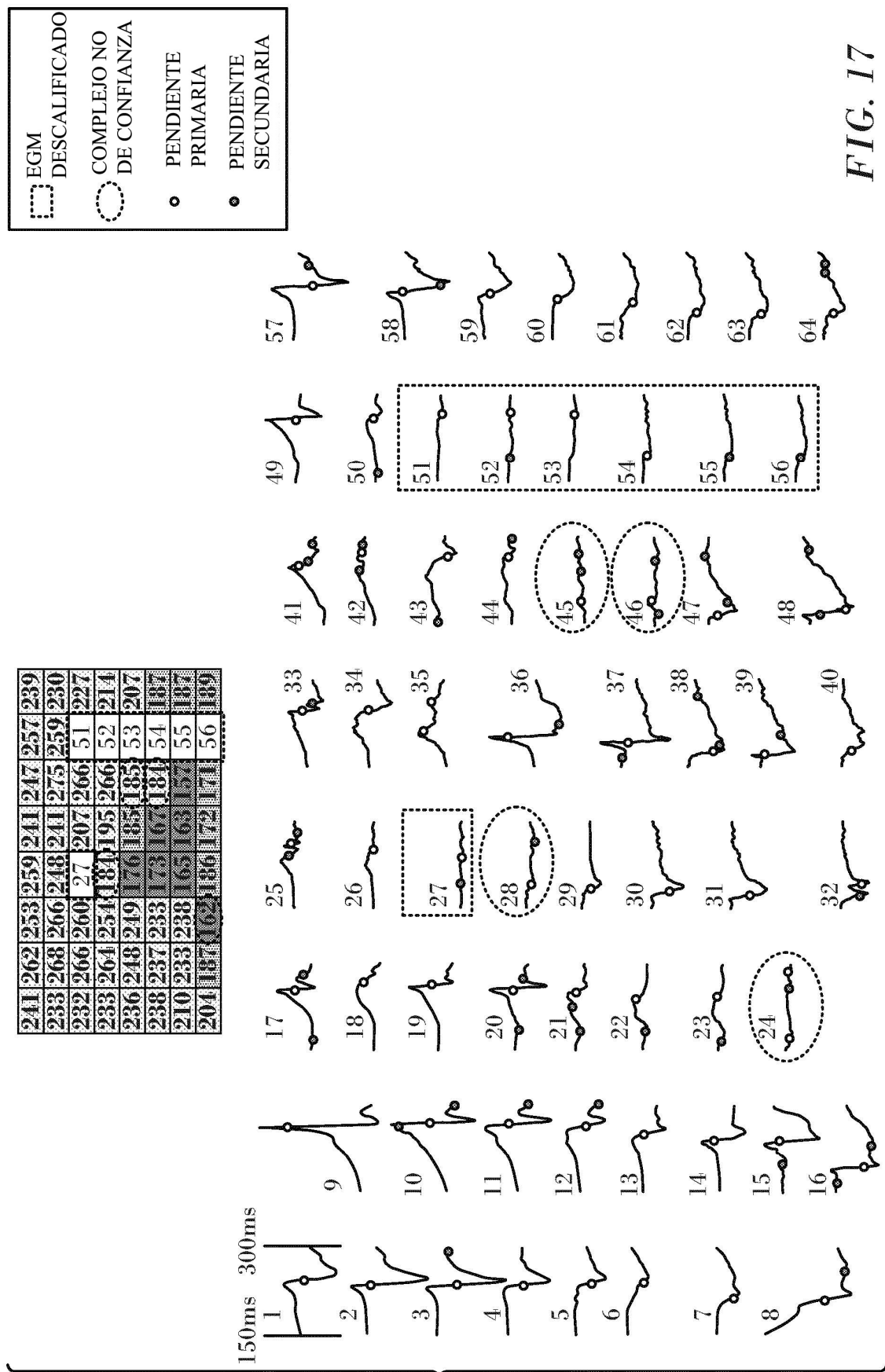


FIG. 17

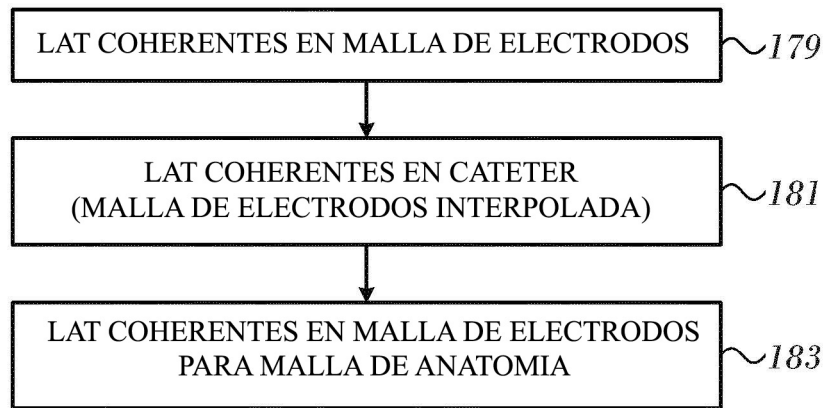


FIG. 18

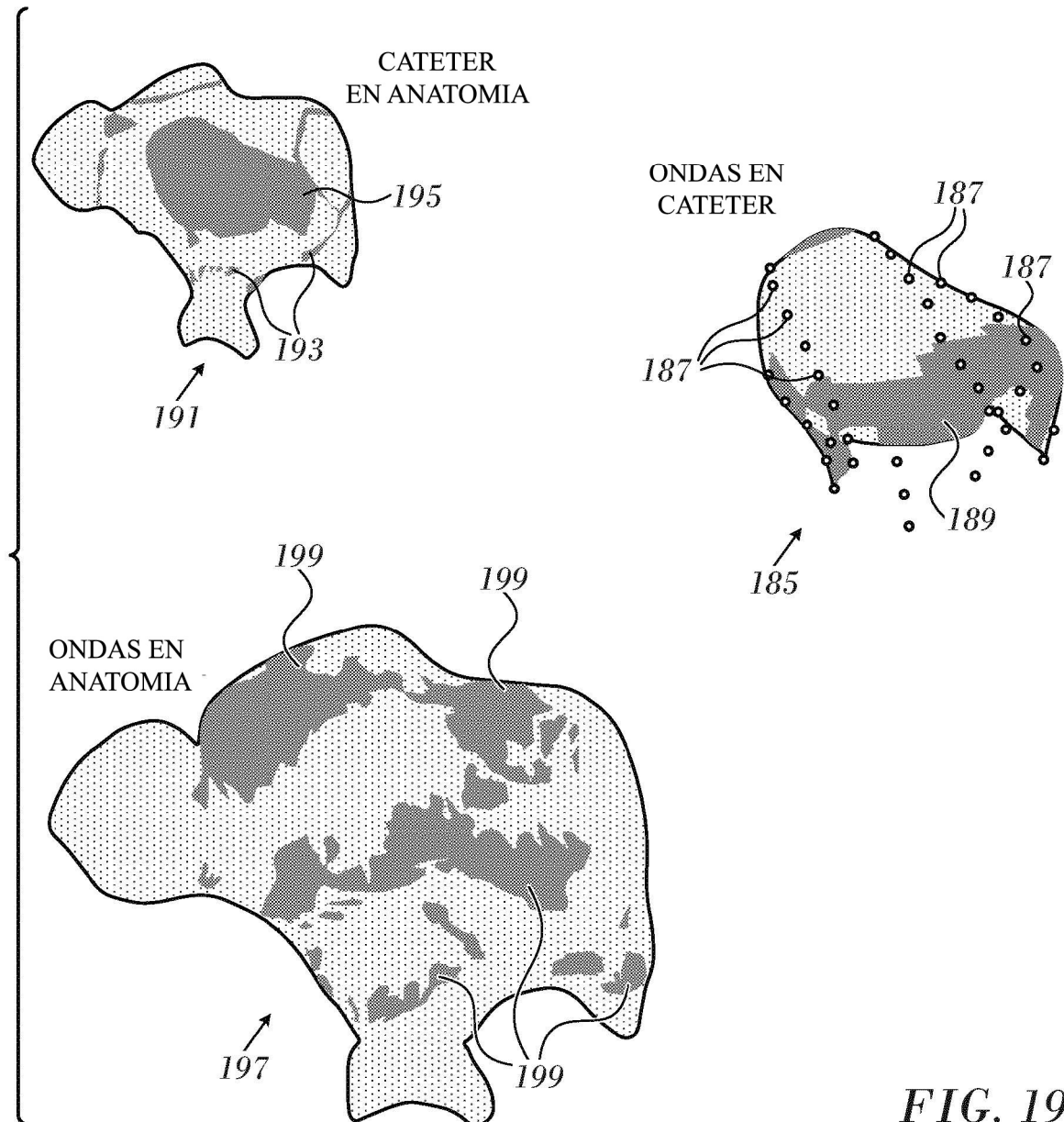


FIG. 19

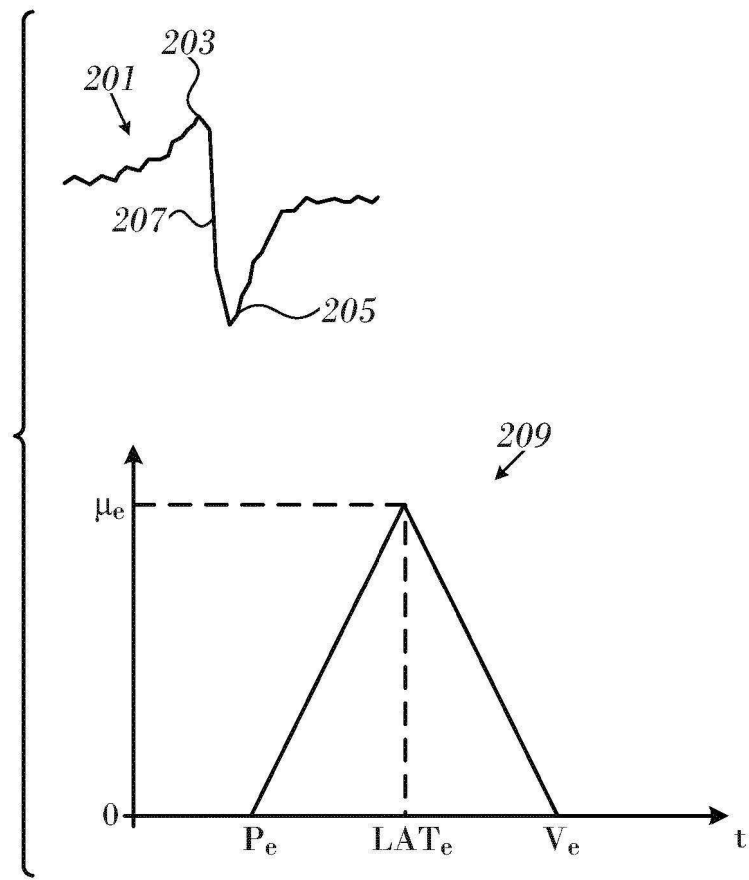


FIG. 20

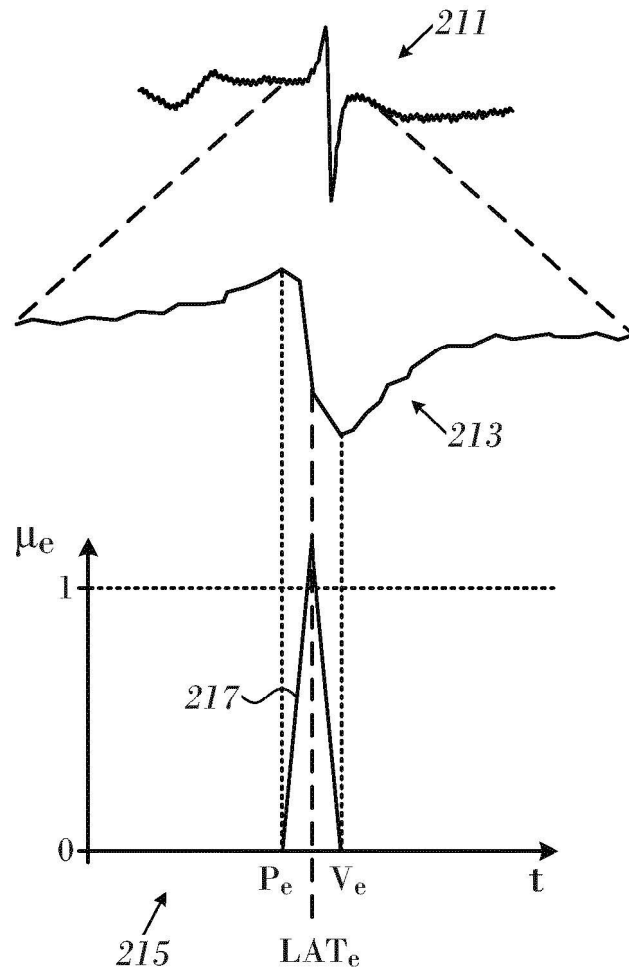
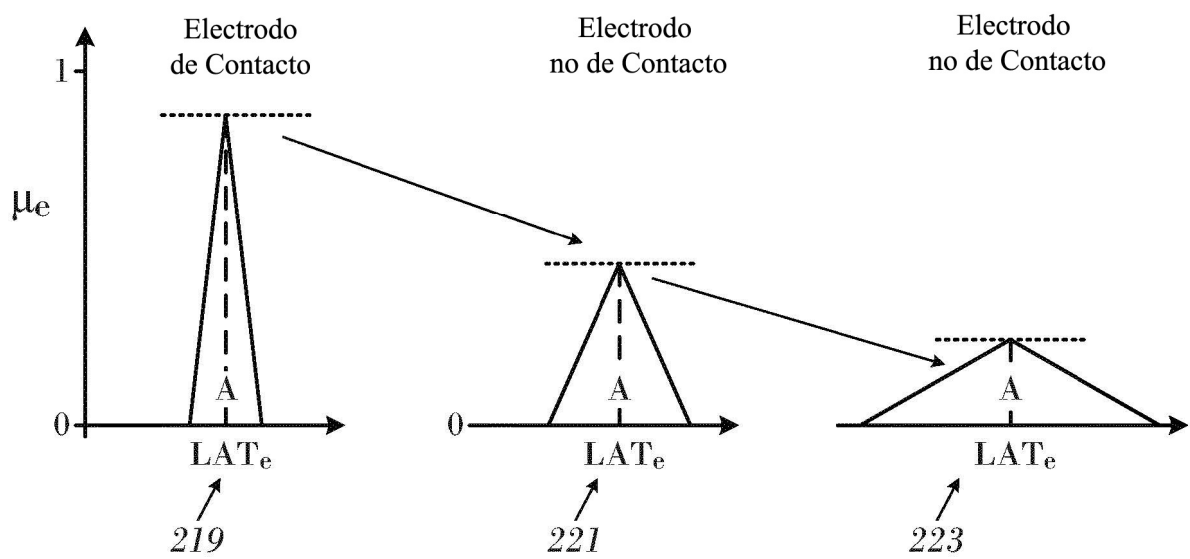


FIG. 21

FIG. 22



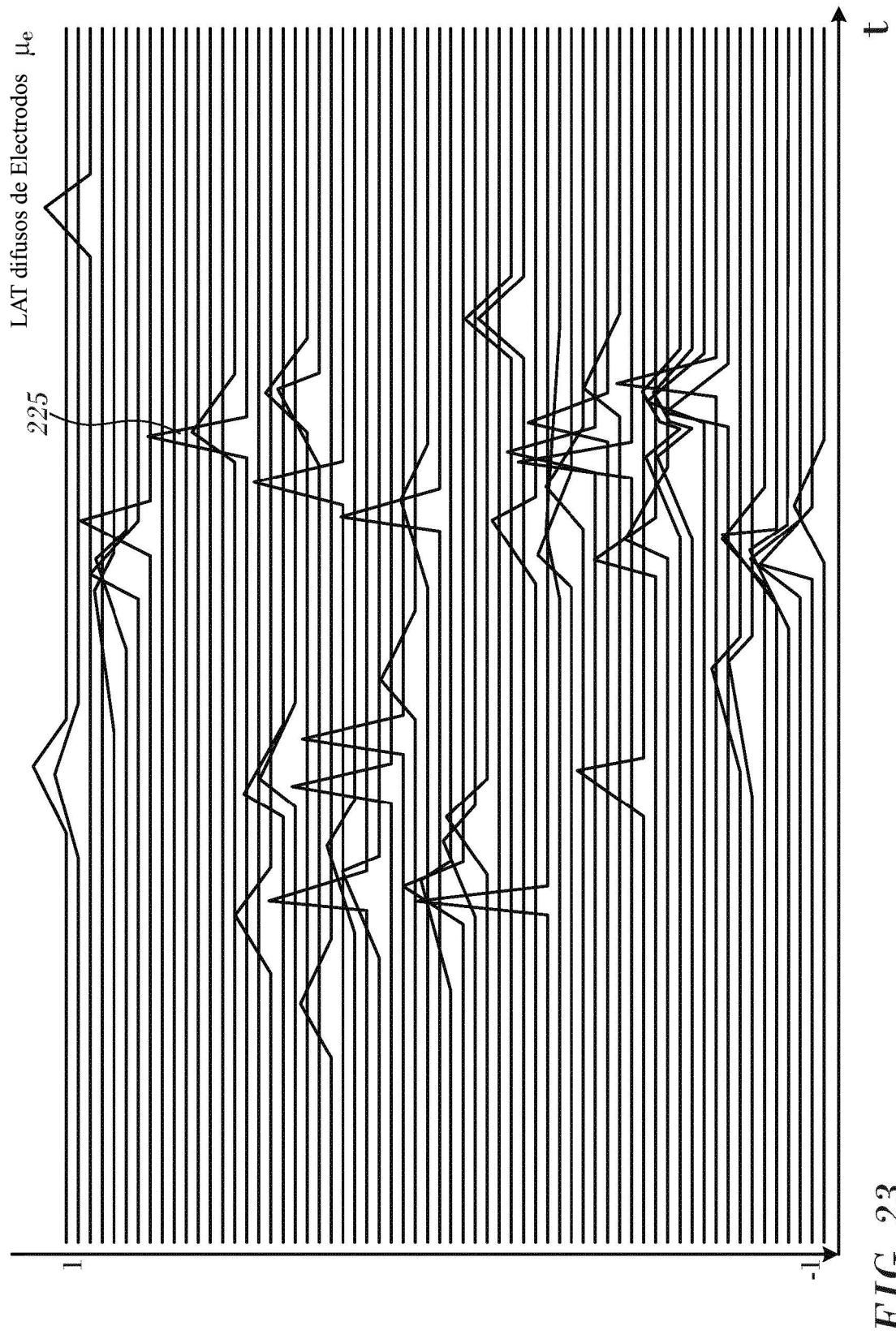


FIG. 23

FIG. 24

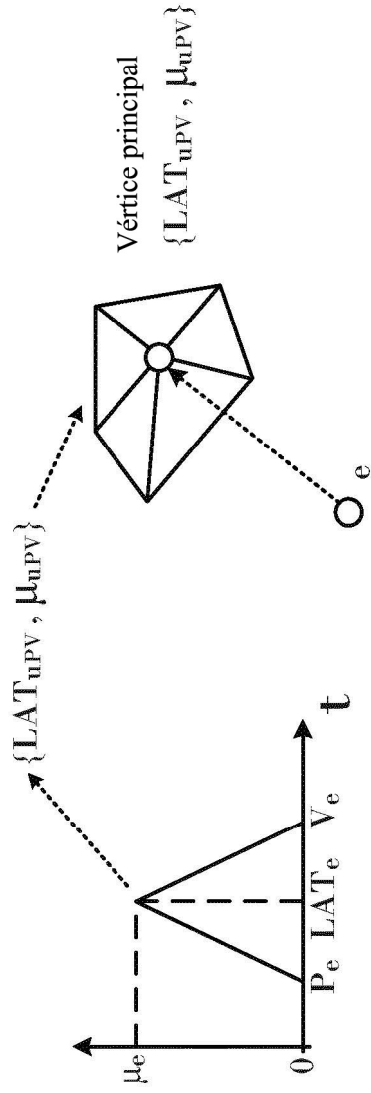
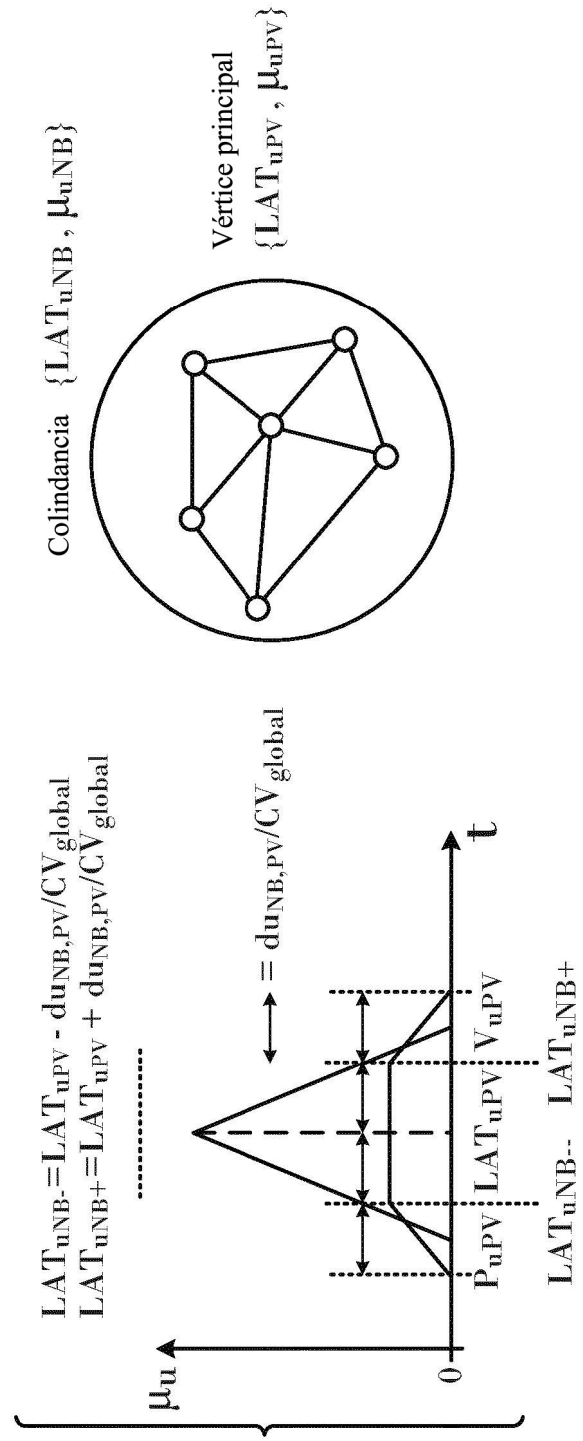


FIG. 25



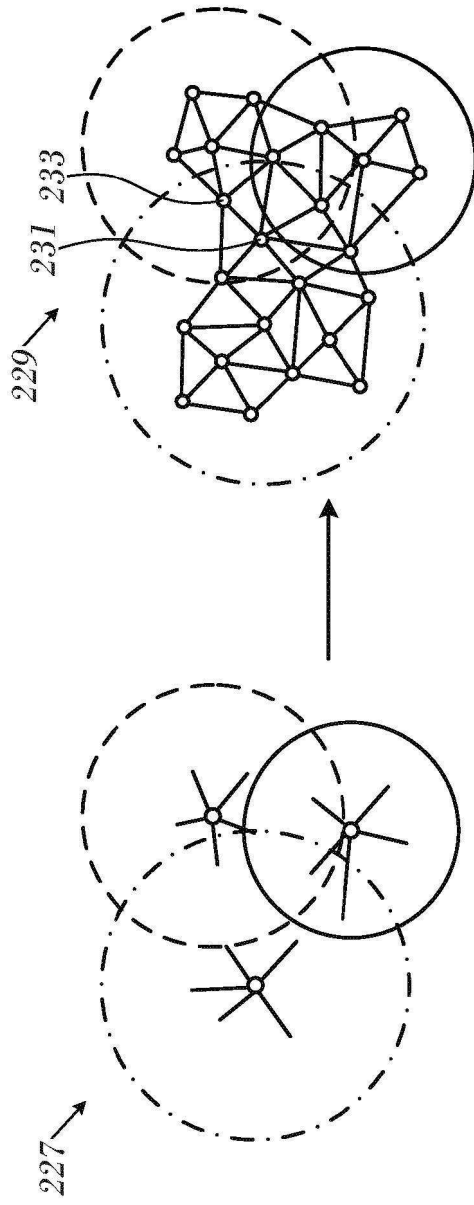


FIG. 26

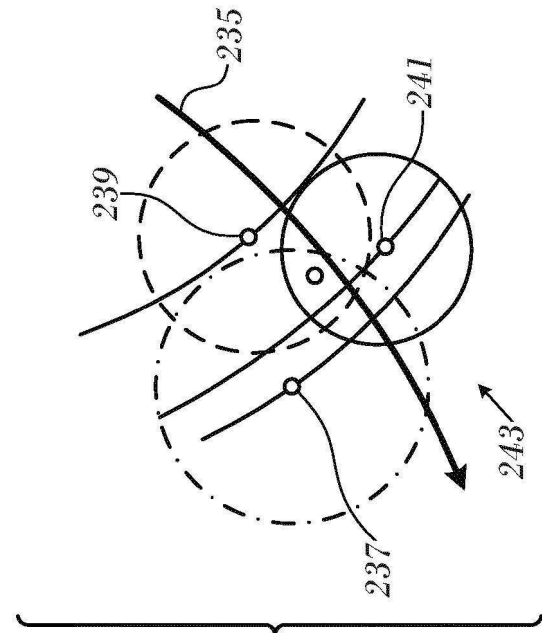


FIG. 27

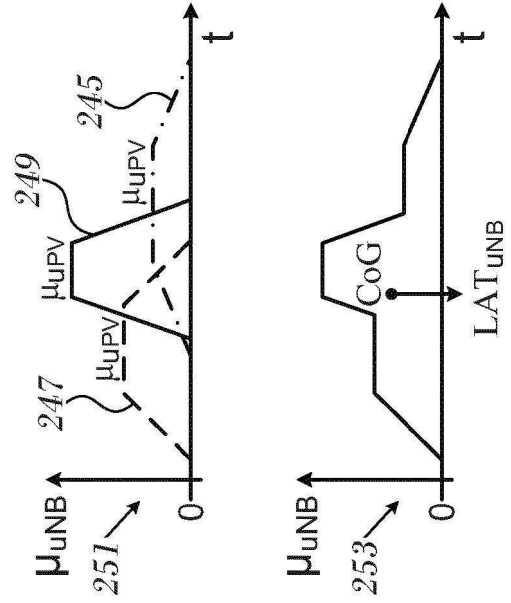
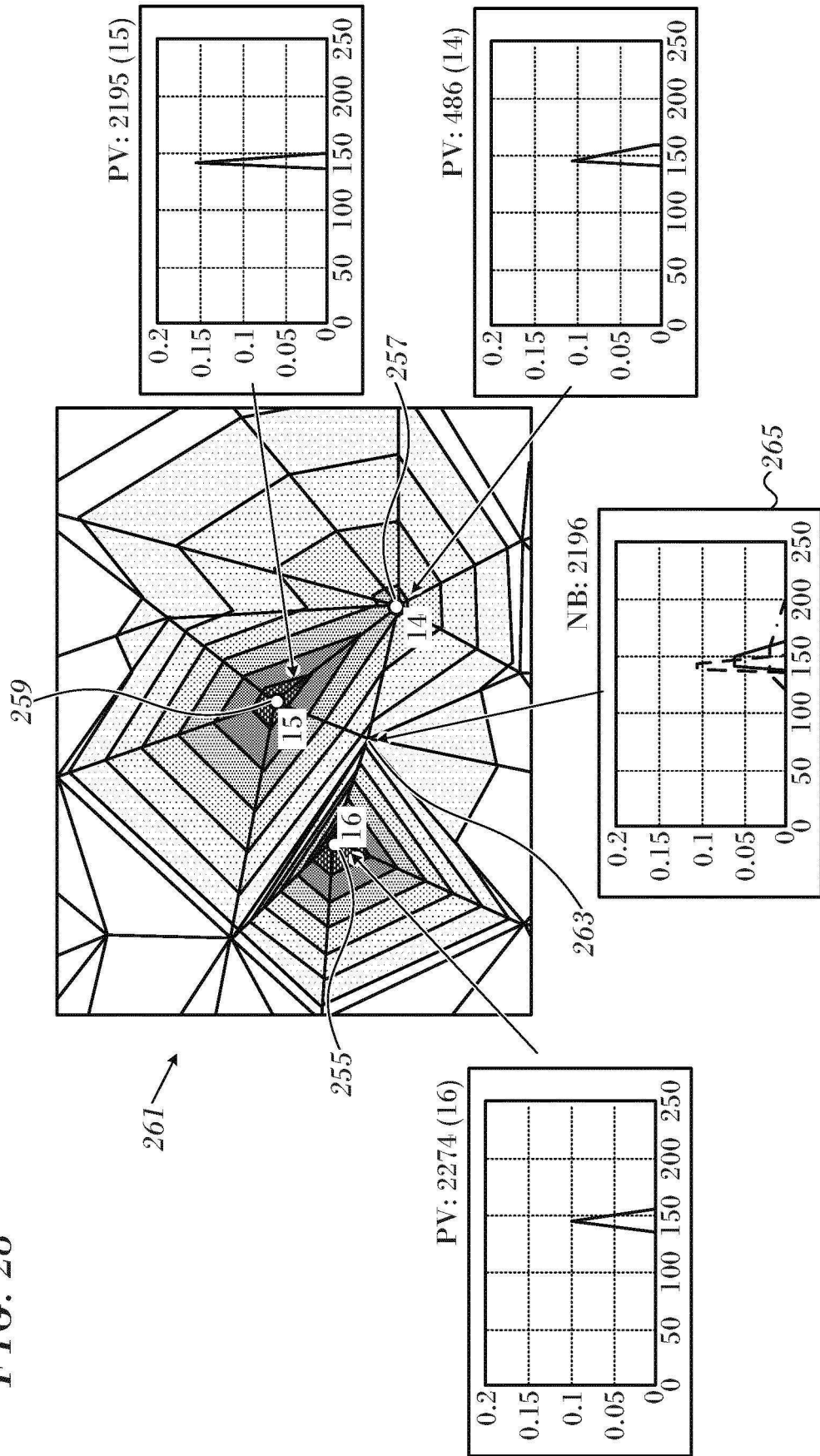


FIG. 28



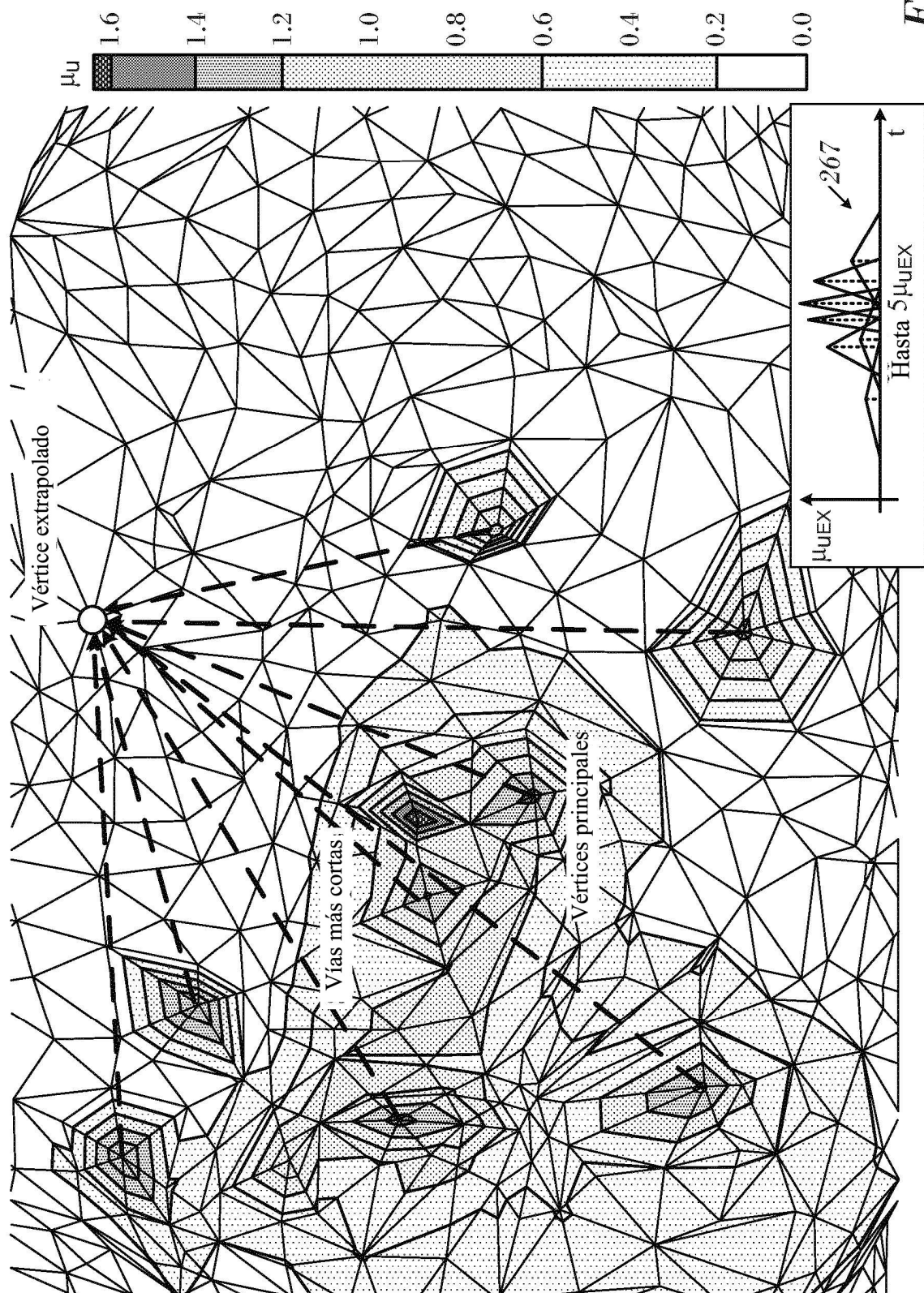


FIG. 29

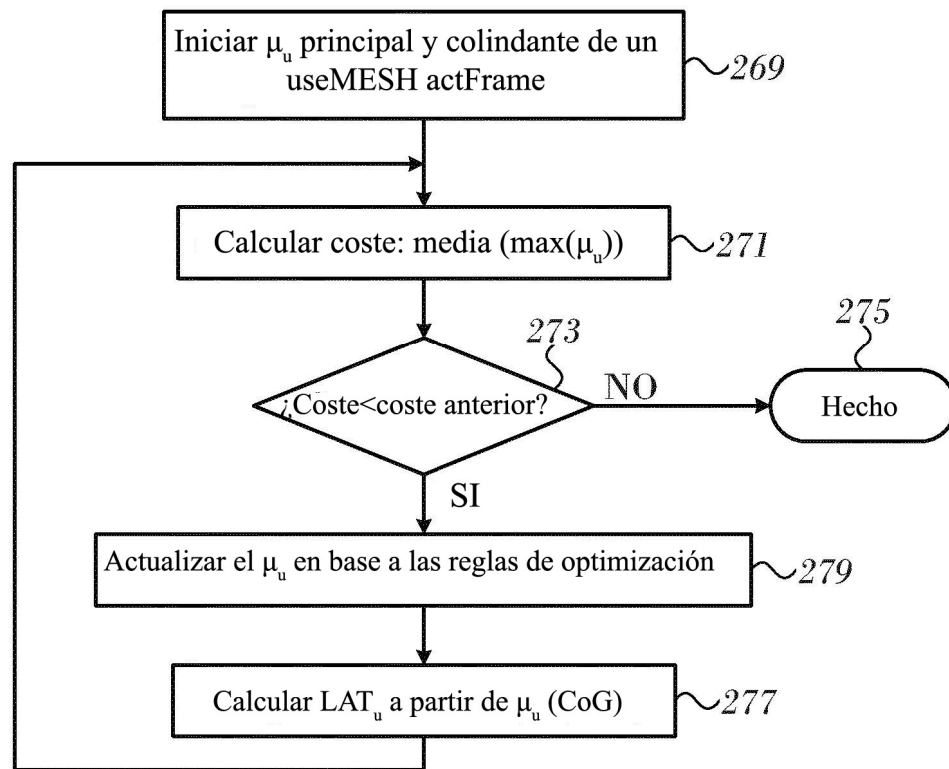


FIG. 30

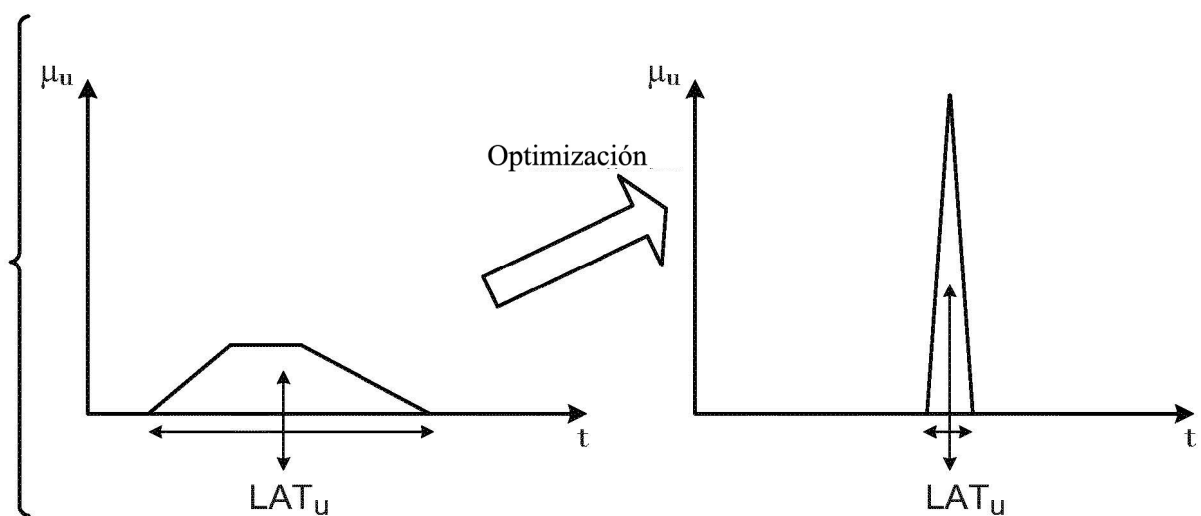
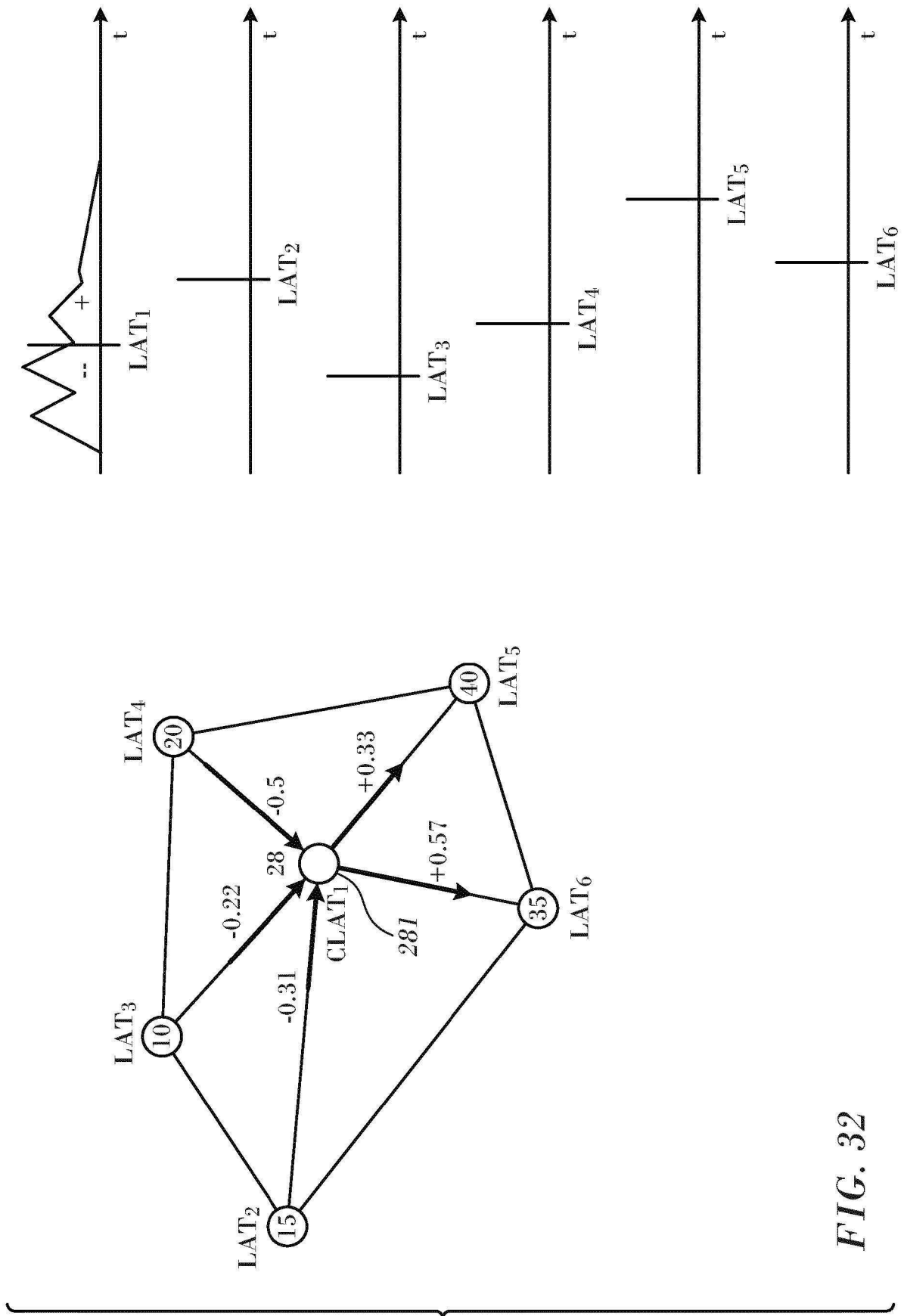


FIG. 31



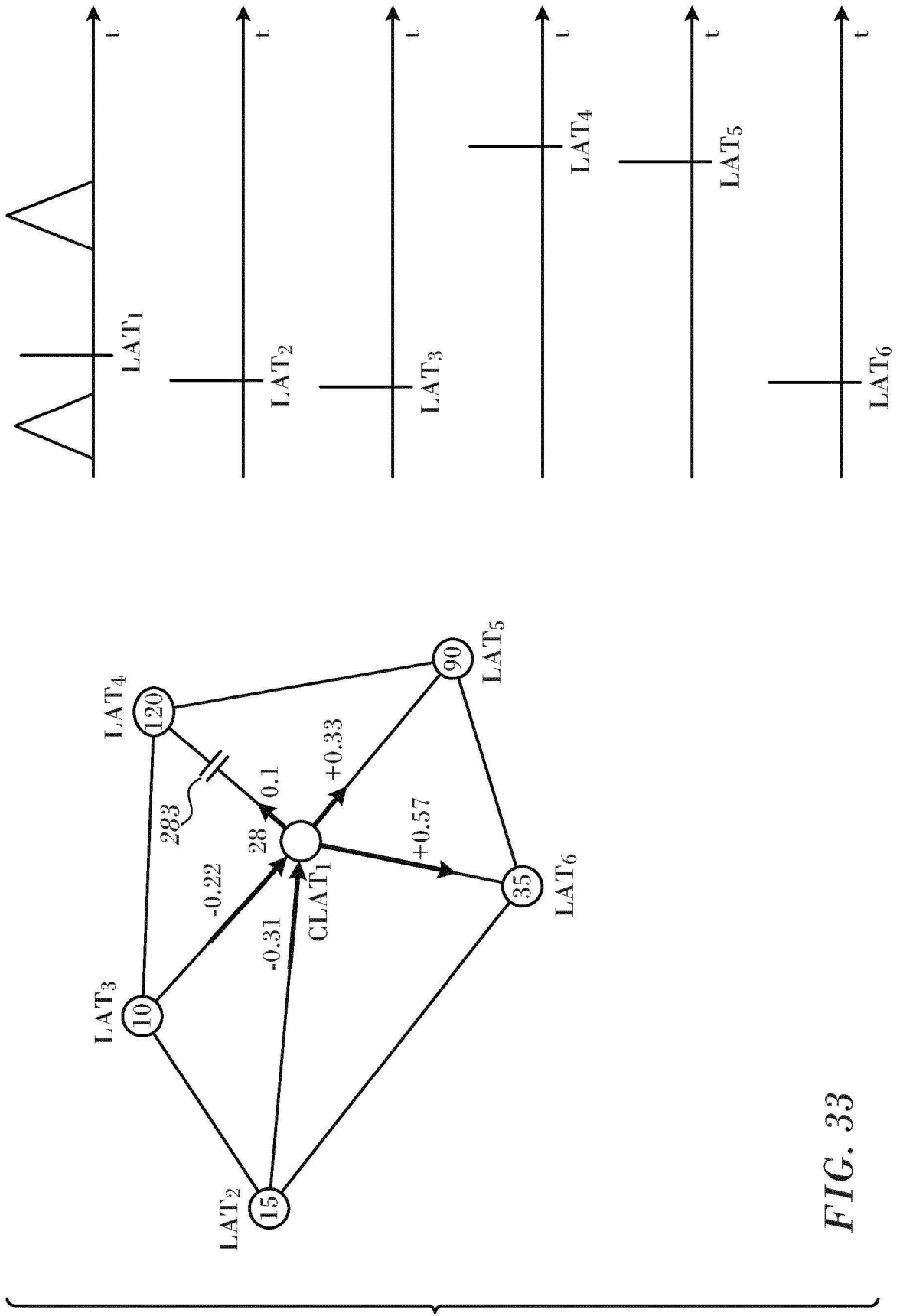


FIG. 33