

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 763 809**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 90/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.02.2018** **E 18158811 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.10.2019** **EP 3366249**

54 Título: **Lente en catéter de balón**

30 Prioridad:

28.02.2017 US 201715444521

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

01.06.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

GLINER, VADIM

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 763 809 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).

DESCRIPCION

Lente en catéter de balón

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere en general a catéteres, y específicamente a una cámara unida a un catéter de balón.

10 ANTECEDENTES

Los catéteres de balón se usan para la ablación de tejido al tener electrodos sobre la superficie de un balón inflado que contacta con el tejido, como el tejido cardíaco, para ser sometido a ablación. Una vez que se ha establecido el contacto, se pasa corriente entre los electrodos y el tejido, el calor generado por la corriente realiza la ablación del tejido.

La Patente de Estados Unidos 8.760.767 describe un montaje de lente de fluido no redonda, que incluye una lente rígida no redonda y una membrana flexible unida a la lente rígida no redonda, de tal manera que se forma una cavidad entre la lente rígida no redonda y la membrana flexible.

La Patente de Estados Unidos 7.929.218 describe una lente que incluye un recipiente, un primer fluido dieléctrico que se mantiene en el recipiente, un segundo fluido dieléctrico que se mantiene en el recipiente, y una capa límite de fase entre el primer y el segundo fluido.

La Patente de Estados Unidos 7.083.614 describe un reflector ultrasónico plegable, que incorpora un balón reflector lleno de gas, un balón estructural lleno de líquido con un transductor ultrasónico dispuesto dentro del balón estructural.

La Patente de Estados Unidos 7.326.201 describe un reflector ultrasónico plegable, que incorpora un balón reflector lleno de gas, un balón estructural lleno de líquido con un transductor ultrasónico dispuesto dentro del balón estructural.

La Patente de Estados Unidos 7.540.846 describe un aparato y métodos para extirpar tejido que rodea una estructura anatómica tubular, como la pared de un vaso sanguíneo o tejido prostático que rodea la uretra.

La Patente de Estados Unidos 8.475.442 describe un montaje ultrasónico adecuado para la fijación a un catéter, por ejemplo, para tratamiento médico.

La Patente de Estados Unidos 9.186.485 describe un catéter de balón para administrar un agente terapéutico y/o diagnóstico al tejido, que incluye un balón externo que tiene una pared con una abertura a través del mismo y un balón interno dispuesto en el balón externo.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos 20040039242 describe una fuente de luz que emite radiación electromagnética que tiene longitudes de onda dentro del espectro visible.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos 20060058711 describe un aparato y métodos para extirpar tejido que rodea una estructura anatómica tubular, como la pared de un vaso sanguíneo o tejido prostático que rodea la uretra.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos 20060155269 describe un aparato para tratar arritmias cardíacas.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos 20100256629 describe métodos y dispositivos para el tratamiento del ostium. Los ejemplos de tales dispositivos incluyen balones inflables que tienen uno o más poros elevados a lo largo de una parte distal que actúan como conductos para proporcionar flujo salino desde el balón para facilitar la visualización del tejido contactado, así como proporcionar una ruta de conducción para el suministro de energía. El montaje puede comprender una membrana externa unida en su extremo proximal y extremo distal a un catéter. Una membrana interna puede estar unida al catéter a lo largo de su extremo proximal y distal mientras está contenida completamente dentro de la membrana externa de tal manera que se forme un espacio anular entre las membranas externa e interna. Puede proporcionarse fluido al volumen dentro de cada membrana. Adicionalmente, un elemento de obtención de imágenes como una fibra óptica o un generador de imágenes electrónico (por ejemplo, CCD, CMOS, etc.) puede estar colocado dentro del balón interno o a lo largo del catéter de tal manera que se pueda ver el tejido contactado y/o visualizado a través de tanto la membrana interna como la externa.

La Patente de Estados Unidos 6.532.387 describe un dispositivo/método de catéter para mejorar la

administración local de compuestos farmacéuticos.

La Solicitud de Patente de Estados Unidos 20130165769 describe un catéter de balón para administrar un agente terapéutico y/o diagnóstico al tejido que incluye un balón externo que tiene una pared con una abertura a través del mismo y una superficie interna, un balón interno dispuesto en el balón externo, que encierra una cámara de inflado y que tiene una superficie externa que define un espacio entre la superficie externa del balón interno y la superficie interna del balón externo, un catéter que tiene una primera luz en comunicación fluida con el espacio entre el balón interno y el balón externo para suministrar el agente al mismo, y una segunda luz a través de la cual se suministra fluido a la cámara de inflado para inflar el balón interno para empujar al agente fuera de la abertura en el balón externo, en donde el balón externo y/o el balón interno comprenden por lo menos una protuberancia para dirigir el agente formada por una pared interna del balón y/o la pared externa del balón. Puede introducirse un dispositivo de obtención de imágenes a través de una luz a la cámara de inflado, fuera de una abertura y dentro del balón interno para ver el área circundante a través de la pared transparente de los balones interno y externo.

15 **SUMARIO**

Se proporciona, de acuerdo con las siguientes reivindicaciones, un aparato que incluye una sonda que tiene una luz, un primer balón transparente inflable desplegable a través de la luz y acoplado para ser llenado con líquido, un segundo balón transparente inflable desplegable a través de la luz, dispuesto dentro el primer balón inflable entre un lado proximal y un lado distal del primer balón inflable, y acoplado para ser llenado con aire, y una cámara desplegable a través de la luz entre un lado proximal y un lado distal del segundo balón inflable y configurado para capturar una imagen óptica formada a través del primer y el segundo balones inflables, en donde la cámara está configurada para que pueda ser reposicionada dentro del segundo balón inflable, y el segundo balón inflable está configurado para s que pueda ser reposicionada dentro del primer balón inflable, para de este modo ajustar un campo de visión y aumento de la cámara y, por lo tanto, la imagen óptica capturada por la imagen.

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:

30 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un procedimiento médico invasivo usando un aparato;

La Fig. 2 es una vista en perspectiva esquemática de un catéter con balón en su estado inflado;

Las Figs. 3A-B son ilustraciones en sección esquemáticas de un catéter con balón en su estado inflado; y

La Fig. 4 es una ilustración del ángulo medio del FOV aumentado simulado;

40 **DESCRIPCIÓN DETALLADA DE REALIZACIONES**

VISIÓN DE CONJUNTO

Los catéteres con balón usados para la ablación de tejido, como el tejido cardíaco, pueden estar equipados con una cámara dentro del balón. La cámara se coloca típicamente en el lado proximal del balón, con el eje de simetría de su campo de visión (FOV) apuntando hacia el lado distal del balón. La imagen recogida por la cámara a través de las áreas transparentes de las paredes del balón puede usarse para evaluar el grado de contacto entre el balón y el tejido cardíaco, y para apagar los electrodos que no están en contacto con el tejido. En caso de que el balón se use, por ejemplo, para la ablación del ostium de una vena pulmonar, el grado en que el balón sella la vena puede verificarse inyectando un agente de contraste en la vena corriente arriba del balón. Un flujo rápido del agente de contraste más allá del balón es una indicación de un sellado pobre, y las imágenes capturadas por la cámara pueden usarse para evaluar el flujo del agente de contraste y, por tanto, el grado de sellado. Además, las imágenes capturadas por la cámara proporcionarán información sobre las propiedades de la superficie del tejido cardíaco.

Un inconveniente de las cámaras disponibles para obtener imágenes a través del balón es su FOV limitado. Las realizaciones de la presente invención abordan este inconveniente proporcionando un aparato que comprende una sonda que tiene una luz y un primer balón transparente inflable que puede desplegarse a través de la luz. El primer balón está acoplado para ser llenado de líquido. El aparato también comprende un segundo balón transparente inflable que puede desplegarse a través de la luz, y que está dispuesto dentro del primer balón inflable en un lado proximal del primer balón inflable. El segundo balón está acoplado para ser llenado de aire. El aparato comprende además una cámara que puede desplegarse a través de la luz en el lado proximal del primer balón inflable y que está configurada para capturar una imagen óptica formada a través del primer y el segundo balones inflables.

65 **DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA**

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un procedimiento médico invasivo que usa el aparato 12. El procedimiento lo realiza un profesional médico 14 y, a modo de ejemplo, se supone que el procedimiento en la descripción a continuación comprende la ablación de una parte de un miocardio de un corazón 16 de un paciente humano 18. Sin embargo, se entenderá que el aparato puede usarse en cualquier procedimiento sobre tejido biológico o sobre material no biológico.

Para realizar la ablación, el profesional 14 inserta una sonda 20 en una funda 21 que se ha preposicionado en una luz del paciente 18. La funda 21 se coloca de tal manera que un extremo distal 22 de la sonda entre en el corazón del paciente. Un catéter con balón 24 equipado con una cámara 27, que se describe con más detalle a continuación con referencia a las Figs. 2-3, se despliega a través de una luz 23 de la sonda 20, y sale del extremo distal de la sonda.

El aparato 12 está controlado por un procesador 46, que está localizado en una consola operativa 48 del aparato. La consola 48 comprende los controles 49 que son usados por el profesional 14 para comunicarse con el procesador 46. Durante el procedimiento, el procesador 46 típicamente hace un seguimiento de una localización y una orientación del extremo distal 22 de la sonda, usando cualquier método conocido en la técnica. Por ejemplo, el procesador 46 puede usar un método de seguimiento magnético, en el que transmisores magnéticos externos al paciente 18 generan señales en bobinas colocadas en el extremo distal 22. El sistema Carto® producido por Biosense Webster, de Diamond Bar, CA, usa dicho método de seguimiento.

El software para el procesador 46 puede descargarse al procesador de forma electrónica, a través de una red, por ejemplo. Alternativa o adicionalmente, el software puede proporcionarse en medios tangibles no transitorios, como medios de almacenamiento ópticos, magnéticos o electrónicos.

El profesional 14 puede usar los controles 49 para presentar una imagen 60, producida por la cámara 27, en una pantalla 62.

Para manejar el aparato 12, el procesador 46 se comunica con los componentes electrónicos 50, que tienen una serie de módulos usados por el procesador para manejar el aparato. Por tanto, los componentes electrónicos 50 comprenden un módulo de ablación 54 para controlar la potencia de ablación aplicada, y un módulo de electrocardiograma (ECG) 56 para adquirir señales eléctricas generadas en el corazón 16. Los componentes electrónicos 50 también comprenden un módulo de cámara 57, que típicamente alimenta la cámara 27 y que también recibe imágenes de la cámara, y un módulo de inflado/desinflado 58 para inflar y desinflar los balones en el catéter de balón 24. Los componentes electrónicos 50 comprenden típicamente otros módulos, como un módulo de fuerza para medir la fuerza en el extremo distal 22, y un módulo de seguimiento para manejar el método de seguimiento usado por el procesador 46, y un módulo de irrigación que permite al procesador controlar la irrigación proporcionada para el extremo distal 22. Por simplicidad, tales otros módulos no se ilustran en la Fig. 1. Los módulos pueden comprender elementos de hardware y software.

Las Figs. 2, 3A y 3B son una vista en perspectiva esquemática y dos vistas en sección esquemáticas, respectivamente, del catéter de balón 24 en su estado inflado. Las Figs. 3A-B muestran dos configuraciones de la presente invención, como se describirá a continuación. Si el catéter de balón 24 se usa para hacer una ablación en el ostium de una luz, como la vena pulmonar, el catéter con balón 24 está soportado por un eje tubular 70 que tiene una parte de eje proximal 82. El eje 70 comprende un tubo central hueco 74, que permite que un cable guía 29, con la cámara 27 fijada en un extremo distal 28 del cable guía, atraviese el tubo.

El catéter de balón 24 comprende dos balones: un primer balón 80 sellado al eje 70, y un segundo balón 83 dentro del primer balón, dispuesto en un lado proximal 90 del primer balón 80 y sellado al tubo 74. Ambos balones son biocompatibles y están típicamente formados de un plástico como el poliuretano (PU), que es transparente a la radiación óptica. En funcionamiento, el primer balón 80 y el segundo balón 83 pueden desplegarse, en un estado desinflado, a través de la luz 23 de la sonda 20, y después de salir del extremo distal 22, los balones pueden inflarse. El primer balón 80 tiene una pared externa 81, sobre la cual típicamente se unen electrodos 84 generalmente similares mediante cemento biocompatible. Los elementos conductores proximales 86 de los electrodos 84 están acoplados a la parte proximal del eje 82, y son usados por el módulo de ablación 54 para proporcionar potencia de ablación a los electrodos. El primer balón 80 y los electrodos 84 tienen típicamente orificios de irrigación que penetran en el balón y los electrodos, pero por simplicidad tales orificios no se muestran en las Figs. 2, 3A y 3B. Las partes de la pared externa 81 del primer balón 80 que no están cubiertas por los electrodos 84 proporcionan a la cámara 27 ventanas transparentes a través de las cuales la cámara puede recoger imágenes del exterior del primer balón.

Los pasos típicos que llevan al inicio de un procedimiento de ablación en una vena pulmonar que utiliza un catéter de balón 24 son los siguientes: un extremo distal de la funda 21 se coloca en una aurícula izquierda 100 del corazón de un paciente humano 18, y la sonda 22 se inserta en el extremo distal de la funda. El eje 70 se inserta en la sonda 22 y la sonda se guía hasta que el extremo distal del eje que está cerca de la vena. El eje 70 con el catéter

de balón 24 se empuja luego fuera de la sonda 22 y se inflan el primer balón 80 y el segundo balón 83. El primer balón 80 se infla llenándolo con un líquido 106 como solución salina, y el segundo balón 83 se infla llenándolo con aire 108. Como se muestra en la Fig. 3A, en este punto, el lado proximal 90 del primer balón 80 y un lado proximal 91 del segundo balón 83 son coincidentes. El cable guía 29, junto con la cámara 27 fijada al extremo distal 28 del cable guía, se empuja en el tubo 74 hasta que la cámara alcanza el lado proximal 90 del primer balón 80.

Cuando la cámara está en su sitio, los balones inflados y la cámara pueden empujarse más hasta que el primer balón 80 entre en contacto con un ostium 102 de una vena pulmonar 104. En esta etapa, el módulo de cámara 57 puede presentar imágenes del ostium adquiridas por la cámara 27 en la pantalla 62, permitiendo al profesional 14 determinar un grado de contacto del primer balón, y sus electrodos unidos 84, con el ostium. Si es necesario, usando las imágenes adquiridas por la cámara 27, el profesional 14 puede ajustar la posición del primer balón 80 para lograr un contacto satisfactorio, es decir, tener un alto grado de contacto de los electrodos con el ostium.

Una vez que el profesional 14 decide que los electrodos 84 están en contacto con el ostium 102, se puede iniciar la ablación. En algunos casos, las imágenes adquiridas por la cámara 27 pueden indicar al profesional 14 que algunos de los electrodos 84 no están en contacto satisfactorio con el ostium, es decir, tienen un bajo grado de contacto, y en tal caso el profesional puede decidir no realizar la ablación con estos electrodos

La ilustración seccional esquemática de la Fig. 3A se utiliza para mostrar el efecto del segundo balón 83 sobre la captura de imágenes ópticas por la cámara 27 a través de los balones 80 y 83, mientras que los lados proximales 90 y 91 de los balones 80 y 83, respectivamente, coinciden y la cámara 27 está localizada en los lados proximales comunes de los dos balones. Aunque el primer balón 80 se muestra en la Fig. 3A con una forma esférica, puede deformarse a una forma no esférica al ser empujado contra el ostium 102, reduciendo de este modo sus dimensiones de su diámetro típico de 28 mm-32 mm. Sin embargo, en una realización de la presente invención, el diámetro del segundo balón 83 puede seleccionarse para que sea suficientemente pequeño, típicamente 20 mm-26 mm, de tal manera que retendrá su forma esférica incluso con el primer balón 80 deformado por fuerzas externas.

El impacto de la refracción de los rayos ópticos en la transición aire/líquido en la superficie del segundo balón 83 se ilustra esquemáticamente trazando un rayo principal máximo 110, que se origina en la cámara 27. En la presente, "rayo principal" significa un rayo que pasa a través del tope de apertura de la cámara 27, y "máximo" indica que un ángulo α que forma el rayo principal 110 con un eje óptico 112 es el ángulo de rayo principal más grande posible para la cámara. Por tanto, el ángulo α es el ángulo medio del FOV de la cámara 27. El eje óptico 112 está definido por la cámara 27 y el segundo balón 83 como su eje de unión de simetría. Siguiendo la práctica común en la geometría óptica, el rayo principal 110 se traza hacia afuera desde la cámara. El rayo principal 110 incide sobre la superficie del segundo balón 83 en un punto 114, y se refracta en ese punto a un rayo 116. El rayo 116 forma un ángulo β con una línea 118 que es paralela al eje óptico 112, se propaga luego en el líquido 106 hasta un punto 120 sobre el primer balón 80, y desde ahí hacia el ostium 102. No hay refracción significativa adicional del rayo 116 cuando pasa a través de la pared 81 del primer balón 80, ya que el índice refractivo de la sangre (o posiblemente el agente de contraste) fuera del primer balón 80 está cercano al del líquido 106. Las paredes de ambos balones son lo suficientemente delgadas, típicamente de 20 μm – 100 μm , para que el efecto de las paredes sobre los rayos ópticos que atraviesan estas paredes pueda ignorarse.

Si no se desplegase el segundo balón 83, y si el ángulo del rayo principal máximo de la cámara 27 es todavía α , el rayo 110 se propagaría a un punto 122 como se muestra por una línea de puntos 124, y la cámara 27 tendría un medio ángulo de FOV más pequeño de α en lugar de β .

La Fig. 3B muestra una ilustración en sección esquemática del catéter de balón 24 en su estado inflado. Además de las diferencias descritas a continuación, la ilustración en sección esquemática mostrada en la Fig. 3B es generalmente similar a la ilustración en sección esquemática mostrada en la Fig. 3A, y los elementos indicados por los mismos números de referencia en ambas Figs. 3A y 3B son generalmente similares en construcción y en operación. En la Fig. 3B, el cable guía 29 y la cámara 27 unida se empujan más adentro del segundo balón 83, y el segundo balón 83 se empuja más adentro del primer balón 80. Aunque este reposicionamiento reduce el FOV de la cámara del valor alcanzado cuando la cámara 27 está localizada en el lado proximal 91 de segundo balón 83, hay un aumento correspondiente de la ampliación de la cámara 27. La Fig. 3B muestra la cámara 27 colocada en (o cerca) el centro 126 del segundo balón 83, mientras que el segundo balón está colocado de manera que un lado distal 92 del primer balón 80 y un lado distal 93 del segundo balón 83 coincidan.

El rayo principal 100 incide de nuevo sobre la superficie del segundo balón 83 en un punto 114, y sale del segundo balón como el rayo 116. Sin embargo, debido al hecho de que la cámara 27 está localizada en el centro 126 del segundo balón 83, no se produce (o una muy pequeña) refracción en el punto 114, y el ángulo medio β es prácticamente igual al ángulo medio α . El rayo 116 se propaga luego a una distancia muy corta en el líquido 106 hasta un punto 120 en el primer balón 80, que prácticamente coincide con el punto 114, y desde ahí hasta el punto 120 en la vena pulmonar 104. Colocar la cámara 27 más adentro del segundo balón 83 ha disminuido el FOV de la cámara (incremento su aumento), y colocar el segundo balón hacia el lado distal 92 del primer balón 80 ha movido el

área de la que se han obtenido imágenes a la cámara 27 más profundamente en la vena pulmonar 104.

De la consideración de las Figs. 3A y 3B se entenderá que la cámara 27 se puede reubicar en varias localizaciones dentro del segundo balón 83, y que el segundo balón 83 puede reubicarse en varias localizaciones dentro del primer balón 80, y que las Fig. 3A y Fig. 3B ilustran solo dos localizaciones posibles para la cámara y los dos balones. Por tanto, el reposicionamiento de la cámara 27 dentro del segundo balón 83, y el reposicionamiento del segundo balón 83 dentro del primer balón 80, proporcionan la capacidad de ajustar tanto el FOV de la cámara (y su aumento) como las imágenes formadas por la cámara de manera continua.

La Fig. 4 muestra un gráfico de un ángulo medio β del FOV incrementado simulado frente a un ángulo medio α inicial. El gráfico se refiere a la posición relativa de los balones 80 y 83, así como a la cámara 27, como se muestra en la Fig. 3A. El ángulo β se ha calculado analíticamente como una función del ángulo medio α del FOV en la cámara 27 con el segundo balón 83 desplegado y lleno de aire, usando un índice de refracción de 1,33 para el líquido 106 que llena el primer balón 80. Un tope de apertura de la cámara 27, y por tanto, el origen del rayo 110, está en la intersección del eje óptico 112 y el segundo balón 83, el triángulo formado por el origen del rayo 110, el punto 114 y un punto central 126 del segundo balón 83 es un triángulo isósceles. En consecuencia, el ángulo de incidencia del extremo distal del rayo 110 sobre el segundo balón 83 también es α , y el ángulo β es independiente del diámetro del segundo balón 83 siempre que la forma esférica del segundo balón no se vea afectada por una deformación del primer balón 80. Las curvas 130 muestran tanto el medio ángulo β del FOV aumentado como una curva 132 y el aumento de $\beta - \alpha$ del ángulo medio del FOV como una curva 134, ambos como una función del ángulo medio inicial α del FOV en la cámara 27. Para un ángulo medio inicial α del FOV = 45°, el ángulo medio del FOV aumentado es $\beta = 57,9^\circ$, con un aumento de $\beta - \alpha = 12,9^\circ$. Para un ángulo medio inicial α del FOV = 60°, el ángulo medio del FOV aumentado es $\beta = 79,4^\circ$, con un aumento de $\beta - \alpha = 19,4^\circ$.

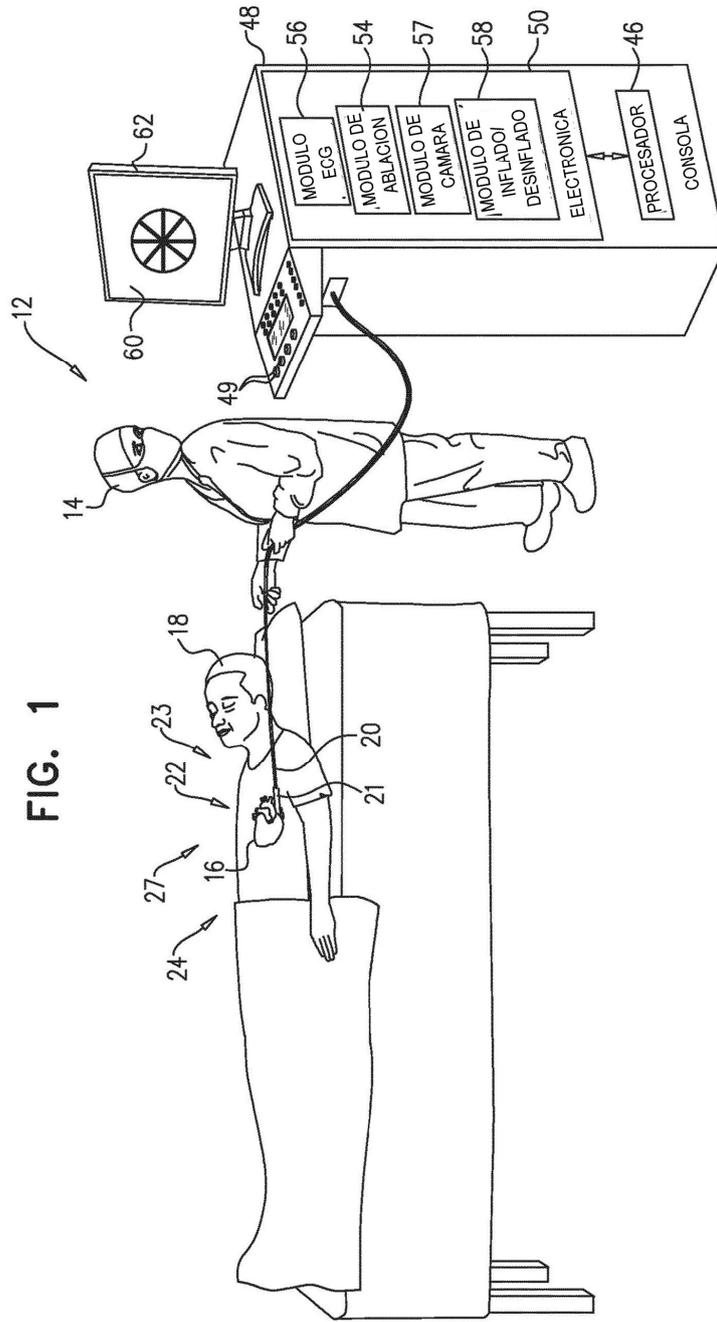
Se entenderá que el aumento en el campo de visión descrito anteriormente se ve afectado por la superficie óptica proporcionada por el segundo balón que separa el aire en el segundo balón del líquido del primer balón.

Se apreciará que las realizaciones descritas anteriormente se citan a modo de ejemplo, y que la presente invención no está limitada a lo que se ha mostrado y descrito con particularidad anteriormente. Más bien, el alcance de la presente invención está definido por las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (12), que comprende:

- 5 una sonda (20) que tiene una luz (23);
un primer balón inflable transparente (80) desplegable a través de la luz y acoplado para ser llenado con líquido;
un segundo balón inflable transparente (83) desplegable a través de la luz, dispuesto dentro del primer balón inflable entre un lado proximal y un lado distal del primer balón inflable, y acoplado para ser llenado de aire; y
10 una cámara (27) desplegable a través de la luz entre un lado proximal y un lado distal del segundo balón inflable y configurada para capturar una imagen óptica formada a través del primer y el segundo balones inflables,
en donde la cámara (27) está configurada para que pueda ser reposicionada dentro del segundo balón inflable (83), y el segundo balón inflable (83) está configurado para que pueda ser reposicionado dentro del primer balón inflable (80), para ajustar de este modo un campo de visión y aumento de la cámara (27) y, por lo tanto, la imagen óptica capturada por la cámara (27).
- 15
2. El aparato (12) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el primer (80) y el segundo (83) balones inflables transparentes están configurados para desplegarse dentro de un corazón.
- 20
3. El aparato (12) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el primer balón transparente inflable (80) está parcialmente cubierto con una multiplicidad de electrodos (84) que están configurados para ablación cardíaca.
- 25
4. El aparato (12) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que un diámetro del primer balón transparente inflable (80) está en un intervalo de 28 mm-32 mm, y un diámetro del segundo balón transparente inflable (83) está en un intervalo de 20 mm-26 mm.



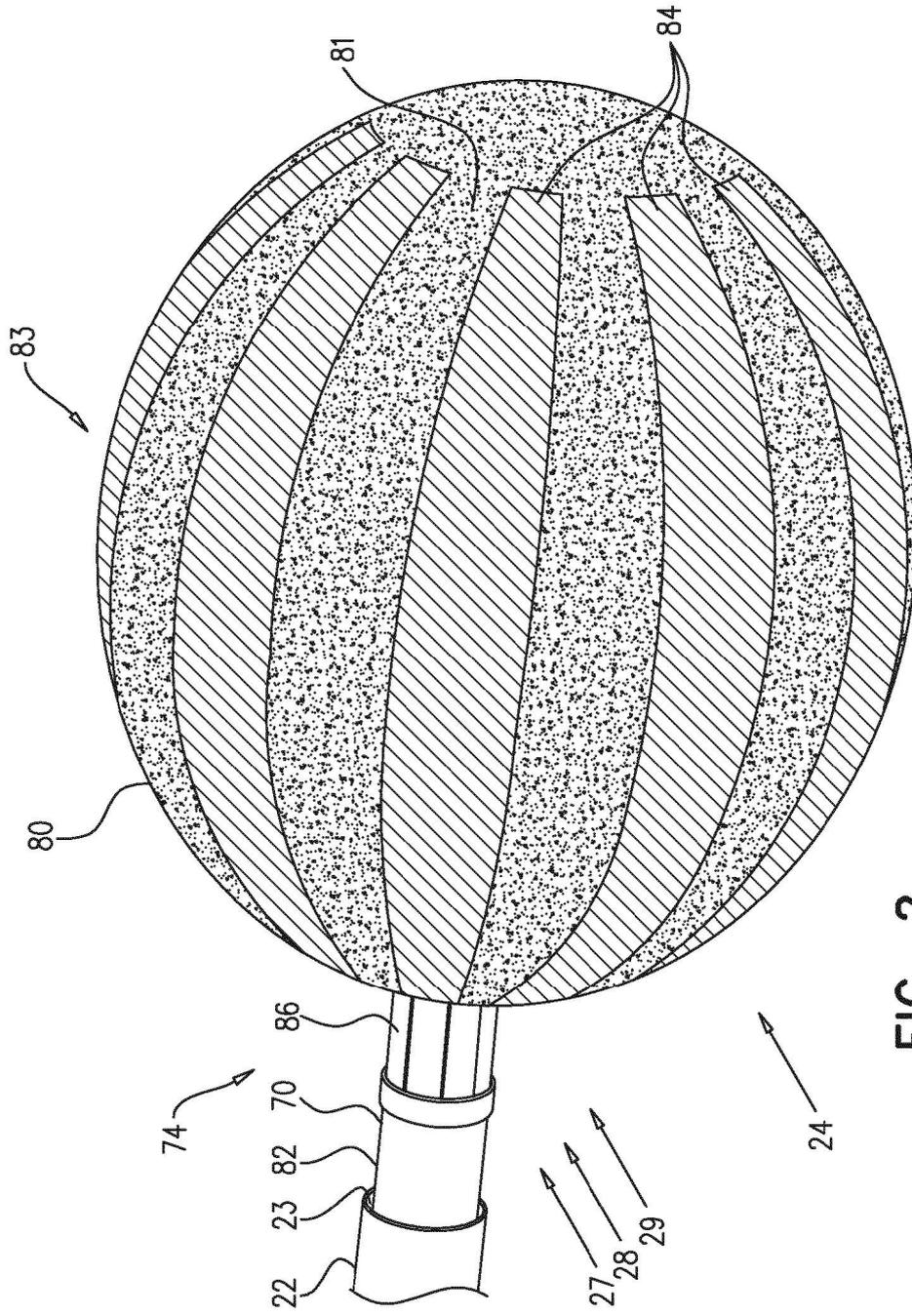
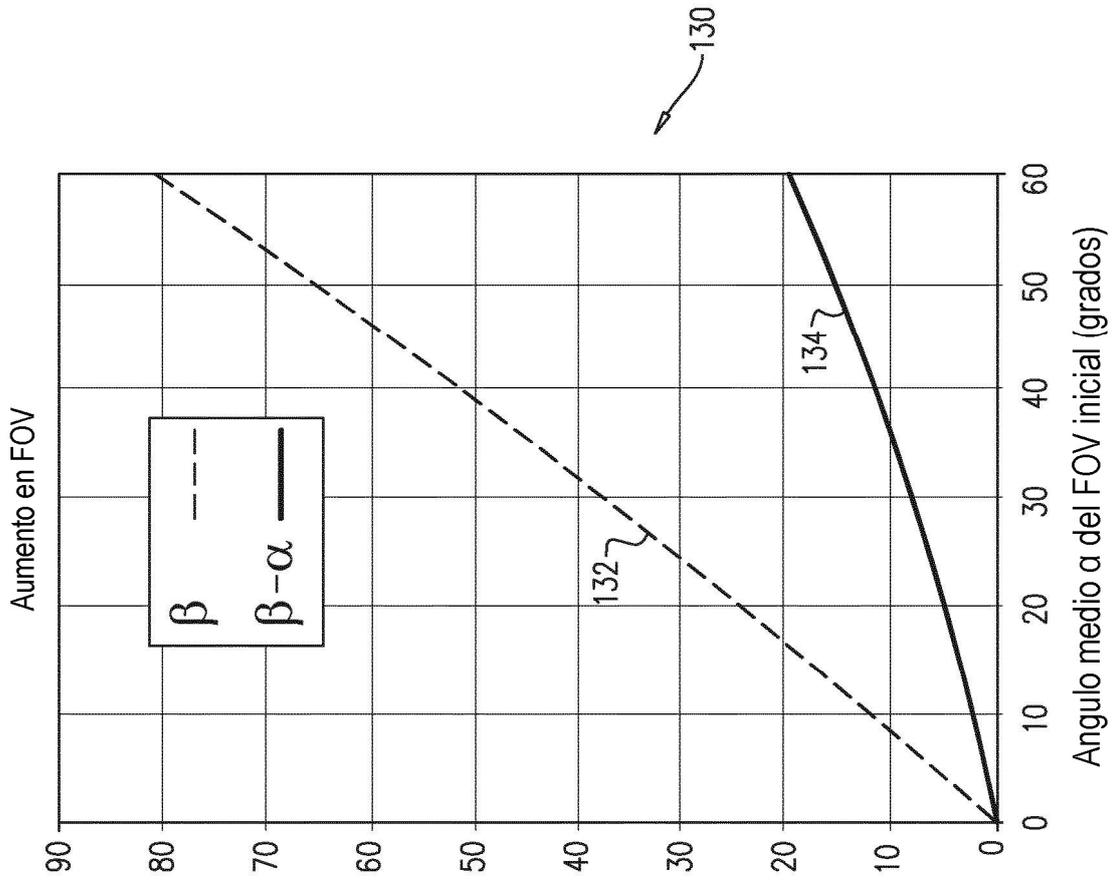


FIG. 2



Angulo medio β del FOV aumentado y aumento de $\beta - \alpha$ (grados)

FIG. 4