

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 099**

51 Int. Cl.:

A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/044 (2006.01)

A61B 5/0452 (2006.01)

A61B 5/042 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.02.2017 E 17155561 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.12.2018 EP 3205264**

54 Título: **Interpolación de mapas dinámicos tridimensionales**

30 Prioridad:

11.02.2016 US 201615041385

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

08.04.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**URMAN, ROY;
BAR-TAL, MEIR y
BEN ZRIHAM, YANIV**

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 708 099 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

Interpolación de mapas dinámicos tridimensionales

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere en general a la representación gráfica de datos y, específicamente, al mapeo de parámetros tridimensionales que están cambiando con el tiempo.

10 Antecedentes de la invención

Las señales de ECG (electrocardiograma) intracardíacas se pueden usar para rastrear el progreso de un procedimiento cardíaco, tal como un procedimiento de ablación. Normalmente, las señales se adquieren insertando un catéter con uno o más electrodos en el corazón que se somete al procedimiento. Los electrodos adquieren electropotenciales desarrollados en el corazón, en las posiciones donde los electrodos entran en contacto con el corazón, a medida que el corazón late. A continuación, las señales se pueden analizar y los resultados del análisis se pueden usar para informar a un profesional médico que realiza el procedimiento del progreso del procedimiento.

La descripción anterior se presenta como una descripción general de la técnica relacionada en este campo y no debe interpretarse como una admisión de que ninguna de la información que contiene constituye una técnica anterior contra la presente solicitud de patente.

Los documentos US 2015/250399 A1, US 6 301 496 B1, QUAN NI ET AL: "Three-Dimensional Activation Mapping in Ventricular Muscle: Interpolation and Approximation of Activation Times", ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 27, n.º 5, 1999, páginas 617-626, ISSN: 0090-6964, DOI: 10,1114/1,211 y Bülent Yilmaz ET AL: "Usage of spline interpolation in catheter-based cardiac mapping", Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences, Vol.18, No.6, 2010, páginas 989-1002, DOI:10,3906/ elk-0911-277, muestran la computación y la interpolación espacial de los conjuntos iniciales y posteriores de los tiempos de activación local. El documento US 2013/190834 A1 muestra la comparación de los tiempos de activación posteriores con los tiempos de activación anteriores.

Sumario de la invención

Una realización de la presente invención proporciona un método, que incluye:

- adquirir un conjunto inicial de señales eléctricas desde posiciones seleccionadas en el corazón de un sujeto;
- calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto inicial, los valores locales iniciales respectivos de una métrica de propagación de señal en las posiciones seleccionadas;
- interpolarse espacialmente los valores locales iniciales de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados iniciales de la métrica de propagación de la señal en posiciones intermedias, entre las posiciones seleccionadas;
- adquirir un conjunto posterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas;
- calcular en función de las señales eléctricas en el conjunto posterior, los respectivos valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas,
- interpolarse espacialmente los valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados posteriores de la métrica de propagación de la señal en las posiciones intermedias;
- generar y mostrar un mapa de la métrica de propagación de la señal, incluidos los valores interpolados posteriores en las posiciones intermedias; y
- cuando los valores interpolados posteriores superan un límite definido con respecto a los valores interpolados iniciales, proporcionar una indicación en el mapa de que se ha excedido el límite.

En una realización divulgada, la métrica de propagación de señal incluye un tiempo de activación local del corazón.

En una realización adicional desvelada, no hay conjuntos intermedios de señales eléctricas entre el conjunto posterior y el conjunto inicial.

En aún otra realización desvelada, el método incluye:

- adquirir un conjunto anterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas antes del conjunto inicial;
- calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto anterior, los valores locales anteriores respectivos de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas;
- interpolarse espacialmente los valores locales anteriores de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados anteriores de la métrica de propagación de la

señal en las posiciones intermedias y en las que el límite se define con respecto a los valores interpolados iniciales y los valores interpolados anteriores.

Normalmente, no hay conjuntos de señales eléctricas intermedias entre el conjunto anterior y el conjunto inicial.

En una realización alternativa, la métrica de propagación de la señal incluye un tiempo de activación local (LAT) de las posiciones seleccionadas. Si hay un tiempo ΔT entre el conjunto inicial y el conjunto posterior, el límite se puede exceder cuando la diferencia entre el LAT en una posición seleccionada determinada del conjunto inicial y el LAT en la posición seleccionada determinada del siguiente conjunto exceda de ΔT .

En una realización alternativa adicional, la métrica de propagación de la señal realiza un ciclo en una dirección temporal preestablecida y el límite se excede cuando los valores interpolados posteriores realizan un ciclo con respecto a los valores interpolados iniciales en una dirección contraria a la dirección temporal preestablecida.

Se proporciona además, según una realización de la presente invención, un aparato, que incluye:

una pantalla configurada para mostrar un mapa de una métrica de propagación de señal; y
 una unidad de procesamiento, configurada para:
 adquirir un conjunto inicial de señales eléctricas desde posiciones seleccionadas en el corazón de un sujeto,
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto inicial, los valores locales iniciales respectivos de una métrica de propagación de señal en las posiciones seleccionadas,
 interpolar espacialmente los valores locales iniciales de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados iniciales de la métrica de propagación de la señal en posiciones intermedias, entre las posiciones seleccionadas,
 adquirir un conjunto posterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas,
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto posterior, los respectivos valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas,
 interpolar espacialmente los valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados posteriores de la métrica de propagación de la señal en las posiciones intermedias;
 generar y mostrar en la pantalla el mapa de la métrica de propagación de la señal, incluidos los valores interpolados posteriores en las posiciones intermedias, y
 cuando los valores interpolados posteriores superan un límite definido con respecto a los valores interpolados iniciales, proporcionan una indicación en el mapa de que se ha excedido el límite.

La presente invención se entenderá más completamente a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones de la misma, tomada junto con los dibujos en los que:

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una ilustración ilustrativa esquemática de un sistema de adquisición de datos, de acuerdo con una realización de la presente invención;
 la figura 2 es una ilustración esquemática de un mapa de datos presentados en una pantalla, de acuerdo con una realización de la presente invención;
 la figura 3A es un diagrama de flujo de las etapas realizadas en el análisis de los datos adquiridos, de acuerdo con una realización de la presente invención;
 la figura 3B es un diagrama de temporización esquemático de los datos, de acuerdo con una realización de la presente invención;
 la figura 4 ilustra gráficamente una secuencia de cuadros de datos estáticos, de acuerdo con realizaciones de la presente invención; y
 la figura 5 ilustra gráficamente una secuencia de cuadros de datos dinámicos, de acuerdo con una realización de la presente invención.

Descripción detallada de las realizaciones

Visión general

Para rastrear el comportamiento del corazón de un sujeto, se pueden adquirir conjuntos de señales eléctricas que varían con el tiempo desde diferentes posiciones seleccionadas en el corazón, colocando electrodos en esas posiciones. A partir de las señales eléctricas, se puede calcular una métrica de propagación de señal, como un tiempo de activación local, para las posiciones seleccionadas en cualquier momento dado en el tiempo, y la métrica para cada una de las señales en el conjunto se puede usar para evaluar el comportamiento del corazón. Para mejorar los valores de evaluación, la métrica puede calcularse para las posiciones intermedias a las posiciones seleccionadas, mediante la interpolación espacial entre esas posiciones para el instante de tiempo considerado. Sin embargo, dicha interpolación espacial puede llevar a resultados incorrectos, particularmente si el corazón no está latiendo a un ritmo sinusal.

Las realizaciones de la presente invención superan el problema comparando las interpolaciones espaciales de la métrica entre diferentes instancias de tiempo. Para una instancia inicial, se adquiere un conjunto inicial de señales en las posiciones seleccionadas mencionadas anteriormente, la métrica de propagación de la señal se calcula en función de las señales y los valores iniciales interpolados de la métrica para las posiciones intermedias, las posiciones seleccionadas se calculan mediante interpolación espacial entre las posiciones seleccionadas.

El procedimiento se repite para un caso posterior, a fin de derivar los valores interpolados posteriores de la métrica para las posiciones intermedias.

Se genera y muestra un mapa de la métrica de propagación de la señal, el mapa incluye valores métricos derivados de las señales adquiridas en las posiciones seleccionadas, así como los valores interpolados posteriores en las posiciones intermedias. Los valores se indican normalmente mediante diferentes colores dentro de un espectro de colores predefinido.

Los valores interpolados posteriores pueden exceder un límite definido con respecto a los valores interpolados iniciales. Por ejemplo, si la métrica comprende un tiempo de activación local (LAT) y el LAT del valor inicial es de -100 ms, el valor posterior no puede ser de -50 ms a menos que se cumplan dos condiciones: ha habido un valor intermedio de 0 ms y ha habido tiempo suficiente entre los casos inicial y posteriores para que se haya producido el cambio de LAT. Cuando se sobrepasa dicho límite, se proporciona una indicación visual en el mapa, generalmente en las posiciones intermedias donde se supera el límite. La indicación visual puede ser un color, como el blanco o el negro, que no se encuentra en el espectro predefinido de colores mencionado anteriormente.

El análisis descrito anteriormente se usa típicamente durante una reproducción de conjuntos previamente grabados de las señales eléctricas descritas anteriormente, para que un médico pueda realizar una evaluación general del estado de un corazón, antes de realizar un procedimiento cardíaco como la ablación local de una sección del corazón. Sin embargo, el análisis también puede implementarse en una situación prácticamente en tiempo real, como durante un procedimiento de ablación, aunque típicamente con un retraso de uno o más latidos del corazón para permitir que se realice el análisis.

30 Descripción detallada

Ahora se hace referencia a la figura 1, que es una ilustración gráfica esquemática de un sistema de adquisición y reproducción de datos 20, de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se explica a continuación, el sistema 20 se puede usar para interpolar entre secuencias de datos que se han adquirido en secuencias de tiempo respectivas y que luego se "reproducen" a un operador del sistema. Si bien se entenderá que el sistema 20 se puede usar para sustancialmente cualquiera de estas secuencias de datos, en la siguiente descripción, para mayor claridad y simplicidad, se supone que el sistema 20 se aplica a datos de electrocardiogramas (ECG) que se han adquirido durante un procedimiento médico en el corazón de un sujeto.

En el sistema 20, un catéter 22 se inserta en un lumen, como una cámara de un corazón 24 de un sujeto 26 en el que se realiza un procedimiento médico, tal como una ablación de tejido cardíaco. En un extremo distal 28 del catéter hay típicamente una pluralidad de electrodos, y a modo de ejemplo, dos electrodos 30, 32 se muestran en la figura. Típicamente, el extremo distal comprende un número mayor de electrodos, pero por claridad y simplicidad, tal número mayor no se muestra en el diagrama. Como se explica a continuación, el sistema 20 utiliza al menos uno de los electrodos en el extremo distal, que en este caso se supone que es el electrodo 30 en la punta del extremo distal. El catéter es manipulado por un médico 34 durante el procedimiento, por lo que en cuanto a posicionar los electrodos 30, 32 en los lugares deseados.

Normalmente, los electrodos en el extremo distal, incluidos los electrodos 30 y 32, pueden realizar múltiples funciones. Por ejemplo, un electrodo puede configurarse para realizar la ablación del tejido cardíaco y / o para actuar como un electrodo fuente para un sistema de seguimiento del extremo distal que funciona mediante la medición de las corrientes desde el electrodo. En la descripción a continuación, salvo que se indique lo contrario, se supone que los electrodos 30 y 32 adquieren señales eléctricas, también denominadas en el presente documento potenciales de ECG, del corazón 24. Dependiendo del procedimiento que se esté realizando, el extremo distal puede comprender otros elementos. A modo de ejemplo, el extremo distal 28 comprende un sensor de posición 36 que, en respuesta a los campos magnéticos de los radiadores (no mostrados en la figura) externos al paciente 26, genera señales que pueden analizarse para proporcionar la ubicación y orientación del extremo distal. La patente de Estados Unidos 8.456.182 concedida a Bar-Tal et al., que se incorpora en el presente documento como referencia, describe un sistema que utiliza mediciones de campo magnético y corrientes de un electrodo de catéter para rastrear el catéter.

El funcionamiento del sistema 20 es gestionado por un controlador del sistema (SC) 50, que comprende una unidad de procesamiento 52 que se comunica con una memoria 54, en la que se almacena un software para el funcionamiento del sistema 20. El análisis de las señales del sensor 36 se puede realizar mediante la unidad de procesamiento 52 que se comunica con un módulo de seguimiento de catéter 56. El controlador 50 es típicamente un ordenador personal (PC) estándar de la industria que comprende un procesador de ordenador de propósito general. Sin embargo, en algunas realizaciones, al menos algunas de las funciones del controlador se realizan

utilizando hardware y software diseñados a medida, tal como un circuito integrado específico de la aplicación (ASIC) o una matriz de puertas programables en campo (FPGA). El controlador 50 normalmente es operado por el profesional 34 usando un dispositivo señalador 58 y una pantalla 60, que le permiten al médico establecer los parámetros del sistema 20. La pantalla 60 generalmente también presenta los resultados del procedimiento al médico.

El software en la memoria 54 puede descargarse al controlador en forma electrónica, a través de una red, por ejemplo. Como alternativa o adicionalmente, el software puede proporcionarse en medios tangibles no transitorios, tales como medios de almacenamiento ópticos, magnéticos o electrónicos.

La figura 2 es una ilustración esquemática de un mapa de datos presentados en una pantalla, de acuerdo con una realización de la presente invención. En la siguiente descripción, para mayor claridad y a modo de ejemplo, se supone que los datos presentados en el mapa 100 comprenden valores de tiempos de activación local (LAT), de una cámara del corazón 24, que se incorporan en un gráfico tridimensional (3D) de la cámara. Sin embargo, en general, los datos presentados en el mapa 100 pueden comprender cualquier métrica de propagación de señal derivada de señales adquiridas, tal como un valor y / o un tiempo de un punto de inflexión local de la señal, o una función de dicho valor o tiempo.

Las mediciones para el gráfico, es decir, los valores 3D de los puntos en la pared de la cámara, pueden haberse determinado antes de las mediciones de los LAT. Como alternativa, las mediciones 3D de la pared de la cámara pueden determinarse sustancialmente al mismo tiempo que se miden los LAT.

Los valores de LAT se representan normalmente mediante diferentes colores, que se incorporan en el gráfico 3D de la cámara, para producir el mapa 100. En la figura 2, los diferentes colores se muestran como diferentes niveles de la escala de grises.

Los valores de LAT de cualquier punto en las paredes de la cámara varían según el latido del corazón 24. En cualquier caso particular, los valores de LAT se miden típicamente con relación a una referencia, por ejemplo, el tiempo de una parte predefinida del complejo QRS detectado por un catéter colocado en el seno coronario (CS) del corazón.

Para adquirir los datos de LAT para el mapa 100, una pluralidad de electrodos, como los electrodos 30, 32 y otros electrodos no mostrados en la figura 1, se pueden colocar en contacto en las posiciones conocidas con la pared de la cámara. Las señales de ECG de los electrodos se registran, y el análisis de las señales de ECG registradas proporciona, para cualquier caso dado, los valores del LAT para cada una de las posiciones conocidas. Por lo tanto, para cualquier caso dado, hay un conjunto de LAT en las posiciones conocidas. La figura 2 ilustra ejemplos de posiciones conocidas 102 en las que se registran las señales de ECG. Típicamente, hay aproximadamente 10 - 100 o incluso más posiciones 102 conocidas, correspondientes al número de electrodos que registran las señales.

Para determinar los valores de LAT para otras ubicaciones de las paredes de la cámara, es decir, en ubicaciones de las paredes que no se miden directamente con los electrodos y que son intermedias a las posiciones conocidas, las realizaciones de la presente invención utilizan la interpolación. Normalmente se supone que la interpolación se implementa durante una fase de reproducción de la operación del sistema 20, y utiliza dos etapas de interpolación, que se describen con respecto a las figuras 3 y 4.

La figura 3A es un diagrama de flujo de las etapas realizadas por el controlador 50 al analizar los datos adquiridos, la figura 3B es un diagrama de tiempo esquemático de los datos y la figura 4 es una ilustración esquemática de conjuntos de datos generados por el controlador de acuerdo con realización de la presente invención. Las etapas del diagrama de flujo se organizan en una primera etapa de interpolación, seguida de una segunda etapa de interpolación. Si bien en la siguiente descripción se supone que las etapas del diagrama de flujo se realizan en mediciones derivadas de una secuencia de conjuntos de señales de ECG que se han registrado en algún momento antes de la implementación del diagrama de flujo, se entenderá que el diagrama de flujo también se puede implementar en una situación sustancialmente en tiempo real, aunque con un retraso del orden de un latido.

Cada conjunto de señales de ECG es, como se ha descrito anteriormente, adquirido por los electrodos en el corazón 24, y cada señal de ECG en el conjunto se analiza para proporcionar una métrica de propagación de la señal, asumida aquí como un valor de datos de LAT, para la posición de su electrodo de adquisición. Por lo tanto, cada conjunto de señales de ECG genera un conjunto respectivo de valores de LAT medidos para un caso dado en el tiempo de las señales. Las etapas del diagrama de flujo se realizan en una secuencia de tales conjuntos de valores de LAT, generados a partir de una secuencia correspondiente de casos de tiempo.

La primera etapa de interpolación comprende una etapa de recuperación de datos 120 y una etapa de interpolación 122. En el paso 120, el controlador recupera valores de LAT, para un caso dado, que se han almacenado y adquirido en posiciones de electrodo conocidas. En la etapa de interpolación 122, el controlador interpola espacialmente entre las posiciones conocidas, para determinar los valores de LAT estimados para las ubicaciones intermedias a las posiciones conocidas. La interpolación es típicamente interpolación espacial lineal, pero puede

comprender cualquier forma de interpolación espacial conocida en la técnica. En algunas realizaciones, la interpolación puede usar velocidades de conducción conocidas en las posiciones de los electrodos, así como en posiciones intermedias de los electrodos. En algunas realizaciones, los valores de LAT para las posiciones conocidas pueden asignarse índices respectivos indicativos de la precisión y / o la fiabilidad del valor, y los índices se pueden usar como ponderaciones para implementar la interpolación. La combinación de los valores del LAT de posición conocidos y los valores del LAT interpolados, para un caso dado, se denomina en el presente documento una imagen estática de los datos.

Como lo indica una flecha 124, el controlador repite el procedimiento de las etapas 120 y 122 para todos los casos en la secuencia que se está analizando, para generar las imágenes estáticas respectivos de los datos de LAT.

La figura 4 ilustra gráficamente una secuencia de imágenes estáticas generadas después de completada la etapa 122. A modo de ejemplo, se muestran cinco imágenes estáticas 150, 152, 154, 156 y 158 en la Figura 4, pero la secuencia de las imágenes estáticas generadas por la primera etapa de interpolación normalmente comprende cientos o miles de imágenes. En una realización, se genera una imagen estática cada 1 ms. En una realización alternativa, se genera una imagen estática cada 5 ms. La secuencia se ha posicionado en relación con un eje de tiempo, ya que las imágenes estáticas sucesivas son para casos sucesivos, en el presente documento se supone que ocurren en momentos sucesivos T_1, T_2, T_3, T_4, T_5 . Si bien cada imagen estática comprende un grupo de valores de LAT, el grupo se puede usar típicamente para generar una imagen, tal como el mapa 100. Por lo tanto, en la Figura 4, cada imagen estática se ha representado como una imagen presentada en la pantalla 60. Sin embargo, se entenderá que, en lugar de presentar imágenes estáticas como se ilustra en la figura 4, las realizaciones de la presente invención presentan otras imágenes, en el presente documento denominadas imágenes dinámicas, en la pantalla 60, como se explica a continuación.

Volviendo al diagrama de flujo, en una etapa de comparación 130, que es una primera etapa de la segunda etapa de interpolación, el controlador selecciona una imagen estática, de aquellas imágenes producidas en la etapa 122, para un análisis adicional. Dentro de la imagen seleccionada para el análisis (FFA), hay típicamente una serie de regiones que tienen valores de LAT espacialmente interpolados. Para cada una de estas regiones, el controlador compara los valores de los valores de LAT interpolados de la FFA estática seleccionada con los valores de LAT de la región correspondiente de una imagen estática posterior a la FFA seleccionada. La FFA seleccionada también se denomina en el presente documento imagen estática inicial.

En la comparación, para cada región donde hay datos interpolados, el controlador evalúa si los valores interpolados de la FFA estática posterior están dentro de un límite, que está estructurado para eliminar inconsistencias, generalmente inconsistencias de tiempo, entre los datos interpolados de la imagen estática inicial y los datos interpolados de la imagen estática posterior.

La figura 3B es un diagrama de tiempo esquemático de los datos para una región, usando valores de LAT. El diagrama ilustra el hecho de que, por lo general, los valores de LAT para la región van desde un valor de 0 ms (rojo) hasta -50 ms (amarillo), -100 ms (verde) y -200 ms (azul). En el punto -200ms en el tiempo hay un nuevo latido, de modo que el valor de LAT comienza de nuevo a 0 ms (rojo). La naturaleza cíclica de los datos es evidente cuando se reproducen los datos, con cortos periodos de tiempo entre imágenes secuenciales de datos.

El símbolo ΔT representa el período de tiempo entre las imágenes y este valor se puede seleccionar en el proceso de reproducción de las imágenes. Los valores típicos de ΔT para periodos cortos de tiempo entre imágenes son 1 ms o 5 ms, y en estos casos la progresión del color para cualquier región en particular es evidente de rojo a amarillo, verde, luego azul y luego rojo. Si el aspecto cíclico entre imágenes secuenciales no se mantiene, por ejemplo, si una región cambia de verde a amarillo, el límite al que se hace referencia anteriormente se rompe. De manera similar, incluso si se mantiene el aspecto cíclico, pero el cambio en el valor de LAT es demasiado rápido o demasiado lento, entonces el límite también se rompe. Por ejemplo, para el caso de que ΔT sea 1 ms, entonces un cambio de 10 ms de LAT entre imágenes consecutivas puede considerarse demasiado grande, rompiendo el límite. Como segundo ejemplo, para el caso de que ΔT sea 10 ms, entonces un cambio de 0 ms de LAT entre imágenes consecutivas puede considerarse demasiado pequeño, rompiendo el límite. Los valores de los cambios de 10 ms y 0 ms son de ejemplo y pueden ser establecidos por el profesional médico 34.

Mientras que el valor de ΔT se selecciona típicamente para que sea pequeño (como 1 ms y 10 ms ilustrados anteriormente), las realizaciones de la presente invención abarcan valores mayores de ΔT . Una expresión general en la que se supera el límite al que se ha hecho referencia anteriormente está dada por la expresión (1) a continuación.

Suponga que para una región dada, el valor de LAT interpolado de la imagen inicial es LAT (T1) y el valor de LAT interpolado de la imagen estática posterior es LAT (T2). En este caso, los valores interpolados no son válidos, es decir, exceden el límite, si se cumple la siguiente expresión:

$$|\text{LAT}(T1) - \text{LAT}(T2)| < \Delta T \quad (1)$$

donde $LAT (T1), LAT (T2) \geq 0$.

Normalmente, se puede permitir que el valor para ΔT en la expresión (1) varíe dentro de un límite de error, por ejemplo, $\pm 10 \%$. Por lo tanto, si en un primer caso $LAT (T1)$ es -70 ms, $LAT (T2)$ es -30 ms, como se ilustra en la Figura 3B, y ΔT es 20 ms, la expresión (1) no se mantiene y el límite es excedido. Sin embargo, si en un segundo caso $LAT (T1)$ es -70 ms, $LAT (T2)$ es -60 ms y ΔT es 20 ms, la expresión (1) sí vale, es decir, es válida.

Otro factor que se puede usar para determinar el límite es un período refractario del tejido, es decir, un período de tiempo, típicamente en un intervalo aproximado de 60 ms a 100 ms, durante el cual el tejido no puede responder.

En una etapa de decisión 132, el controlador procede de acuerdo con la evaluación en la etapa 130. Si la evaluación está fuera del límite, como en el primer caso presentado anteriormente, el diagrama de flujo continúa hasta la primera etapa de presentación del mapa 134. En la etapa 134, los datos interpolados de la imagen estática posterior pueden reemplazarse por una indicación visual de que los datos interpolados no están dentro de los límites aceptables. Por ejemplo, los datos interpolados fuera del límite pueden ser reemplazados por una región coloreada, seleccionándose el color de modo que no esté en el espectro de colores utilizados para representar los valores de LAT . Por ejemplo, el color puede ser negro, gris o blanco. En algunas realizaciones, la indicación visual puede diferir dependiendo de la manera en que se excede el límite.

Si en la etapa de decisión 132 la evaluación está dentro del límite, como en el segundo caso presentado anteriormente, el diagrama de flujo continúa hasta la segunda etapa de presentación del mapa 136. En la etapa 136, los datos interpolados del marco estático posterior se utilizan como están. Como alternativa, el controlador puede aplicar los datos interpolados de la imagen estática inicial para ajustar los valores de los datos interpolados de la imagen estática posterior, por ejemplo, promediando, típicamente de manera ponderada, los dos conjuntos de datos interpolados.

La implementación de las etapas 134 y 136 da como resultado la producción de una imagen dinámica de datos, es decir, un marco de datos donde los datos de una imagen estática dada se han comparado con los datos de un marco estático posteriormente adquirido. Dependiendo del resultado de la comparación, los datos de la imagen estática posterior pueden cambiarse para producir la imagen dinámica. Normalmente, el controlador 50 almacena la imagen dinámica producida en las etapas 134 o 136 para su posterior visualización.

En la etapa final 138 del diagrama de flujo, la imagen dinámica generada en la etapa 134 o la etapa 136 se muestra en la pantalla 60.

El diagrama de flujo de la figura 3 asume que los valores interpolados espacialmente de una imagen estática de datos se comparan con los valores interpolados espacialmente de una imagen estática de datos posterior, y que, dependiendo de los resultados de la comparación, los valores de la imagen de datos posterior pueden estar alterados. Las realizaciones de la presente invención incluyen otros tipos de comparación entre imágenes de datos producidos en diferentes momentos.

Por ejemplo, en lugar de una imagen estática de datos dada que se compara con una imagen estática de datos posterior, la comparación en la etapa 130 puede comprender la comparación con más de una imagen estática de datos posterior. Como alternativa o adicionalmente, la comparación en la etapa 130 puede comprender la comparación de una imagen estática de datos dada con una o más imágenes estáticas de datos previas, así como con una o más imágenes estáticas de datos posteriores. Además, en algunas realizaciones puede haber una o más imágenes intermedias entre las imágenes estáticas comparadas donde el valor de LAT es 0 ms.

En todos los casos, un experto en la técnica podrá ajustar la definición del límite utilizado en las etapas 130 y 132, típicamente ponderando los valores de los datos anteriores y / o posteriores, para reflejar los diferentes tipos de comparación utilizados.

La figura 5 ilustra gráficamente una secuencia de imágenes dinámicas generadas después de que se haya completado la etapa 134 o la etapa 136, de acuerdo con una realización de la presente invención. Las imágenes dinámicas 250, 252, 254, 256 y 258, respectivamente, corresponden a las imágenes estáticas 150, 152, 154, 156 y 158 de la Figura 4, se producen después de que cada una de las imágenes estáticas se haya analizado en el diagrama de flujo de la figura 3 y se muestran en la pantalla 60 en la implementación de la etapa 138 del diagrama de flujo.

A modo de ejemplo, se supone que las imágenes 250, 252 y 256 se generaron en la etapa 136, de modo que las imágenes son, respectivamente, generalmente similares a las imágenes 150, 152 y 156. Se supone que la imagen 254 se generó en la etapa 134, en la que después del análisis de la etapa, se ha encontrado que una región 260 está fuera del límite definido en la etapa 130, y se ha incorporado una indicación visual 262 en la región. Además, también se supone que la imagen 258 se ha generado en la etapa 134. En este caso, se ha encontrado que una región 264 y una región 266 están fuera del límite definido, y las indicaciones visuales 268 y 270 se han incorporado respectivamente en estas regiones.

Se apreciará que las realizaciones descritas anteriormente se citan a modo de ejemplo, y que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y descrito particularmente anteriormente en este documento. Más bien, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las diversas características descritas anteriormente en el presente documento, así como variaciones y modificaciones de las mismas que se darían a los expertos en la materia al leer la descripción anterior y que no se desvelan en la técnica anterior.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un método que comprende:

5 adquirir un conjunto inicial de señales eléctricas desde posiciones seleccionadas en el corazón de un sujeto;
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto inicial, los valores locales iniciales respectivos de una
 métrica de propagación de señal en las posiciones seleccionadas;
 interpolar espacialmente los valores locales iniciales de la métrica de propagación de la señal entre las
 10 posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados iniciales de la métrica de propagación de la señal
 en posiciones intermedias, entre las posiciones seleccionadas;
 adquirir un conjunto posterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas;
 calcular en función de las señales eléctricas en el conjunto posterior, los respectivos valores locales posteriores
 de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas,
 15 interpolar espacialmente los valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal entre las
 posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados posteriores de la métrica de propagación de la
 señal en las posiciones intermedias;
 generar y mostrar un mapa de la métrica de propagación de la señal, incluidos los valores interpolados
 posteriores en las posiciones intermedias;
caracterizado por que
 20 cuando los valores interpolados posteriores superan un límite definido con respecto a los valores interpolados
 iniciales, proporcionar una indicación en el mapa de que se ha excedido el límite.

2. Método según la reivindicación 1, en el que la métrica de propagación de señal comprende un tiempo de
 25 activación local del corazón.

3. Método según la reivindicación 1, en el que no hay conjuntos intermedios de señales eléctricas entre el conjunto
 posterior y el conjunto inicial.

4. Método según la reivindicación 1, que comprende:

30 adquirir un conjunto anterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas antes del conjunto inicial;
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto anterior, los valores locales anteriores respectivos de
 la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas;
 35 interpolar espacialmente los valores locales anteriores de la métrica de propagación de la señal entre las
 posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados anteriores de la métrica de propagación de la
 señal en las posiciones intermedias y en las que el límite se define con respecto a los valores interpolados
 iniciales y los valores interpolados anteriores.

5. Método según la reivindicación 4, en el que no hay conjuntos intermedios de señales eléctricas entre el conjunto
 40 anterior y el conjunto inicial.

6. Método según la reivindicación 4, en el que la métrica de propagación de la señal comprende un tiempo de
 activación local (LAT) de las posiciones seleccionadas.

45 7. El método de acuerdo con la reivindicación 6, en el que hay un tiempo ΔT entre el conjunto inicial y el conjunto
 posterior, y en el que se excede el límite cuando se produce una diferencia entre el LAT en una posición
 seleccionada determinada del conjunto inicial y el LAT en la posición seleccionada determinada del conjunto
 posterior supera el ΔT .

50 8. Aparato, que comprende:

una pantalla (60) configurada para mostrar un mapa de una métrica de propagación de señal; y
 una unidad de procesamiento (52), configurada para:
 55 adquirir un conjunto inicial de señales eléctricas desde posiciones seleccionadas en el corazón de un sujeto,
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto inicial, los valores locales iniciales respectivos de una
 métrica de propagación de señal en las posiciones seleccionadas,
 interpolar espacialmente los valores locales iniciales de la métrica de propagación de la señal entre las
 posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados iniciales de la métrica de propagación de la señal
 en posiciones intermedias, entre las posiciones seleccionadas,
 60 adquirir un conjunto posterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas,
 calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto posterior, los respectivos valores locales posteriores
 de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas,
 interpolar espacialmente los valores locales posteriores de la métrica de propagación de la señal entre las
 posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados posteriores de la métrica de propagación de la
 65 señal en las posiciones intermedias;

generar y mostrar en la pantalla el mapa de la métrica de propagación de la señal, incluidos los valores interpolados posteriores en las posiciones intermedias,

caracterizado por que la unidad de procesamiento está además configurada para, cuando los valores interpolados posteriores superan un límite definido con respecto a los valores interpolados iniciales, proporcionan una indicación en el mapa de que se ha excedido el límite.

5 9. Aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que la métrica de propagación de señal comprende un tiempo de activación local del corazón.

10 10. El aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que no hay conjuntos intermedios de señales eléctricas entre el conjunto posterior y el conjunto inicial.

11. El aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que la unidad de procesamiento está configurada para:

15 adquirir un conjunto anterior de señales eléctricas desde las posiciones seleccionadas antes del conjunto inicial; calcular, en función de las señales eléctricas en el conjunto anterior, los valores locales anteriores respectivos de la métrica de propagación de la señal en las posiciones seleccionadas; interpolan espacialmente los valores locales anteriores de la métrica de propagación de la señal entre las posiciones seleccionadas para calcular los valores interpolados anteriores de la métrica de propagación de la
20 señal en las posiciones intermedias y en las que el límite se define con respecto a los valores interpolados iniciales y los valores interpolados anteriores.

12. Aparato de acuerdo con la reivindicación 11, en el que no hay conjuntos intermedios de señales eléctricas entre el conjunto anterior y el conjunto inicial.

25 13. Aparato de acuerdo con la reivindicación 11, en el que la métrica de propagación de señal comprende un tiempo de activación local (LAT) de las posiciones seleccionadas.

30 14. El aparato de acuerdo con la reivindicación 13, en el que hay un tiempo ΔT entre el conjunto inicial y el conjunto posterior, y en el que el límite se excede cuando se produce una diferencia entre el LAT en una posición seleccionada determinada del conjunto inicial y el LAT en la posición seleccionada determinada del conjunto posterior supera el ΔT .

35 15. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que la métrica de propagación de la señal realiza un ciclo en una dirección temporal preestablecida, y en el que el límite se excede cuando los valores interpolados posteriores realizan un ciclo con respecto a los valores interpolados iniciales en una dirección contraria a la dirección temporal preestablecida.

40

45

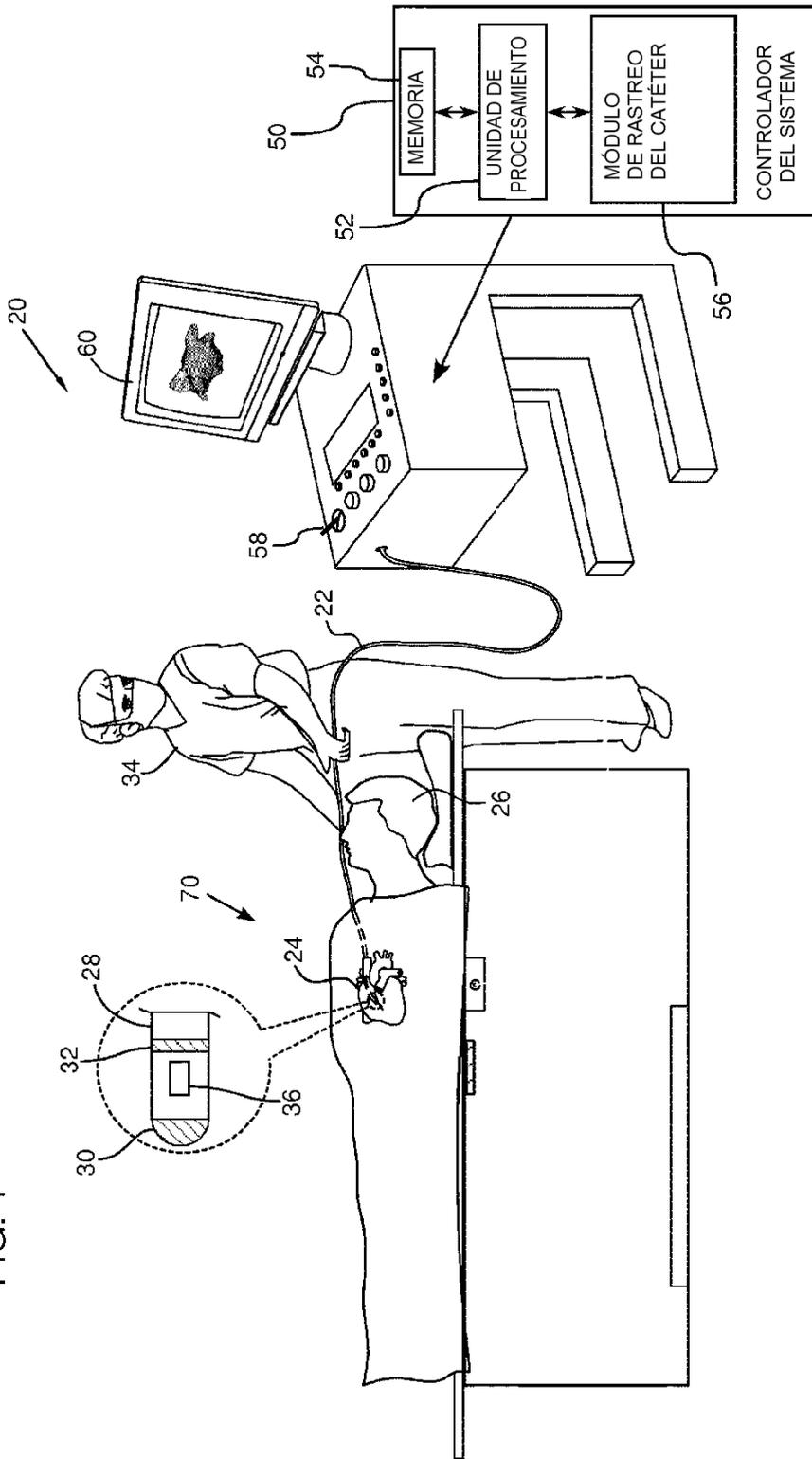
50

55

60

65

FIG. 1



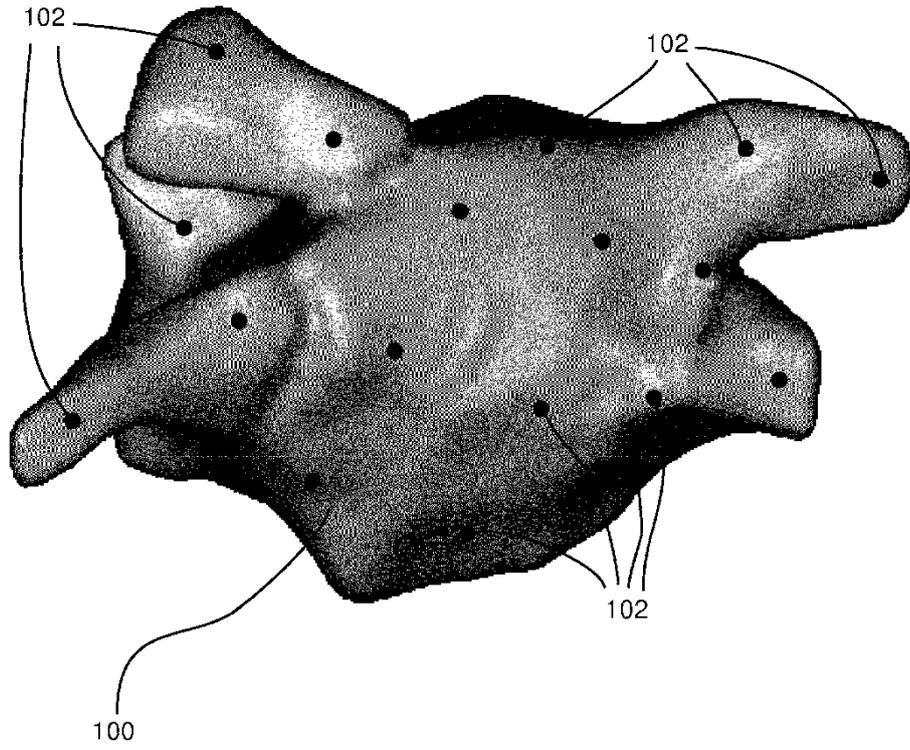


FIG. 2

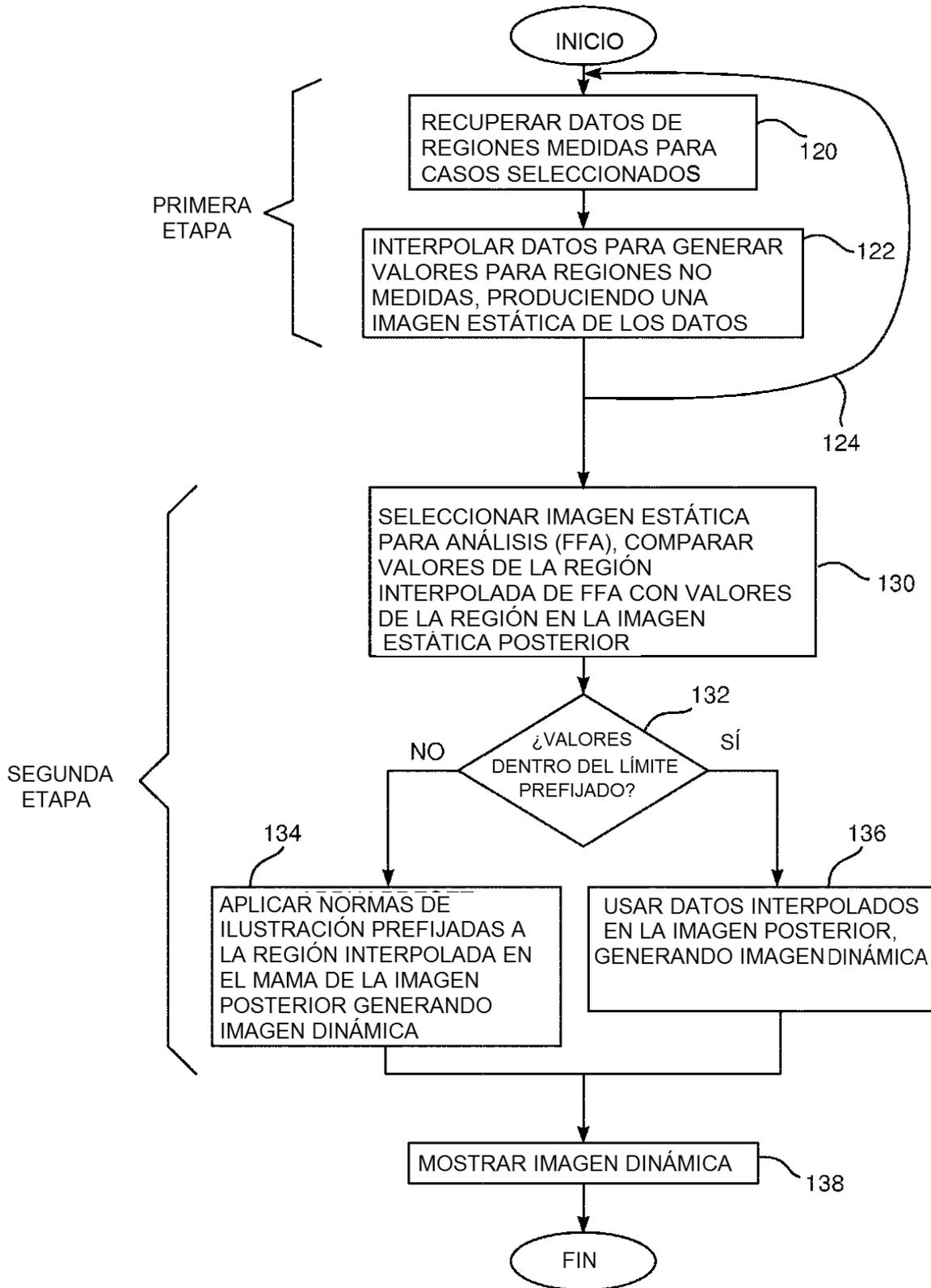


FIG. 3A

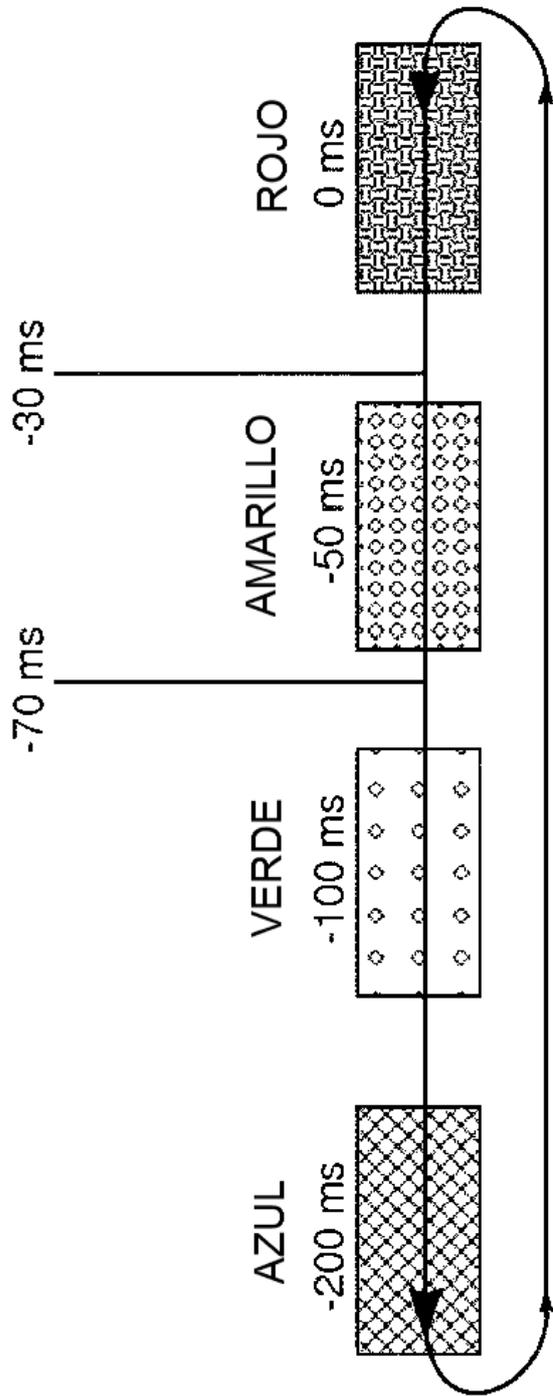


FIG. 3B

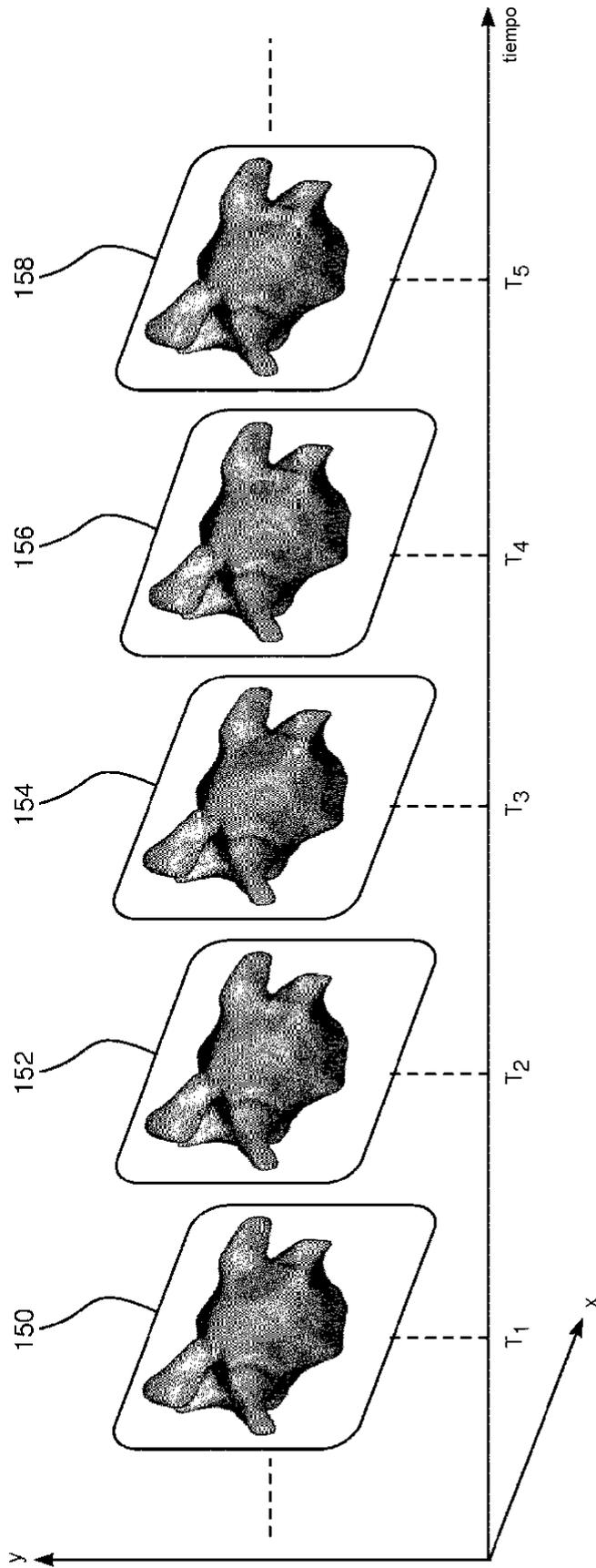


FIG. 4

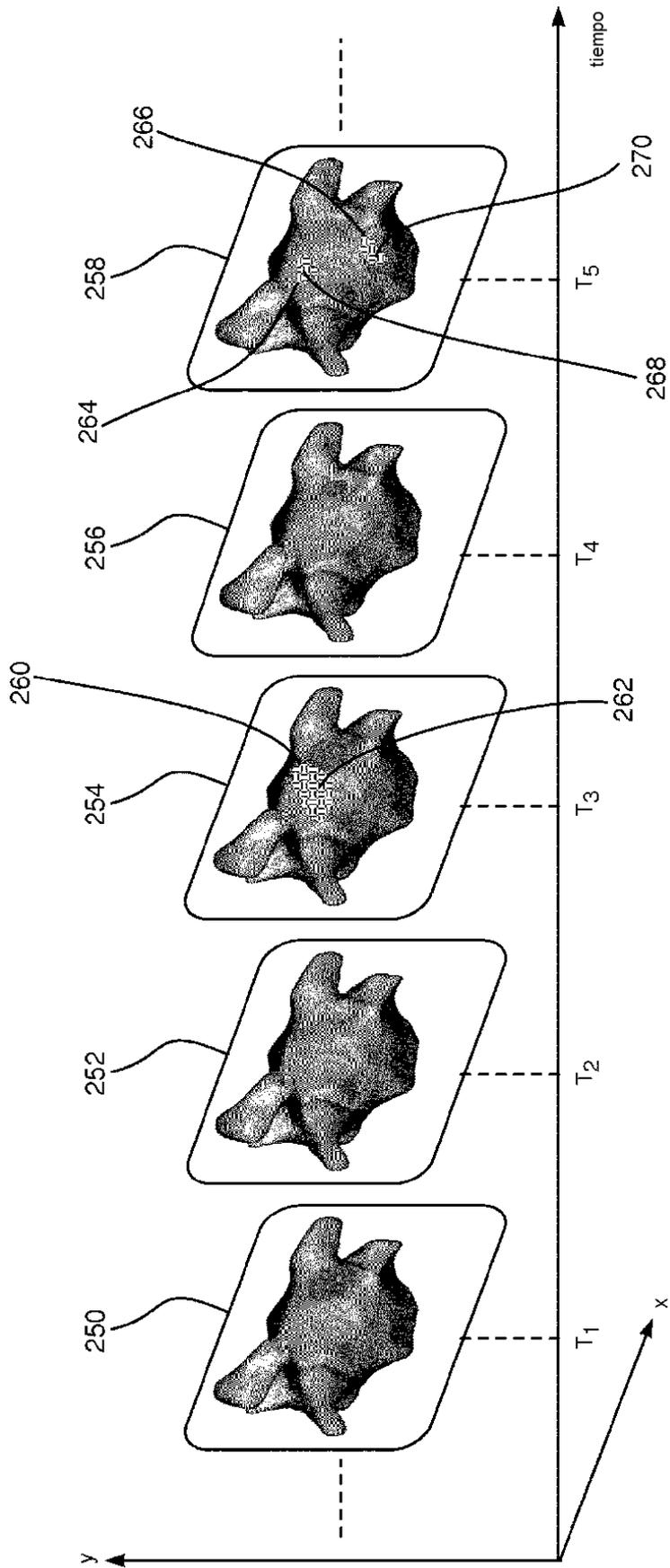


FIG. 5