

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 250**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/042** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.11.2011** **E 11187708 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.03.2019** **EP 2449962**

54 Título: **Visualización del contacto entre un catéter y un tejido mediante distorsión de mapa**

30 Prioridad:

**04.11.2010 US 939259**

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

**15.10.2019**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**ZINO, ELIAHU**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 727 250 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

Visualización del contacto entre un catéter y un tejido mediante distorsión de mapa

## 5 CAMPO DE LA INVENCION

[0001] De manera general, la presente invención está relacionada con la imagen médica -o el escaneo médico- y, más específicamente, está relacionada con la visualización de una fuerza que una sonda médica ejerce sobre el tejido intracorporal.

10

## ANTECEDENTES DE LA INVENCION

[0002] En los procedimientos de diagnóstico electrofisiológico, como el mapeo eléctrico intracardiaco, se introduce una sonda médica invasiva en una cavidad de un órgano corporal. Cuando se coloca la sonda en puntos específicos del órgano, esta mide información específica (por ejemplo, un potencial eléctrico) y transmite las mediciones a un sistema de mapeo -o sistema de mapeado-. El sistema de mapeo crea un mapa que contiene las mediciones en sus respectivas ubicaciones en el órgano. El mapa puede usarse para aplicar al órgano diversos procedimientos terapéuticos y diagnósticos.

15

20

[0003] Cuando se coloca la sonda en el órgano, puede resultar conveniente que la punta distal de la sonda esté en contacto directo con el tejido del órgano. El contacto puede verificarse, por ejemplo, midiendo la presión de contacto entre la punta distal y el tejido. Las Publicaciones de Solicitud de Patente de EE. UU. 2007/0100332, 2009/0093806 y 2009/0138007 describen métodos para detectar la presión de contacto entre la punta distal de un catéter y el tejido de una cavidad corporal utilizando un sensor de fuerza integrado en el catéter.

25

[0004] La Publicación de Patente Europea EP 2201890 A1 desvela un método para mostrar información que incluye mostrar un icono en una pantalla de visualización que representa al menos un parámetro de la sonda.

30

[0005] La Publicación de Patente Europea EP 2248480 A1 desvela un método para superponer la visualización de un punto de contacto en combinación con la fuerza de un catéter de detección de fuerza en un modelo virtual en 3D.

## RESUMEN DE LA INVENCION

35

[0006] La presente invención proporciona un equipo o aparato y un software informático, tal y como se especifica en las reivindicaciones anexas.

40

[0007] También se proporciona un equipo o aparato que incluye una sonda y un procesador. La sonda está diseñada para introducirse en la cavidad corporal de un paciente e incluye un sensor de posición para medir la posición del extremo distal de la sonda dentro de la cavidad corporal y un sensor de fuerza para medir la fuerza entre el extremo distal y una pared de la cavidad corporal. El procesador está diseñado para crear una superficie simulada de la cavidad corporal, para recibir de la sonda -cuando se presiona el extremo distal contra la pared- mediciones de posición que indican la posición de la sonda en la cavidad corporal y mediciones de fuerza que indican la fuerza entre el extremo distal y la pared, para crear una distorsión en la superficie simulada en la posición que indican las mediciones de posición, de manera que se crea una superficie distorsionada cuando se detecta que las mediciones de fuerza superan una cantidad predeterminada, y para mostrar la superficie distorsionada.

45

50

[0008] También se proporciona un software informático que funciona en colaboración con una sonda que está diseñada para introducirse en la cavidad corporal de un paciente e incluye un sensor de posición para medir la posición del extremo distal de la sonda dentro de la cavidad corporal y un sensor de fuerza para medir la fuerza entre el extremo distal y una pared de la cavidad corporal, de manera que el software incluye un medio no transitorio y legible mediante un ordenador, en el que se guardan las instrucciones de programación, de manera que, cuando un ordenador lee las instrucciones, esto hace que el ordenador cree una superficie simulada de la cavidad corporal, reciba de la sonda -cuando se presiona el extremo distal contra la pared- mediciones de posición que indican la posición de la sonda en la cavidad corporal y mediciones de fuerza que indican la fuerza entre el extremo distal y la pared, cree una distorsión en la superficie simulada en la posición que indican las mediciones de posición, de manera que se crea una superficie distorsionada cuando se detecta que las mediciones de fuerza superan una cantidad predeterminada, y muestre la superficie distorsionada.

55

## BREVE DESCRIPCION DE LAS ILUSTRACIONES

60

[0009] La divulgación se describe en el presente documento, sólo a modo de ejemplo y tomando como referencia las ilustraciones adjuntas, de manera que:

65

La Figura 1 (FIG. 1) es una ilustración gráfica y esquemática de un sistema de visualización de contacto catéter-tejido para un catéter de detección de fuerza, de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 2 es una vista lateral esquemática que muestra detalles de la porción distal del catéter de detección

de fuerza, de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente algunos elementos o componentes del sistema de visualización del contacto catéter-tejido, de acuerdo con una realización desvelada de la presente invención;

5 La Figura 4 es una ilustración de una distorsión que indica un contacto catéter-tejido, de acuerdo con una realización de la presente invención; y

La Figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para visualizar un contacto catéter-tejido, de acuerdo con una realización de la presente invención.

## 10 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES

### DESCRIPCIÓN GENERAL

15 **[0010]** Los procedimientos de mapeo anatómicos o fisiológicos crean normalmente un mapa que contiene puntos obtenidos de un sistema de mapeo electroanatómico. Cada punto del mapa contiene una coordenada respectiva dentro de un órgano corporal y, posiblemente, una propiedad fisiológica obtenida mediante una sonda médica en la coordenada respectiva.

20 **[0011]** Cuando se obtienen o recogen los puntos de mapa, es importante mantener el nivel adecuado de fuerza entre la sonda y el tejido de la cavidad corporal, como, por ejemplo, la pared del corazón -o pared cardíaca-. Se requiere una fuerza suficiente para garantizar un buen contacto de electrodo entre la sonda y el tejido. Un contacto eléctrico deficiente puede provocar unas lecturas inexactas. Por otra parte, una fuerza excesiva puede deformar el tejido y, por consiguiente, distorsionar el mapa. En los casos graves, demasiada fuerza puede provocar daños físicos en la pared del corazón.

25 **[0012]** Las realizaciones de la presente invención proporcionan métodos y sistemas para visualizar una fuerza de contacto entre una sonda de detección de fuerza, como un catéter intracardiaco, y tejido intracorporal, como la pared cardíaca. En algunas realizaciones, se crea una superficie simulada de la pared cardíaca basándose en los puntos de información obtenidos de un sistema de imagen médica -o escaneo médico-. Cuando la sonda de detección de fuerza aplica una fuerza a la pared cardíaca, puede crearse una distorsión en el punto de contacto de la superficie simulada. La distorsión puede mostrarse gráficamente como un vértice saliente en la superficie simulada que corresponde a la ubicación del contacto catéter-tejido, de modo que se muestra una vista tridimensional (3D) de la pared cardíaca a un operador como un profesional médico.

35 **[0013]** Cuando se observa la distorsión desde fuera de la cámara del corazón, el efecto gráfico de la distorsión puede ser similar a la especie de bulto o protuberancia que se observa cuando se presiona un palo contra una tela elástica. De manera alternativa, la distorsión puede visualizarse desde el interior de la cámara del corazón como un vértice 'incrustado' en la superficie simulada (es decir, una depresión). En realizaciones alternativas, de una forma similar a los tintes hipsométricos y los métodos de relieve por sombreado que se usan en cartografía, la distorsión puede utilizar coloreados y/o sombreados para indicar la fuerza entre el catéter y el tejido intracorporal, de manera que los diferentes colores o sombreados se corresponden con los diferentes niveles de fuerza.

45 **[0014]** El nivel de distorsión que se muestra en la superficie simulada puede no reflejar necesariamente la distorsión real de la pared cardíaca causada por la fuerza. Las realizaciones de la presente invención permiten que el operador regule el nivel de distorsión para facilitar la visualización. De manera adicional o alternativa, pueden usarse diferentes grados relativos de distorsión en diferentes circunstancias. Por ejemplo, puede haber una mayor distorsión en las aurículas que en los ventrículos (normalmente, las aurículas tienen paredes más finas que los ventrículos), cuando el catéter aplica una fuerza similar.

50 **[0015]** En algunas realizaciones, la distorsión que indica el contacto catéter-tejido puede mostrar no solo el punto de contacto, sino también la fuerza de contacto, aumentando la distorsión de la superficie simulada en proporción con la fuerza entre el catéter y el tejido intracorporal.

### DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

55 **[0016]** La Figura 1 (FIG. 1) es una ilustración gráfica y esquemática de un sistema de mapeo intracardiaco 20 que incluye la visualización del 'contacto catéter-tejido' (o contacto entre el catéter y el tejido) mediante la distorsión de mapa(s), de acuerdo con una realización de la presente invención. El sistema 20 comprende una sonda 22, como un catéter, y una consola de control 24. En la realización que se describe más abajo, se asume que la sonda 22 se utiliza para tratamientos terapéuticos o diagnósticos, por ejemplo para mapear los potenciales eléctricos en el corazón 26 de un paciente 28. De manera alternativa, la sonda 22 puede usarse, 'mutatis mutandis', para otros propósitos diagnósticos y/o terapéuticos en el corazón o en otros órganos corporales.

65 **[0017]** Un operador 30 introduce la sonda 22 a través del sistema vascular del paciente 28, de manera que el extremo distal 32 de la sonda 22 penetra en una cámara del corazón 26. Normalmente, el sistema 20 utiliza la detección de posición magnética para determinar las coordenadas de posición del extremo distal 32 dentro del

corazón 26. La consola 24 comprende un circuito de control 34, que controla los generadores de campos 36 situados en posiciones conocidas y externas al paciente 28, por ejemplo, por debajo del torso del paciente. Un sensor de campos magnéticos 38 situado en el extremo distal 32 de la sonda 22 (el sensor 38 se muestra con más detalle en la Figura 2) genera señales eléctricas en respuesta a los campos magnéticos procedentes de las bobinas, lo cual permite que la consola 24 determine la posición del extremo distal 32 en la cámara.

**[0018]** Si bien en el presente ejemplo el sistema 20 mide la posición del extremo distal 32 usando sensores basados en el magnetismo, también pueden usarse otras técnicas de rastreo de posición (por ejemplo, sensores basados en la impedancia). Las técnicas de rastreo de posición magnético se describen, por ejemplo, en las Patentes de EE. UU. 5,391,199, 5,443,489, 6,788,967, 6,690,963, 5,558,091, 6,172,499 y 6,177,792, cuyas divulgaciones se incorporan en el presente documento mediante referencia. Las técnicas de rastreo de posición basadas en la impedancia se describen, por ejemplo, en las Patentes de EE. UU. 5,983,126, 6,456,864 y 5,944,022.

**[0019]** Para mapear la cámara cardíaca en cuestión, el operador 30 coloca el extremo distal 32 en múltiples posiciones o ubicaciones sobre (o cerca de) la superficie interior de la cámara. En cada posición, un electrodo 40 unido al extremo distal mide una propiedad fisiológica dada (por ejemplo, el potencial eléctrico de la superficie local). El sistema 20 correlaciona las mediciones de posición y las mediciones de potencial eléctrico. De este modo, el sistema recoge múltiples puntos de mapa, de manera que cada punto de mapa contiene una coordenada de la superficie interior de la cámara y la respectiva medición de una propiedad fisiológica en esta coordenada.

**[0020]** La consola 24 comprende un procesador 42, que recoge datos de imágenes de un sistema de escaneo médico (no se muestra), como un sistema de imagen por resonancia magnética (IRM o MRI, por sus siglas en inglés), o un sistema de tomografía computarizada (o CT, por sus siglas en inglés), o un sistema de mapeo de sondas como el sistema de mapeo CARTO™ producido por Biosense Webster Inc., de Diamond Bar, California, Estados Unidos. El procesador 42 utiliza los datos de imagen para crear una superficie simulada de la cámara cardíaca en cuestión. Más abajo se describe con más detalle un método ejemplar para crear la superficie simulada. Después, el procesador 42 'pone' las mediciones de potencial eléctrico sobre la superficie simulada producida a partir de los datos de imagen. El procesador 42 muestra una imagen 44 de la superficie simulada, que incluye las mediciones de potencial eléctrico (en el presente documento, la fusión de la superficie simulada y las mediciones de potencial se denomina 'mapa'), al operador 30 en una pantalla 46.

**[0021]** Normalmente, el procesador 42 comprende un ordenador de uso general, con circuitos frontales y de interfaz adecuados para recibir señales de la sonda 22 y controlar los demás componentes de la consola 24. El procesador 42 puede programarse mediante un software para desempeñar las funciones que se describen en el presente documento. El software puede descargarse en la consola 24 de forma electrónica, por ejemplo desde una red, o puede proporcionarse en un medio material no transitorio, como, por ejemplo, un medio de memoria óptico, magnético o electrónico. De manera alternativa, algunas o todas las funciones del procesador 42 pueden realizarse mediante componentes de hardware digitales dedicados o programables.

**[0022]** En la presente realización, el procesador 42 también monitoriza las mediciones de señal recibidas de un sensor de fuerza 48 ubicado en el extremo distal 32 (el sensor de fuerza 48 se muestra con más detalle en la Figura 2) a fin de realizar una evaluación precisa de la fuerza que ejerce el extremo distal 32 sobre el tejido endocárdico del corazón 26. Cuando la fuerza ejercida por el extremo distal 32 sobre el tejido endocárdico supera un nivel predeterminado, el procesador 42 puede crear una superficie distorsionada en la imagen 44 que indica la fuerza ejercida.

**[0023]** El procesador 42 almacena los datos que representan la imagen 44 en una memoria 50. En algunas realizaciones, el operador 30 -utilizando uno o más dispositivos de entrada 52- puede controlar cómo muestra la distorsión el procesador 42. Por ejemplo, si la imagen 44 comprende una representación tridimensional del corazón 26, el operador puede usar dispositivos de entrada 52 para controlar la extensión geométrica real de un vértice que representa la fuerza ejercida por el extremo distal (dicho vértice puede tener una forma generalmente cónica si se produce un abultamiento del tejido). De manera adicional o alternativa, el operador 30 puede utilizar dispositivos de entrada 52 para controlar cualquier coloreado y/o sombreado que se use para indicar la fuerza ejercida.

**[0024]** Si bien la Figura 1 muestra una configuración particular del sistema, también pueden usarse otras configuraciones de sistema para implementar las realizaciones de la presente invención, y se considera que estas están dentro del alcance de la presente invención, tal y como se especifica en las reivindicaciones. Por ejemplo, los métodos que se describen más abajo pueden aplicarse utilizando transductores de posición diferentes al sensor de campos magnéticos que se ha descrito anteriormente, como, por ejemplo, sensores de posición ultrasónicos o basados en la impedancia. Tal y como se utiliza en el presente documento, el término 'transductor de posición' hace referencia a un elemento o componente montado en la sonda 22 que hace que la consola 24 reciba señales que indican las coordenadas del extremo distal. Así, el transductor de posición puede comprender un receptor en la sonda, que envía una señal de posición a la unidad de control basándose en la energía recibida por el transductor; o puede comprender un transmisor, que emite energía que es detectada por un receptor externo a la sonda. Asimismo, de manera similar, los métodos que se describen más adelante pueden aplicarse en aplicaciones diagnósticas y terapéuticas que utilicen no solo catéteres, sino también sondas de otro tipo, tanto en el corazón

como en otros órganos y zonas del cuerpo.

5 **[0025]** La Figura 2 es una vista transversal esquemática del extremo distal 32 de la sonda 22, de acuerdo con una realización de la presente invención. Más específicamente, la Figura 2 muestra los elementos funcionales del extremo distal 32 utilizados para actividades diagnósticas y/o terapéuticas. El electrodo 40 de la punta distal 60 de la sonda detecta señales eléctricas en el tejido. Normalmente, el electrodo 40 está compuesto de un material metálico, como una aleación de platino/iridio u otro material adecuado. De manera alternativa, pueden proporcionarse múltiples electrodos (no se muestran) por toda la longitud de la sonda.

10 **[0026]** El sensor de posición 38 transmite una señal a la consola 24 que indica las coordenadas de ubicación del extremo distal 32. El sensor de posición 38 puede comprender una o más bobinas en miniatura y normalmente contiene múltiples bobinas orientadas en diferentes ejes. De manera alternativa, el sensor de posición 38 puede comprender otro tipo de sensor magnético, un electrodo que sirve de transductor de posición, o transductores de posición de otros tipos, como sensores de posición ultrasónicos o basados en la impedancia. Si bien la Figura 2 muestra una sonda con un único sensor de posición, las realizaciones de la presente invención pueden utilizar sondas con más de un sensor de posición.

15 **[0027]** En una realización alternativa, pueden intercambiarse las funciones del sensor de posición 38 y los generadores de campos magnéticos 36. En otras palabras, el circuito de control 34 puede hacer que un generador de campos magnéticos del extremo distal 32 genere uno o más campos magnéticos. Las bobinas del generador 36 pueden estar diseñadas para detectar los campos y producir señales que indican la amplitud de los componentes de estos campos magnéticos. El procesador 42 recibe y procesa estas señales para determinar las coordenadas de posición del extremo distal 32 en el corazón 26.

20 **[0028]** El sensor de fuerza 48 mide una fuerza aplicada por la punta distal 60 al tejido endocárdico del corazón 26 enviando a la consola una señal que indica la fuerza ejercida por la punta distal sobre el tejido endocárdico. En una realización, el sensor de fuerza puede comprender un receptor y un transmisor de campos magnéticos conectados mediante un muelle o resorte situado en el extremo distal 32, y puede producir estimaciones de la fuerza basándose en las mediciones de la desviación del muelle. En las Publicaciones de Solicitud de Patente de EE. UU. 2009/0093806 y 2009/0138007 se describen detalles adicionales de este tipo de sondas y sensores de fuerza. De manera alternativa, el extremo distal 32 puede comprender otros tipos de sensores de fuerza.

25 **[0029]** La Figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente los elementos o componentes de la consola 24, de acuerdo con una realización desvelada de la presente invención. Un módulo de obtención de datos intracardíaco 70 recoge las mediciones de fuerza y las señales de posición de la sonda 22, y transmite las mediciones y señales a un módulo de visualización 72. Un módulo de obtención de imágenes 74 recoge los datos de imagen del corazón 26 (normalmente, mediante un sistema MRI o CT, tal y como se ha descrito anteriormente) y transmite los datos de imagen al módulo 72. El módulo 72 contiene las interfaces 76 y 78 para comunicarse con los módulos 70 y 74, respectivamente.

30 **[0030]** Normalmente, el procesador 42 guarda los datos de imagen recogidos en la memoria 50. La memoria 50 puede comprender cualquier memoria volátil y/o no volátil adecuada, como una memoria de acceso aleatorio (o memoria RAM) o una unidad de disco duro. Después de obtener o recoger los datos de imagen, el procesador 42 aplica un algoritmo (por ejemplo, un proceso de mapeo rápido) para crear la imagen 44. En la presente realización, la imagen 44 comprende una superficie 3D simulada (por ejemplo, una malla poligonal) de una superficie de la cámara cardíaca, de manera que el procesador 42 la muestra como la imagen 44 en la pantalla 46.

35 **[0031]** Si las mediciones de fuerza recogidas superan un nivel predeterminado, el procesador 42 puede distorsionar la imagen 44 para proporcionar al operador 30 una representación visual de la fuerza entre el extremo distal 32 y el tejido endocárdico. Tal y como se ha explicado previamente, los ejemplos de la distorsión incluyen -pero no se limitan a- un vértice en la superficie simulada, así como el coloreado y/o el sombreado de una región en la superficie simulada que corresponde a la ubicación en el corazón 26 en la que el extremo distal 32 está aplicando la fuerza.

40 **[0032]** La introducción de datos de los dispositivos de entrada 52 mediante una interfaz 58 permite que el operador 30 ajuste o regule la visualización de la distorsión. Por ejemplo, el operador 30 puede determinar cómo muestra el procesador 42 la distorsión en la pantalla 46. En otras palabras, dependiendo de la introducción de datos realizada por el operador, la distorsión que se muestra en la superficie simulada puede no reflejar necesariamente la distorsión real del corazón (por ejemplo, la distorsión puede exagerar la fuerza).

45 **60 VISUALIZACIÓN DEL CONTACTO CATÉTER-TEJIDO**

**[0033]** La Figura 4 es una ilustración de una superficie simulada 90 que muestra una distorsión que indica un contacto catéter-tejido, de acuerdo con una realización de la presente invención. En el ejemplo que se muestra, la superficie simulada 90 representa una porción de una pared del corazón 26 vista desde el exterior del corazón. En el ejemplo que se muestra, el extremo distal 32 está presionando el tejido endocárdico del corazón 26, es decir, el catéter 22 está en el corazón 26 y está presionando la pared cardíaca. La distorsión que se muestra en la superficie

5 simulada 90 debida a la fuerza ejercida por el extremo distal 32 sobre la pared cardíaca se muestra -en un formato de escala de grises- como un vértice saliente 92, una parte oscura 94 y una parte clara 96, de manera que se dota a la superficie de un efecto sombreado en 3D. De manera alternativa, la superficie simulada 90 puede visualizarse desde el interior del corazón 26, en cuyo caso la distorsión puede mostrarse como un vértice 'incrustado' (esto es, una depresión en la superficie 90 en vez de una protuberancia 92).

10 **[0034]** La Figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para crear una distorsión en el mapa 44 a fin de visualizar un contacto catéter-tejido, de acuerdo con una realización de la presente invención. Antes de realizar un procedimiento intracardiaco, el procesador 42 recoge datos de imagen de una cámara del corazón 26 gracias a un sistema de escaneo médico (por ejemplo, CARTO™ o un sistema de escaneo MRI o CT), en un primer paso de recogida 100. Normalmente, los datos -o la información- de imagen comprenden puntos de información que representan el tejido de la cámara. En el paso de creación 102, el procesador 42 aplica un algoritmo (por ejemplo, un proceso de mapeo rápido) a los datos de imagen recabados a fin de crear la superficie simulada 90.

15 **[0035]** En el paso de establecimiento de umbral 104, utilizando dispositivos de entrada 52, el operador 30 establece un nivel -o cantidad- predeterminado que delimita un umbral de fuerza. De manera alternativa, el nivel predeterminado puede determinarse con antelación y guardarse en una memoria 50.

20 **[0036]** Durante el procedimiento intracardiaco, en el paso de posicionamiento 106, el operador 30 coloca la sonda 22 de tal manera que el extremo distal 32 de la sonda presiona el tejido endocárdico del corazón 26. En el segundo paso de recogida 108, el procesador 42 recibe -y acepta- señales del sensor de posición 38 que indican una medición de posición para el extremo distal 32 en el corazón 26, y señales del sensor de fuerza 48 que indican una medición de la fuerza entre el extremo distal 32 y el tejido endocárdico.

25 **[0037]** En el paso de comparación 110, si la medición de fuerza supera el umbral de fuerza, entonces, en el paso de distorsión 112, el procesador 42 crea una distorsión (por ejemplo, una protuberancia 92) en la superficie simulada 90 en la ubicación indicada por la medición de posición, creando así una superficie distorsionada. El operador 30 puede controlar la magnitud de la distorsión y/o el tipo de distorsión (por ejemplo, una protuberancia o coloreado/sombreado) utilizando dispositivos de entrada 52. De manera adicional, el procesador 42 puede ajustar o regular la magnitud de la distorsión dependiendo del tejido que esté en contacto con el extremo distal 32. Por ejemplo, puesto que una aurícula del corazón 26 tiene una pared más fina que un ventrículo del corazón, el procesador 42 puede introducir un mayor grado de distorsión en el mapa 44 cuando el extremo distal está en contacto con tejido de la aurícula (y aplica una fuerza equivalente).

35 **[0038]** En el paso de visualización 114, el procesador 42 muestra en la pantalla 46 un mapa 44 que contiene la superficie simulada (incluyendo cualquier distorsión) y las potenciales mediciones relevantes, y el método regresa al paso 106 hasta que el operador 30 complete el procedimiento intracardiaco. De vuelta al paso 110, si la fuerza medida es menor que el umbral de fuerza, el método sigue con el paso 114 sin introducir una distorsión en la superficie simulada 90.

40

REIVINDICACIONES

1. Un equipo, que comprende:

5 una sonda (22) diseñada para introducirse en una cavidad corporal de un paciente y que incluye un sensor de posición (38) para medir la posición del extremo distal (32) de la sonda (22) dentro de la cavidad corporal y un sensor de fuerza (48) para medir la fuerza entre el extremo distal (32) y una pared de la cavidad corporal; y un procesador (42), que está diseñado

10 para crear una superficie simulada (90) de la cavidad corporal, para recibir -y aceptar- de la sonda (22) -cuando se presiona el extremo distal (32) contra la pared- mediciones de posición que indican la posición de la sonda (22) en la cavidad corporal y mediciones de fuerza que indican la fuerza entre el extremo distal (32) y la pared,

15 para crear una distorsión en la superficie simulada (90) en la posición que indican las mediciones de posición, de manera que se crea una superficie distorsionada cuando se detecta que las mediciones de fuerza superan una cantidad o nivel predeterminado; y

20 para mostrar la superficie distorsionada, **que se caracteriza por el hecho de que** la mencionada distorsión se crea incorporando un efecto tridimensional a la superficie simulada, de manera que el efecto tridimensional comprende un vértice que sobresale de la superficie simulada, o un vértice que penetra en la superficie simulada.

2. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que el procesador (42) está diseñado -en un momento previo a la creación de la superficie simulada (90)- para recoger de un sistema de escaneo médico datos de imagen de la cavidad corporal.

25 3. El equipo de acuerdo con la reivindicación 2, de manera que el sistema de escaneo médico -o sistema de imagen médica- se selecciona de un grupo que incluye un sistema de mapeo de sondas, un sistema de imagen por resonancia magnética y un sistema de tomografía computarizada.

30 4. El equipo de acuerdo con la reivindicación 2, de manera que el procesador (42) está diseñado para crear la superficie simulada (90) aplicando un proceso de mapeo rápido a los datos de imagen.

5. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que la sonda (22) comprende un catéter intracardíaco.

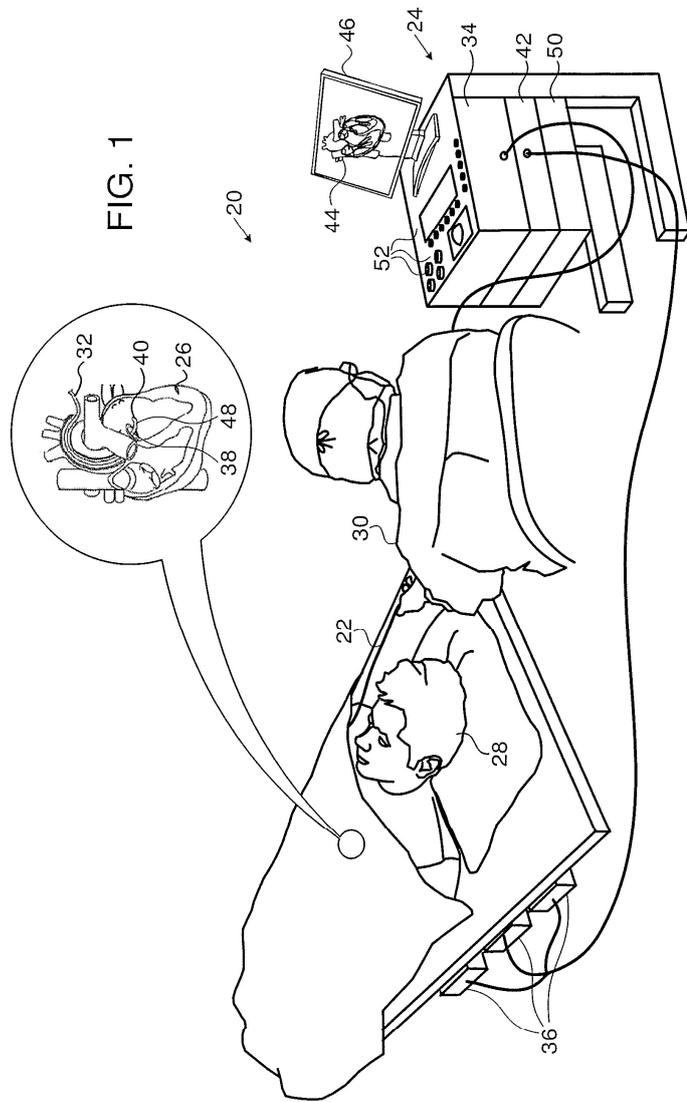
35 6. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que el procesador (42) además está diseñado para crear la distorsión rellenando una región de la superficie simulada (90) con un color específico correspondiente a la fuerza en la posición indicada por las mediciones de posición.

40 7. Un 'software' informático, que funciona conjuntamente con una sonda (22) que está diseñada para introducirse en una cavidad corporal de un paciente e incluye un sensor de posición para medir la posición del extremo distal (32) de la sonda (22) dentro de la cavidad corporal y un sensor de fuerza para medir la fuerza entre el extremo distal (32) y una pared de la cavidad corporal, de manera que el 'software' incluye un medio no transitorio -y legible mediante un ordenador-, en el que se guardan las instrucciones de programación, de manera que, cuando un ordenador lee las instrucciones, esto hace que el ordenador:

45 cree una superficie simulada (90) de la cavidad corporal, reciba -y acepte- de la sonda (22) -cuando se presiona el extremo distal contra la pared- mediciones de posición que indican la posición de la sonda (22) en la cavidad corporal y mediciones de fuerza que indican la fuerza entre el extremo distal (32) y la pared,

50 cree una distorsión en la superficie simulada (90) en la posición que indican las mediciones de posición, de manera que se crea una superficie distorsionada cuando se detecta que las mediciones de fuerza superan un nivel o una cantidad predeterminada, y

55 muestre la superficie distorsionada, **que se caracteriza por el hecho de que** la mencionada distorsión se crea incorporando un efecto tridimensional a la superficie simulada, de manera que el efecto tridimensional comprende un vértice que sobresale de la superficie simulada, o un vértice que penetra en la superficie simulada.



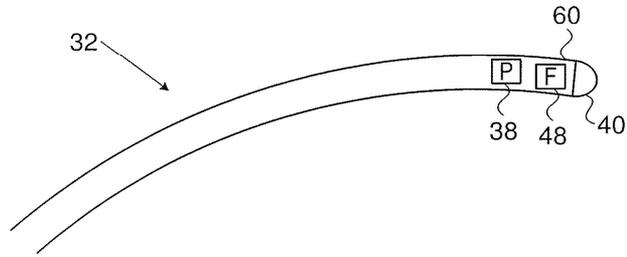


FIG. 2

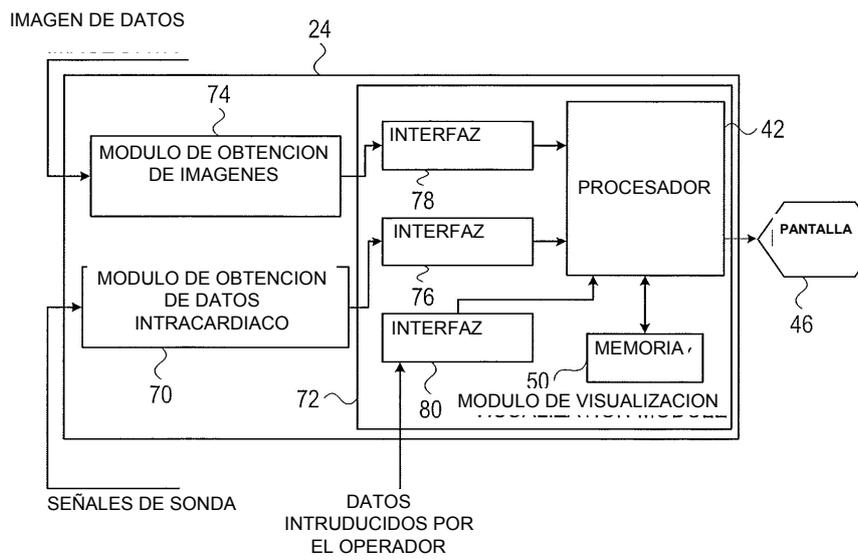


FIG. 3

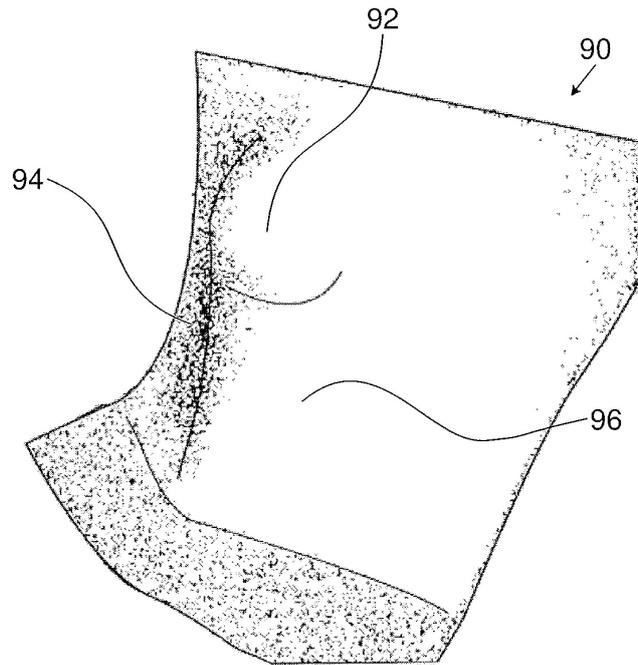


FIG. 4

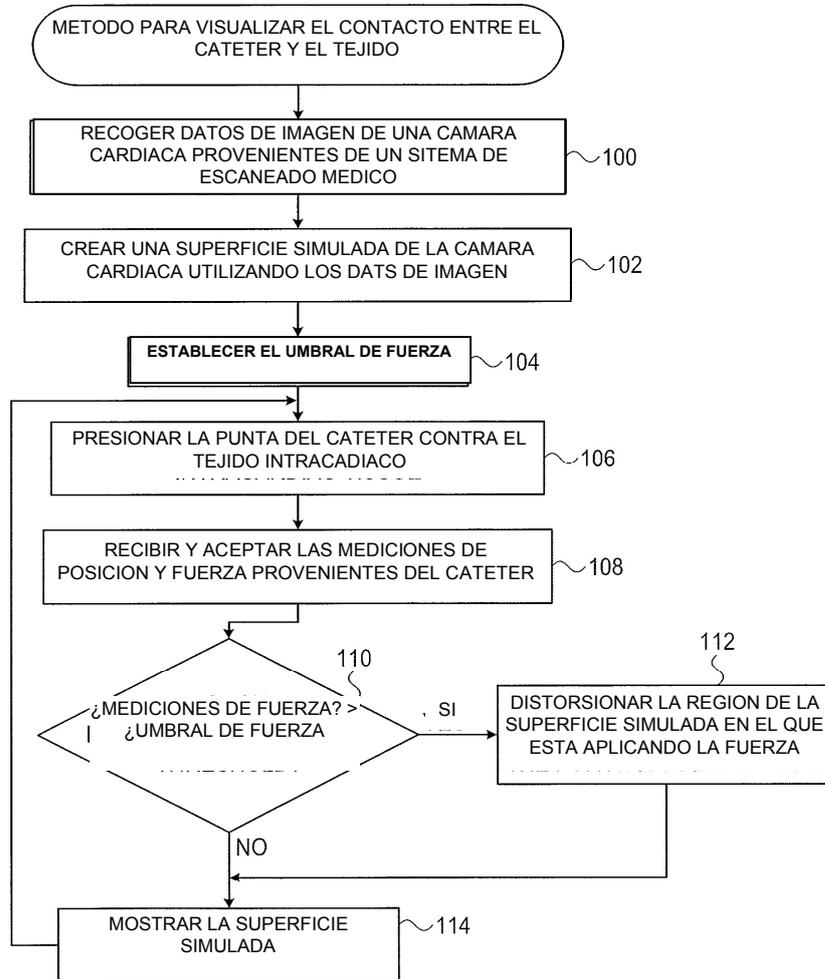


FIG. 5