

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 776 227**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/12** (2006.01)

**A61B 5/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.02.2016 E 16155496 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.01.2020 EP 3056150**

54 Título: **Aprendizaje de impedancia en base a sistema de localización usando imágenes de catéter registradas**

30 Prioridad:

**13.02.2015 US 201514621581**

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, MEIR y  
LUDWIN, DORON MOSHE**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 776 227 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**

Aprendizaje de impedancia en base a sistema de localización usando imágenes de catéter registradas

**5 CAMPO DE LA INVENCION**

La presente invención se refiere de manera general al seguimiento de una sonda, y específicamente al seguimiento de una sonda de catéter dentro de un órgano del cuerpo.

**10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

El seguimiento de la localización de los catéteres dentro del cuerpo humano es necesario en gran parte de la cirugía realizada hoy en día. Además de proporcionar la posición del propio catéter, el seguimiento también puede usarse para proporcionar otra información, como la forma de un órgano dentro del cual está localizado el catéter, tocando la superficie del órgano. Si el catéter se inserta en un órgano de tal manera que no se mueva dentro del órgano, el movimiento del órgano en su conjunto puede determinarse haciendo un seguimiento de la localización del catéter.

La Publicación de Solicitud de Patente Europea EP2168478A1 divulga un método que incluye colocar electrodos corporales en contacto galvánico con un cuerpo de un paciente y colocar una herramienta de mapeo, que tiene un electrodo de mapeo, en una pluralidad de regiones en el cuerpo. El método incluye además hacer el seguimiento de la herramienta de mapeo en diferentes posiciones en cada una de las regiones usando un sistema de medición de localización, y para cada región, generar un conjunto respectivo de corrientes de calibración entre los electrodos del cuerpo y el electrodo de mapeo en las diferentes posiciones en la región. Se deriva una relación respectiva para cada región entre el conjunto respectivo de las corrientes de calibración y las diferentes posiciones, y se usa para determinar la localización de una herramienta de investigación en respuesta a las diferentes relaciones respectivas y corrientes de herramienta de investigación.

**30 SUMARIO DE LA INVENCION**

La presente invención proporciona un aparato como se define en las reivindicaciones adjuntas.

La presente divulgación también proporciona métodos que no son parte de la invención. De estos métodos, un método incluye:

insertar un catéter que tiene por lo menos un electrodo en una cámara de un órgano del cuerpo de un paciente;  
 registrar en una secuencia de veces de conjuntos de corrientes respectivos entre el por lo menos un electrodo y una pluralidad de parches colocados en la piel del paciente;  
 40 mientras se registran los conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X del por lo menos un electrodo y determinar las localizaciones del catéter a partir de las imágenes;  
 derivar una relación entre las localizaciones y los conjuntos de corrientes respectivos en base a los conjuntos de corrientes y las imágenes;  
 registrar conjuntos de corrientes posteriores entre por lo menos un electrodo y los parches; y  
 45 determinar, en base a la relación, las localizaciones posteriores del catéter en respuesta al conjunto de corrientes posteriores.

Típicamente, el órgano del cuerpo incluye un corazón del paciente, y la cámara es un seno coronario del corazón.

En un ejemplo divulgado, no se obtienen imágenes de rayos X mientras se registran los conjuntos de corrientes posteriores.

En un ejemplo divulgado adicional, el método incluye analizar las imágenes de rayos X para identificar fases en un ciclo de respiración del paciente, y la relación incluye relaciones múltiples respectivamente basadas en las fases.

En un ejemplo divulgado adicional más, el método incluye analizar los conjuntos de corrientes para identificar fases en un ciclo de respiración del paciente, y la relación incluye múltiples relaciones basadas respectivamente en las fases.

El órgano del cuerpo puede ser un corazón, y el método puede incluir además adquirir señales de electrocardiograma (ECG) del corazón, analizar las señales para identificar fases en un ciclo de latidos del corazón del paciente, y la relación puede incluir múltiples relaciones basadas respectivamente en las fases. Alternativa o adicionalmente, la relación puede incluir una media de relaciones múltiples basadas respectivamente en las fases.

En un ejemplo alternativo, el método incluye, después de derivar la relación, insertar un catéter adicional que tiene por lo menos un electrodo de catéter adicional en una cámara adicional en proximidad a la cámara del órgano del cuerpo, registrar conjuntos de corrientes adicionales entre por lo menos un electrodo de catéter adicional y los parches, y determinar, en base a la relación, las localizaciones del catéter adicional en respuesta a los conjuntos de corrientes adicionales.

En un ejemplo alternativo adicional, el método incluye, mientras se registran los conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X de la pluralidad de parches, y determinar las localizaciones típicamente incluye determinar las localizaciones del catéter a partir de las imágenes de rayos X de la pluralidad de parches y el por lo menos un electrodo.

Se proporciona además un método, que incluye:

insertar un primer catéter que tiene por lo menos un electrodo y por lo menos una bobina en una cámara de un órgano del cuerpo de un paciente;  
 registrar en una secuencia de veces conjuntos de corrientes respectivos entre el por lo menos un electrodo y una pluralidad de parches colocados en la piel del paciente;  
 mientras se graban los conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X del por lo menos un electrodo y la pluralidad de parches, y determinar las localizaciones del catéter a partir de las imágenes;  
 mientras se registran los conjuntos de corrientes, registrar las señales generadas en la por lo menos una bobina en respuesta a los campos magnéticos que irradian el catéter, y se determinan las medidas de las localizaciones en respuesta a las señales;  
 derivar una relación entre las localizaciones y los conjuntos de corrientes en base a los conjuntos de corrientes, las señales y las imágenes;  
 retirar el primer catéter e insertar un segundo catéter que tiene por lo menos un electrodo del segundo catéter y no tiene bobina en el órgano del cuerpo;  
 registrar series posteriores de corrientes entre el por lo menos un electrodo del segundo catéter y los parches; y  
 determinar, en base a la relación, las localizaciones posteriores del segundo catéter en respuesta al conjunto de corrientes posteriores.

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

un catéter que tiene por lo menos un electrodo que está configurado para ser insertado en una cámara de un órgano del cuerpo de un paciente; y  
 un procesador, que está configurado para:  
 registrar en una secuencia de veces conjuntos de corrientes respectivos entre el por lo menos un electrodo y una pluralidad de parches colocados en la piel del paciente,  
 mientras se registran los conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X del por lo menos un electrodo y la pluralidad de parches, y determinar las localizaciones del catéter a partir de las imágenes,  
 derivar una relación entre las localizaciones y los conjuntos de corrientes respectivos en base a los conjuntos de corrientes y las imágenes,  
 registrar conjuntos posteriores de corrientes entre el por lo menos un electrodo y los parches, y  
 determinar, en base a la relación, las localizaciones posteriores del catéter en respuesta al conjunto de corrientes posterior.

La presente divulgación se comprenderá 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 Fig. 1 es un diagrama esquemático que ilustra un sistema de seguimiento híbrido, de acuerdo con una realización de la presente invención;  
 La Fig. 2A es una ilustración esquemática de una punta distal de un catéter, y la Fig. 2B es una ilustración esquemática de la punta distal insertada en un corazón, de acuerdo con realizaciones de la presente invención;  
 La Fig. 3 es un diagrama de flujo de los pasos realizados para manejar el sistema de la Fig. 1, de acuerdo con una realización de la presente invención;  
 La Fig. 4 es un diagrama esquemático que ilustra un sistema de seguimiento híbrido, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención; y  
 La Fig. 5 es un diagrama esquemático que ilustra una punta distal de un catéter usado en el sistema de la Fig. 4, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención.

**DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES**

VISIÓN GENERAL

5 Una realización de la presente invención proporciona un sistema para determinar la localización de un catéter, típicamente la punta distal del catéter, que se inserta en la cámara de un órgano del cuerpo de un paciente. El catéter tiene por lo menos un electrodo unido a su punta distal. Típicamente, la cámara puede ser cualquier cavidad del órgano del cuerpo en la que sea posible insertar un catéter. En algunas realizaciones, el órgano del cuerpo es el corazón del paciente, y en la siguiente explicación se supone que la cámara es el seno coronario del corazón.

10 Se unen parches de electrodos a la piel del paciente, en las proximidades del corazón, y se registran las corrientes entre el por lo menos un electrodo del catéter y los parches. Las corrientes se registran durante una secuencia de veces, generando conjuntos de corrientes respectivos.

15 Mientras se están registrando los conjuntos de corrientes, en una fase de aprendizaje del sistema, se obtienen imágenes de rayos X del por lo menos un electrodo y la pluralidad de parches, y las localizaciones del catéter se determinan a partir de las imágenes. Un procesador del sistema deriva una relación entre las localizaciones y los conjuntos de corrientes respectivos en base a los conjuntos de corrientes y las imágenes.

20 En una fase operativa del sistema, se registran conjuntos de corrientes posteriores entre el por lo menos un electrodo y los parches, mientras que no se adquieren imágenes de rayos X. En la fase operativa, las localizaciones posteriores del catéter se determinan en respuesta al conjunto de corrientes posterior.

25 En realizaciones de la presente invención, el por lo menos un electrodo del catéter puede ser el único medio, incorporado en el catéter, que permite que se determinen las localizaciones del catéter. La relación entre los conjuntos de corrientes y las localizaciones del catéter (encontradas a partir de imágenes de rayos X) determinadas en una fase de aprendizaje proporciona un método muy bueno para determinar con precisión, a partir de conjuntos de corrientes posteriores en una fase operativa, las localizaciones posteriores del catéter, a pesar de que el catéter no tiene otros medios para determinar su localización.

La invención se define por las reivindicaciones adjuntas 1-7.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

35 En la siguiente descripción, los elementos similares en los dibujos se identifican con números similares, y los elementos similares se diferencian según sea necesario añadiendo una letra al número de identificación.

40 La Fig. 1 es un diagrama esquemático que ilustra un sistema de seguimiento híbrido 20, de acuerdo con una realización de la presente invención.

45 El sistema 20 comprende una instalación de localización basada en la impedancia 24, que se describe con más detalle a continuación y que es operada por un controlador de localización basado en la impedancia 26. El sistema 20 también comprende un equipo fluoroscópico 30, operado por un controlador de fluoroscopia 32. Mientras que la Fig. 1 muestra, a modo de ejemplo y por simplicidad, que el equipo 30 comprende un fluoroscopio de "brazo en C", el equipo fluoroscópico puede comprender cualquier fluoroscopio conocido en la técnica, y/o equipo de rayos X de tomografía computarizada (CT), que sea capaz de generar imágenes fluoroscópicas.

50 Como se explica con más detalle a continuación, en una sesión inicial de "aprendizaje" del sistema 20 funcionan tanto la instalación de localización basada en impedancia como el equipo fluoroscópico. En una sesión operativa posterior del sistema, solo se requiere que funcione la instalación de localización basada en impedancia. En la fase operativa, el sistema determina la localización de una punta distal 40 de un catéter 44 en una cámara 42 de un órgano del cuerpo 46 de un paciente 48. La determinación usa corrientes de un electrodo 64 en la punta distal, como se describe con más detalle a continuación.

55 En la presente divulgación y en las reivindicaciones, debe entenderse que la referencia a una cámara de un órgano del cuerpo es una referencia a cualquier cavidad de un órgano del cuerpo en la que se pueda insertar la punta distal de un catéter. A modo de ejemplo, y por claridad, en la siguiente descripción se supone que el órgano del cuerpo 46 es el corazón del paciente 48, y el órgano del cuerpo también es referido en la presente como corazón 46. También a modo de ejemplo y por claridad en la siguiente descripción se supone que la cámara 42 es el seno coronario del corazón 46, y la cámara también es referida en la presente como seno coronario 42. Aquellos expertos en la técnica podrán adaptar la descripción, *mutatis mutandis*, para otros órganos del cuerpo y para otras cámaras como, en el caso del corazón, las aurículas izquierda y derecha, y los ventrículos izquierdo y derecho.

65 La Fig. 2A es una ilustración esquemática de la punta distal 40, y la Fig. 2B es una ilustración esquemática

de la punta distal insertada en el corazón 46, de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Las figuras ilustran la punta distal 40 después de haber sido insertada en el seno coronario 42.

El sistema 20 es operado por un procesador de sistema 50, que usa software para integrar datos e imágenes proporcionados por los controladores 26 y 32. El procesador de sistema 50 y los controladores 26 y 32 se incorporan típicamente en una unidad de control 52 del sistema 20. El procesador determina la localización de la punta distal, y típicamente incorpora la localización en una imagen del órgano del cuerpo que se presenta a un operador del sistema 20 en una pantalla 60 acoplada a la unidad de control. El software para el procesador puede descargarse de forma electrónica, por ejemplo, a través de una red, o puede, alternativa o adicionalmente, proporcionarse y/o almacenarse en medios tangibles no transitorios, como memoria magnética, óptica o electrónica.

El controlador 26 de la instalación de localización basada en la impedancia mide las corrientes entre un electrodo 64, en la punta distal del catéter, y una pluralidad de electrodos de parche generalmente similares 68, también denominados en la presente parches, que se colocan en la piel del paciente 48 cerca del corazón 46. (Por claridad, las conexiones entre la unidad de control 52 y los parches 68 no se muestran en la Fig. 1.) Las corrientes entre el electrodo 64 y los parches varían de acuerdo con la localización del electrodo, debido a las diferentes distancias de la punta distal desde los parches, que provocan diferentes impedancias entre el electrodo de la punta distal y los diferentes parches. El controlador 26 está configurado para generar una indicación de la localización a partir de las diferentes corrientes. Los detalles operativos de una instalación similar a la instalación 24 se describen en la Patente de Estados Unidos 8.456.182 de Bar-Tal et al., que está cedida al cesionario de la presente solicitud y que se incorpora en la presente como referencia.

Las impedancias entre el electrodo de la punta distal y los parches, así como las impedancias entre los parches, varían con el ciclo de respiración del paciente 48 y, por lo tanto, varían con el tiempo. El controlador 26 también está configurado para analizar las impedancias, y para derivar del análisis de conjuntos de impedancias medidas en los momentos respectivos, una indicación de los conjuntos de impedancias correspondientes a los puntos de finalización de la espiración del ciclo de respiración del paciente. El análisis también puede hacer referencia a las fases respectivas de otros conjuntos de impedancias en el ciclo hasta el punto de finalización de la espiración. Los aspectos de un sistema para analizar la respiración usando impedancias, similar al análisis mencionado anteriormente, se describen en la Solicitud de Patente de Estados Unidos 2012/0172712 de Bar-Tal, que está cedida al cesionario de la presente solicitud y que se incorpora en la presente como referencia.

En virtud de estar colocado en la piel del paciente 48 en las cercanías del corazón 46, los parches 68 también reciben señales de electrocardiograma (ECG) generadas por el corazón, a medida que el corazón late. El controlador 26 está configurado además para adquirir las señales de ECG, y para usar las señales adquiridas como fiduciales para hacer referencia a conjuntos de impedancia adquiridos en momentos respectivos a fases en el ciclo de latidos del paciente.

El controlador fluoroscópico 32 del equipo 30 adquiere imágenes del paciente 48, incluidas imágenes del corazón 46, el electrodo 64 y, en algunas realizaciones, los parches 68. A partir de las imágenes, el controlador de fluoroscopia 32 puede estimar las localizaciones respectivas para el corazón y el electrodo en un marco de referencia de fluoroscopia. Cuando se obtienen imágenes de los parches, el controlador puede estimar las localizaciones de los parches en el marco de referencia del fluoroscopia. Si el equipo 30 comprende equipo de CT, las imágenes de CT típicamente incorporan suficiente información tridimensional para que el controlador 32 pueda analizar las imágenes para derivar las localizaciones. Si el equipo 30 no comprende equipo CT, las localizaciones pueden derivarse mediante análisis de imágenes adquiridas cuando el equipo está en dos o más orientaciones. La Solicitud de Patente de Estados Unidos titulada Compensation for Heart Movement using Coronary Sinus Catheter Images, mencionada anteriormente, describe un sistema para localizar un catéter de seno coronario usando imágenes de fluoroscopia generadas a partir de un fluoroscopia en múltiples orientaciones.

Los parches 68 se mueven con la respiración del paciente, por lo que las localizaciones de los parches varían con el tiempo. En realizaciones en las que la localización del parche puede determinarse a partir de la imagen del fluoroscopia, analizando, para cada imagen fluoroscópica, conjuntos de localizaciones de los parches 68 adquiridos en los momentos respectivos, el controlador 32 es capaz de identificar conjuntos de localizaciones de parches (es decir, conjuntos de imágenes) correspondiente al punto final de la espiración en el ciclo de respiración del paciente. El controlador también puede referenciar las fases respectivas de otros conjuntos de localización de parches en el ciclo hasta el punto de finalización de la espiración. La identificación de la fase en el ciclo de respiración, y del punto final de la espiración, puede hacerse independientemente de las identificaciones realizadas usando la instalación de localización basada en la impedancia.

La Fig. 3 es un diagrama de flujo de pasos realizados en el sistema operativo 20, de acuerdo con una realización de la presente invención. En un paso inicial 200 del diagrama de flujo, los parches 68 se unen a la piel del paciente 48, en las cercanías del corazón 46, y los parches se conectan con cables conductores a la unidad de control 52. Además, la punta distal 40 del catéter se inserta en el seno coronario 42.

En un paso de obtención de imágenes fluoroscópicas 202, que comienza una fase de aprendizaje del diagrama de flujo, el controlador de fluoroscopio 32 opera el equipo 30, de tal manera que el controlador adquiere una imagen de rayos X del paciente 48, incluyendo dentro de la imagen subimágenes respectivas del corazón 46, el electrodo de punta distal 64 y los parches 68.

En un paso de medición de corriente 204, que típicamente se realiza de manera sustancialmente simultánea con el paso de obtención de imágenes 202, el controlador basado en impedancia 26 registra las corrientes de "aprendizaje" respectivas entre cada parche 68 y el electrodo de punta distal 64, como un conjunto de corrientes  $\{I_T\}$ .

Como se indica mediante una flecha 206, los pasos 202 y 204 se repiten de forma continua, típicamente durante un período de aproximadamente 10 s, aunque el período de repetición puede ser mayor o menor de 10 s. Para acomodar los movimientos de la punta distal y de los parches debido a la respiración del paciente, así como a los latidos del corazón del paciente, los controladores respectivos registran los momentos para cada uno de los pasos.

En un paso de análisis 208, el controlador de fluoroscopio analiza las subimágenes en cada una de las imágenes adquiridas en los pasos 202 para determinar, dentro de un marco de referencia de fluoroscopia definido por el equipo 30, estimaciones de las localizaciones respectivas del corazón 46, electrodo de punta distal 64, y cada uno de los parches 68. Comparando las localizaciones de los parches, el controlador de fluoroscopio registra imágenes sucesivas con el ciclo de respiración del paciente 48, e identifica imágenes correspondientes a los puntos de finalización de la espiración y a otras fases del ciclo.

A partir de las localizaciones estimadas del electrodo y los parches, el controlador genera, para cada imagen, un conjunto de vectores de desplazamiento de "aprendizaje"  $\{D_T\}$  representativos del desplazamiento del electrodo de punta distal de cada uno de los parches 68. Cada conjunto de vectores  $\{D_T\}$  se categoriza adicionalmente según sus fases correspondientes en el ciclo de respiración y los latidos del corazón del paciente (esto último determinado a partir de las señales de ECG), de tal manera que el controlador del fluoroscopio genera

conjuntos de vectores  $\{D_T\}_H^R$ , donde R es un índice representativo de la fase del ciclo de respiración, y H es un índice representativo de la fase del latido del corazón.

También en el paso de análisis, el controlador basado en la impedancia categoriza cada conjunto de corrientes  $\{I_T\}$  adquiridos en el paso 204 de acuerdo con las fases del ciclo de respiración del paciente y los latidos del corazón, generando conjuntos de vectores de corriente  $\{I_T\}_H^R$ .

En un paso de relación 210, el procesador del sistema encuentra y almacena matrices  $M_H^R$  que forman una relación entre los conjuntos de vectores de desplazamiento  $\{D_T\}_H^R$  y los conjuntos de vectores de corriente  $\{I_T\}_H^R$ , de acuerdo con la ecuación (1):

$$\{D_T\}_H^R = M_H^R \cdot \{I_T\}_H^R \quad (1)$$

Los pasos 202 a 210 comprenden una fase de aprendizaje del diagrama de flujo, y el almacenamiento de matrices  $M_H^R$  en el paso 210 corresponde a la finalización de la fase de aprendizaje.

En un paso inicial 212 de una fase operativa del diagrama de flujo, el equipo de fluoroscopio se apaga. El catéter 44 puede dejarse en su sitio en el seno coronario 42, o alternativamente, el catéter puede reemplazarse en un momento posterior en el seno coronario por otro catéter similar, al que se hace un seguimiento como se describe a continuación. Aunque el equipo de fluoroscopio ya no está operativo, la instalación de localización basada en la impedancia continúa funcionando. Durante su funcionamiento, el controlador basado en impedancia 26 adquiere conjuntos de vectores de corriente operacionales  $\{I_O\}$  de los parches 68, y también continúa recibiendo señales de ECG.

En un paso de análisis operativo 214, realizado para cada conjunto de vectores de corriente  $\{I_O\}$  adquiridos en el paso 212, el controlador 26 analiza el conjunto de vectores para determinar la fase del ciclo de respiración R, y también analiza las señales de ECG para determinar la fase del latido del corazón H del paciente. Cada conjunto de vectores de corriente por lo tanto puede designarse como  $\{I_O\}_H^R$ .

En un paso de localización de punta distal 216, la matriz  $M_H^R$  para los valores de R y H determinados en

el paso 214 se recupera y se usa para determinar un conjunto de vectores de desplazamiento  $\{D_O\}_H^R$  para la punta distal, de acuerdo con la ecuación (2):

$$5 \quad \{D_O\}_H^R = M_H^R \cdot \{I_O\}_H^R \quad (2)$$

Los vectores de desplazamiento determinados a partir de la ecuación (2) para la punta distal pueden usarse directamente como indicadores de la localización del corazón, si la punta distal está en el seno coronario, ya que hay relativamente poco movimiento, es decir, cambio de desplazamiento, entre el seno coronario y el resto del corazón. Alternativamente, el movimiento entre la punta distal (en el seno coronario) y el corazón puede explicarse usando las estimaciones de la localización del corazón y el electrodo de la punta distal generado en el paso 208; en algunas realizaciones, los ajustes para el movimiento se activan en los latidos del corazón y/o el ciclo de respiración del paciente, sustancialmente como se ha descrito anteriormente para los vectores de desplazamiento de la punta distal.

15 En algunas realizaciones, en lugar de medir y/o activar datos de acuerdo con el índice de fase de latido H, los datos se promedian durante un latido completo. Los expertos en la técnica podrán adaptar la descripción, *mutatis mutandis*, para el caso en el que se deriva tal promedio de los datos.

20 La descripción anterior supone que el catéter 44, o un reemplazo, está en el seno coronario 42 después de la fase de aprendizaje del sistema 20, de tal manera que se hace un seguimiento al catéter 44 o su reemplazo en la fase operativa. En realizaciones alternativas, un catéter alternativo similar al catéter 44, es decir, un catéter que tiene un electrodo pero sin bobinas (tales bobinas se describen a continuación con referencia a las Figs. 4 y 5) se coloca en una cámara en proximidad al seno coronario, usado durante la fase de aprendizaje del catéter 44. Por ejemplo, el catéter alternativo puede colocarse en el ventrículo derecho del corazón 46. Se adquieren conjuntos de vectores de corriente para el catéter alternativo, como se ha descrito anteriormente para el paso 212, y la ecuación (2) se usa para derivar vectores de desplazamiento para el catéter alternativo.

30 La Fig. 4 es un diagrama esquemático que ilustra un sistema de seguimiento híbrido 320, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención. Además de las diferencias que se describen a continuación, el funcionamiento del sistema 320 es generalmente similar al del sistema 20 (Figs. 1-3), y los elementos indicados por los mismos números de referencia en ambos sistemas 20 y 320 son generalmente similares en construcción y funcionamiento.

35 El sistema 320 comprende un sistema de seguimiento magnético 322 que típicamente tiene tres conjuntos 324 de bobinas generalmente similares montadas de manera fija en una almohadilla de localización 326. Cada conjunto 324 de bobinas comprende típicamente tres bobinas orientadas ortogonalmente, de tal manera que son un total de nueve bobinas unidas fijamente a la almohadilla 326. La almohadilla 326 está unida fijamente a la parte inferior de una mesa 330 sobre la cual descansa el paciente 48, y las bobinas, bajo el control de un controlador del sistema magnético 336, transmiten campos magnéticos alternos en una región 340 cercana al corazón 46. En lugar de usar el catéter 44, el sistema 320 usa un catéter 344.

45 La Fig. 5 es un diagrama esquemático que ilustra una punta distal 342 del catéter 344, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención. La punta distal 342 es generalmente similar a la punta distal 40 del catéter 44, que tiene el electrodo 64 en la superficie de la punta distal. Además, la punta 342 comprende una o más bobinas 350 dentro de la punta.

50 La una o más bobinas de catéter 350 generan señales en respuesta a los campos magnéticos (de los conjuntos 324) recibidos por las bobinas, y el controlador 336 adquiere las señales de las bobinas 350, y procesa las señales para determinar una localización de las bobinas del catéter con respecto a la almohadilla de localización 326. Los parches 68 también tienen bobinas incorporadas en los parches, y el controlador 336 es capaz de procesar señales de las bobinas para determinar las localizaciones de los parches con respecto a la almohadilla de localización. Un sistema similar al sistema de seguimiento magnético 322 es el sistema Carto™ producido por Biosense Webster Inc., de Diamond Bar, CA, y también se describe en la Patente de Estados Unidos 8.456.182 mencionada anteriormente.

55 En una realización alternativa de la presente invención, el sistema de seguimiento híbrido 320 y el catéter 344 se usan en la fase de aprendizaje mencionada anteriormente. Sin embargo, en la fase operativa, en lugar de usarse el catéter 344, se usa el catéter 44, que no tiene bobinas 350 en su extremo distal. Excepto por las diferencias descritas a continuación, el diagrama de flujo de la Fig. 3 describe los pasos tomados en el funcionamiento de la realización alternativa.

60 En el paso 208 de la fase de aprendizaje de la realización alternativa, las estimaciones de conjuntos de vectores de desplazamiento de la punta distal del catéter 342 con respecto a los parches 68 pueden hacerse solo a partir de las imágenes fluoroscópicas, como se ha descrito anteriormente, o solo a partir del sistema de seguimiento magnético 322. En algunas realizaciones, se usan tanto las imágenes fluoroscópicas como el sistema de

seguimiento magnético para estimar los vectores de desplazamiento, típicamente promediando los vectores determinados por el sistema fluoroscópico con los determinados por el sistema de seguimiento magnético. En la siguiente descripción las estimaciones de paso de análisis 208 en la realización alternativa se supone que producen

5 conjuntos de vectores de desplazamiento  $\{D'_T\}_H^R$ .

En la realización alternativa, los conjuntos  $\{D'_T\}_H^R$  se usan en el paso de relación 210 para encontrar y almacenar matrices  $M'_H^R$ , generadas de acuerdo con la ecuación (3):

$$10 \quad \{D'_T\}_H^R = M'_H^R \cdot \{[I_T]\}_H^R \quad (3)$$

15 En la fase operativa de la realización alternativa, el catéter 344 puede retirarse del seno coronario 42, y el catéter 44 puede colocarse en el seno coronario o en otra cámara del corazón 46. Las matrices  $M'_H^R$  se usan para determinar un conjunto de vectores de desplazamiento  $\{D_O\}_H^R$  para la punta distal del catéter 44, de acuerdo con la ecuación (4):

$$20 \quad \{D_O\}_H^R = M'_H^R \cdot \{[I_O]\}_H^R \quad (4)$$

25 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 con particularidad anteriormente en la presente. Por el contrario, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las varias características descritas anteriormente en la presente, así como variaciones y modificaciones de las mismas que se les ocurrirán a los expertos en la técnica tras leer la descripción anterior y que no se divulgan en el estado de la técnica.

30 La invención se define por las reivindicaciones adjuntas 1-7.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato, que comprende:

- 5 un catéter (44) que tiene por lo menos un electrodo (64) que está configurado para ser insertado en una cámara (42) de un órgano del cuerpo (46) de un paciente (48);  
 equipo fluoroscópico (30); y un procesador (50), que está configurado para:
- 10 registrar en una secuencia de veces los primeros conjuntos de corrientes respectivos entre por lo menos un electrodo y una pluralidad de parches (68) colocados en la piel del paciente (48),  
 mientras se registran los primeros conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X usando el equipo fluoroscópico del por lo menos un electrodo (64) y la pluralidad de parches (68), y determinar las localizaciones del catéter (44) a partir de las imágenes,  
 15 analizar las imágenes de rayos X o los primeros conjuntos de corrientes para identificar fases en un ciclo de respiración del paciente (48);  
 generar, para cada imagen, un conjunto de vectores de desplazamiento ( $D_T$ ) representativos del desplazamiento del por lo menos un electrodo (64) de cada una de la pluralidad de parches (68);  
 categorizar cada conjunto de vectores de desplazamiento ( $D_T$ ) de acuerdo con su fase correspondiente en el ciclo de respiración;  
 20 categorizar cada conjunto de los primeros conjuntos de corrientes de acuerdo con su fase correspondiente en el ciclo de respiración;  
 derivar matrices que forman una relación entre las localizaciones y los primeros conjuntos de corrientes respectivos en base a los primeros conjuntos de corrientes categorizados y los conjuntos de vectores de desplazamiento, cada una de las matrices basándose en la fase correspondiente en el ciclo de respiración,  
 25 registrar conjuntos de corrientes posteriores entre por lo menos un electrodo (64) y los parches (68), y determinar, en base a las relaciones, las localizaciones posteriores del catéter (44) en respuesta al conjunto de corrientes posterior.
- 30 2. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el órgano del cuerpo (46) comprende un corazón del paciente (48), y en el que la cámara (42) comprende un seno coronario del corazón.
3. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que no se adquieren imágenes de rayos X mientras se registran los conjuntos de corrientes posteriores.
- 35 4. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el órgano del cuerpo comprende un corazón, en el que el procesador está configurado para adquirir señales de electrocardiograma (ECG) del corazón, analizar las señales para identificar fases en un ciclo de latidos del corazón del paciente, y en el que las relaciones comprenden relaciones múltiples basadas respectivamente en las fases.
- 40 5. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el órgano del cuerpo comprende un corazón, en el que el procesador está configurado para adquirir señales de electrocardiograma (ECG) del corazón, analizar las señales para identificar fases en un ciclo de latidos del paciente, y en el que las relaciones comprenden una media de relaciones múltiples basadas respectivamente en las fases.
- 45 6. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, y que comprende un catéter adicional, que tiene por lo menos un electrodo del catéter adicional, que está configurado para ser insertado, después de derivar las relaciones, en una cámara adicional cerca de la cámara del órgano del cuerpo, y en el que el procesador está configurado para registrar conjuntos adicionales de corrientes entre el por lo menos un electrodo del catéter adicional y los parches, y determinar, en base a las relaciones, las localizaciones del catéter adicional en respuesta a los conjuntos de corrientes adicionales.
- 50 7. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, y que comprende configurar el procesador para, mientras se registran los primeros conjuntos de corrientes, adquirir imágenes de rayos X de la pluralidad de parches (68), y en el que determinar las localizaciones comprende determinar las localizaciones del catéter (44) a partir de las imágenes de rayos X de la pluralidad de parches (68) y por lo menos un electrodo (64).
- 55



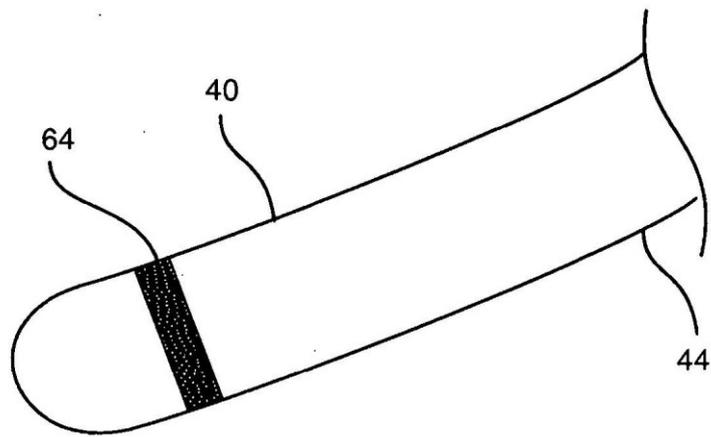


FIG. 2A

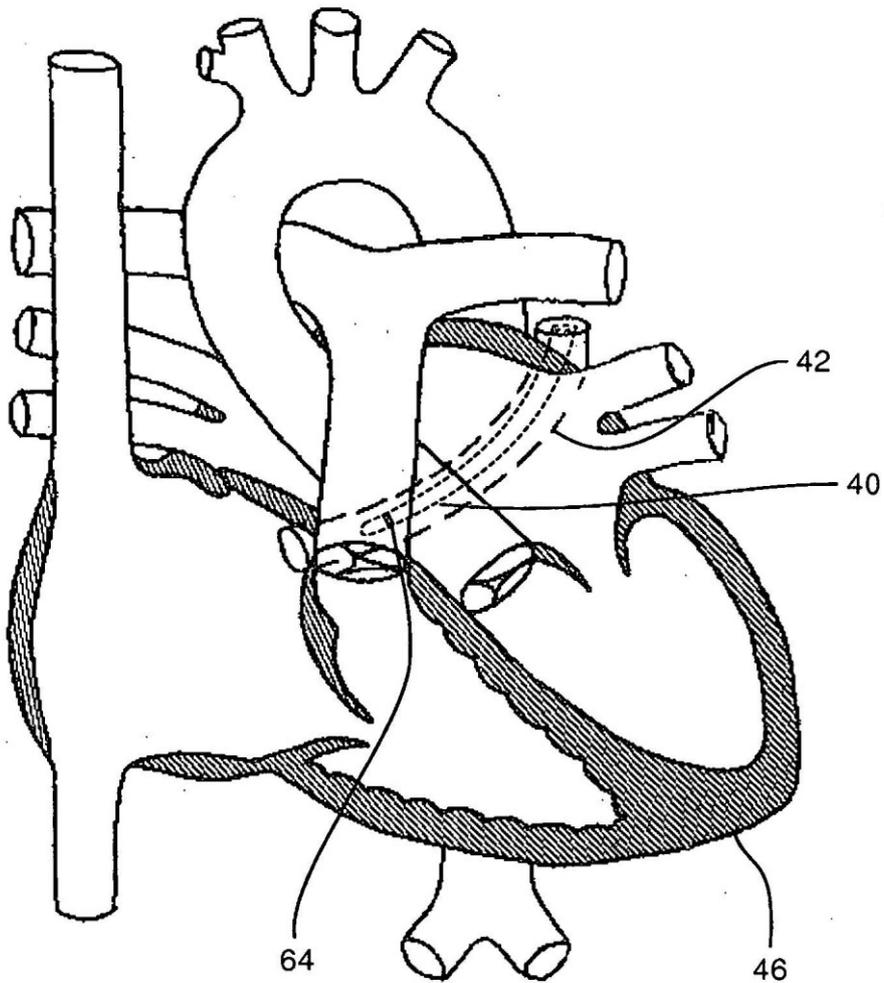
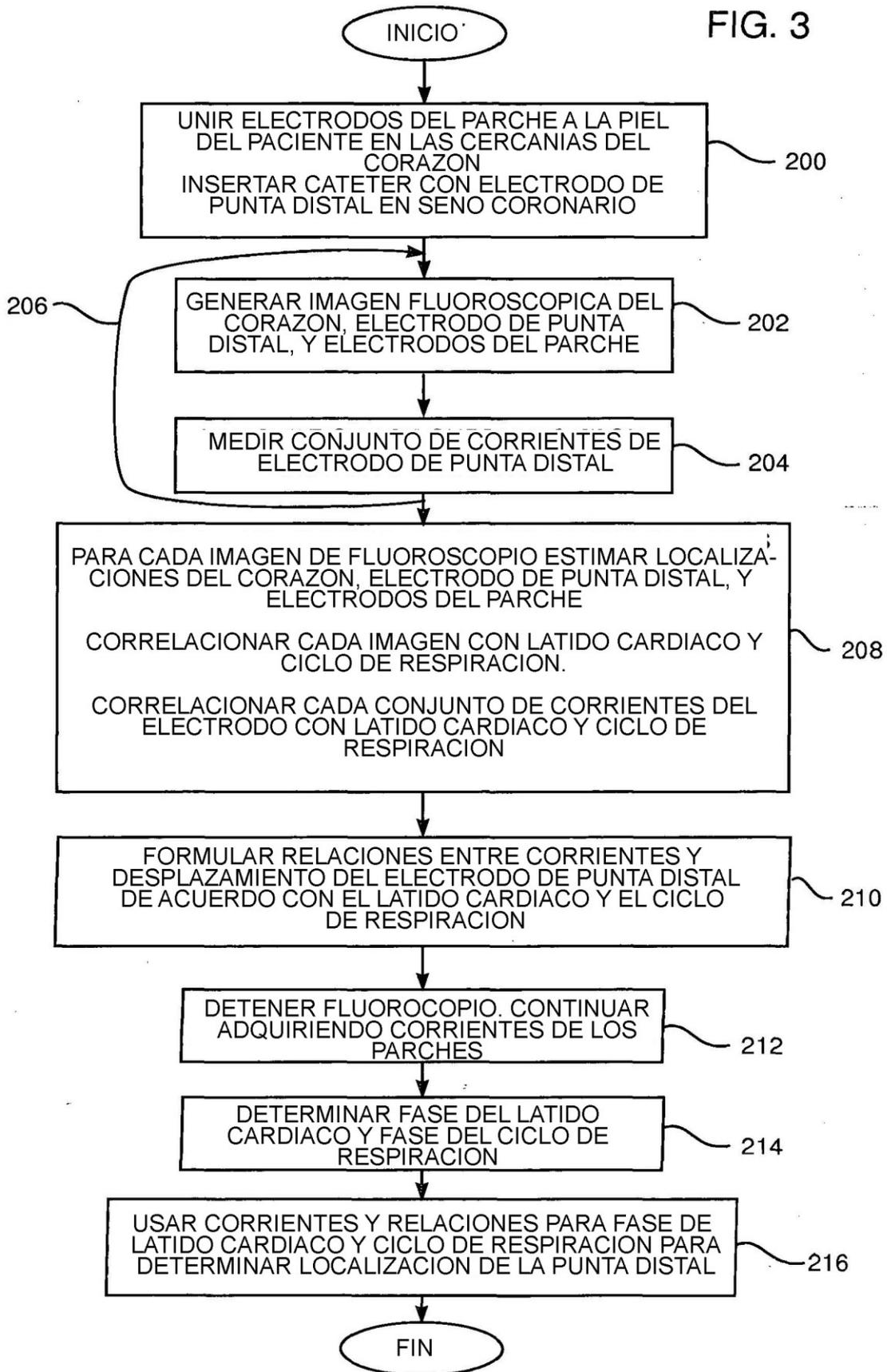
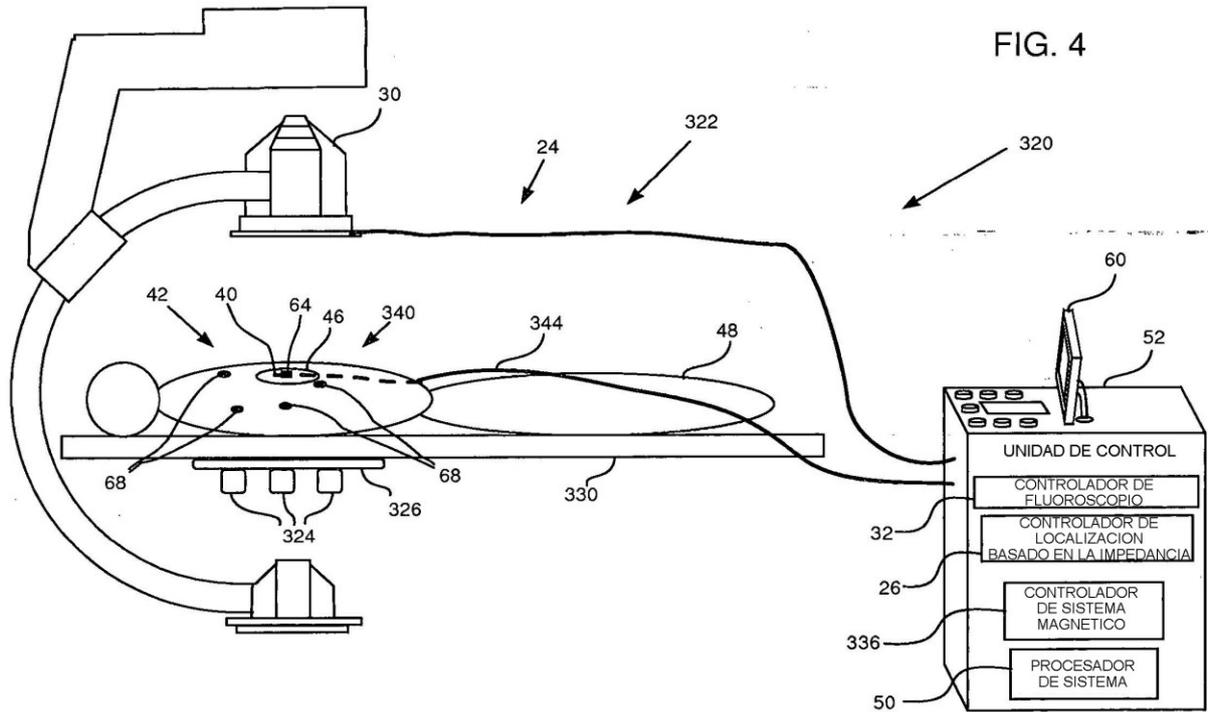


FIG. 2B

FIG. 3





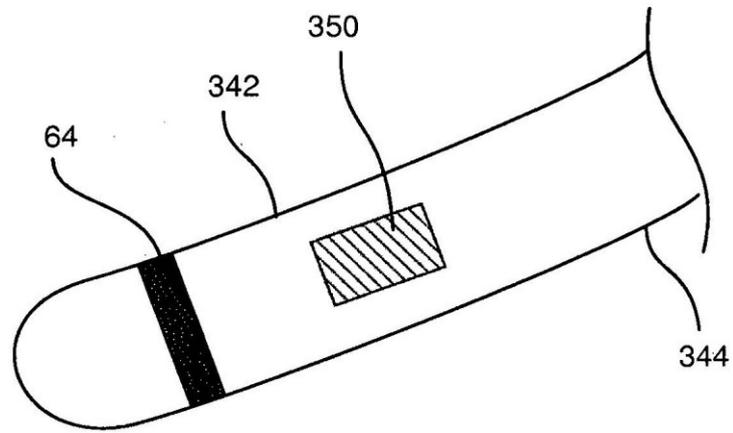


FIG. 5