

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 557 152**

51 Int. Cl.:

**G06T 17/00** (2006.01)  
**A61B 5/0456** (2006.01)  
**A61B 8/08** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 6/00** (2006.01)  
**A61B 5/06** (2006.01)  
**A61B 5/107** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.08.2001 E 01307001 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.09.2015 EP 1182619**

54 Título: **Representación de datos de formación de imágenes de diagnóstico en un mapa tridimensional**

30 Prioridad:

**18.08.2000 US 643666**

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

**22.01.2016**

73 Titular/es:

**BIOSENSE WEBSTER, INC. (100.0%)  
3333 DIAMOND CANYON ROAD  
DIAMOND BAR, CA 91765, US**

72 Inventor/es:

**KEIDAR, YARON**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 557 152 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****Representación de datos de formación de imágenes de diagnóstico en un mapa tridimensional****Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere a sistemas y métodos para mapeo y reconstrucción tridimensional, y específicamente a mapeo y reconstrucción del interior de órganos del cuerpo, tal como el corazón.

**Antecedentes de la invención**

10 En la técnica se conocen varios métodos para formación de imágenes de diagnóstico. Los métodos usados para la formación de imágenes del corazón, por ejemplo, incluyen fluoroscopia, angiografía, ecocardiografía, tomografía computarizada (TC), imagen por resonancia magnética (IRM), tomografía por emisión de positrones (TEP) y tomografía por emisión de fotón único (TEFU). Muchos de estos métodos producen información con imagen  
15 tridimensional (3D), que después puede representarse para ver en forma de porciones paralelas a través del corazón, o como una imagen pseudo-3D en un monitor de vídeo. Con el fin de administrar tratamiento, el médico responsable del tratamiento debe construir una imagen en 3D en su mente en base a las imágenes bidimensionales que se muestran. La transposición es particularmente difícil cuando la terapia se va a administrar dentro del corazón, tal como ablación local eléctrica de secuencias eléctricas aberrantes, o revascularización miocárdica con láser.

20 En la técnica se conoce mapear el corazón usando una sonda para mapeo, típicamente un catéter, dentro de las cámaras del corazón. Métodos y dispositivo ejemplares para este fin se describen en las patentes de Estados Unidos 5.471.982 y 5.391.199 y en las publicaciones de patente PCT WO94/06349, WO96/05768 y WO97/2498. La patente de Estados Unidos 5.391.199, por ejemplo, describe un catéter que incluye tanto electrodos para detectar actividad cardíaca eléctrica como bobinas en miniatura para determinar la posición del catéter en relación con un  
25 campo magnético aplicado externamente. Usando este catéter un cardiólogo puede recoger información de un conjunto de puntos muestreados en el corazón durante un corto periodo de tiempo, midiendo la actividad eléctrica en una pluralidad de localizaciones y determinando las coordenadas espaciales de las localizaciones. Las localizaciones del catéter del mapeo en el corazón pueden superponerse en una construcción 3D de una imagen del corazón, tal como una imagen ultrasonido, adquirida antes o durante el estudio con catéter. Se usan códigos de colores para representar la actividad eléctrica detectada por el catéter.

30 La patente de Estados Unidos 5.738.096 describe métodos para mapeo geométrico del endocardio basados en la puesta en contacto de una sonda con múltiples localizaciones en una pared del corazón, y determinando las coordenadas de posición de la sonda en cada una de las localizaciones. Las coordenadas de posición se combinan para formar un mapa de al menos una parte del corazón. Una vez que se conoce la posición del catéter, pueden usarse sensores externos para proporcionar valores fisiológicos locales del tejido del corazón adyacente a la punta del catéter. Por ejemplo, si el catéter incorpora un marcador radioactivo adecuado para TEFU, la información funcional local puede deducirse a partir de la imagen de TEFU. Otro ejemplo más es la determinación de perfusión local de imágenes de ultrasonido Doppler de las coronarias, de imágenes de medicina nuclear o de  
35 angiografía de rayos X o TC, y cubriendo el mapa de perfusión en el mapa geométrico. La imagen del catéter en el mapa de perfusión puede usarse para alinear el mapa de perfusión y el mapa geométrico. Alternativamente, el alineamiento puede realizarse usando marcas fiducias o localizaciones anatómicas de referencia, automáticamente o manualmente.

40 Más métodos para crear un mapa tridimensional del corazón en base a estos datos se desvelan, por ejemplo, en la solicitud de patente europea EP 0 974 936. Como se indica en esa solicitud, las coordenadas de posición (y opcionalmente también la actividad eléctrica) se miden inicialmente en aproximadamente 10 a 20 puntos en la superficie interior del corazón. Estos puntos de datos son generalmente suficientes para generar una reconstrucción o mapa preliminar de la superficie cardíaca en una calidad satisfactoria. El mapa preliminar se  
45 combina preferentemente con datos tomados en puntos adicionales con el fin de generar un mapa más completo.

50 En Schilling et al "Mapeo y ablación de taquicardia ventricular con la ayuda de un sistema de mapeo sin contacto", publicado en Heart vol. 81, nº 6, Junio 1999 (1999-06), páginas 570-575, XP002284986, se desvela un sistema y un método asociado de mapeo de cámaras de corazón usando una sonda convencional para construir un modelo de ordenador tridimensional del endocardio, seguido de la detección de actividad eléctrica con una selección de múltiples electrodos y la superposición de mapas de color correspondientes a la actividad eléctrica en el modelo 3D. Una etapa final es dirigir otro catéter a sitios críticos para realizar un procedimiento, tal como ablación a estos  
55 sitios diana.

60 En Farber et al. "Exposiciones tridimensionales de superficie del epicardio ventricular izquierdo de técnicas de cuantificación de perfusión TEFU cardíaca estándar", publicado en Journal of Nuclear Medicina, vol. 36, nº 4, Abril 1995 (1995-04), páginas 697-703, XP008031998, se desvela un método para generar una superficie de epicardio ventricular izquierdo a partir de tomografías de perfusión TEFU. El método incluye la posición de contornos medios, tales como círculos perpendiculares a un eje largo, en puntos obtenidos a partir de cuantificación por perfusión. Los  
65 radios medios se convierten después en coordenadas cartesianas y se genera un mapa 3D para mostrar la perfusión con códigos de colores.

**Resumen de la invención**

5 Es un objeto de algunos aspectos de la presente invención proporcionar métodos y aparatos mejorados para mapear y visualizar estructuras internas del cuerpo, y particularmente del corazón.

Es además un objeto de algunos aspectos de la presente invención proporcionar métodos y aparatos mejorados para administrar tratamiento local de condiciones patológicas en el corazón.

10 Es realizaciones preferentes de la presente invención, se usa un catéter que detecta la posición para genera un mapa geométrico en 3D de la superficie interna de una cámara de corazón de un sujeto. Se captura una imagen de diagnóstico en 3D del corazón junto con la generación de un mapa 3D, típicamente antes o simultáneamente al mapeo. La imagen y el mapa se ponen en un registro común, y la información de diagnóstico de la imagen, tal como información de perfusión, se marca después en el mapa 3D, preferentemente en forma de código de color. En base al diagnóstico combinado y a la información geométrica, un médico que opere el catéter es capaz de identificar y visualizar áreas del corazón que necesitan tratamiento, debido a baja perfusión, por ejemplo. El médico usa preferentemente el catéter para aplicar una terapia local invasiva, tal como revascularización con láser, a puntos específicos que se sitúan usando el mapa 3D con códigos de colores. Alternativamente, puede realizarse una técnica de diagnóstico local, tal como biopsia, en tales puntos específicos.

20 También se proporciona, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención, un aparato para mapear una estructura en un cuerpo de un sujeto, como se define en la reivindicación acompañante 1.

25 Se presentan más realizaciones en las reivindicaciones dependientes acompañantes.

La presente invención se entenderá mejor a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones preferentes de la misma, tomadas junto con los dibujos donde:

**Breve descripción de los dibujos**

30 La Fig. 1 es una ilustración esquemática pictórica de un sistema para formación de imágenes, mapeo y tratamiento del corazón, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención;

35 La Fig. 2 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para formación de imágenes, mapeo y tratamiento del corazón, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención;

La Fig. 3 es una representación esquemática de un mapa de una cámara del corazón, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención;

40 La Fig. 4 es una representación geométrica simplificada de mapa de la Fig. 3, que muestra coordenadas usados en el registro del mapa con una imagen del corazón, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención;

45 La Fig. 5 es una vista esquemática en despiece de una imagen en 3D del corazón, representada con una pila de porciones paralelas a través del corazón, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención;

La Fig. 6 muestra las porciones de la Fig. 5 presentadas una a lado de la otra, que ilustra un registro de las porciones con el mapa en 3D de la Fig. 3, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención; y

50 La Fig. 7 es una representación esquemática del mapa de la Fig. 3, después de colorear el mapa con información de diagnóstico de la imagen de las Figs. 5 y 6, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención.

**Descripción detallada de realizaciones preferentes**

55 La Fig. 1 es una ilustración esquemática pictórica de un sistema 20 para mapeo geométrico tridimensional, formación de imágenes y tratamiento de un corazón 24 de un sujeto 26, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. El sistema 20 comprende una sonda alargada, preferentemente un catéter 30, que un usuario 22 inserta a través de una vena o una arteria del sujeto en una cámara del corazón.

60 El catéter 30 comprende preferentemente al menos un sensor de posición (no mostrado en las figura), más preferentemente situado cerca de la punta distal del catéter. El sensor de posición comprende preferentemente un sensor electromagnético, que está montado en el catéter mediante cualquier método adecuado, por ejemplo, usando pegamento de poliuretano o similar. El sensor está eléctricamente conectado a un cable de sensor electromagnético, que se extiende a través del cuerpo del catéter y a un mango de control del catéter. En el mango de control, los alambres del cable del sensor están conectados a una placa base (no mostrada), que amplifica las señales recibidas

desde el sensor electromagnético y las transmite a un ordenador alojado en una consola 34, de una forma comprensible para el ordenador. Debido a que el catéter está diseñado para un único uso, la placa base contiene preferentemente un chip de EPROM, que apaga la placa base después de haber usado el catéter. Esto evita que el catéter, o al menos el sensor electromagnético, se use dos veces.

5 Para usar el sensor electromagnético, el sujeto 26 se coloca en un campo magnético generado, por ejemplo, situando bajo el paciente una almohadilla que contiene bobinas de generador de campo 28 para generar un campo magnético, accionado por circuitos de impulso 32. Un sensor electromagnético de referencia (no mostrado) es preferentemente fijo en relación con el paciente, por ejemplo, pegado a la espalda del paciente, y el catéter 30 que contiene su sensor avanza al corazón 24. El sensor preferentemente comprende tres bobinas pequeñas en el campo magnético. Las señales generadas por el sensor de referencia fijo y por el sensor en el corazón se amplifican y transmiten a una consola 34, que analiza las señales y después muestra los resultados en un monitor 36. Con este método, puede determinarse y mostrarse visualmente la localización precisa del sensor en el catéter en relación con el sensor de referencia. Los sensores también pueden detectar el desplazamiento del catéter que es provocado por la contracción del músculo del corazón.

20 Los sensores electromagnéticos adecuados para los fines de la presente invención se describen, por ejemplo, en la patente de Estados Unidos anteriormente mencionada 5.391.199 y la publicación de patente PCT WO 96/05768. Biosense Ltd (Tirat Hacarmel, Israel) fabrica un sensor de mapeo electromagnético preferente y lo vende bajo la designación comercial NOGA. Algunas de las características de mapeo del catéter 30 y el sistema 20 están implementadas en el catéter NOGA-STAR vendido por Biosense Webster, Inc., y en el sistema Biosense-NOGA, también vendido por Biosense Webster, Inc. En EP-A-1 125 549 se describen de manera general más aspectos del diseño del catéter 30 y del sistema 20.

25 Usando tales sensores, el sistema 20 consigue una generación continua de seis dimensiones de información de posición y orientación con respecto al catéter 30. Alternativamente, los sensores usados en el catéter 20 pueden comprender otros tipos de sensores de posición y/o coordenadas, como se describe, por ejemplo, en la patente de Estados Unidos 5.391.199, 5.443.489 o 5.515.853 o en la publicación PCT WO 94/04938 o WO 99/05971, o sustancialmente cualquier otro tipo de dispositivo de detección de posición y/o coordenada conocido en la técnica.

35 Como se ha señalado anteriormente, el catéter 30 está acoplado a la consola 34, que permite al usuario observar y regular las funciones del catéter. La consola 34 incluye un procesador, preferentemente un ordenador con circuitos apropiados para el procesamiento de señales (que normalmente están contenidos en el interior de una caja del ordenador). El procesador está acoplado al monitor accionador 36. El usuario 22 pone la punta distal del catéter 30 en contacto con múltiples puntos en la superficie del endocardio del corazón 24, y las coordenadas de posición se registran en cada punto. La información derivada de este análisis se usa para reconstruir un mapa geométrico tridimensional 38 de la superficie del endocardio del corazón 24.

40 El sistema 20 también comprende una unidad de formación de imágenes de diagnóstico 48, tal como una unidad de Eco Doppler, TEFU, TEP, IRM, TC u otra unidad de formación de imágenes conocida en la técnica. La unidad 48 se usa para capturar una imagen de diagnóstico en 3D del corazón 24, preferentemente mientras el usuario 22 está mapeando el corazón usando el catéter 30. Alternativamente, la imagen de diagnóstico se captura antes de empezar el mapeo, y la unidad 48, en este caso, puede estar separada de los otros elementos del sistema 20. Los datos de diagnóstico de la imagen capturada por la unidad 48 se superponen en el mapa 38, usando métodos descritos más abajo. Dependiendo del tipo y la configuración de la unidad 48, una amplia variedad de diferentes datos de diagnóstico pueden estar representados en la imagen, tales como perfusión, factores metabólicos, uso de marcadores, movimiento o grosor de la pared del corazón y/u otras propiedades anatómicas o eléctricas, como se conoce en la técnica. La imagen también puede medirse para representar diferentes fases en el ciclo del corazón.

55 Típicamente, el sistema 20 incluye otros elementos, algunos de los cuales no se muestran en las figuras para simplificar. En la realización presente, el sistema incluye preferentemente una consola láser 49, que se usa para realizar revascularización miocárdica directa, como se describe, por ejemplo, en la solicitud de patente PCT PCT/IL97/00011 y en la solicitud de patente de Estados Unidos 09/109.820, que está publicada como US 6.171.303. La consola 49 inyecta energía láser a una guía de ondas adecuada (no mostrada) en el catéter 30. La guía de ondas transporta la energía a la punta distal del catéter, donde se aplica para revascularizar áreas del miocardio que sufren perfusión baja. Alternativamente, el sistema puede incluir otros elementos terapéuticos, como son conocidos en la técnica, particularmente elementos para administrar tratamiento local en el corazón, tal como un impulsor de radiofrecuencia acoplado aun electrodo de ablación en el catéter 30; un generador de ultrasonido acoplado a un transductor de alta potencia en el catéter, para ablación ultrasónica del endocardio; o un suministro de un agente terapéutico, tal como agentes del crecimiento para angiogénesis, acoplado a una aguja de inyección en el catéter. Aún más alternativamente, el sistema puede incluir elementos invasivos de diagnóstico, tales como fórceps de biopsia que funcionan a través del catéter 30.

65

Otros elementos que pueden estar comprendidos en el sistema 20 se describen, por ejemplo, en EP-A-0 974 936.

5 Típicamente, el sistema 20 incluye un monitor ECG (no mostrado), acoplado para recibir señales de uno o más electrodos de superficie del cuerpo, para proporcionar una señal de sincronización ECG a la consola 34. Como se ha mencionado anteriormente, el sistema también incluye preferentemente un sensor de posición de referencia, un parche de referencia aplicado externamente al exterior del cuerpo del paciente o un catéter colocado internamente, que se inserta en el corazón 24 y se mantiene en una posición fija en relación con el corazón. Comparando la posición del catéter 30 a la del catéter de referencia, las coordenadas del catéter 30 en relación con el corazón pueden determinarse de manera precisa, independientemente del movimiento del corazón. Alternativamente, puede usarse cualquier otro método adecuado para compensar el movimiento del corazón.

15 La Fig. 2 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para la formación de imágenes, mapeo y tratamiento del corazón 24 usando el sistema 20, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. En una etapa de formación de imágenes 50, se captura una imagen de diagnóstico del corazón 24, tal como una imagen TEFU. Preferentemente, aunque no necesariamente, la imagen se captura mientras el catéter 30 ya se situado dentro del corazón. El catéter se usa para generar un mapa geométrico 38, en una etapa de mapeo 52. Técnicas de mapeo adecuadas para este fin se describen en la patente de Estados Unidos anteriormente mencionada 5.738.096. La solicitud de patente europea anteriormente mencionada EP 0 974 936 describe métodos precisos para crear el mapa basado por sí solo en los datos reunidos usando el catéter 30. La imagen capturada en la etapa 50 y el mapa creado en la etapa 52 se registran después juntos, en una etapa de registro 54.

25 Las Figs. 3 y 4 son representaciones esquemáticas del mapa 38 generado por el sistema 20 en la etapa 52, ilustrando un método usado en la etapa de registro 54, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. La Fig. 3 es una interpretación de marco de alambre del mapa, representando el ventrículo izquierdo del corazón 24. Con los fines de la etapa 54, se dibuja un eje longitudinal 72 a través del mapa, que pasa a través de un ápice 74 del ventrículo. Preferentemente, la consola 34 encuentra automáticamente el eje y el ápice. Alternativamente o adicionalmente, el usuario 22 identifica manualmente estas y otras características del mapa.

30 La Fig. 4 es una representación geométrica simplificada de una superficie 80 del mapa 38, generada con el fin de un registro con una imagen de diagnóstico del corazón 24. La superficie 80 corresponde a un lugar aproximado del endocardio del corazón, como se determina en el mapa 38. Se define un sistema de coordenadas donde cada punto 82 en la superficie 80 está representado por una distancia R desde el ápice 74 y un ángulo  $\alpha$  en relación con una dirección descendente 84 (esto es, la dirección que señala hacia los pies del sujeto 26).

35 Con el fin de registrar la imagen de diagnóstico con el mapa 38, el eje 72 y el ápice 74 también se identifican en la imagen y se alinean con el eje y ápice del mapa. La identificación es preferentemente automática pero, alternativamente o adicionalmente, el usuario 22 puede realizarla o ayudar a realizarla. También pueden usarse otros puntos de referencia y/o marcas fiducias en el corazón para realizar el alineamiento. La escala de la imagen se ajusta par que sus dimensiones coincidan con las del mapa lo máximo posible. Para muchos tipos de imágenes de diagnóstico, tales como mapas de perfusión, la resolución de la información de diagnóstico es baja, de manera que puede tolerarse una imprecisión de hasta 10 mm en registro mutuo. Cuando se requiere una mayor resolución, el registro de la imagen de diagnóstico con el mapa geométrico puede mejorar usando métodos de registro automático tal como los descritos en el Apéndice A. Estos métodos son opcionales y no son esenciales para la presente invención.

50 La Fig. 5 es una vista esquemática en despiece de una imagen de diagnóstico en 3D 90 del corazón 24, después del registro de la imagen 3D con el mapa geométrico 38, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. Esta vista se genera en una etapa de interpretación del centro 56 en el método de la Fig. 2. La interpretación del centro de la imagen 90 comprende una pila de porciones paralelas 92, que son perpendiculares al eje 72. Las porciones se toman preferentemente en un incremento fijo de porción de una a otra a lo largo del eje. Cada porción muestra una sección 94 de la imagen 90, a una distancia R del ápice 74 que está determinado por el número de porción.

55 La Fig. 6 muestra porciones 92 de la imagen 90 presentadas una al lado de la otra, ilustrando la extracción de datos de diagnóstico de las porciones para su aplicación al mapa 38, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. Por ejemplo, en referencia al número de porción 5, la imagen en sección 94 comprende tres partes esenciales: una región interna 100, que muestra el interior del ventrículo; una región de pared 102, que muestra el miocardio; y una región exterior 104, externa al corazón. La información de diagnóstico de interés está en la región 102. Asumiendo que la imagen 90 es una imagen de TEFU, que muestra la perfusión en la pared del corazón, por ejemplo, la región 102 típicamente tendrá el valor más alto de perfusión.

60 En una etapa de transferencia de coloración 58, la información de diagnóstico de cada porción 92 se transfiere al mapa 38. Cada porción tiene un valor conocido de distancia R desde el ápice 74. Para cada ángulo  $\alpha$  en la porción, se asume que el punto 82 sobre la superficie 80 del mapa (Fig. 4) es el punto en el que el ángulo está situado radialmente en la mitad de la región 102. En caso de que la imagen 90 sea una imagen de perfusión, el

punto 82 se toma simplemente para que sea el punto de mayor perfusión en un ángulo dado. En otras modalidades de formación de imágenes, el hallazgo de la región 102 es, para la mayor parte, similarmente claro. El valor de los datos de diagnóstico en cada punto 82 está preferentemente representado como un color aplicado a la región correspondiente del mapa 38.

5 La Fig. 7 es una representación esquemática de un mapa geométrico coloreado 110, como se produce en la etapa 58, de acuerdo con una realización preferente de la presente invención. Debido a la habilidad limitada de dibujar una línea para expresar calidades de una imagen en color, solamente dos regiones en color aparecen en el mapa 110: una región bien perfusionada 112, y una región isquémica 114. Preferentemente, la región isquémica  
10 tiene un color más oscuro o "más frío" que la región bien perfusionada. En aplicaciones reales, en las que el monitor 36 comprende un monitor en color, se usa una gran variedad de colores diferentes en el mapa 110 para describir diferentes niveles de perfusión o de otras calidades de diagnóstico.

15 Preferentemente, el usuario 22 opera el sistema 20 para realizar un procedimiento terapéutico invasivo, guiado por el mapa 110, en una etapa terapéutica 60. En el ejemplo presente, la consola de láser 49 funciona para irradiar la región isquémica 114 a través del catéter 30 con radiación de láser de alta intensidad, como se describe en la solicitud de patente PCT anteriormente mencionada PCT/IL97/00011. El láser crea canales de revascularización en el miocardio, que el sistema 20 marca con manchas 116 en el mapa 110. La combinación de las modalidades de formación de imágenes, mapeo y terapéutica permiten al usuario concentrar el tratamiento en la  
20 región del corazón 24 que se conoce que lo necesita, y para asegurar que la región esté completamente cubierta. Otros procedimientos terapéuticos y de diagnóstico pueden beneficiar de manera similar la guía proporcionada por el mapa 110.

25 Aunque las realizaciones preferentes se han descrito anteriormente con referencia al corazón 24, los principios de la presente invención pueden aplicarse de manera similar a la formación de imágenes, mapeo y tratamiento de otros órganos o estructuras del cuerpo. Por lo tanto, se apreciará que las realizaciones preferentes descritas anteriormente se citan a modo de ejemplo, y que la presente invención no está limitada por lo que particularmente se ha mostrado y descrito anteriormente. En su lugar, el alcance de la presente invención incluye combinaciones y sub-combinaciones de las varias características descritas anteriormente, así como variaciones y  
30 modificaciones de las mismas que a los expertos en la técnica se les ocurrirá después de leer la anterior descripción y que no se desvelan en la técnica anterior.

**Apéndice A**

35 Este apéndice proporciona detalles de la etapa 54 en el método de la Fig. 2, en la que dos representaciones en 3D, P y Q, de una cámara del corazón 24 se ponen en registro mutuo. Para empezar, se encuentra una estimación aproximada para la transformación entre P y Q, manualmente o usando el eje del principio de un elipsoide delimitador o mediante descomposición del componente del principio. La técnica del elipsoide delimitadora se describe además en la solicitud de patente europea anteriormente mencionada EP 0 974 936.

40 El registro fino entre P y Q se encuentra después preferentemente usando una variación del algoritmo de Punto más Cercano Iterativo (PCI). Este algoritmo descrito por Besi y McKay en "Un método para registro de formas 3D", publicado en *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14(2):239-256 (1992). Las siguientes etapas se repiten hasta convergencia:

- 45
1. Buscar el punto más cercano: Para cada punto p en P encontrar el punto q en Q. Se puede tomar un subconjunto de puntos de P para mejorar la velocidad computacional. Similarmente, todos los puntos Q también pueden recuperarse para asegurar robustez.
  - 50 2. Calcular del registro: Evaluar la transformación T que minimiza la suma de distancias cuadradas entre pares de puntos más cercanos (p,q). La transformación es preferentemente rígida, similar, afín o proyectiva como se describe más abajo.
  3. Transformar: Aplicar la transformación T a todos los puntos P.

55 Dadas dos superficies, P y Q, y dos conjuntos de puntos,  $\{p_i \in P\}_{i=1}^n$ ,  $\{q_i \in Q\}_{i=1}^n$ , la etapa 2 de este algoritmo busca una transformación T, a partir de una familia de transformaciones (de acuerdo con las posibles familias descritas más abajo) que minimiza el error cuadrático medio,  $\epsilon$ , entre los conjuntos correspondientes:

60

$$\epsilon^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - T(p_i)\|^2$$

65 **Transformación afín y proyectiva**

Para transformaciones proyectivas, definidas como  $T(p) = Ap + t$ ,

5 
$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}$$
 es una matriz 3x3, y 
$$t = \begin{pmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{pmatrix}$$
 es un vector de traslación.

10 Debemos minimizar 
$$\epsilon^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - (Ap_i + t)\|^2.$$
 Denotando 
$$p_i = \begin{pmatrix} x_{i1} \\ x_{i2} \\ x_{i3} \end{pmatrix},$$

15 y 
$$q_i = \begin{pmatrix} y_{i1} \\ y_{i2} \\ y_{i3} \end{pmatrix},$$
 tenemos tres sistemas de ecuaciones:

20

25 
$$\underbrace{\begin{pmatrix} x_{11} & x_{12} & x_{13} & 1 \\ x_{21} & x_{22} & x_{23} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{n1} & x_{n2} & x_{n3} & 1 \end{pmatrix}}_X \underbrace{\begin{pmatrix} a_{j1} \\ a_{j2} \\ a_{j3} \\ t_j \end{pmatrix}}_{a_j} = \underbrace{\begin{pmatrix} y_{1j} \\ y_{2j} \\ \vdots \\ y_{nj} \end{pmatrix}}_{y_j} \quad j = 1, 2, 3$$

30 Dejar una descomposición de valor singular de X para  $X = UDV^T$ . Después sigue  $a_j = VDU^T y_j$

Las transformaciones proyectivas se evalúan de una manera similar al caso afín.

**Transformación de similitud y rígida**

35 Mientras en las transformaciones afines los triángulos se transforman en triángulos, las transformaciones de similitud conservan las proporciones. Buscamos un factor de escala, c, una matriz de rotación 3x3, R, y un vector de

40 translación tridimensional, t, tal como  $T(p) = cRp + t$ , donde el error 
$$\epsilon^2(R, T, c) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - (cRp_i + t)\|^2$$
 se minimiza.

45 Un método adecuado para encontrar la transformación de similitud deseada lo describe Umeyama en "Estimación por mínimos cuadrados de parámetros de transformación entre dos patrones de punto", publicado en *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 13(4):376-380 (1991). Definir el centro de masa de P y Q:

50 
$$\mu_P = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i$$
  

$$\mu_Q = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n q_i$$

Después definir la varianza e los puntos en P y Q:

55 
$$\sigma_P^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|p_i - \mu_P\|^2$$
  
 60 
$$\sigma_Q^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|q_i - \mu_Q\|^2$$

La matriz de covarianza entre dos superficies es

65 
$$\Sigma_{PQ} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (q_i - \mu_Q)(p_i - \mu_P)^T$$

Dejar una descomposición de valor singular de  $\Sigma_{pq}$  be  $\Sigma_{pq} = UDV^T$ , y

5

$$S = \begin{cases} I & \text{if } \det(U) \det(V) = 1 \\ \text{diag}(1,1,-1) & \text{if } \det(U) \det(V) = -1 \end{cases}$$

10

La rotación, traslación y escala de la transformación se dan después con:

15

$$\begin{aligned} R &= USV^T \\ t &= \mu_q - cR\mu_p \\ c &= \frac{1}{\sigma_p^2} \text{trace}(DS) \end{aligned}$$

20

donde el rastro (trace) de una matriz es la suma de sus elementos diagonales.

En el caso de transformación rígida no se aplica escala, de manera que  $c = 1$ .

25

30

35

40

45

50

55

60

65

**Reivindicaciones**

1. Aparato para mapear una estructura (24) en un cuerpo de un sujeto (26), que comprende:  
 5 un dispositivo para formación de imágenes (48), adaptado para capturar una imagen tridimensional (3D) (90) de la estructura que comprende la información de diagnóstico;  
 una sonda (30), adaptada para insertarse en la estructura (24), para generar un mapa geométrico en 3D (38) de la estructura;  
 un procesador (34), acoplado a la sonda (30) y al dispositivo de formación de imágenes (48), y adaptado para registrar la imagen (90) con el mapa (38), de tal manera que cada uno de una pluralidad de puntos de imagen (82)  
 10 en la imagen se identifique con un punto de mapa correspondiente en el mapa; y  
 un monitor (36), acoplado para accionarse con un procesador (34) para mostrar el mapa (38), para que la información de diagnóstico asociada con cada uno de los puntos de imagen (82) se muestre en el punto de mapa correspondiente,  
 donde el procesador (34) está adaptado para:  
 15 registrar (54) la imagen (90) con el mapa (38) aplicando una transformación al menos a uno de la imagen y el mapa para que después de la transformación, la imagen y el mapa tengan un eje común (72) y una escala común, dividir la imagen en una pluralidad de porciones planas paralelas (92), perpendiculares al eje (72) y mutuamente separadas a lo largo del eje, donde la pluralidad de puntos de imagen (82) están situados en las porciones, y encontrar una coordenada axial de cada una de las porciones (92) y una coordenada angular de cada uno de los  
 20 puntos de imagen (82) situados en cada una de las porciones, e identificar cada uno de los puntos de imagen con el punto de mapa que tenga las mismas coordenadas axiales y angulares.
2. El aparato de la reivindicación 1, donde, cuando la estructura (24) comprende una pared (102) que define una cavidad (100), el procesador (34) se adapta para identificar cada uno de los puntos de imagen (82) con el punto de  
 25 mapa encontrando, en la coordenada axial y angular, el punto de imagen (82) que está dentro de una sección de la pared (102).
3. El aparato de la reivindicación 1 o reivindicación 2, que está adaptado para proporcionar un mapa (38) coloreado para reflejar la información de diagnóstico.
- 30 4. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde la información de diagnóstico: está relacionada con el flujo de sangre en la estructura (24); comprende datos de perfusión local; comprende datos metabólicos;  
 35 está relacionado con el uso de una sustancia en tejido de la estructura (24); o está relacionado con el movimiento de la estructura (24).
5. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde, para generar (52) el mapa geométrico (38), la sonda (30) está adaptada para ponerse en contacto con la estructura (24) en una multiplicidad de localizaciones en la estructura, y el procesador (34) está adaptado para registrar las coordenadas de posición de la sonda en las localizaciones.
- 40 6. El aparato de la reivindicación 5, donde la sonda (30) comprende un sensor de posición para su uso en la determinación de las coordenadas de posición.
- 45 7. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, donde la estructura comprende un corazón (24) del sujeto (26), y donde el mapa geométrico (38) comprende un mapa de una superficie de endocardio en un ventrículo del corazón.
- 50 8. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, y que comprende un instrumento médico adaptado para realizar un procedimiento médico en la estructura (24) guiado por la información de diagnóstico mostrada en el mapa (38).
- 55 9. El aparato de la reivindicación 8, donde el instrumento médico está contenido en la sonda (30), que está adaptada para usarse para realizar el procedimiento localmente en localizaciones seleccionadas en el mapa geométrico (38).
10. El aparato de la reivindicación 9, donde el procesador (34) está adaptado para marcar en el mapa geométrico (38) localizaciones en la que se realizó el procedimiento.
- 60 11. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10 para realizar un procedimiento terapéutico.
12. El aparato de la reivindicación 11, donde la información de diagnóstico está relacionada con el flujo de sangre local en la estructura, para realizar un procedimiento terapéutico para mejorar el flujo de sangre local.
- 65 13. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10 para realizar un procedimiento de diagnóstico.

FIG. 1

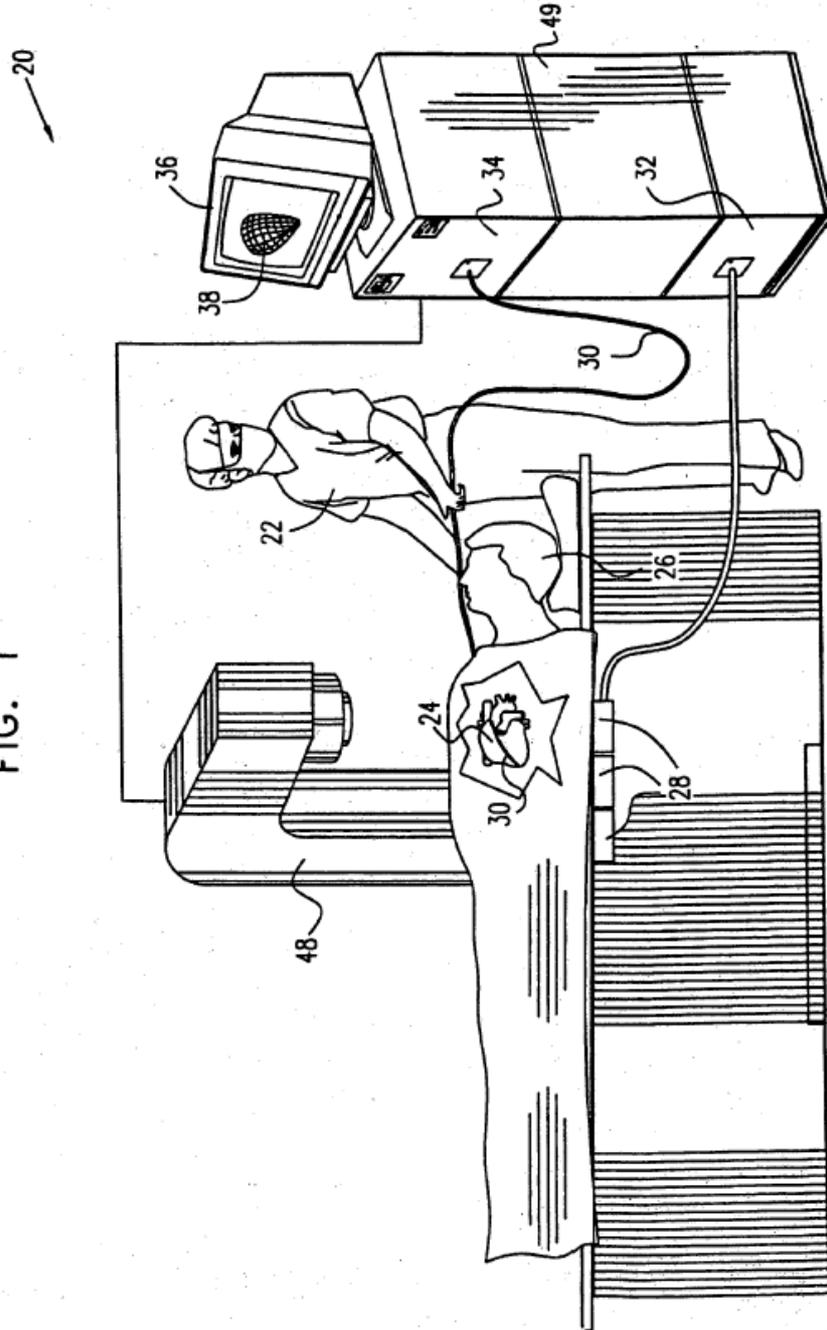


FIG. 2

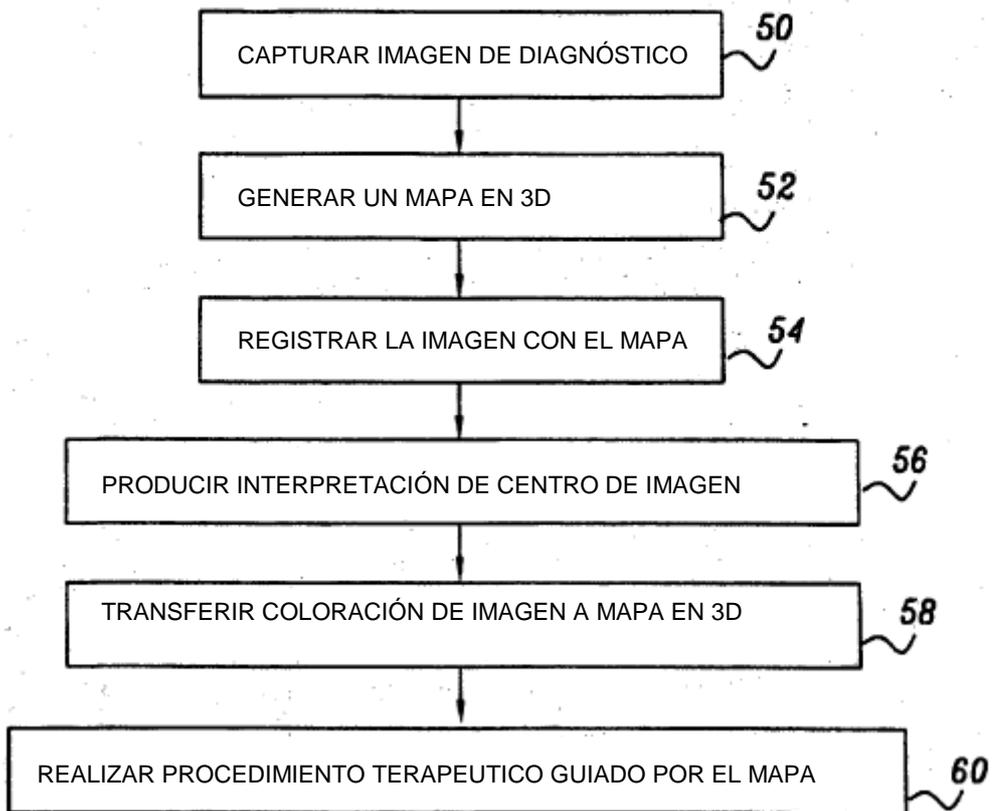


FIG. 3

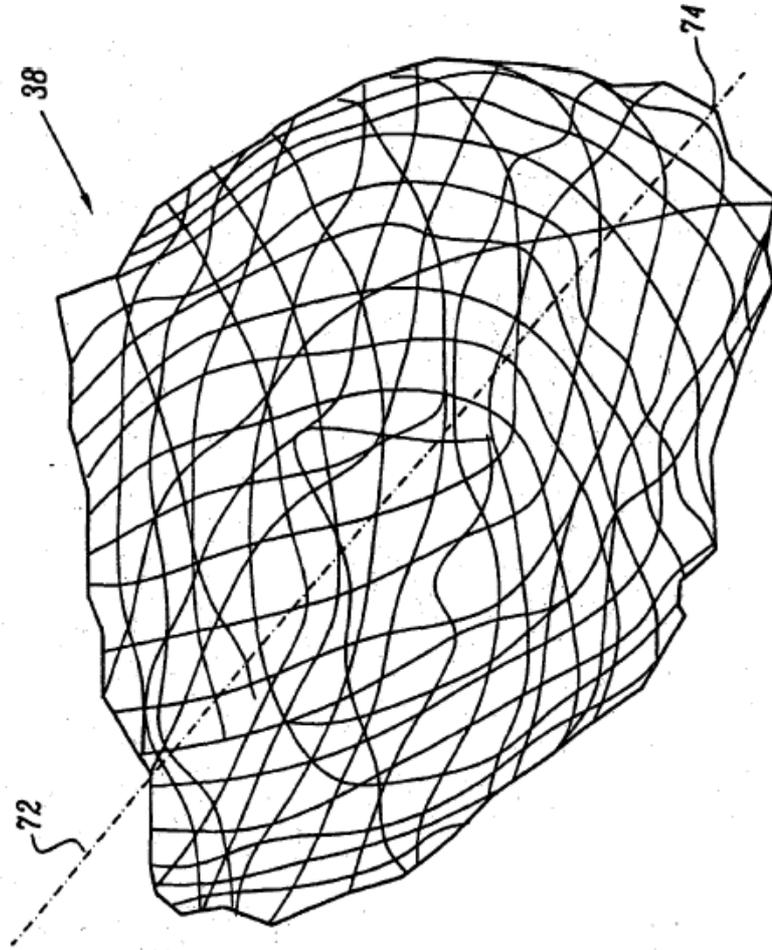
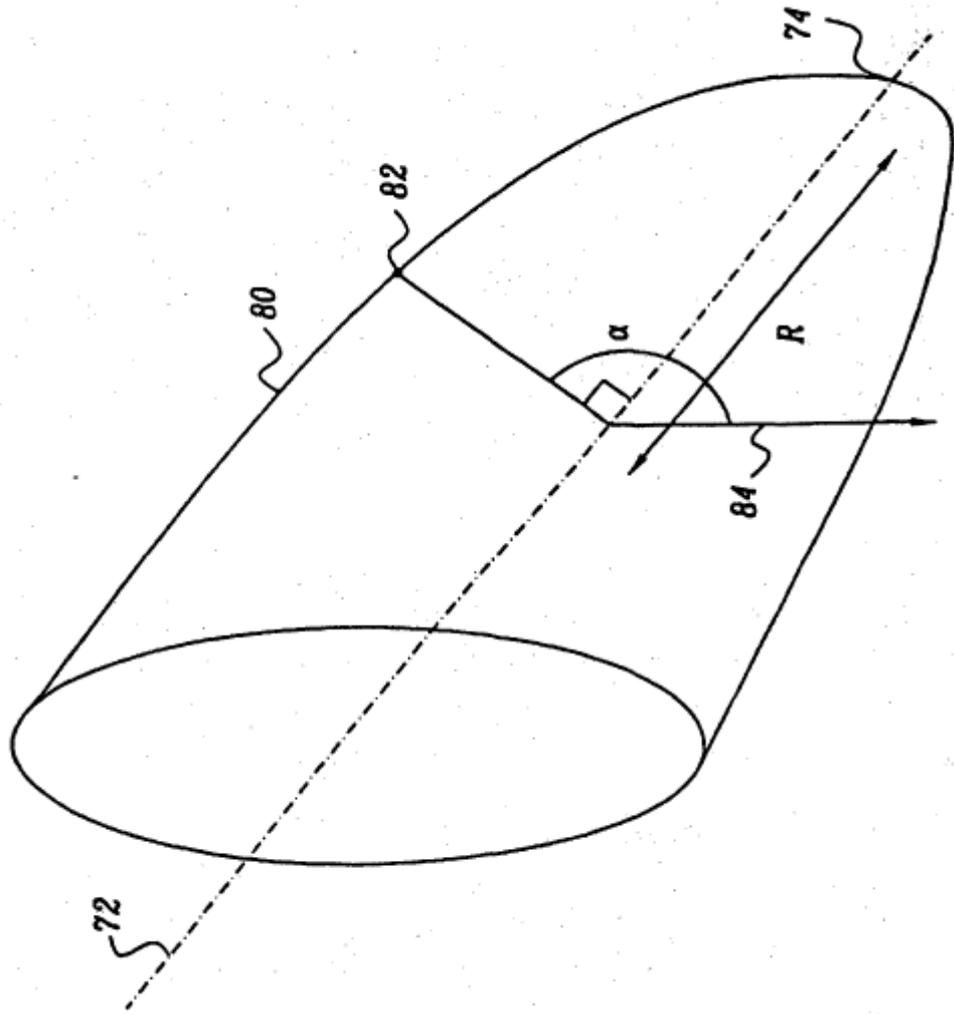


FIG. 4



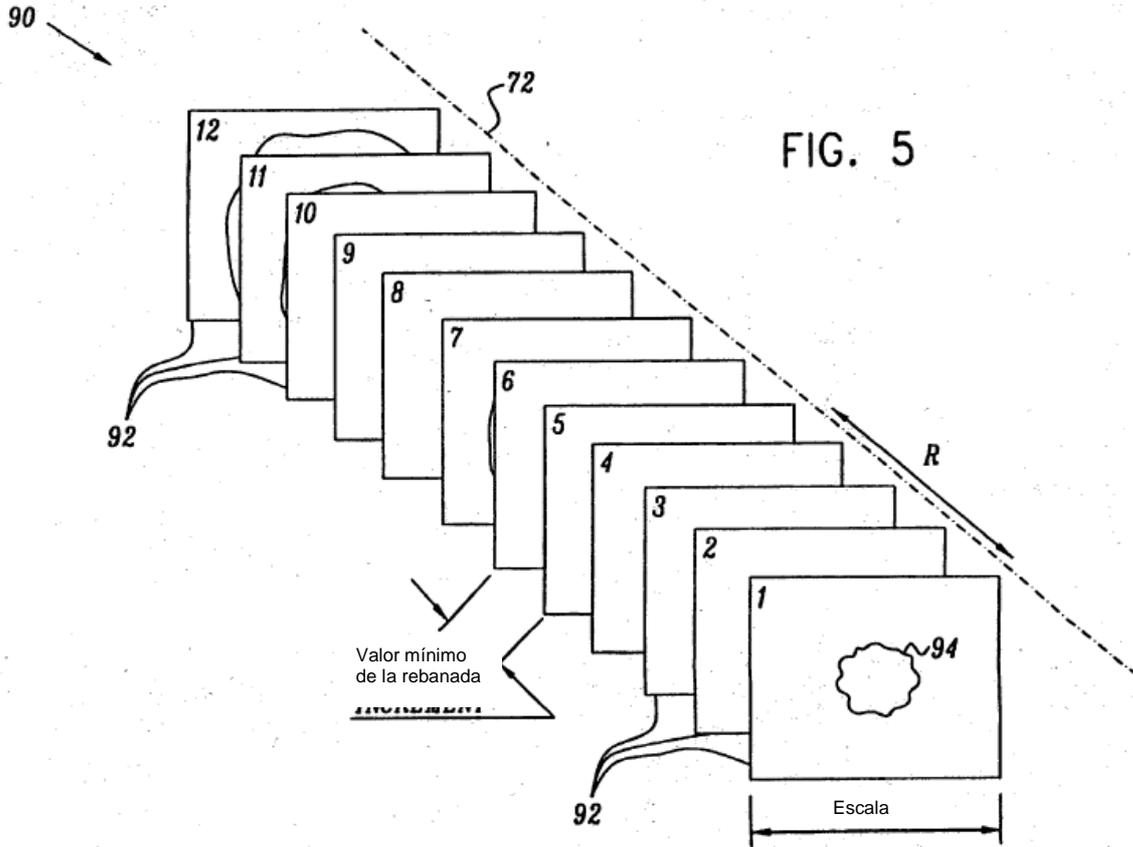
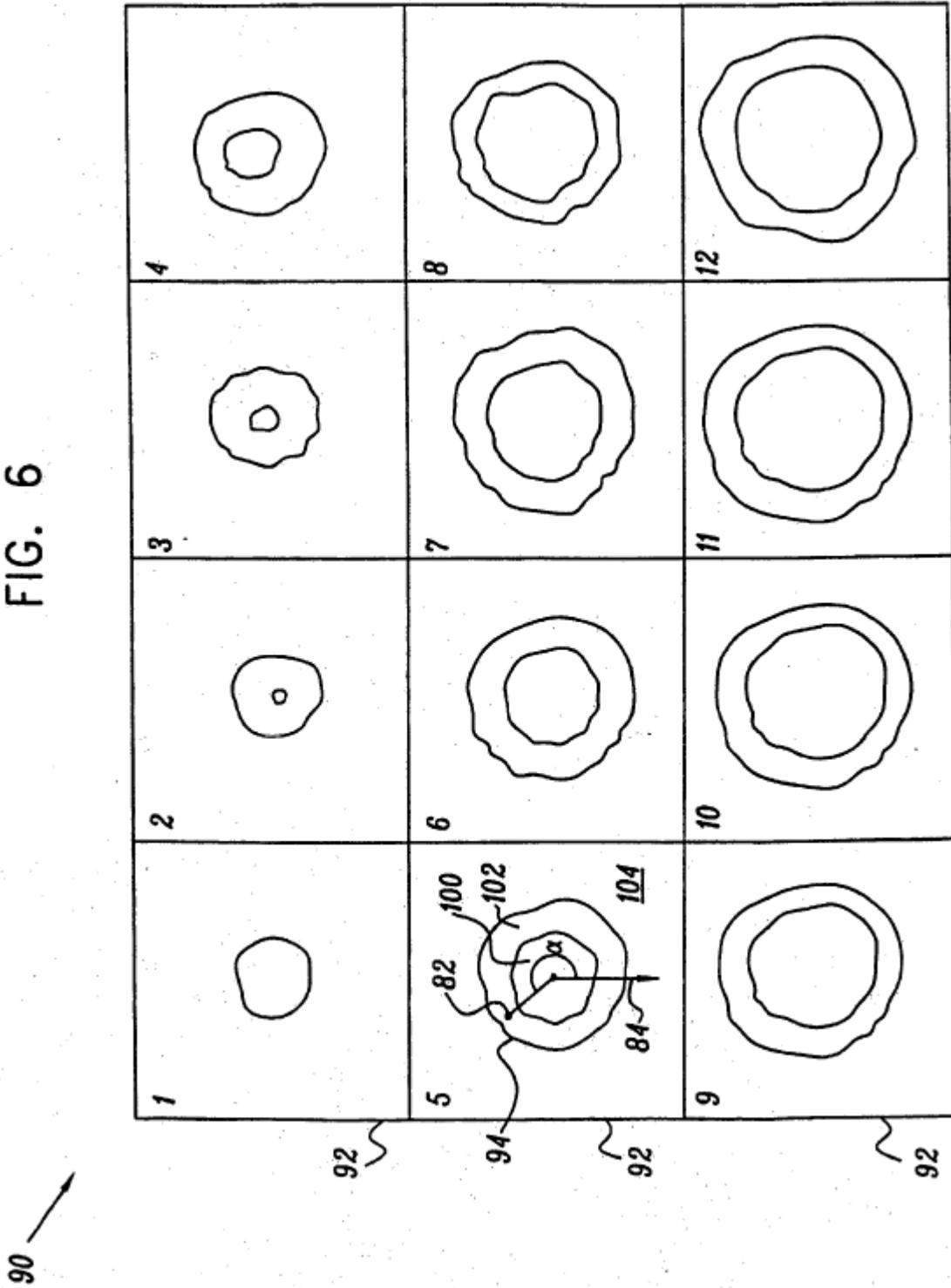


FIG. 6



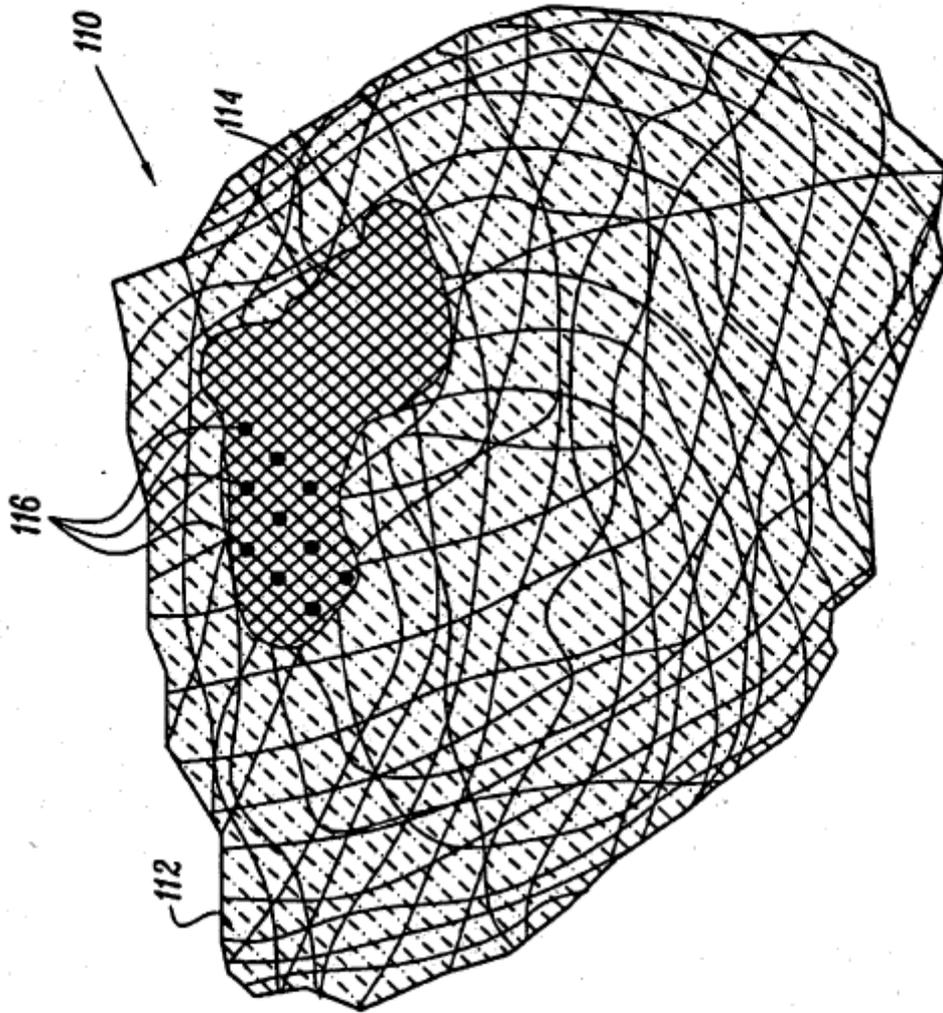


FIG. 7