

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 857 879**

51 Int. Cl.:

**A61B 34/10** (2006.01)

**A61B 34/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.06.2015 E 19196524 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.01.2021 EP 3597134**

54 Título: **Identificación y visualización de espacios entre los sitios de ablación cardíaca**

30 Prioridad:

**02.06.2014 US 201414293400**

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

**29.09.2021**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**BUSTAN, ITAMAR;  
TIMOFEYEV, MICHAEL;  
ZOABI, AKRAM y  
GAFNI, NOAM SEKER**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 857 879 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**

Identificación y visualización de espacios entre los sitios de ablación cardíaca

**5 Campo de la invención**

La presente invención se refiere en general a la ablación cardíaca, y en particular a métodos y sistemas para el mapeo de los sitios de ablación cardíaca.

**10 Antecedentes de la invención**

La ablación por radiofrecuencia (RF) es un procedimiento común para tratar diversos trastornos cardíacos. En la técnica se conocen diversas técnicas de ablación y métodos para visualizar el procedimiento de ablación. Por ejemplo, la publicación de patente de EE.UU. 2013/0116881 describe un sistema que proporciona control de la unidad de ablación cardíaca. El sistema incluye un procesador de entrada para adquirir datos de señales electrofisiológicas de múltiples ubicaciones de tejido de un corazón y datos que indican el grosor del tejido en el tejido múltiple. ubicaciones. Un procesador de señal procesa los datos de la señal electrofisiológica adquirida para identificar la ubicación de sitios de tejido particulares de las ubicaciones de tejido múltiple que exhiben anomalía eléctrica en los datos de señal electrofisiológica adquirida y determina un área de tejido anormal asociado con sitios individuales de los sitios particulares. Un controlador de ablación determina automáticamente las características del pulso de ablación para usar en la ablación de tejido cardíaco en un sitio individual de los sitios de tejido particulares en respuesta a los datos adquiridos que indican el grosor del tejido y el área determinada de anomalía del sitio individual.

La patente US N° 7,001,383, describe un método para extirpar tejido en el corazón de un sujeto durante un procedimiento de ablación. El método incluye aplicar un tratamiento local al corazón en una pluralidad de sitios designados para la ablación. En cada sitio respectivo, se detecta un parámetro que es indicativo de un nivel de ablación en el sitio. El método incluye preferiblemente mostrar un mapa del corazón y designar, en el mapa, durante el procedimiento de ablación, indicaciones de los niveles respectivos de ablación en los sitios, en respuesta a los parámetros detectados respectivos.

La publicación de patente de EE.UU. 2008/0172049, describe un aparato y método para la ablación de tejido en un corazón de un sujeto durante un procedimiento de ablación. El método incluye poner en contacto una punta de catéter de ablación con el tejido del corazón en una pluralidad de sitios designados para la ablación; detectar en cada sitio respectivo una señal de retroalimentación del catéter de ablación indicativa del éxito de la ablación local prevista; almacenar cualquier dato disponible que defina una posición actual de la punta del catéter de ablación en relación con el corazón en el momento de detectar la señal de retroalimentación indicativa de una ablación pretendida fallida para una nueva visita posterior; mostrando un mapa de una región de interés del corazón; y designando, en la visualización del mapa, indicaciones de los sitios correspondientes a cuando la corriente eléctrica requerida está por encima del valor de corriente umbral indicativo de un espacio en una línea o anillo de ablación.

La EP2662049A2 describe el seguimiento de ablación automático.

**Resumen de la invención**

Una realización de la presente invención que se describe en este documento proporciona un procedimiento que incluye recibir localizaciones de varios sitios de ablación formados en una superficie de un corazón. Las distancias entre al menos algunos de los sitios de ablación se miden en función de las ubicaciones. Se identifican uno o más espacios entre los sitios de ablación, que cumplen con un criterio de alerta. Los espacios identificados se indican a un operador. Identificar los espacios incluye detectar los espacios que son más grandes que un primer umbral pero más pequeños que un segundo umbral.

En algunas realizaciones, medir las distancias incluye el escalamiento de una distancia entre el primer y el segundo sitios de ablación por un factor de escalamiento que depende de la calidad de ablación asociada con uno o ambos del primer y el segundo sitios de ablación.

En algunas realizaciones, la medición de las distancias incluye la agrupación de los sitios de ablación en grupos por la conexión de los sitios de ablación adyacentes cuyas distancias son más pequeños que un primer umbral, y la identificación de las diferencias incluye la identificación de las separaciones entre los grupos que son más pequeños que un segundo umbral. En otras realizaciones, agrupar los sitios de ablación incluye calcular iterativamente las distancias desde un grupo dado a uno o más de los sitios de ablación, y agregar un sitio de ablación al grupo dado al encontrar que la distancia desde el sitio de ablación al grupo dado es menor que el primer umbral.

En algunas realizaciones, la medición de las distancias incluye la evaluación de las distancias en función de parámetros de una señal de ablación usada para formar los sitios de ablación. En otras realizaciones, medir las distancias incluye evaluar las distancias dependiendo de los tamaños de los sitios de ablación.

También se proporciona, de acuerdo con una realización de la presente invención, un sistema que incluye una interfaz y un procesador. La interfaz está configurada para recibir ubicaciones de múltiples sitios de ablación formados en la superficie de un corazón. El procesador está configurado para medir distancias entre al menos algunos de los sitios de ablación en función de las ubicaciones, para identificar uno o más espacios entre los sitios de ablación que cumplen un criterio de alerta e indicar los espacios identificados a un operador. El procesador está configurado para identificar los espacios detectando los espacios que son más grandes que un primer umbral pero más pequeños que un segundo umbral.

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

#### Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema para la ablación cardíaca, de acuerdo con una realización de la presente invención;  
 Las Figs. 2A es un diagrama que ilustra una ablación de un corazón, de acuerdo con una realización de la presente invención;  
 La Fig. 2B es un diagrama que ilustra sitios de ablación anotados en una imagen de un corazón, de acuerdo con una realización de la presente invención;  
 Las Figs. 3A-3E son diagramas que ilustran un método para detectar y visualizar espacios de ablación, de acuerdo con una realización de la presente invención; y  
 La Fig. 4 es un diagrama de flujo que ilustra un método para detectar y visualizar espacios de ablación, de acuerdo con una realización de la presente invención.

### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE REALIZACIONES

#### VISIÓN GENERAL

La ablación cardíaca es un procedimiento que localmente se calienta y la ablación de tejido cardíaco en la superficie interior de una cavidad del corazón a fin de aliviar la disfunción cardíaca. Como un médico, típicamente un cardiólogo, realiza la terapia de ablación, el médico típicamente forma lesiones de ablación aplicando energía de RF, p. ej., al tejido cardíaco usando un electrodo de ablación colocado en un extremo distal de un catéter. El electrodo de ablación contacta el endocardio en la cavidad cardíaca en múltiples sitios de ablación discretos a lo largo de una trayectoria predefinida.

El cardiólogo puede controlar el procedimiento por la observación de la posición de la punta del catéter en una imagen del corazón en una pantalla. La posición de la punta del catéter se puede detectar, p. ej., mediante un sistema de seguimiento de posición del catéter o un sistema de imágenes.

Si el cardiólogo crea lesiones de ablación adyacentes que están demasiado separadas, la brecha resultante puede no eliminar completamente las vías eléctricas parasitarias de la onda de activación cardíaca, p. ej., y la disfunción cardíaca puede no aliviarse completamente.

Las realizaciones de la presente invención descritas en el presente documento proporcionan métodos para identificar y visualizar espacios entre sitios de ablación cardíaca. En algunas realizaciones, un procesador de un sistema de mapeo y ablación cardíaca recibe las coordenadas de múltiples sitios de ablación en la superficie del corazón. El procesador luego identifica huecos intolerables entre los sitios de ablación, p. ej., huecos que son mayores que un cierto umbral. El procesador presenta los huecos identificados, para permitir que el médico los elimine.

En algunas realizaciones, se identifica el procesador las lagunas intolerables utilizando un proceso iterativo que mide distancias entre los sitios de ablación y progresivamente racimos ablación sitios en grupos. El proceso generalmente presenta los grupos o grupos resultantes, y enfatiza cualquier brecha intolerable que se encuentre entre ellos.

Mediante el uso de la técnica descrita, el médico está provisto de una pantalla de visualización en tiempo real claro que destaca lugares donde es probable que la calidad de ablación sea insuficiente. Usando tal pantalla, el médico puede volver a visitar los lugares en cuestión y completar el procedimiento de ablación con éxito.

#### DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

La Fig. 1 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema 20 para la ablación cardíaca, de acuerdo con una realización de la presente invención. El sistema 20 comprende una sonda 22, en el presente ejemplo un catéter cardíaco y una consola de control 24. En la realización descrita en el presente documento, se supone a modo de ejemplo que el catéter 22 se usa para la ablación de tejido en un corazón 26 en un paciente 28

que usa un electrodo de ablación colocado cerca de un extremo distal 40 del catéter 22. Alternativamente o adicionalmente, el catéter 22 puede usarse con cualquier otro procedimiento de diagnóstico y/o terapéutico adecuado, tal como mapeo de señal cardíaca electrofisiológica (EP) de una cavidad del corazón 26 de paciente 28 para el diagnóstico de disfunciones cardíacas (no se muestra aquí).

5 La consola 24 comprende un procesador 42, típicamente una computadora de propósito general, con circuitos frontales adecuados para recibir señales de la sonda 22 a través de una interfaz 38 y para controlar los otros componentes del sistema 20 descritos aquí. El procesador 42 puede programarse en software para llevar a cabo las funciones que utiliza el sistema, y el procesador almacena datos para el software en una memoria 50. El software puede descargarse a la consola 24 en forma electrónica, a través de una red, p. ej., o puede proporcionarse en medios tangibles no transitorios, como medios de memoria ópticos, magnéticos o electrónicos. Alternativamente, algunas o todas las funciones del procesador 42 pueden llevarse a cabo mediante componentes de hardware digital dedicados o programables.

15 Un operador 30, típicamente un médico o cardiólogo, inserciones de catéter 22 en el paciente 28 y navega el catéter a través del sistema vascular del paciente. El cardiólogo 30 mueve el extremo distal 40 del catéter 22 en las proximidades de la región diana en el corazón 26 para la ablación.

20 En primer lugar, en relación con la detección y el registro de la posición (es decir, coordenadas) del electrodo de ablación en distal de extremo 40 en el paciente 28 durante la terapia de ablación, una posición de sistema de detección se puede usar para medir la posición de extremo distal 40 del catéter 22 en la cavidad cardíaca en algunas realizaciones. La consola 24 comprende un circuito controlador 34, que acciona generadores de campo magnético 36 colocados en posiciones conocidas externas al paciente 28, p. ej., debajo del torso del paciente.

25 Un sensor de campo magnético, que comprende típicamente bobinas (no se muestra), está unido al catéter 22 cerca del extremo distal 40. El sensor de posición genera señales de posición eléctricas en respuesta a los campos magnéticos de las bobinas, permitiendo de ese modo que el procesador 42 determine las coordenadas, o posición, del extremo distal 40 dentro de la cavidad cardíaca y, por lo tanto, las coordenadas del electrodo de ablación.

30 En otras realizaciones, el sistema 20 puede utilizar técnicas de detección de posición basadas en impedancia (p. ej., tecnologías avanzadas de ubicación del catéter (ACL)) para determinar la posición del extremo distal 40 dentro de la cavidad cardíaca. El sistema 20 en estas realizaciones está configurado para conducir la corriente entre al menos un electrodo de corriente en el extremo distal 40 y una pluralidad de electrodos de la superficie del cuerpo en el paciente 28 (no mostrado en la Fig. 1) típicamente unidos al pecho del paciente por encima del corazón. El procesador 35 42 determina entonces la posición del extremo distal basándose en las corrientes medidas entre la pluralidad de electrodos de la superficie del cuerpo y el al menos un electrodo de corriente en el extremo distal 40. Además, alternativamente, el sistema 20 puede determinar la posición del extremo distal 40 (y así del electrodo de ablación) de cualquier otra forma adecuada.

40 En relación con la ablación por RF, la consola 24 también comprende un generador de señal de RF, que se utiliza para aplicar una señal de RF al electrodo de ablación en el extremo distal 40 del catéter 22. Cuando el electrodo entra en contacto con el tejido cardíaco, la señal de RF se calienta localmente e induce una necrosis local del tejido cardíaco en el sitio de ablación. El sistema de detección de posición, o un sistema de imágenes como ultrasonido, fluoroscopia o resonancia magnética (MRI), p. ej., registra la posición de los múltiples sitios de ablación formados por el electrodo de ablación durante el procedimiento.

50 El procesador 42 muestra una imagen 44 del corazón 26 con las posiciones registradas de los múltiples sitios de ablación, posiblemente superpuestos con mediciones locales de la señal electro-cardíaca en la superficie simulada, al cardiólogo 30 en una pantalla 46.

La interfaz 38 está configurada para transmitir las coordenadas de los múltiples sitios de ablación formados por el electrodo de ablación al procesador 42. En algunas realizaciones, la interfaz puede configurarse para recibir señales de las señales del sensor de campo magnético indicativas de las coordenadas del electrodo de ablación colocado cerca del extremo distal 40 del catéter 22. El procesador 42 calcula entonces la posición del extremo distal 55 40 (p. ej., las coordenadas de posición del electrodo de ablación).

60 En otras realizaciones, la interfaz puede estar configurada para recibir las coordenadas de los sitios de ablación registrados por cualquier sistema de formación de imágenes adecuado (p. ej., ultrasonido, fluoroscopia, MRI, etc.). El procesador 42 puede recibir las coordenadas de los sitios de ablación múltiples por cualquier método adecuado para usar las coordenadas para identificar espacios de ablación según las realizaciones descritas en este documento.

65 Por último, el sistema 20 puede comprender también mapeo de señal cardíaca EP, que puede ser utilizado para evaluar la eficacia de la terapia de ablación en tiempo real. El catéter 22 también puede comprender uno o más electrodos de mapeo cerca del extremo distal del catéter para medir las señales electrocardíacas en uno o más puntos

de contacto respectivos con el tejido cardíaco. El procesador 42 usa la posición de las coordenadas distales de los puntos del mapa para construir una superficie simulada de la cavidad cardíaca, o cámara, en cuestión. El procesador 42 luego combina las mediciones de potencial eléctrico de los puntos del mapa con la superficie simulada para producir un mapa de los potenciales superpuestos en la superficie simulada. El sistema 20 puede usar fluoroscopia o resonancia magnética (MRI), p. ej., para sincronizar imágenes del corazón con el mapeo EP en el sistema de detección de posición del catéter.

Se implementa este método de detección de posición, p. ej., en el sistema CARTO™, producido por Biosense Webster Inc. (Diamond Bar, California) y se describe en detalle en las patentes US 5,391,199, 6,690,963, 6,484,118, 6,239,724, 6,618,612 y 6,332,089, en la publicación de patente PCT WO 1996/05768, y en las publicaciones de solicitud de patente de EE.UU. 2002/0065455, 2003/0120150 y 2004/0068178. El módulo VisiTag™, producido por Biosense Webster Inc. (Diamond Bar, California), proporciona una representación visual de las lesiones de ablación para ayudar al cardiólogo en la estrategia de ablación al mostrar diferentes parámetros de la formación de la lesión.

Las realizaciones mostradas en la Fig. 1 son meramente para mayor claridad visual y no a modo de limitación de las realizaciones de la presente invención. El sistema 20 no está limitado a la ablación por RF, que se utiliza en todo el presente como un ejemplo en este documento. Se puede utilizar cualquier otra terapia de ablación cardíaca adecuada, como la ablación láser focalizada o la ablación por ultrasonido. El catéter 22 no está limitado a un electrodo de ablación colocado en el extremo distal 40, sino que puede comprender cualquier número adecuado de electrodos de ablación ubicados en cualquier posición adecuada a lo largo del cuerpo del catéter 22. El catéter puede comprender, p. ej., un catéter de lazo que tiene múltiples electrodos de ablación distribuido a lo largo de su extremo distal.

#### IDENTIFICACIÓN DE LAGUNAS EN LOS SITIOS DE ABLACIÓN CARDIACA

Durante el procedimiento de ablación, el cardiólogo 30 típicamente ablate el tejido cardíaco discretamente, sitio por sitio, usando el electrodo de ablación. En algunos casos, el cardiólogo 30 puede pasar por alto una región en el tejido cardíaco durante la ablación a lo largo de la trayectoria espacial planificada de los sitios de ablación, la región perdida denominada en el presente documento un hueco. Si hay lagunas, el procedimiento no puede aliviar la disfunción cardíaca. Por lo tanto, identificar las brechas entre las lesiones de ablación y alertar al cardiólogo son muy beneficiosas para ayudar al cardiólogo a evaluar la efectividad general del procedimiento de ablación y mejorarlo según sea necesario.

La Fig. 2A es un diagrama que ilustra la ablación del corazón 26, de acuerdo con una realización de la presente invención. El electrodo de ablación en el extremo distal 40 (mostrado en negro en la Fig. 2A) del catéter 22 contacta la cavidad cardíaca en múltiples sitios de ablación 100 para inducir necrosis local del tejido cardíaco. Una lesión se forma en cada sitio de ablación 100.

El uso de seguimiento de la posición de un sensor de posición en el extremo distal 40, o los sistemas de imágenes como se describe anteriormente, el procesador 42 registra de las posiciones de múltiples de sitios de ablación 100 como cardiólogo 30 forma las múltiples lesiones en la superficie de la cavidad de calor con el electrodo de ablación. La posición de los sitios de ablación 100 se puede mostrar al cardiólogo 30 en tiempo real en la imagen 44 del corazón 26 en la pantalla 46. Electrodo de mapeo EP cerca de la zona distal. El extremo del catéter 22 o en un catéter separado (no mostrado en la Fig. 1) puede usarse para controlar los cambios en las señales electrocardíacas medidas en uno o más electrodos de mapeo como se describió previamente en respuesta a la terapia de ablación.

La Fig. 2B es un diagrama que ilustra los sitios de ablación anotados 100 en la imagen 44 de un corazón 26, de acuerdo con una realización de la presente invención. La Fig. 2B muestra una vista ampliada de la región de ablación en la Fig. 2A en un recuadro 90 de los sitios de ablación 100 después del procesamiento por el procesador 42. Un algoritmo de ejemplo para producir esta vista se describe en las Figs. 3A-3E a continuación.

El ejemplo de la Fig. 2B muestra sitios de ablación 100 como círculos. Algunos de los sitios de ablación están conectados por las líneas 120. Cada grupo de sitios de ablación 100 que están interconectados por las líneas 120 se conoce como un grupo o grupo de sitios. Los espacios intolerables 110 entre los sitios de ablación están marcados en la Fig. 2B con líneas en negrita 125 (y resaltados de acuerdo con el médico).

En la presente realización, una brecha intolerable se define como una separación entre los sitios de ablación o clusters que es mayor que un umbral de distancia adyacente (ADT) pero más pequeño que un umbral fuera de grupo (OOG). La razón detrás de este esquema de doble umbral es que las brechas muy grandes (> OOG) probablemente sean intencionales. Como tal, las separaciones que son más grandes que el umbral de OOG no se consideran brechas intolerables y, por lo general, no se resaltan para el médico. Un ejemplo de tal separación A se muestra en la figura como un soporte 115.

Los diagramas de las Figs. 2A y 2B se representan simplemente por claridad conceptual y no como limitación

de las realizaciones de la presente invención. Las longitudes del soporte ADT 110 y el soporte OOG 115 (p. ej., los valores de estos parámetros) son meramente a modo de ejemplo, y el cardiólogo puede elegir que sean cualquier valor adecuado. Los valores típicos de ADT y OOG (p. ej., soporte ADT 110 y soporte OOG 115) son 5 mm y 20 mm, respectivamente.

5 Obsérvese que en la Fig. 2B, los diámetros de las lesiones se muestran en múltiples sitios de ablación 100 formados por el electrodo de ablación en el extremo distal 40 del catéter 22 para ser más o menos del mismo diámetro, por el bien de la claridad. En realizaciones alternativas, los diámetros de los sitios de ablación 100 pueden diferir entre sí, p. ej., dependiendo de los parámetros de ablación (p. ej., tiempo de ablación o potencia de señal de ablación) establecidos para cada sitio de ablación.

10 En algunas realizaciones, las distancias medidas entre los sitios de ablación 100 (p. ej., las líneas 120) no consideran que el diámetro sitio. Por ejemplo, las distancias pueden calcularse entre los centros del sitio de ablación. En otras realizaciones, las distancias medidas entre los sitios de ablación 100 dependen de los diámetros del sitio. 15 Por ejemplo, para los mismos centros del sitio de ablación, la distancia entre las lesiones de diámetro grande es menor que la distancia entre las lesiones de diámetro pequeño.

En algunas realizaciones, el procesador 42 escala la distancia física medida entre los sitios de ablación por un factor de escala que depende de la calidad de ablación (también referido como índice de ablación) de uno o ambos de los sitios de ablación. Como resultado, los sitios de ablación de baja calidad se interpretarán como más separados que los sitios de alta calidad.

Las Figs. 3A-3E son diagramas que ilustran un flujo algorítmico para detectar y visualizar huecos de ablación, de acuerdo con una realización de la presente invención. En la Fig. 3A, el procesador 42 recibe y registra las posiciones de varios sitios de ablación 100.

En el primer paso del flujo de algoritmo, el procesador 42 examina una cierta región 130. Para cada sitio de ablación 100, las búsquedas de procesador para el sitio de ablación vecino más cercano que no tiene un vecino más cercano. Si la distancia entre los dos sitios de ablación es menor que el umbral de distancia adyacente (ADT), el procesador 42 los marca como pares. Estas distancias están conectadas con las líneas 120 como se muestra en la Fig. 3B. Al final del primer paso, todos los sitios de ablación 100 se agrupan en pares conectados o permanecen sin emparejar. Tenga en cuenta que este paso no marca inherentemente cada par de sitios de ablación que están más cerca del umbral de ADT.

En el segundo paso del algoritmo, el procesador 42 conecta los grupos (incluyendo sitios desapareados individuales 100 que se considera como racimos de sitio único) que están más cerca entre sí que el umbral ADT. Este paso se muestra en la Fig. 3C. En este paso, algunas de las distancias 155 (entre un clúster de un solo sitio y un clúster de varios sitios) se calculan entre los sitios 100 y los puntos intermedios 145 en las líneas 120. Este proceso de agrupamiento generalmente continúa hasta alcanzar la estabilidad, es decir, hasta que sea imposible encontrar nuevos pares de grupos para conectarse. El paso del algoritmo de la Fig. 3C produce múltiples grupos 140 que están separados entre sí por al menos el umbral ADT (ya que de lo contrario se habrían conectado).

En el tercer y último paso, se muestra en la Fig. 3D, el procesador 42 identifica las lagunas 110 entre las agrupaciones adyacentes 140, que son menores que el umbral OOG. Las brechas identificadas están marcadas con líneas en negrita o de relieve de otro modo en la pantalla 46 como lagunas intolerables 125.

Los espacios entre grupos de sitios de ablación que están separados por más que el umbral OOG son típicamente no marcadas y no se consideran lagunas intolerables. La Fig. 3E muestra un escenario de este tipo. La figura muestra dos regiones 130 y 160. La separación entre los grupos más cercanos en las dos regiones (marcadas como un espacio 115) es mayor que el umbral OOG. Como tal, el espacio 115 no está marcado y no se considera intolerable.

Los diagramas mostrados en las Figs. 3A-3E se representan simplemente por claridad conceptual al ilustrar las técnicas descritas, y no a modo de limitación de las realizaciones de la presente invención. En realizaciones alternativas, el procesador 42 puede usar cualquier otro algoritmo adecuado para identificar huecos 125. Por ejemplo, cualquier punto de referencia adecuado basado en las coordenadas de múltiples sitios de ablación 100 puede usarse para calcular distancias entre sitios de ablación adyacentes para identificar huecos. Las técnicas divulgadas no se limitan a la distancia de centro a centro o puntos intermedios 145 como se describió anteriormente.

La Fig. 4 es un diagrama de flujo que ilustra un método para detectar la presencia de espacios de ablación, de acuerdo con una realización de la presente invención. El método comienza con el médico 30 realizando la ablación en múltiples sitios de ablación 100 a lo largo de una trayectoria deseada en la superficie interna del corazón 26, en un paso de ablación 200. En un paso de entrada de ubicación 204, el procesador 42 recibe a través de la interfaz 38 las ubicaciones (p. ej., coordenadas) de los sitios de ablación 100. Como se indicó anteriormente, las ubicaciones de los sitios de ablación 100 pueden recibirse de cualquier fuente adecuada, como un sistema de seguimiento de posición

magnético o un sistema de imágenes (p. ej., ultrasonido).

5 En una etapa de medición de distancia 208, el procesador 42 mide las distancias entre los sitios de ablación y/o grupos de sitio, como se demuestra por las Figs. 3A-3E arriba. En un sitio que muestra la etapa 208, el procesador 42 muestra los sitios de ablación agrupados en la pantalla 46.

10 En un paso de comprobación de espacio 216, el procesador 42 comprueba la presencia de vacíos intolerables entre los sitios de ablación en clúster. En el presente ejemplo, el procesador 42 verifica si alguno de los espacios es mayor que el umbral ADT pero menor que el umbral OOG. Alternativamente, sin embargo, se puede utilizar cualquier otro criterio de alerta adecuado para identificar una brecha como intolerable.

15 Si no se encontraron huecos intolerables, el método vuelve al paso 200 anterior. Si se descubriera que uno o más espacios son intolerables, el procesador 42 marca los espacios identificados en la pantalla 46, en un paso de marcado 220. Se pueden usar cualquier medio visual adecuado para este propósito. El método luego vuelve al paso 200 anterior, en donde el médico opcionalmente forma sitios de ablación adicionales 100 en los espacios identificados.

20 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 se ha descrito anteriormente. Por el contrario, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las diversas características descritas anteriormente, así como variaciones y modificaciones de las mismas que les ocurrirían a los expertos en la materia al leer la descripción anterior y que no se describen en el estado de la técnica. Los documentos citados en la presente solicitud de patente deben considerarse una parte integral de la solicitud, excepto que, en la medida en que los términos se definan en estos documentos de manera que entren en conflicto con las definiciones hechas explícita o implícitamente en la presente especificación, solo se deben considerar las definiciones en la presente especificación.

25

30

35

40

45

50

55

60

65

**REIVINDICACIONES**

1. Un método que comprende:

5 recibir (204) localizaciones de múltiples sitios de ablación formados sobre una superficie del corazón;  
**caracterizado por:**  
 medir (208) distancias (110, 115, 120) entre por lo menos algunos sitios de ablación (100) en base a las  
 10 localizaciones;  
 identificar (216) uno o más espacios (120) entre los sitios de ablación (100) que cumplen un criterio de alerta,  
 en donde identificar los espacios comprende detectar los espacios (120) que son más grandes que un primer  
 umbral pero más pequeños que un segundo umbral; y  
 indicar (220) los espacios identificados (120) a un operador.

15 **2.** El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde los espacios identificados (120) son espacios intolerables  
 (125), y en donde el primer umbral es un Umbral de Distancia Adyacente y el segundo umbral es un umbral de Fuera de  
 Grupo.

20 **3.** El método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el Umbral de Distancia Adyacente y el umbral de Fuera de  
 Grupo son especificados por el operador.

**4.** El método de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además escalar una distancia entre el primer y el  
 25 segundo sitios de ablación (100) mediante un factor de escalamiento que depende de la calidad de ablación asociada  
 con uno o ambos del primer y el segundo sitios de ablación.

**5.** El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde medir las distancias comprende agrupar los sitios de  
 30 ablación (100) en grupos conectando sitios de ablación adyacentes (101) cuyas distancias son más pequeñas que un  
 primer umbral, y en donde identificar los espacios (120) comprende identificar separaciones entre grupos que son más  
 pequeños que un segundo umbral.

**6.** El método de acuerdo con la reivindicación 5, en donde agrupar los sitios de ablación (100) comprende calcular  
 iterativamente las distancias de una agrupación dada (140) para uno o más de los sitios de ablación (100), y añadir  
 un sitio de ablación para la agrupación dada (140) tras encontrar que una distancia desde un sitio de ablación (100)  
 35 hasta la agrupación dada (140) es más pequeña que el primer umbral.

**7.** El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde medir las distancias comprende: evaluar las distancias  
 dependiendo de parámetros de una señal de ablación usada para formar los sitios de ablación (100); o evaluar las  
 distancias dependiendo de los sitios de ablación (100).

40 **8.** Un sistema (10), que comprende:

una interfaz (35), que está configurada para recibir localizaciones de múltiples sitios de ablación (100) formados  
 sobre una superficie del corazón; y  
 un procesador (42);  
 45 **caracterizado porque** el procesador (42) está configurado para medir distancias entre por lo menos algunos de  
 los sitios de ablación (100) en base a las localizaciones, para identificar uno o más espacios (120) entre los sitios  
 de ablación (100) que cumplen un criterio de alerta, y para identificar los espacios identificados (120) a un operador  
 (30),  
 50 en donde el procesador (42) está configurado para identificar los espacios (120) detectando los espacios (120)  
 que son más grande que un primer umbral pero más pequeños que un segundo umbral.

**9.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 8, en donde los espacios identificados (120) son espacios intolerables,  
 y en donde el primer umbral es un Umbral de Distancia Adyacente y el segundo umbral es un umbral de Fuera de  
 Grupo.

55 **10.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en donde el Umbral de Distancia Adyacente y el umbral de Fuera  
 de Grupo son especificados por el operador.

**11.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 8, en donde el procesador (42) está configurado para escalar una  
 60 distancia entre el primer y el segundo sitios de ablación (100) mediante un factor de escalamiento que depende de la  
 calidad de ablación asociada con uno o ambos del primer y el segundo sitios de ablación (100).

**12.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 8, en donde el procesador (42) está configurado para agrupar los sitios  
 de ablación (100) en grupos conectando sitios de ablación adyacentes (101) cuyas distancias son más pequeñas que  
 un primer umbral, y para identificar separaciones entre grupos que son más pequeños que un segundo umbral.

5 **13.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 12, en donde el procesador (42) está configurado para los sitios de ablación calculando iterativamente las distancias de una agrupación dada (140) para uno o más de los sitios de ablación (100), y añadiendo un sitio de ablación (100) para la agrupación dada (140) tras encontrar que una distancia desde un sitio de ablación (100) hasta la agrupación dada (140) es más pequeña que el primer umbral.

10 **14.** El sistema de acuerdo con la reivindicación 8, en donde el procesador (42) está configurado para evaluar las distancias dependiendo de: parámetros de una señal de ablación usada para formar los sitios de ablación (100); o tamaños de los sitios de ablación (100).

15

20

25

30

35

40

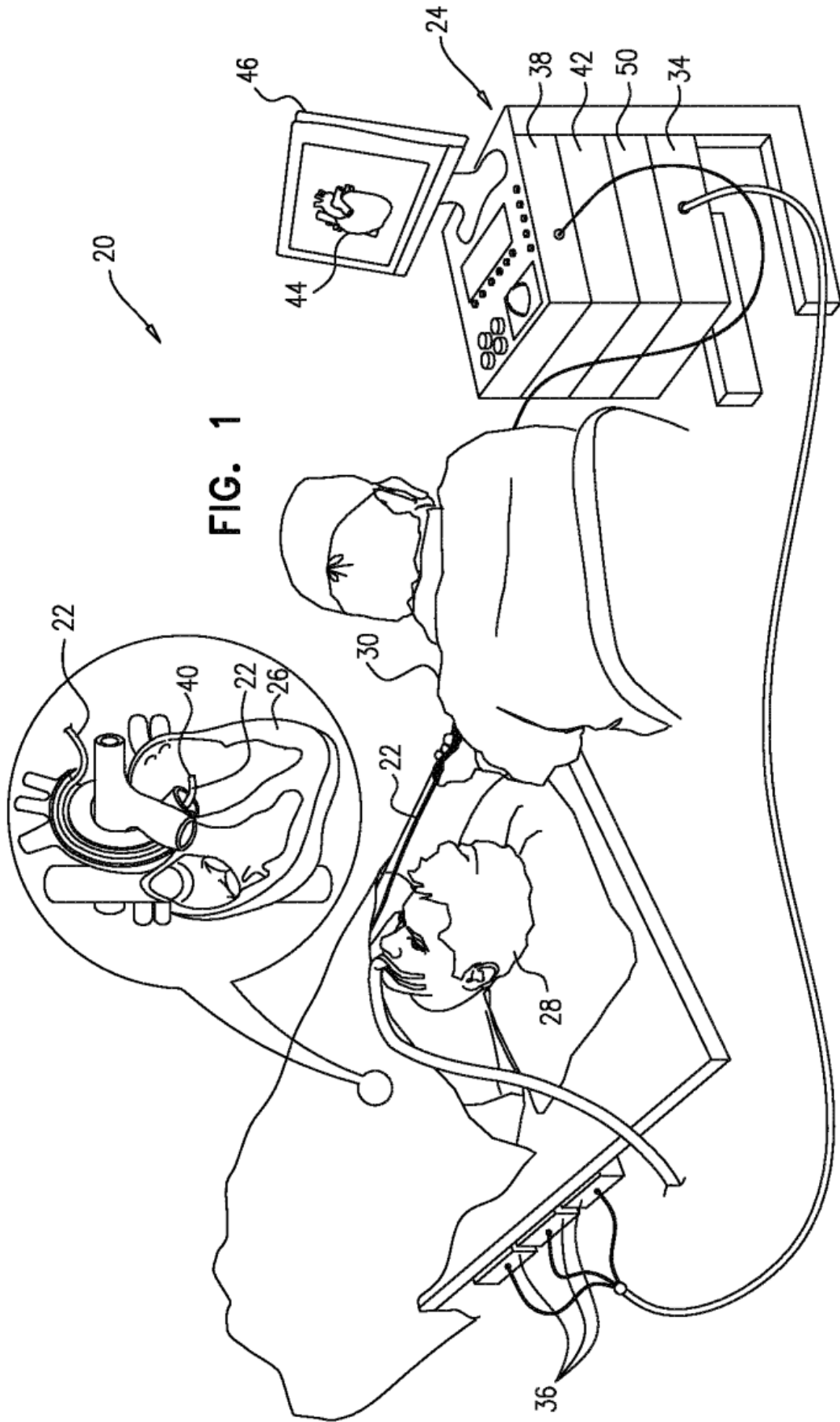
45

50

55

60

65



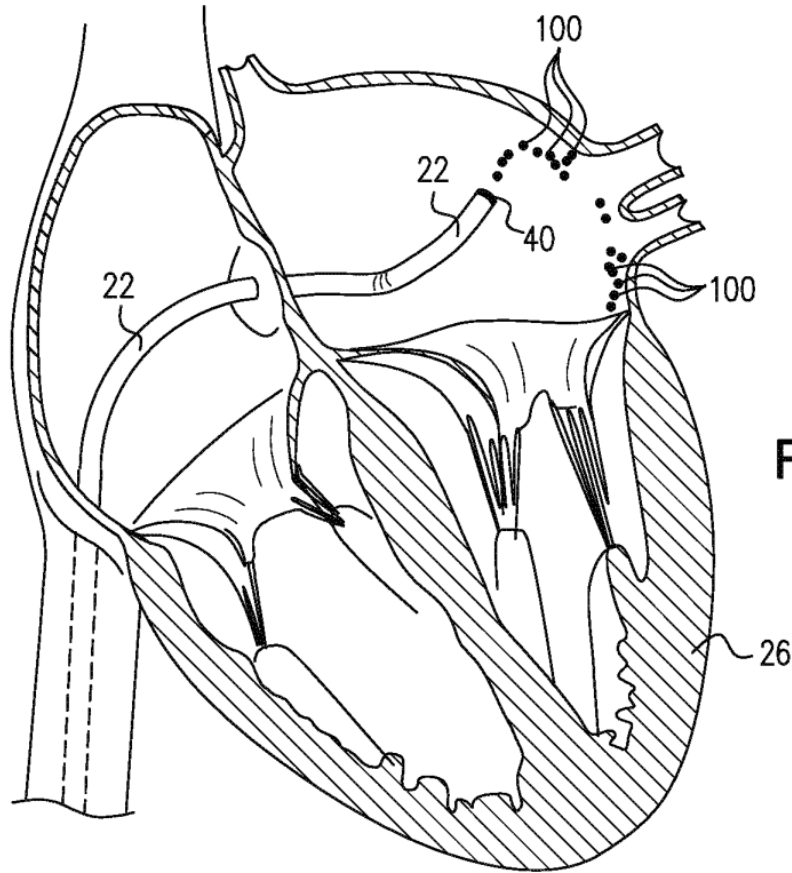


FIG. 2A

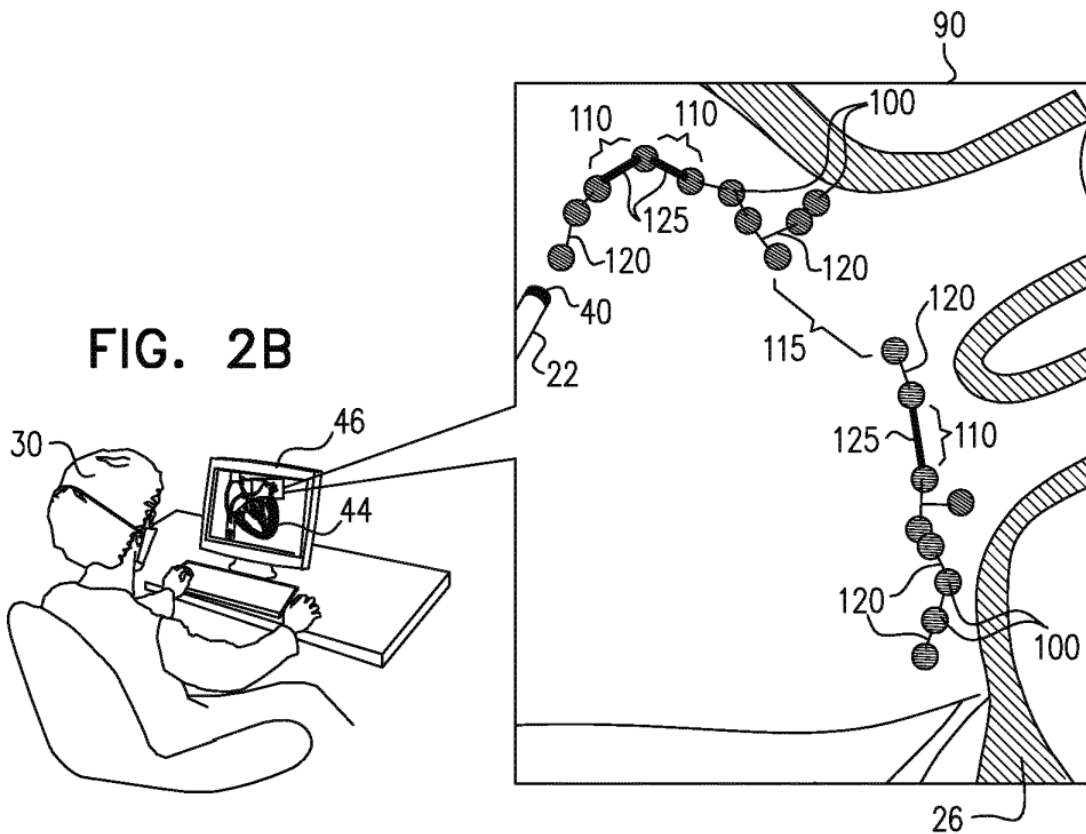
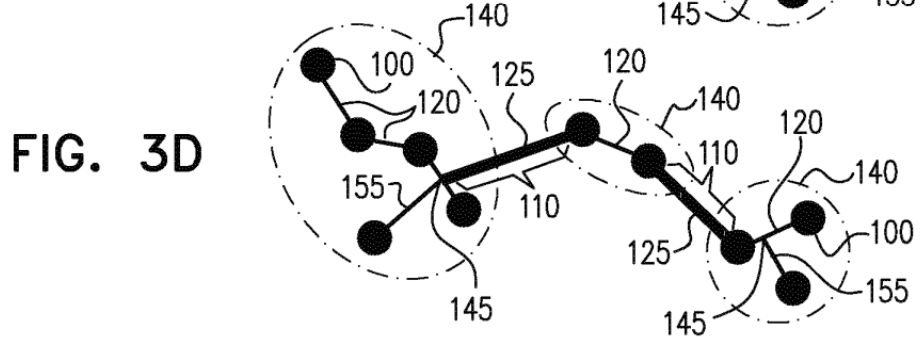
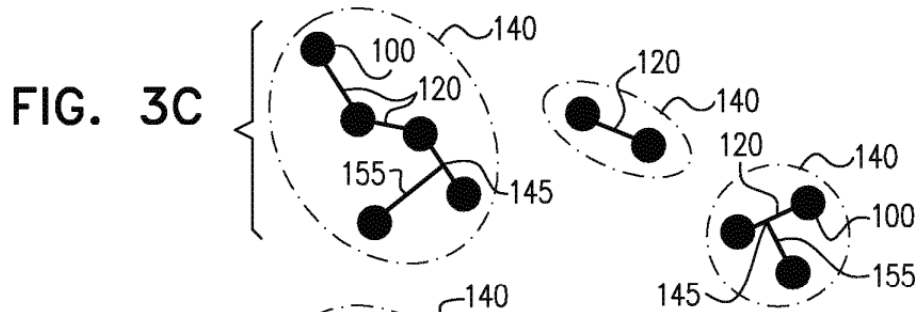
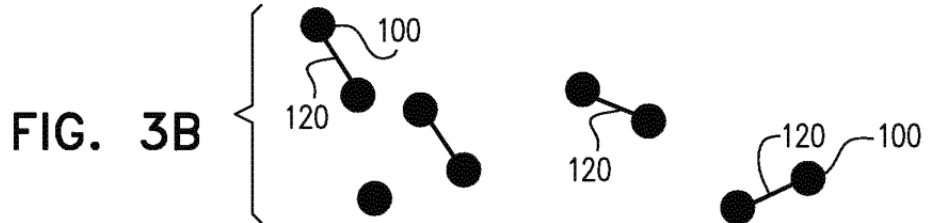
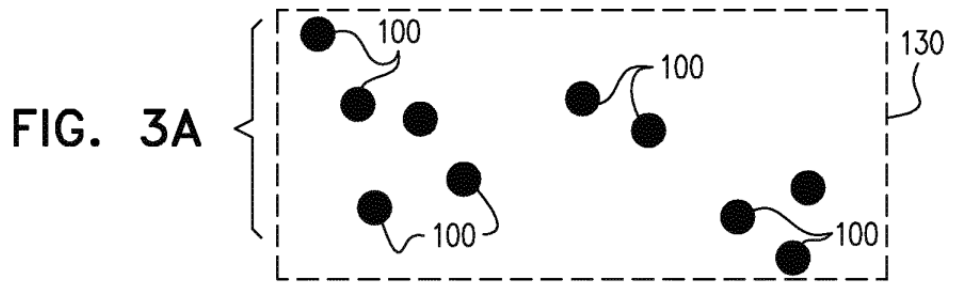


FIG. 2B



**FIG. 3E**

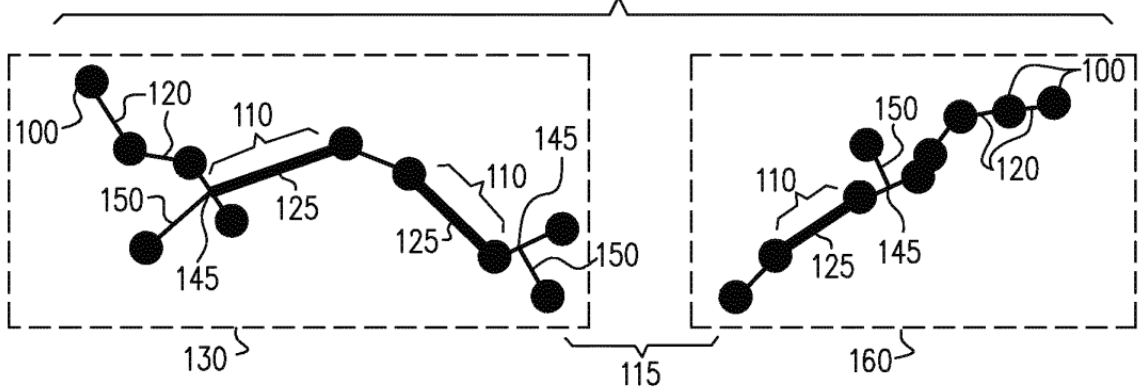


FIG. 4

