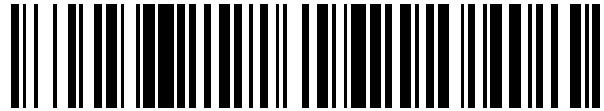


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 776 226**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00** (2006.01)

**A61B 6/12** (2006.01)

**A61B 5/042** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.02.2016 E 16155431 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.01.2020 EP 3056148**

54 Título: **Compensación para el movimiento cardiaco usando imágenes de catéter del seno coronario**

30 Prioridad:

**13.02.2015 US 201514621570**

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

**29.07.2020**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**BAR-TAL, MIER;  
PEREZ, OMRI;  
HARUVI, AIA y  
KOHEN, GAY**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 776 226 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**

Compensación para el movimiento cardiaco usando imágenes de catéter del seno coronario

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

1. Campo de la invención.

10 Esta invención se refiere a fisiología cardíaca. Más particularmente, esta invención se refiere a la evaluación de la propagación eléctrica en el corazón.

2. Descripción de la técnica relacionada.

15 Los significados de ciertos acrónimos y abreviaturas usados en la presente se proporcionan en la Tabla 1.

Tabla 1 – Acrónimos y Abreviaturas

CS	Seno Coronario
DetHes	Determinante de la Hessiana
LAO	Oblicuo Anterior Izquierdo
RAO	Oblicuo Anterior Derecho

25 Las arritmias cardíacas, como la fibrilación auricular, son una causa importante de morbilidad y muerte. La Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 5.546.951 y la Patente de Estados Unidos N° 6.690.963, ambas expedidas a Ben Haim y la solicitud de PCT WO 96/05768, divulgan métodos para detectar una propiedad eléctrica del tejido cardíaco, por ejemplo, el tiempo de activación local, en función de la localización precisa dentro del corazón. Los datos se adquieren con uno o más catéteres que tienen sensores eléctricos y de localización en sus  
 30 puntas distales, que se hacen avanzar hacia el corazón. Los métodos para crear un mapa de la actividad eléctrica del corazón en base a estos datos se divulgan en la Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 6.226.542 y la Patente de Estados Unidos N° 6.301.496, ambas concedidas a Reisfeld. Como se indica en estas patentes, la localización y la actividad eléctrica típicamente se miden inicialmente en de aproximadamente 10 a aproximadamente 20 puntos en la superficie interior del corazón. Estos puntos de datos son generalmente  
 35 suficientes para generar una reconstrucción preliminar o un mapa de la superficie cardíaca. El mapa preliminar a menudo se combina con datos tomados en puntos adicionales para generar un mapa más completo de la actividad eléctrica del corazón. De hecho, en entornos clínicos, no es raro acumular datos en 100 o más sitios para generar un mapa detallado completo de la actividad eléctrica de la cámara cardíaca. El mapa detallado generado puede servir luego como base para decidir un curso de acción terapéutico, por ejemplo, ablación de tejido, para alterar la  
 40 propagación de la actividad eléctrica del corazón y restaurar el ritmo cardíaco normal.

45 Los catéteres que contienen sensores de posición pueden usarse para determinar la trayectoria de puntos en la superficie cardíaca. Estas trayectorias pueden usarse para inferir características de movimiento como la contractilidad del tejido. Como se describe en la Patente de Estados Unidos N° 5.738.096, concedida a Ben Haim, los mapas que representan tales características de movimiento pueden construirse cuando la información de trayectoria se muestra en un número suficiente de puntos en el corazón.

50 La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos 2007/0270692 A1 divulga un sistema para poblar una base de datos con un conjunto de secuencias de imágenes de un objeto. La base de datos se usa para detectar la localización de un cable guía en el objeto. Se recibe un conjunto de imágenes de estructuras anatómicas en el que cada imagen se anota para mostrar un cable guía, un catéter, una punta de cable y un stent. Para cada imagen dada, se usa un árbol de refuerzo probabilístico para detectar segmentos de línea cortos de longitud constante en la imagen. Las curvas de dos segmentos se construyen a partir de los segmentos de línea cortos. Se usa un modelo de apariencia y forma de unión discriminativa para clasificar cada curva de dos segmentos. La forma de una curva de n-  
 55 segmentos se construye concatenando todas las curvas de dos segmentos. Se identifica un modelo de curva de cable guía que incluye un punto de inicio, un punto final y la curva de n-segmentos. El modelo de curva de cable guía se almacena en la base de datos.

60 La actividad eléctrica en un punto del corazón se mide típicamente haciendo avanzar un catéter de múltiples electrodos para medir la actividad eléctrica en múltiples puntos de la cámara del corazón simultáneamente. Un registro derivado de potenciales eléctricos que varían con el tiempo medido por uno o más electrodos se conoce como un electrograma. Los electrogramas pueden medirse mediante cables unipolares o bipolares, y se usan, por ejemplo, para determinar el inicio de la propagación eléctrica en un punto, conocido como tiempo de activación local.

65 SUMARIO DE LA INVENCION

Actualmente, se recopilan grandes cantidades de datos anatómicos y funcionales durante los procedimientos cardíacos basados en catéter. Mantener la alineación de estos datos con la posición real del corazón del paciente es crucial. Las soluciones existentes hacen uso de sensores electromagnéticos unidos a la espalda y el tórax del paciente para mantener esta alineación. Sin embargo, debido en parte a la elasticidad de la piel humana y al movimiento interno de las vísceras, esta alineación no siempre se mantiene. Tal desalineación dificulta considerablemente el procedimiento cardíaco.

La presente invención proporciona un aparato como se define en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones de la invención permiten hacer un seguimiento de la posición del corazón del paciente durante el procedimiento médico. Cuando se coloca un catéter en el seno coronario, su posición está estrechamente relacionada con la posición de otras partes del corazón. Por lo tanto, estimar una transformación entre las coordenadas de un catéter de seno coronario antes y después de un cambio de posición permite que se mantenga con precisión la alineación.

Para compensar el movimiento del corazón, un algoritmo reconstruye el catéter del seno coronario en tres dimensiones, en base a dos imágenes fluoroscópicas bidimensionales adquiridas antes y después de un movimiento. Se calcula una transformación entre los dos catéteres reconstruidos y se usa para alinear los datos.

Se proporciona un método que no forma parte de la invención reivindicada. El método se lleva a cabo introduciendo un catéter en un seno coronario del corazón de un sujeto vivo. Mientras el catéter está en el seno coronario, el método se lleva a cabo además adquiriendo un primer conjunto de fotogramas que incluyen imágenes bidimensionales del catéter, posteriormente adquiriendo un segundo conjunto de fotogramas que incluyen imágenes bidimensionales del catéter y estableciendo modelos bidimensionales respectivos del catéter en fotogramas sincronizados del primer y el segundo conjuntos. Los modelos bidimensionales incluyen las respectivas trayectorias bidimensionales a las que se ha hecho seguimiento del catéter. El método se lleva a cabo adicionalmente sincronizando el primer conjunto con el segundo conjunto identificando los fotogramas que se encuentran en las fases respectivas del ciclo cardiorrespiratorio, construyendo un primer y un segundo modelos tridimensionales del catéter a partir de los fotogramas sincronizados, transformando geoméricamente el primer y el segundo modelos tridimensionales para minimizar una función de distancia entre ellos y mostrando los modelos tridimensionales transformados.

De acuerdo con otro aspecto del método, la transformación geométrica de los modelos tridimensionales se realiza aplicando una matriz de rotación y un vector de traslación a uno del primer y el segundo modelos tridimensionales y superponiendo los modelos tridimensionales transformados para su visualización.

En otro aspecto del método, en el que adquirir el primer conjunto y adquirir el segundo conjunto comprende cada uno adquirir fotogramas en un primer ángulo primario y en un segundo ángulo primario con el plano sagital del sujeto.

De acuerdo con otro aspecto más del método, el primer ángulo primario es de  $30^\circ$  y el segundo ángulo primario es de  $-30^\circ$  con el plano sagital del sujeto.

Un aspecto del método incluye adquirir fotogramas en el primer ángulo primario y el segundo ángulo primario simultáneamente.

En un aspecto adicional del método, establecer modelos bidimensionales respectivos incluye filtrar el primer conjunto y el segundo conjunto de fotogramas, muestrear un corredor alrededor de una trayectoria del catéter en los fotogramas filtrados, y posteriormente determinar una trayectoria óptima del catéter en los fotogramas filtrados.

De acuerdo con un aspecto del método, el filtrado incluye realizar una transformación radial rápida en un determinante de una hessiana de los fotogramas sincronizados.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, el filtrado incluye aplicar filtros monogénicos en un determinante de una hessiana de los fotogramas sincronizados.

De acuerdo con otro aspecto más del método, el filtrado se realiza aplicando filtros coincidentes a los tubos en los fotogramas sincronizados.

De acuerdo con otro aspecto más del método, construir el primer y el segundo modelos tridimensionales incluye construir una cadena de segmentos lineales tridimensionales conectados por uniones, y calcular las coordenadas tridimensionales de las uniones para minimizar la desviación de una proyección de los segmentos tridimensionales en las trayectorias bidimensionales a las que se ha hecho seguimiento respectivas.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, construir una cadena y calcular las coordenadas

tridimensionales se realizan iterativamente.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, establecer los modelos bidimensionales respectivos incluye hacer el seguimiento de una punta del catéter en los fotogramas sincronizados, y construir el primer y el segundo modelos tridimensionales incluye inicializar las coordenadas tridimensionales de la punta.

Otro aspecto del método de construcción del primer y el segundo modelos tridimensionales se realiza definiendo una pluralidad de puntos tridimensionales como intersecciones de los rayos de proyección respectivos, ajustando un spline tridimensional a los puntos tridimensionales para definir una trayectoria tridimensional, proyectando la trayectoria tridimensional en uno de los modelos bidimensionales y modificando la trayectoria tridimensional para minimizar la función de distancia entre la trayectoria tridimensional proyectada y el modelo bidimensional.

Se proporciona además un aparato, que incluye un catéter cardíaco adaptado para su introducción en un seno coronario de un corazón de un sujeto vivo, una pantalla y un procesador, que coopera con un dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas para realizar el método descrito anteriormente.

#### 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 siguientes dibujos, 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 realizar procedimientos de ablación en el corazón de un sujeto vivo, que está construido y es operativo de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 2 es un diagrama de flujo de un método para compensar el movimiento del corazón durante el cateterismo cardíaco de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 3 es un diagrama de flujo de un método para hacer un seguimiento de la trayectoria bidimensional de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 4 es una colección de fotogramas de imágenes que ilustran aspectos del método mostrado en la Fig. 3 de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 5 es una secuencia de imágenes que ilustran aspectos del método mostrado en la Fig. 3 de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 6 es un diagrama que ilustra la selección de fotogramas de imágenes para la reconstrucción de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 7 es una representación gráfica de un catéter de seno coronario que se produjo mediante la construcción de segmentos lineales de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 8 es un diagrama que explica el uso de la geometría epipolar de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 9 presenta dos diagramas que ilustran esquemáticamente una etapa de reconstrucción usando geometría epipolar de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 10 es un diagrama que ilustra un proceso de estimación de movimiento de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención; y

La Fig. 11 es una ilustración pictórica de un sistema para realizar procedimientos de ablación en el corazón de un sujeto vivo, que está construido y es operativo de acuerdo con una realización alternativa 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 programas informáticos bien conocidos para algoritmos y procesos convencionales no se han mostrado en detalle para no oscurecer los conceptos generales innecesariamente.

Los aspectos de la presente invención pueden incorporarse en código de programación de software, que típicamente se mantiene en almacenamiento permanente, como un medio legible por ordenador. En un entorno cliente/servidor, dicho código de programación de software puede almacenarse en un cliente o un servidor. El código de programación de software puede incorporarse en cualquiera de una variedad de medios no transitorios conocidos para su uso con un sistema de procesamiento de datos, como memoria USB, disco duro, medios electrónicos o CD-ROM. El código puede distribuirse en tales medios, o puede distribuirse a los usuarios desde la memoria o el almacenamiento de un sistema informático a través de una red de algún tipo a dispositivos de almacenamiento en otros sistemas informáticos para su uso por los usuarios de dichos otros sistemas.

## Visión general del sistema.

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 de ablación en un corazón 12 de un sujeto vivo, que está construido y es operativo de acuerdo con una realización divulgada del 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 en un sitio objetivo de ablación. Los mapas de activación eléctrica, la información de posición anatómica, es decir, de la parte distal del catéter, y otras imágenes funcionales pueden prepararse luego usando un procesador 23 localizado en una consola 24, de acuerdo con los métodos divulgados en las Patentes de Estados Unidos N° 6.226.542 y 6.301.496, y en la Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 6.892.091. Un producto comercial que incorpora elementos del sistema 10 está disponible como el sistema CARTO® 3, disponible de Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765, que es capaz de producir mapas electroanatómicos del corazón según sea requerido por la ablación. Este sistema puede ser modificada por los expertos en la técnica para incorporar los principios de la invención descritos en la presente.

Las áreas que se han determinado que son anormales, por ejemplo, mediante la evaluación de los mapas de activación eléctrica, pueden someterse a ablación 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 se absorbe en el tejido, calentándolo (o enfriándolo) hasta 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 alternan la vía eléctrica anormal que provoca la arritmia. Los principios de la invención pueden aplicarse a diferentes cámaras cardíacas para tratar muchas arritmias cardíacas diferentes.

El catéter 14 típicamente comprende un mango 20, que tiene controles adecuados en el mango para permitir al operador 16 dirigir, posicionar 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 de posicionamiento 22, localizado en la consola 24.

La energía de ablación y las señales eléctricas pueden transmitirse hacia y desde el corazón 12 a través de la punta del catéter y/o uno o más electrodos de ablación 32 localizados en o cerca de la punta distal 18 a través del cable 34 a la consola 24. Las señales de estimulación y otras señales de control pueden ser transportadas desde la consola 24 a través del cable 34 y los electrodos 32 al corazón 12. Los electrodos de detección 33, también conectados a la consola 24, están dispuestos entre los electrodos de ablación 32 y tienen conexiones con el cable 34.

Las conexiones de cables 35 enlazan la consola 24 con los electrodos de la superficie del cuerpo 30 y otros componentes de un subsistema de posicionamiento. Los electrodos 32 y los electrodos de la superficie corporal 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. Se puede montar un sensor de temperatura (no mostrado), típicamente un termopar o termistor, en o cerca de cada uno de los electrodos 32.

La consola 24 típicamente contiene uno o más generadores de energía de ablación 25. El catéter 14 puede estar adaptado para conducir energía de ablación al corazón usando cualquier técnica de ablación conocida, por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de ultrasonidos, técnica de congelación y energía de luz producida por láser. Tales métodos se describen en las patentes estadounidenses asignadas comúnmente números 6.814.733, 6.997.924 y 7.156.816.

El procesador de posicionamiento 22 es un elemento de un subsistema de posicionamiento en el sistema 10 que mide las coordenadas de localización y orientación del catéter 14.

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. El subsistema de posicionamiento puede emplear la medición de impedancia, como se enseña, por ejemplo, en la Patente de Estados Unidos N° 7.756.576 y en la Patente de Estados Unidos N° 7.536.218 mencionada anteriormente.

Un dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas 37 tiene un brazo en C 39, una fuente de rayos X 41, un módulo intensificador de imágenes 43 y un colimador ajustable 45. Un procesador de control (no mostrado), que puede estar localizado en la consola 24, permite que un operador controle el funcionamiento del dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas 37, por ejemplo estableciendo parámetros de obtención de imágenes y controlando el colimador 45 para ajustar el tamaño y la posición del campo de visión. El procesador de control puede comunicarse con el dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas 37 a través de un cable 51 para habilitar y

deshabilitar la fuente de rayos X 41 o restringir sus emisiones a una región de interés deseada controlando el colimador 45, y para adquirir datos de imágenes del módulo intensificador de imágenes 43. Un monitor de visualización opcional 49, enlazado al procesador de control, permite al operador ver imágenes producidas por el dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas 37. Cuando el monitor de visualización 49 no está incluido, las imágenes fluoroscópicas pueden verse en un monitor 29, ya sea a través de una pantalla dividida o en alternancia con otras imágenes no fluoroscópicas.

Como se ha indicado anteriormente, el catéter 14 está acoplado a la consola 24, lo que permite al operador observar y regular las funciones del catéter 14. El procesador 23 es típicamente un ordenador con circuitos de procesamiento de señales apropiados. El procesador 23 está acoplado para controlar el monitor 29. Los circuitos de procesamiento de señales típicamente 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 analizar las señales eléctricas de los electrodos, y generar mapas electroanatómicos deseados.

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 electrocardiograma (ECG), acoplado para recibir señales de uno o más electrodos de la superficie corporal, para proporcionar una señal de sincronización de ECG a la consola 24. Como se ha mencionado anteriormente, el sistema 10 típicamente también incluye 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 mantenido en una posición fija con respecto al corazón 12. Se proporcionan bombas y líneas convencionales para hacer circular líquidos a través del catéter 14 para enfriar el sitio de ablación.

Funcionamiento.

Se hace referencia ahora a la Fig. 2, que es un diagrama de flujo de un método para compensar el movimiento del corazón durante el cateterismo cardíaco de acuerdo con una realización de la invención. Los pasos del proceso se muestran en una secuencia lineal particular para mayor 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 del proceso ilustrados pueden ser necesarios para implementar el método.

En el paso inicial 53, se introduce convencionalmente un catéter en el seno coronario (CS).

Luego, en el paso 55, se adquiere un primer conjunto de imágenes fluoroscópicas cinematográficas secuenciales del corazón, que incluyen el seno coronario y el catéter en dos ángulos similares a las vistas oblicuas anteriores izquierda y derecha estándar. Esta técnica permite la reconstrucción estereoscópica tridimensional de los catéteres como se describe a continuación. Se recomiendan ángulos primarios de  $30^\circ$  y  $-30^\circ$  con el plano sagital del cuerpo del paciente. Sin embargo, las desviaciones son bien toleradas, y el método es eficaz con una diferencia entre los ángulos primarios que varían hasta  $60^\circ$ . Una diferencia de  $90^\circ$  es teóricamente óptima. El rendimiento se degrada más allá de  $90^\circ$  y el método se vuelve ineficaz cuando la diferencia excede los  $120^\circ$ .

Se supone que se conoce la geometría de los componentes del fluoroscopio. Esto es necesario para obtener una reconstrucción tridimensional precisa de la región de interés en el corazón. Además, los errores de seguimiento en los sensores magnéticos del catéter resultantes de los cambios en las posiciones de los componentes del fluoroscopio que perturban el campo magnético que se requieren para moverse cuando se adquieren las dos vistas pueden compensarse usando las enseñanzas de la Solicitud en trámite de titularidad compartida. 14/140.112, titulada *Adaptive Fluoroscope Location for the Application of Field Compensation*.

Usando métodos estereoscópicos estándar, dadas las coordenadas de imagen tridimensional de un punto y las posiciones de la cámara, la posición del punto en el espacio se determina como la intersección de los dos rayos de proyección (por ejemplo, mediante triangulación).

Luego, en el paso 57, el procedimiento continúa, durante el cual ocurre el movimiento del paciente o el movimiento del corazón.

Luego, en el paso 59, se adquiere un segundo conjunto de imágenes fluoroscópicas cinematográficas, usando la misma técnica que en el paso 55. Todas las imágenes en los dos conjuntos de imágenes deben adquirirse en los mismos ángulos primarios. Como se explica a continuación, los fotogramas seleccionados de los dos conjuntos se comparan en la misma fase respiratoria y la misma fase del ciclo cardíaco. Por tanto, en una fase del ciclo cardiorrespiratorio se evalúan cuatro fotogramas, un primer par de fotogramas del primer conjunto y el segundo conjunto en el primer ángulo primario y un segundo par de fotogramas del primer conjunto y el segundo conjunto en

el segundo ángulo primario. Si esto no es posible, entonces, como mínimo, los miembros de cada pareja deben estar en la misma fase del ciclo respiratorio cardiorrespiratorio, respectivamente. No es necesario que la diferencia entre los ángulos primarios sea la misma para el primer y el segundo conjunto de imágenes fluoroscópicas. Por ejemplo, el primer conjunto podría adquirirse en ángulos de  $-30^\circ$  y  $30^\circ$  con el plano sagital, y el segundo conjunto podría adquirirse en ángulos de  $0^\circ$  y  $60^\circ$ .

El paso 61 es un proceso para hacer un seguimiento de la trayectoria del catéter del seno coronario en los fotogramas del primer y el segundo conjunto de imágenes fluoroscópicas que se adquirieron en los pasos 55, 57.

El paso 63 comprende una búsqueda entre los dos conjuntos de fotogramas tomados aproximadamente en la misma fase cardiorrespiratoria. La búsqueda puede comprender hacer un seguimiento de coordenadas bidimensionales del catéter entre fotogramas. En el paso 63 se identifican fotogramas de los dos conjuntos en las fases respectivas del ciclo cardiorrespiratorio.

La sincronización de la fase cardio-respiratoria entre las vistas del primer y del segundo conjunto de imágenes emula una escena estática y permite la reconstrucción usando procesamiento de imágenes estéreo. La sincronización de este tipo asegura que la forma tridimensional y la posición del catéter sean casi constantes cuando son capturadas por el fluoroscopio en los dos ángulos primarios. La sincronización de los fotogramas se produce en el paso 65. En la práctica, la sincronización perfecta entre conjuntos de imágenes no es factible. Por tanto, no se puede suponer que la escena sea completamente estática. Los datos disponibles para la reconstrucción son dos caminos bidimensionales del catéter. La determinación de los puntos correspondientes entre los conjuntos de imágenes se denomina "el problema de la correspondencia" y es omnipresente en la visión por ordenador. Un algoritmo de reconstrucción detallado a continuación trata este problema usando métodos de optimización numérica.

Luego, en el paso 67, se reconstruyen modelos tridimensionales del catéter a partir de los conjuntos de imágenes sincronizados.

Luego, en el paso final 69, se determina y compensa el movimiento del catéter entre los conjuntos de imágenes para alinearlos con los datos que se muestran en asociación con el catéter de seno coronario. Los detalles de los pasos 65, 63, 67, 69 se presentan a continuación.

Seguimiento bidimensional.

Se hace referencia ahora a la Fig. 3, que es un diagrama de flujo detallado del paso 61 (Fig. 2). El diagrama de flujo es un método fotograma por fotograma para hacer un seguimiento de la trayectoria bidimensional de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención. El método se aplica a fotogramas del primer y el segundo conjunto que se produjeron en los pasos 55, 59 (Fig. 2).

En el paso inicial 71 se supone que se ha realizado el seguimiento descrito en el paso 61. Se selecciona un grupo de imágenes tomadas en uno de los ángulos primarios para una reconstrucción posterior. Como se ha indicado anteriormente, los miembros del grupo están sincronizados en el ciclo cardio-respiratorio.

Luego, en el paso 73, se selecciona un fotograma de las imágenes elegidas en el paso inicial 71.

Luego, en el paso 75, se hace un seguimiento del camino bidimensional del catéter de seno coronario en el fotograma actual. En la primera iteración del paso 75, el operador marca puntos en un fotograma inicial para indicar la posición del catéter de seno coronario, que debe distinguirse de otros catéteres en la imagen, así como de los cables que pertenecen a los cables de ECG y a los sensores de localización de la superficie corporal. Usando las marcas, se identifica en la imagen el contorno bidimensional del catéter del seno coronario (referido en la presente como "trayectoria"). La configuración bidimensional se aplica a los fotogramas posteriores para buscar y localizar el catéter. Si es posible, la secuencia de imágenes debe adquirirse durante un período de tiempo suficientemente largo para cubrir por lo menos un ciclo cardiorrespiratorio. El paso 75 comprende procedimientos que enfatizan el catéter en el fotograma.

En el bloque 77 se realiza una transformación radial rápida en el determinante de la hessiana de la imagen (DetHes)). La transformación facilita la detección de regiones radiales en la imagen, como los electrodos del catéter. La transformación radial rápida se conoce por el documento Loy & Zelinsky, Fast Radial Symmetry for Detecting Points of Interest, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, agosto de 2003.

En el bloque 79, la simetría de fase de la imagen se caracteriza aplicando filtros monogénicos en el DetHes. Esto facilita la detección de regiones con simetría de fase bilateral, catéteres y electrodos de catéter (ver imagen 95, Fig. 4). Los filtros monogénicos se conocen del documento Michael Felsberg y Gerald Sommer. The Monogenic Signal, IEEE, Transactions on Signal Processing, 49(12):3136-3144, diciembre de 2001,

En el bloque 81 se aplica un filtro adaptado para tubos en todas las orientaciones. La anchura del filtro

coincidente es el diámetro estimado del catéter en píxeles en la imagen. Este procedimiento detecta regiones tubulares con un diámetro especificado (ver imagen 97, Fig. 4).

5 En el bloque 83 se muestrea un corredor de la imagen filtrada (imagen 99, Fig. 4) alrededor de la localización de la trayectoria del catéter o del contorno obtenido en la ejecución del paso 75 en el fotograma anterior. En la primera iteración del paso 75 se usa la marca del operador (ver imagen 101, corredor 103; imagen 109; Fig. 5).

10 En el bloque 85 que usa métodos de programación dinámica conocidos en la técnica, se encuentra la trayectoria óptima en el corredor muestreado (ver imagen 111, Fig. 5). Esta trayectoria (línea de puntos en la imagen 113; Fig. 5) se traduce de vuelta a coordenadas de imagen.

15 El control pasa ahora al paso de decisión 87, donde se determina si quedan más fotogramas por procesar. Si la determinación en el paso de decisión 87 es afirmativa, entonces el control vuelve al paso 73 para repetir el proceso con el siguiente fotograma.

Si la determinación en el paso de decisión 87 es negativa, entonces el control pasa al paso final 89 y termina el procedimiento.

20 Se hace referencia ahora a la Fig. 4, que es una colección de imágenes de fotogramas que ilustran gráficamente el paso 75 (Fig. 3) de acuerdo con una realización de la invención. La imagen 91 muestra catéteres cardíacos *in situ* antes de los procedimientos de filtrado. La imagen 93 es una versión de la imagen 91 después de una transformación radial rápida. La imagen 95 es una versión de la imagen 91 después del filtrado monogénico. La imagen 97 es una versión de la imagen 91 después de una operación de filtrado coincidente. La imagen 99 es una versión de la imagen 91 después de combinar aditivamente las operaciones de filtrado que produjeron las imágenes 93, 95, 97. La imagen 99 se muestrea para identificar tentativamente la localización de la trayectoria del catéter de seno coronario.

30 Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es una secuencia de imágenes de acuerdo con una realización de la invención, que ilustra el procedimiento de seguimiento, es decir, la operación de programación dinámica descrita con respecto al bloque 85 (Fig. 3). Las imágenes en la Fig. 5 se produjeron mediante los procesos de filtrado que produjeron la imagen 99 (Fig. 4). En la imagen 101, se delimita un corredor 103 y se muestrea alrededor de la trayectoria del catéter 105 (representado por una línea discontinua). La trayectoria 105 se anotó en un fotograma anterior (o por el operador, como se ha indicado anteriormente). Se observará que la trayectoria 105 diverge del catéter de seno coronario 107. El movimiento del catéter 107 se ha producido desde el fotograma anterior a medida que ha avanzado el ciclo cardiorrespiratorio. La imagen 109 ilustra el corredor muestreado. La imagen 111 ilustra la trayectoria del catéter del corredor muestreado en la imagen 109 como se determinó mediante programación dinámica. La imagen 113 muestra una trayectoria del catéter producida por programación dinámica a lo largo de la cual se encuentran una serie de localizaciones de electrodos estimadas 115.

40 Sincronización.

45 Cuando se considera la trayectoria bidimensional del catéter durante los conjuntos de imágenes cinematográficas, vemos que el catéter se mueve constantemente debido a los latidos cardíacos y la respiración del paciente. Para reconstruir el catéter con éxito en el paso 65 (Fig. 2), encontramos dos fotogramas (uno de cada clip) que se tomaron aproximadamente en la misma fase. Para encontrar esos fotogramas, buscamos la coincidencia de la diástole ventricular y la exhalación final, en la cual el catéter está relativamente inmóvil en comparación con otras fases del ciclo cardiorrespiratorio. Usando ángulos primarios cercanos a LAO y RAO y ángulos secundarios insignificantes en esta coincidencia, la posición de la punta del catéter se observa típicamente en una proximidad extrema al fondo y a la derecha de las imágenes fluoroscópicas convencionales. Para este propósito, los ángulos secundarios se refieren a ángulos orbitales alrededor de un eje de movimiento del brazo en C 39 (Fig. 1), por ejemplo, el eje craneo-caudal.

55 Se hace referencia ahora a la Fig. 6, que es un diagrama que ilustra la selección de fotogramas para su uso en la reconstrucción de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención. El conjunto 117 de imágenes cinematográficas tomadas en la proyección LAO comprende dos series 119, 121 de fotogramas tomados antes y después del movimiento del paciente, respectivamente. El conjunto 123 de imágenes cinematográficas tomadas en la proyección RAO comprende dos series 125, 127 de fotogramas tomados antes y después del movimiento del paciente, respectivamente. La fase del ciclo cardiorrespiratorio de cada uno de los fotogramas en la Fig. 6 se denota por un valor numérico. Se entenderá que estos valores se simplifican intencionalmente con propósitos de explicación, siendo realmente el ciclo cardiorrespiratorio una combinación más compleja del ciclo cardíaco y el ciclo respiratorio.

65 Al buscar entre los fotogramas del conjunto 117, se apreciará que las series 119, 121 están 30° fuera de fase. Sin embargo, los fotogramas 129, 131 están en fase entre ellos y son adecuados para su uso en el algoritmo de reconstrucción descrito a continuación. De manera similar, en el conjunto 123, las series 125, 127 están 90° fuera



de fase. Sin embargo, los fotogramas 133, 135 están en fase entre ellos y son adecuados para su uso en el algoritmo de reconstrucción.

Reconstrucción.

5 Después de sincronizar y encontrar dos fotogramas en los que el catéter del seno coronario está aproximadamente en la misma fase, podemos suponer que un punto tridimensional es la intersección de los rayos de proyección (triangulación). Sin embargo, en lugar de los puntos bidimensionales correspondientes, hay trayectorias bidimensionales. Se desconoce la correspondencia de los puntos bidimensionales del catéter en  
10 fotogramas sucesivos. Se construye un modelo tridimensional de mejor ajuste del catéter para una pareja sincronizada de fotogramas tridimensionales. La reconstrucción se lleva a cabo en el paso 67 (Fig. 2). En la presente se presentan tres algoritmos de reconstrucción.

1. Reconstrucción iterativa con segmentos lineales.

15 Un método para construir el modelo tridimensional utiliza un modelo de catéter que consiste en una cadena de segmentos tridimensionales lineales con una longitud constante conectada por uniones. Los parámetros que especifican el modelo son:

- 20 1. La posición tridimensional de la punta (*tipPos*).
2. La longitud del segmento (constante, *L*).
3. La orientación de cada segmento con respecto al segmento anterior (dos ángulos - coordenadas esféricas,  $\alpha, \beta$ ).

25 Para calcular las coordenadas tridimensionales de las uniones, necesitamos generar matrices de rotación usando los dos ángulos de orientación ( $\alpha, \beta$ ) para cada unión. La matriz de rotación que define la orientación del segmento que está conectado a la unión *n* se define de la siguiente manera:

$$30 \quad R_n = R_n^z * R_n^x = \begin{pmatrix} \cos\beta_n & -\sin\beta_n & 0 \\ \sin\beta_n & \cos\beta_n & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_n & -\sin\alpha_n \\ 0 & \sin\alpha_n & \cos\alpha_n \end{pmatrix}$$

35 Después de construir las matrices de rotación para todas las uniones, podemos generar las coordenadas tridimensionales de las uniones de la siguiente manera:

$$40 \quad \text{Unión}_n = R_{n-1}R_{n-2} \dots R_2R_1 * \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ L \end{pmatrix} + \text{Unión}_{n-1}$$

$$45 \quad \text{Unión}_1 \stackrel{\text{def}}{=} \text{tipPos}.$$

50 El proceso de encontrar la forma y posición específicas de un catéter es iterativo. Primero, usando las posiciones conocidas de la cámara y las coordenadas de la imagen de la punta (primer electrodo del catéter), inicializamos la posición tridimensional del catéter como la intersección de los rayos de proyección (triangulación). Posteriormente, en un proceso iterativo, encontramos la orientación de cada segmento lineal de tal manera que su proyección sea más cercana a las trayectorias bidimensionales seguidas (análogo a la energía externa de un sistema termodinámico). Para restringir el modelo tridimensional para que se parezca a un catéter real, también minimizamos la curvatura tridimensional del catéter (análogo a la energía interna). Los términos "energía externa" y  
55 "energía interna" se usan por conveniencia para describir los segmentos lineales en el análisis siguiente.

En otras palabras, buscamos un modelo de catéter tridimensional cuyas proyecciones sobre la imagen estén lo más cerca posible de las trayectorias bidimensionales seguidas que tenga una curvatura tridimensional mínima.

60 Se hace referencia ahora a la Fig. 7, que es una representación gráfica de un catéter de seno coronario que se produjo mediante la construcción del método de segmentos lineales de acuerdo con una realización de la invención.

65 En lo sucesivo, describimos las energías internas y externas, los objetivos de optimización y un programa

de optimización:

Energía Externa.

5 La energía externa del modelo de catéter tridimensional refleja la distancia entre las uniones de los segmentos lineales, proyectada en los dos planos de fluoroscopia bidimensionales, y las dos trayectorias de catéteres seguidas bidimensionales.

10 Primero definimos una función que toma el vector de parámetros  $\theta$  del modelo de catéter tridimensional (posición de la punta y 2 ángulos por unión) y devuelve  $m$  puntos tridimensionales correspondientes a las uniones del catéter tridimensional:

15 
$$g(\theta): \theta \rightarrow R^{m \times 3} .$$

Luego definimos una función que proyecta las localizaciones tridimensionales de las  $m$  uniones del catéter tridimensional en los dos planos de imagen fluoroscópica:

20 
$$f_1: R^{m \times 3} \rightarrow R^{m \times 2}$$

25 
$$f_2: R^{m \times 3} \rightarrow R^{m \times 2} .$$

30 Luego, definimos una función que estima la distancia soft-mínima de cada una de las uniones proyectadas a los  $n$  puntos bidimensionales a lo largo de la trayectoria del catéter en cada uno de los planos de imagen fluoroscópicos ( $puntos1$ ,  $puntos2$ ):

35 
$$d\_soft(uniones, pnts)_i: (R^{m \times 2}, R^{n \times 2}) \rightarrow R^{m \times 1}$$

$$d\_soft(uniones, pnts)_i = \text{softmin}_j \|\overline{uniones^i} - \overline{pnts^j}\| .$$

40 Usamos el soft-min (y soft-max a continuación) para asegurar que los derivados sean continuos durante todo el proceso de optimización. El soft-min (o función máxima) se define de la siguiente manera:

45 
$$S_k(\{x_i\}_{i=1}^n) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i e^{kx_i}}{\sum_{i=1}^n e^{kx_i}} .$$

50 Cuando  $k \rightarrow +\infty$  la función se aproxima al hard-max y cuando  $k \rightarrow -\infty$  se aproxima al hard-min. Para soft-min usamos  $k = -1$  y para soft-max usamos  $k = 1$ .

Finalmente, definimos la energía externa:

55 
$$ext(\theta) =$$

60 
$$\frac{1}{m+n} \left( \sum_i^m d_{soft}(f_1(g(\theta)), puntos1)_i^2 + \sum_i^n d_{soft}(f_2(g(\theta)), puntos2)_i^2 \right)$$

Energía interna.

65

Luego definimos la energía interna. El propósito de la energía interna es restringir el modelo tridimensional en evolución del catéter para que tenga una forma suave en 3 dimensiones y no se "doble" demasiado.

5 Primero definimos una función tangente para el ángulo entre dos vectores de dirección unitarios. Definimos los vectores de dirección unitarios para que sean los vectores de una unión a la siguiente:

$$\hat{v}_i = \frac{uniones^i - uniones^{i-1}}{\|uniones^i - uniones^{i-1}\|}$$

$$10 \quad \tan(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1}) = \frac{\hat{v}_i \times \hat{v}_{i-1}}{(\hat{v}_i \cdot \hat{v}_{i-1} + c_1)},$$

15 Donde  $c_1$  es una pequeña constante que evita la división por cero. La  $\tan$  es discontinua a  $\pi/2$ . Para aliviar esta advertencia, definimos la siguiente función continua:

$$20 \quad \text{TangenteContinua}(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1}) = (1 - w(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1})) * \tan(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1}) + w(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1}) * c_2$$

Donde  $w$  es una función sigmoïdal y  $c_2$  es un coeficiente grande que reemplaza el valor de la tangente en ángulos grandes. La función  $w$  se define como:

$$25 \quad w(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1}) = 1 / (1 + e^{-(a * (\|\hat{v}_i - \hat{v}_{i-1}\|) + b)}),$$

Donde  $a$  y  $b$  se seleccionan para que las funciones sigmoïdales partan de 0 en  $\pi/3$  y se acerquen a 1 en  $\pi/2$ .

Finalmente, la energía interna se define de la siguiente manera:

$$30 \quad \text{int}(\theta) = \text{softmax}_i(\text{TangenteContinua}(\hat{v}_i, \hat{v}_{i-1})^2).$$

Optimización iterativa.

35 Para reconstruir iterativamente el catéter, se hace lo siguiente:

- (1) Encontrar la posición de la punta tridimensional usando la triangulación de las posiciones bidimensionales seguidas en ambas imágenes fluoroscópicas.
- (2) Añadir un segmento al extremo creciente del modelo tridimensional. El segmento se añade de tal manera que su vector de dirección apunta en la misma dirección que el segmento anterior ( $\alpha=0, \beta=0$ ). Luego optimizar estos ángulos para minimizar la energía externa e interna.
- (3) Después de optimizar la última unión, optimizar todas las uniones (incluyendo la punta) añadidas hasta ahora al modelo.
- (4) Repetir el paso 2 hasta que la proyección del modelo tridimensional cubra todo la trayectoria bidimensional del catéter, en por lo menos una imagen fluoroscópica.

El objetivo de optimización (para ambas etapas 2 y 3) es el siguiente:

$$50 \quad \min_{\theta} (\lambda_1 * \text{int}(\theta) + \lambda_2 * \text{ext}(\theta))'$$

donde los diferentes  $\lambda$  representan el peso de los errores.

55 II. Reconstrucción iterativa basada en imágenes fluoroscópicas con segmentos lineales.

Este algoritmo es similar al algoritmo anterior (Reconstrucción iterativa con segmentos lineales) en que se basa en el modelo de catéter tridimensional de segmento lineal y la reconstrucción iterativa. Sin embargo, en lugar de basarse en el seguimiento para describir las trayectorias bidimensionales del catéter, el algoritmo se basa en las imágenes fluoroscópicas mismas. Esto elimina la necesidad de hacer un seguimiento de todo el catéter y reduce las posibilidades de error y ahorra tiempo. Ahora solo necesitamos hacer un seguimiento de la punta del catéter a través de los fotogramas cinematográficos con el propósito de sincronización y para inicializar la posición de la punta tridimensional del modelo. Luego se realiza la adición iterativa de segmentos lineales para que su proyección se encuentre en una posición en la imagen que más se parezca a un catéter. Usar el filtro adaptado descrito anteriormente (bloque 81, Fig. 3) permite detectar regiones que se parecen más a un catéter y así facilitar el proceso de optimización. La optimización iterativa es idéntica a la realización anterior, excepto por la función de coste

externa. En esta realización, la distancia se mide contra puntos en la imagen que son candidatos para la localización del catéter, es decir, tienen una fuerte respuesta en el filtro.

III. Reconstrucción global utilizando geometría epipolar.

5 Este algoritmo comienza con el descubrimiento de una conjetura inicial global para la trayectoria del catéter tridimensional realizando la triangulación de puntos coincidentes (encontrando en el espacio tridimensional el punto en la intersección de los rayos de proyección) y luego usando un proceso de optimización para obtener el modelo de catéter final. El proceso de coincidencia se basa en la geometría epipolar, que es bien conocida en la técnica.

10 Se hace referencia ahora a la Fig. 8, que es un diagrama que explica la aplicación de la geometría epipolar de acuerdo con una realización de la invención. El proceso de coincidencia se basa en el hecho de que dado un punto de imagen 137 de una primera imagen 139 y la geometría exacta de las cámaras (no mostradas), un punto correspondiente 141 en una segunda imagen 143 estará en una línea bidimensional específica 145 en la imagen 143.

20 Se hace referencia ahora a la Fig. 9, que presenta dos diagramas que ilustran esquemáticamente una etapa de reconstrucción usando geometría epipolar de acuerdo con una realización de la invención. Como el proceso de sincronización descrito anteriormente no es exacto, una trayectoria 147 bidimensional de un fotograma 149 de un par de fotogramas bidimensionales correspondiente se desplaza verticalmente, en base a un punto bidimensional conocido (es decir, la punta del catéter) para obligar al otro fotograma 151 de la pareja a ajustarse a la teoría epipolar. El desplazamiento vertical se indica con la flecha 153 en el fotograma 151 puesto de manera diferente, cambiamos la trayectoria bidimensional verticalmente en la flecha 153, de tal manera que la punta residirá en la línea epipolar 155 inducida por la punta del catéter en el fotograma 149. La línea epipolar 155 se calcula a partir de un punto 157 en el fotograma 149.

30 Para cada pareja correspondiente de fotogramas, encontramos el punto tridimensional como la intersección de los rayos de proyección y ajustamos un spline tridimensional suave (parametrizado por  $\theta$ ) a estos puntos. Luego, proyectamos el spline tridimensional en los dos planos de imagen bidimensionales. Luego modificamos el spline tridimensional para minimizar las distancias entre las proyecciones bidimensionales y la trayectoria bidimensional. Lo siguiente es una descripción de este procedimiento de minimización:

35 Primero definimos una función que tome el vector de parámetro  $\theta$  del spline tridimensional y devolvemos una colección de  $m$  puntos tridimensionales muestreados a lo largo del spline.

$$g(\theta): \theta \rightarrow R^{3xm}.$$

40 Luego, definimos dos funciones que proyecten los puntos tridimensionales en los dos planos fluoroscópicos:

$$f_1: R^{3xm} \rightarrow R^{2xm}$$

$$f_2: R^{3xm} \rightarrow R^{2xm}$$

50 De los resultados del seguimiento, obtenemos una colección de puntos bidimensionales a lo largo de la trayectoria del catéter en cada uno de los planos de fluoroscopia: *puntos1*, *puntos 2*

55 Ahora definimos una función que encuentra las distancias mínimas entre un conjunto de puntos bidimensionales a otro (asimétrico)

$$d(P_1, P_2)_i: (R^{mx2}, R^{nx2}) \rightarrow R^{mx1}$$

$$60 \quad d(P_1, P_2)_i = \min_j \left\| \overrightarrow{P_1^i} - \overrightarrow{P_1^j} \right\|$$

65 Por el contrario, la distancia bidireccional media (simétrica) entre dos conjuntos de puntos bidimensionales es:

$$D_{bi}(P_1, P_2) = \frac{1}{m+n} (\sum_i^m d(P_1, P_2)_i + \sum_i^n d(P_2, P_1)_i).$$

5 Finalmente realizamos la optimización:

$$\min_{\theta} (D_{bi}(f_1(g(\theta)), puntos1) + D_{bi}(f_1(g(\theta)), puntos2))'$$

10 Estimación de movimiento.

Habiendo reconstruido los dos modelos 3D del catéter, podemos calcular la transformación entre ellos. Suponemos que la transformación consiste únicamente en rotación y traslación (R, T). Esperando la misma forma/curva 3D, forzamos a los dos catéteres a tener la misma longitud (usando sus curvaturas, cortamos la región de la cola en exceso del catéter más largo). Usando un proceso de optimización, encontramos la rotación y traslación que minimiza las distancias entre los catéteres. La estimación del movimiento se lleva a cabo en el paso final 69 (Fig. 2).

20 P1 y P2 describen puntos 3D a lo largo de los dos catéteres reconstruidos. Como antes, definimos una función de distancia asimétrica que encuentra las distancias mínimas entre un conjunto de puntos 3D a otro:

$$d(P_1, P_2)_i: (R^{m \times 3}, R^{n \times 3}) \rightarrow R^{m \times 1}$$

25

$$d(P_1, P_2)_i = \min_j \left\| \overrightarrow{P_1^i} - \overrightarrow{P_1^j} \right\|$$

30

También definimos, la distancia bidireccional media (simétrica) entre dos conjuntos de puntos 3D (que pertenecen a los dos catéteres) como:

$$35 \quad D_{bi}(P_1, P_2) = \frac{1}{m+n} (\sum_i^m d(P_1, P_2)_i + \sum_i^n d(P_2, P_1)_i).$$

Para encontrar la transformación correcta entre los dos catéteres, minimizamos:

$$40 \quad \min_{R,T} D_{bi}(P_1, R * P_2 + T)^2$$

Es esta transformación la que nos permite deducir el cambio en la posición del corazón del paciente. Se hace referencia ahora a la Fig. 10, que es un diagrama que ilustra un proceso de estimación de movimiento de un catéter de seno coronario de acuerdo con una realización de la invención. Se muestran tres imágenes de catéter 45 159, 161, 163. La imagen 159 representa un catéter en un primer fotograma de una serie cinematográfica. La imagen 161 representa el catéter en un segundo fotograma de la serie. Se han producido desplazamiento traslacional y rotacional. La imagen 163 representa el resultado de transformar la imagen 159 usando el algoritmo descrito anteriormente. Será evidente que en la pantalla la imagen 163 se aproxima a la imagen 161 lo más cerca posible, es decir, casi superpuesta a la imagen 161. Además de la traslación y rotación, en la imagen 163 hay 50 truncamiento del segmento de cola 165 de la imagen 161. La visualización de las imágenes transformadas al operador compensa el movimiento y permite al operador ver los datos asociados con el catéter sin tener que lidiar con los efectos alteradores del movimiento provocados por los movimientos cardíacos y respiratorios.

55 Realización alternativa.

Se hace referencia ahora a la Fig. 11, que es una ilustración pictórica de un sistema 167 para realizar procedimientos de ablación en el corazón de un sujeto vivo, que está construido y es operativo de acuerdo con una realización alternativa de la invención. El sistema 167 es similar al sistema 10 (Fig. 1), excepto que ahora hay dos dispositivos de obtención de imágenes fluoroscópicas 37, 169, que se dirigen al corazón 12, uno en cada uno de los 60 ángulos primarios. Los dispositivos de obtención de imágenes fluoroscópicas 37, 169 pueden obtener imágenes del corazón en las vistas oblicua anterior izquierda y oblicua anterior derecha simultáneamente. Una ventaja de esta realización es la minimización del retraso en la adquisición de las imágenes fluoroscópicas. Debido a que las imágenes se adquieren sincrónicamente, puede omitirse el paso de sincronización 65 (Fig. 2).

65 Los expertos en la técnica apreciarán que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y

descrito particularmente con anterioridad. Más bien, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las varias características descritas anteriormente, 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.

5

**REIVINDICACIONES**

**1. Un aparato que comprende:**

- 5 un catéter cardíaco (14) adaptado para su introducción en un seno coronario de un corazón (12) de un sujeto vivo;  
 una pantalla (49, 29);  
 un dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas (37, 169) y  
 un procesador, que coopera con el dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas (37, 169) para  
 10 realizar los pasos de:
- mientras el catéter (14) está en el seno coronario activar el dispositivo de obtención de imágenes  
 fluoroscópicas (37, 169) para adquirir un primer conjunto de fotogramas (55) que comprende imágenes  
 15 bidimensionales del catéter y luego adquirir un segundo conjunto de fotogramas (59) que comprende  
 imágenes bidimensionales del catéter, en donde el dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas  
 (37, 169) adquiere el primer conjunto y el segundo conjunto en un primer ángulo primario y en un segundo  
 ángulo primario y en donde el primer ángulo primario y el segundo ángulo primario se definen con  
 respecto a un plano sagital del sujeto y la diferencia entre el primer y el segundo ángulo primario no es de  
 20 más de 120 grados;  
 establecer (61) modelos bidimensionales respectivos del catéter en fotogramas del primer conjunto y el  
 segundo conjunto, los modelos bidimensionales respectivos comprendiendo trayectorias bidimensionales  
 a las que se ha hecho seguimiento del catéter;  
 sincronizar (65) el primer conjunto con el segundo conjunto identificando (63) un primer par de fotogramas  
 25 del primer conjunto y el segundo conjunto en el primer ángulo primario y un segundo par de fotogramas  
 del primer conjunto y el segundo conjunto en el segundo ángulo primario que están en las fases  
 respectivas de un ciclo cardiorrespiratorio;  
 construir (67) el primer y el segundo modelos tridimensionales del catéter a partir de los fotogramas  
 sincronizados, en donde construir los modelos tridimensionales comprende buscar un modelo  
 30 tridimensional cuyas proyecciones en las imágenes estén lo más cerca posible de las trayectorias  
 bidimensionales a las que se les ha hecho seguimiento;  
 transformar geoméricamente (69) el primer y el segundo modelos tridimensionales para minimizar una  
 función de distancia entre ellos; y  
 mostrar los modelos tridimensionales transformados en la pantalla (49, 29).
- 35 **2.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el primer ángulo primario es de 30° y el segundo ángulo  
 primario es de -30° con el plano sagital del sujeto.
- 3.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el dispositivo de obtención de imágenes fluoroscópicas  
 (37, 169) es operativo para adquirir el primer conjunto y el segundo conjunto en el primer ángulo primario y el  
 40 segundo ángulo primario simultáneamente.
- 4.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que establecer modelos bidimensionales respectivos en uno  
 de los fotogramas sincronizados comprende muestrear un corredor alrededor de una trayectoria de catéter de otro  
 de los fotogramas sincronizados y determinar una trayectoria óptima en el fotograma sincronizado para el corredor.
- 45 **5.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que establecer los modelos bidimensionales respectivos  
 comprende realizar una transformación radial rápida en un determinante de una hessiana de los fotogramas  
 sincronizados.
- 50 **6.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que establecer los modelos bidimensionales respectivos  
 comprende aplicar filtros monogénicos en un determinante de una hessiana de los fotogramas sincronizados.
- 7.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que establecer los modelos bidimensionales respectivos  
 comprende aplicar filtros adaptados a tubos en los fotogramas sincronizados.
- 55 **8.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que construir el primer y el segundo modelos tridimensionales  
 comprende:
- construir una cadena de segmentos lineales tridimensionales conectados por uniones; y  
 60 calcular coordenadas tridimensionales de las uniones para minimizar una desviación de una proyección de  
 los segmentos tridimensionales en las respectivas trayectorias bidimensionales seguidas.
- 9.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que los pasos de construir una cadena y calcular coordenadas  
 tridimensionales se realizan iterativamente.
- 65

10. El aparato de acuerdo con la reivindicación 8, en el que establecer los modelos bidimensionales respectivos comprende los pasos de hacer un seguimiento a una punta del catéter (14) en los fotogramas sincronizados, y construir el primer y el segundo modelos tridimensionales comprende inicializar coordenadas tridimensionales de la punta.

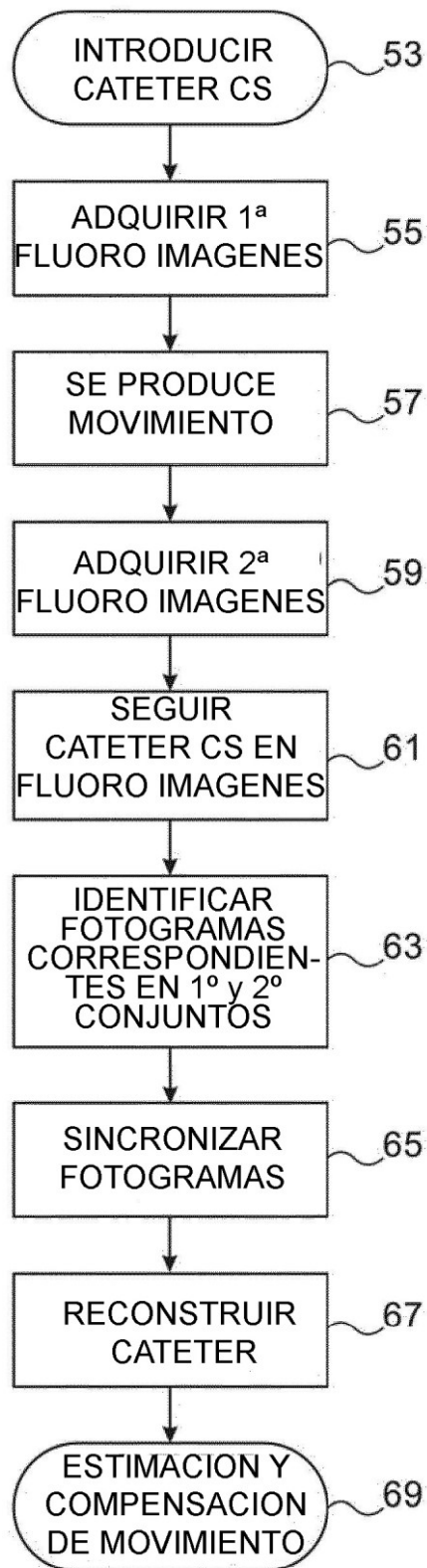
5 11. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el construir el primer y el segundo modelos tridimensionales comprende los pasos de:

10 definir una pluralidad de puntos tridimensionales como intersecciones de los rayos de proyección respectivos; ajustar un spline tridimensional a los puntos tridimensionales para definir una trayectoria tridimensional; proyectar la trayectoria tridimensional en uno de los modelos bidimensionales; y modificar la trayectoria tridimensional para minimizar la función de distancia entre la trayectoria tridimensional proyectada y el un modelo bidimensional.

15







**FIG. 2**

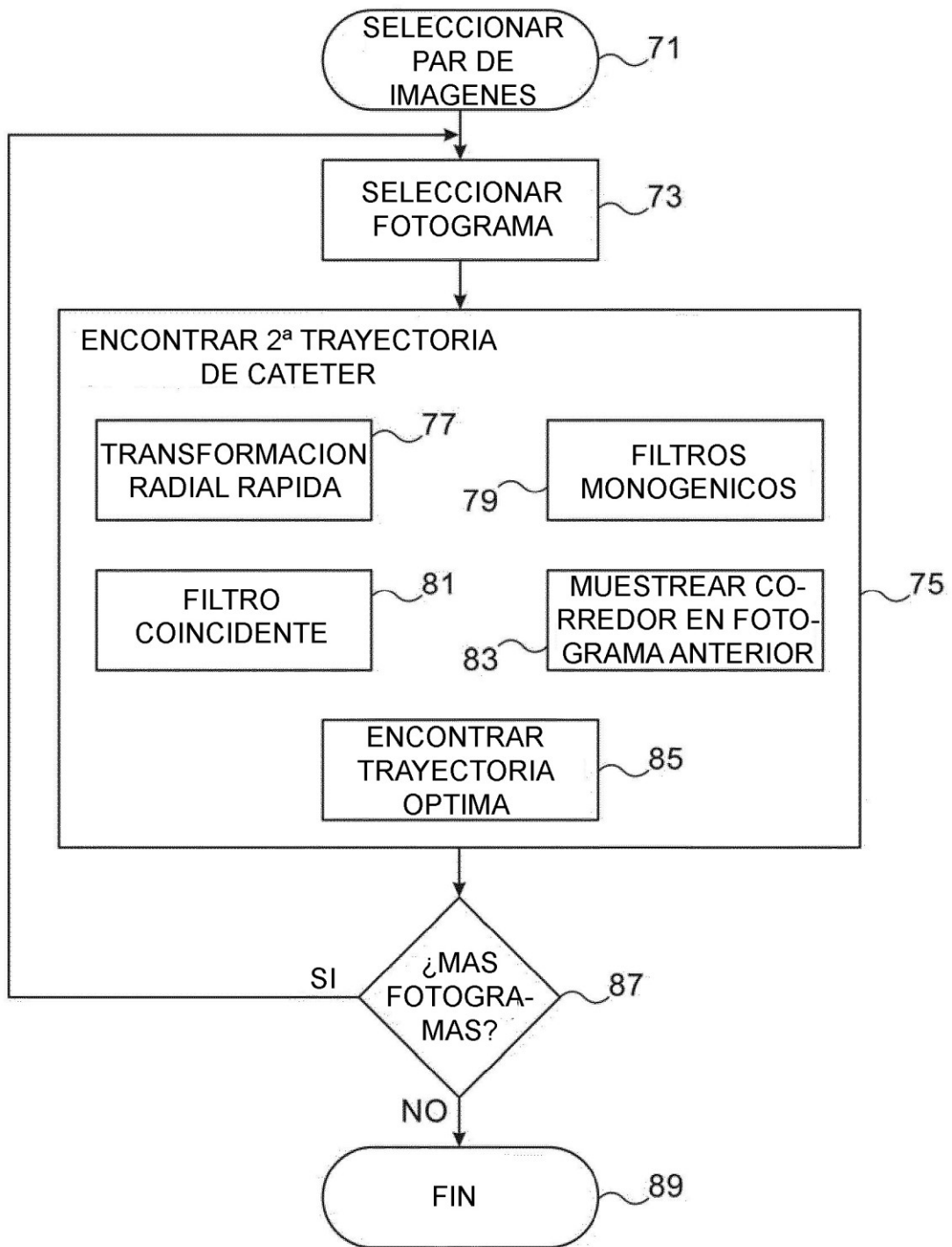


FIG. 3

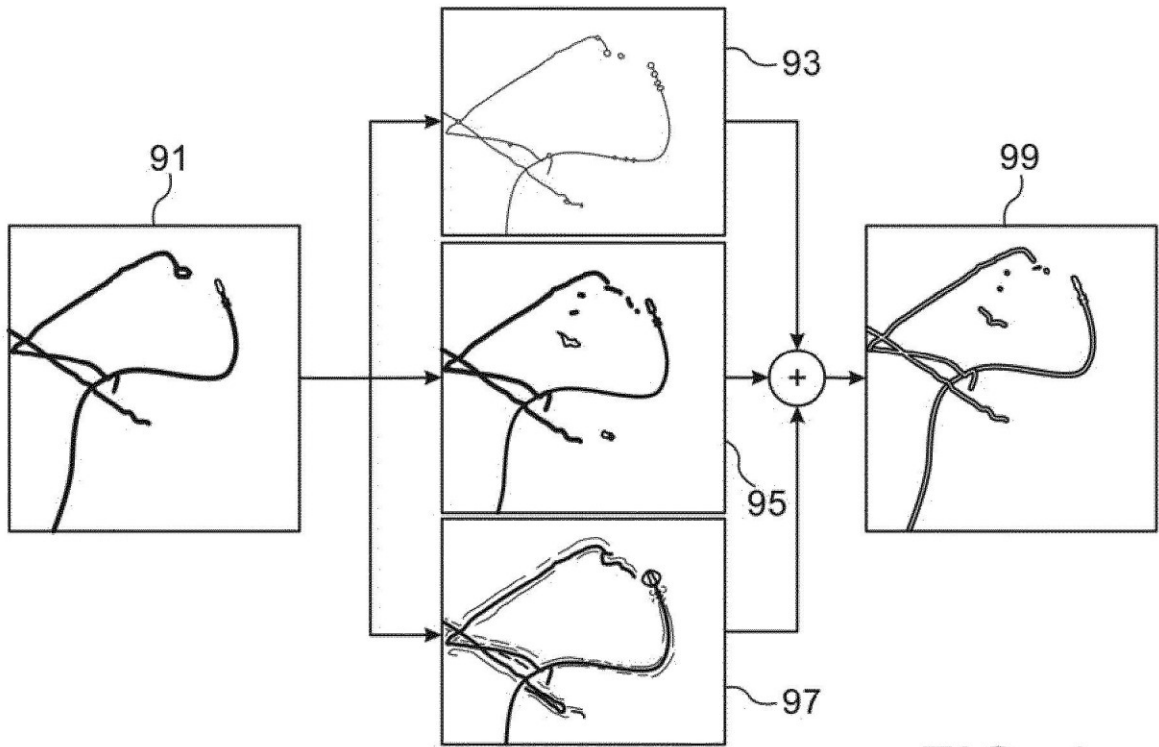


FIG. 4

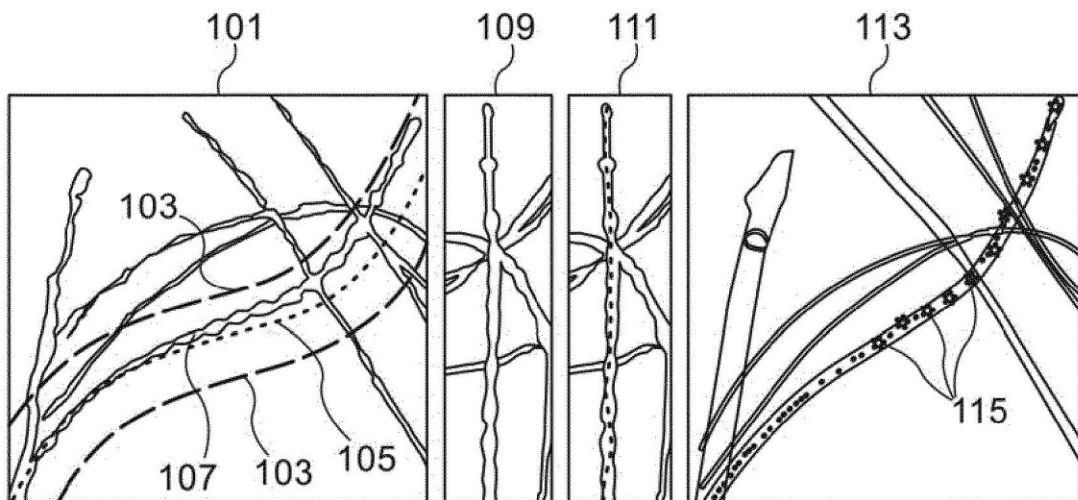


FIG. 5

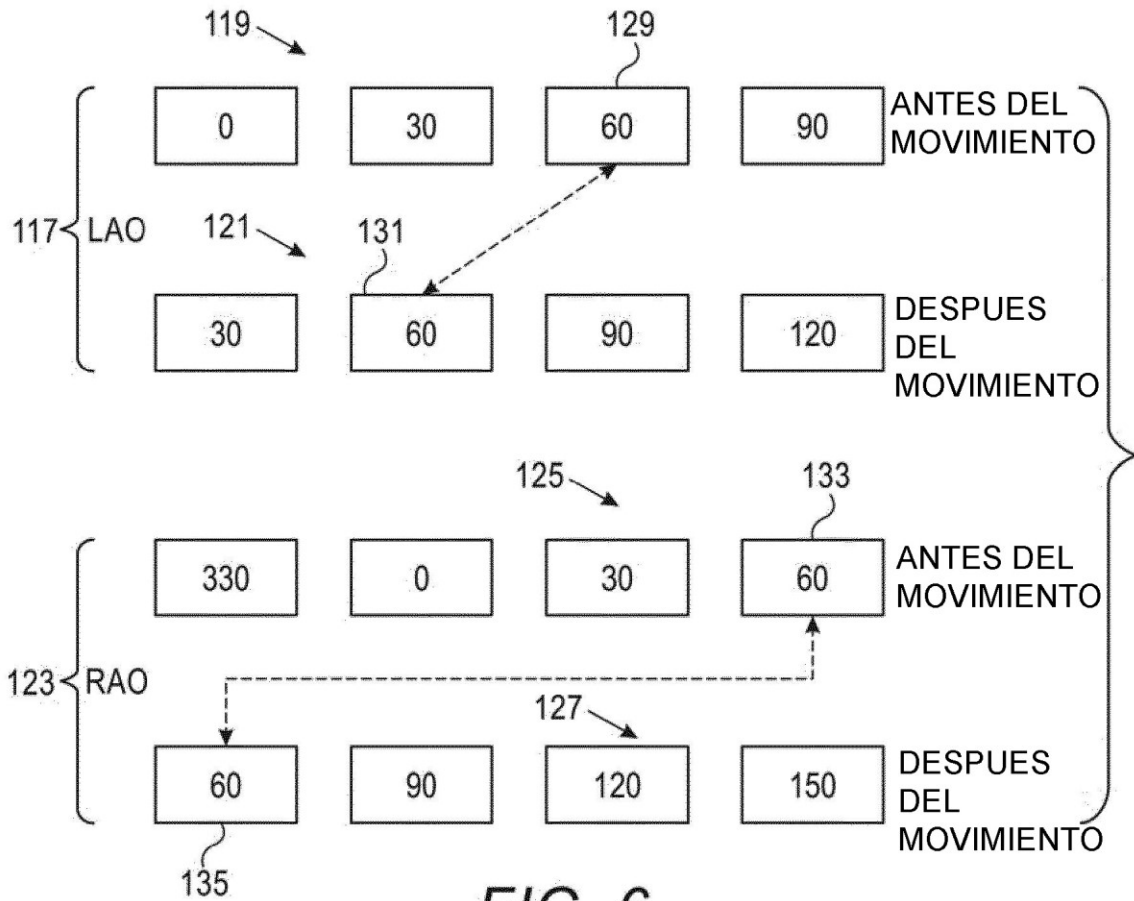
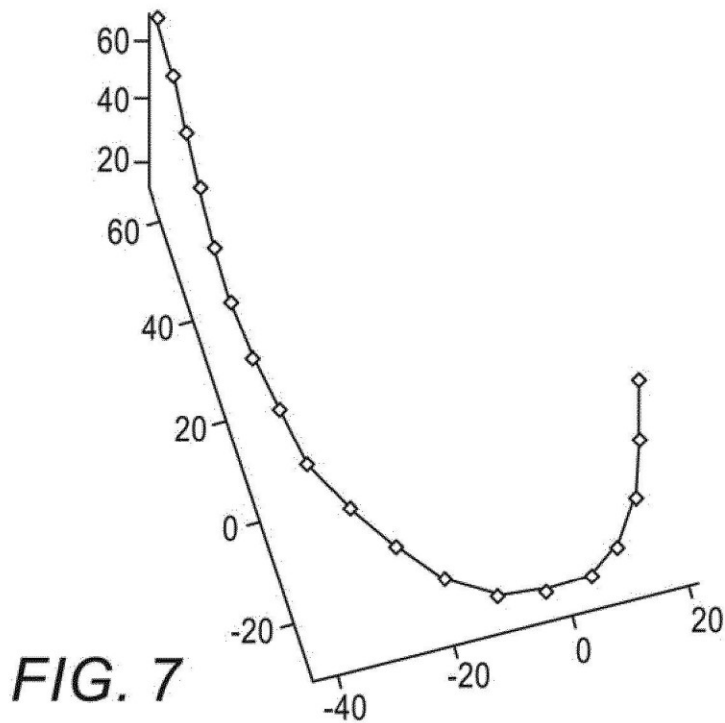


FIG. 6



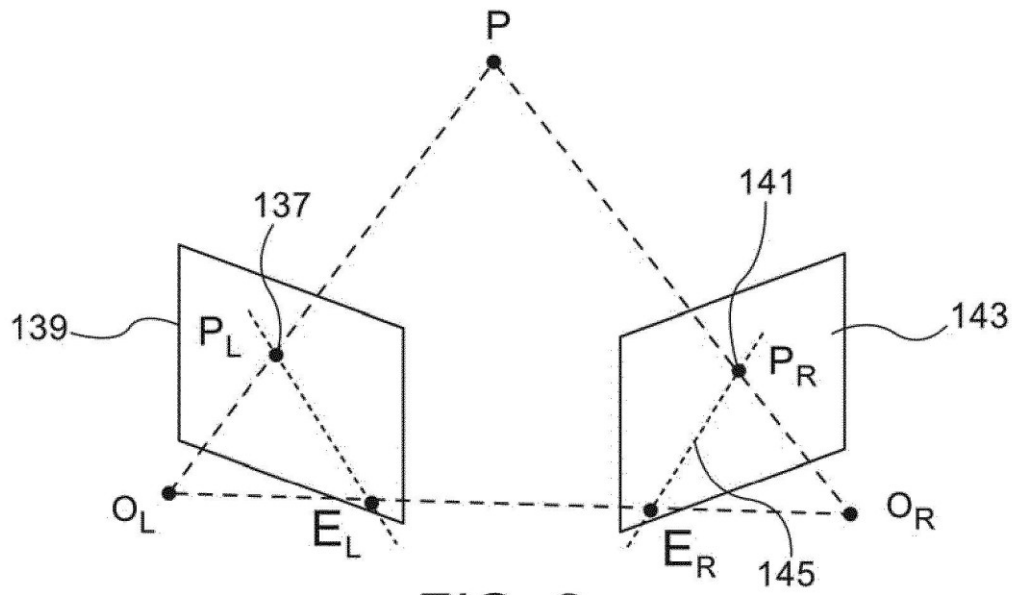


FIG. 8

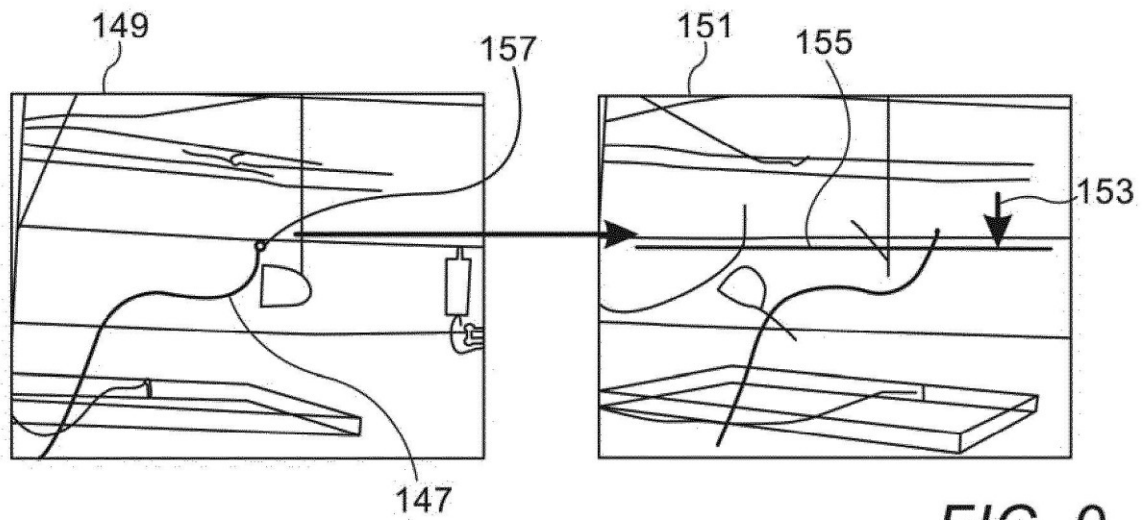


FIG. 9

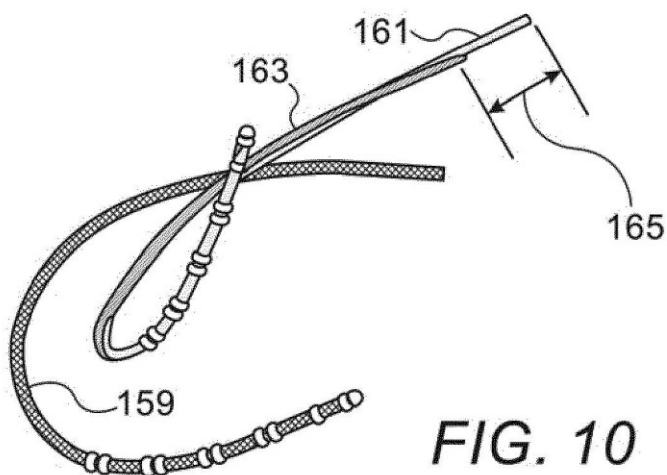


FIG. 10

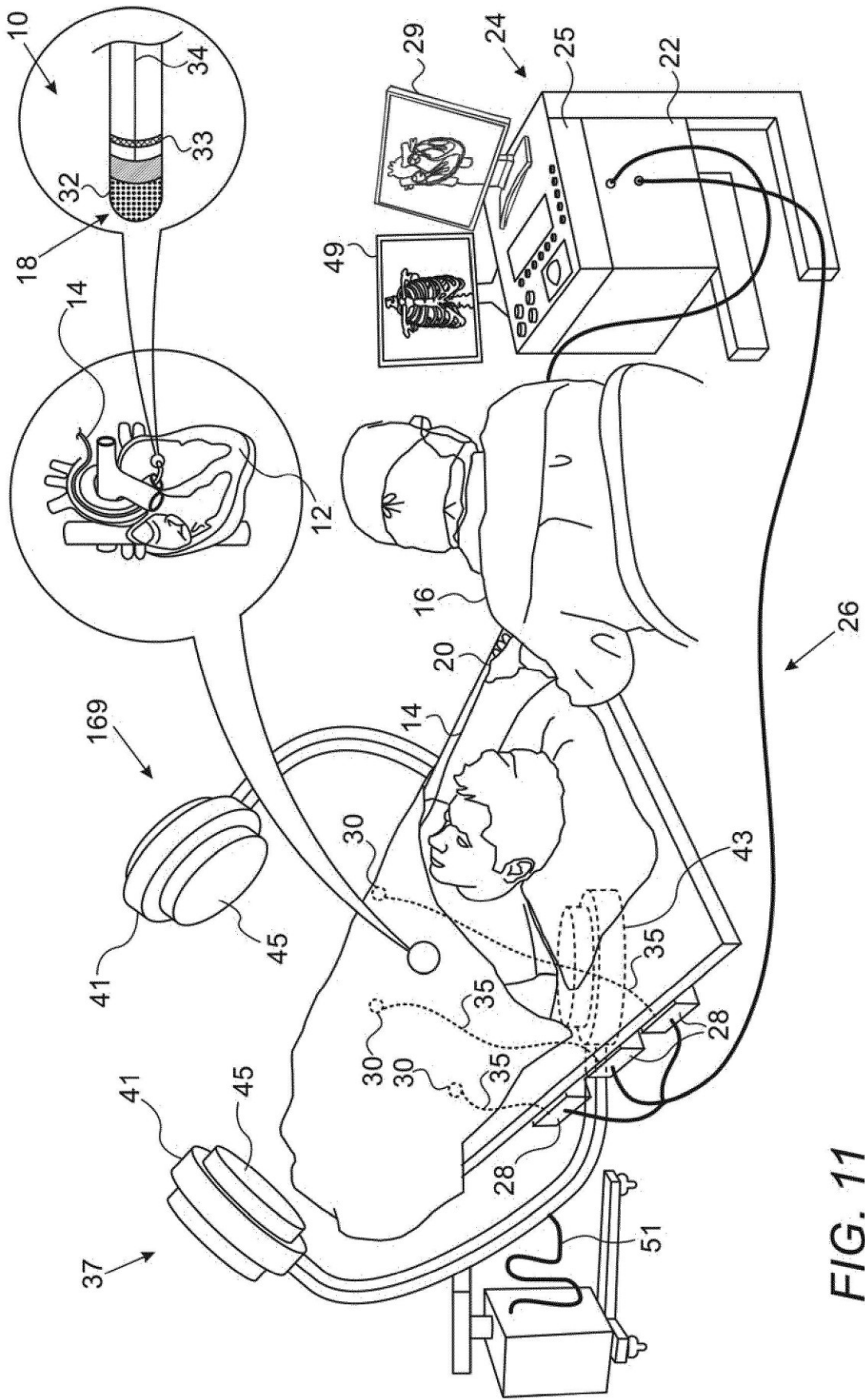


FIG. 11