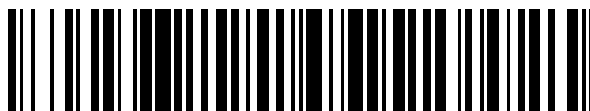


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 729 830**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/14** (2006.01)

**A61M 25/01** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.05.2013 E 13169246 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.05.2019 EP 2666426**

54 Título: **Catéter que tiene una sección distal con secciones de resorte para la desviación sesgada**

30 Prioridad:

**25.05.2012 US 201213481691**

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

**06.11.2019**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**GARCIA, ARIEL y  
SCHULTZ, JEFFREY W.**

74 Agente/Representante:

**IZQUIERDO BLANCO, María Alicia**

**ES 2 729 830 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

Catéter que tiene una sección distal con secciones de resorte para la desviación sesgada

## 5 CAMPO DE LA INVENCION

**[0001]** La presente invención se refiere a un catéter electrofisiológico que es particularmente útil para la ablación y detectar la actividad eléctrica del tejido cardíaco.

## 10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

**[0002]** Los catéteres de electrodo han sido de uso común en la práctica médica durante muchos años. El diagnóstico y el tratamiento de las arritmias cardíacas por medio de catéteres de electrodos incluyen el mapeo de las propiedades eléctricas del tejido cardíaco y la ablación selectiva del tejido cardíaco mediante la aplicación de energía. Dicha ablación puede detener o modificar la propagación de señales eléctricas no deseadas de una parte del corazón a otra. El proceso de ablación destruye las vías eléctricas no deseadas por la formación de lesiones no conductoras. Se han descrito varias modalidades de suministro de energía para la formación de lesiones, e incluyen el uso de microondas, láser y, más comúnmente, energías de radiofrecuencia para crear bloques de conducción a lo largo de la pared del tejido cardíaco.

**[0003]** En un procedimiento de dos pasos - mapeo seguido de ablación - la actividad eléctrica en los lugares dentro del corazón es típicamente detectada y medida por el avance de un catéter que contiene uno o más sensores eléctricos (o electrodos) en el corazón, y la adquisición de datos a una multiplicidad de lugares. Estos datos luego se utilizan para seleccionar las áreas diana del tejido en las que se realizará la ablación.

**[0004]** En uso, el catéter de electrodo se inserta en una vena principal o arteria, por ejemplo, la arteria femoral, y luego guiar en una cámara del corazón. Se proporciona un electrodo de referencia, generalmente pegado a la piel del paciente o provisto en el catéter de ablación u otro catéter. La corriente de radiofrecuencia (RF) se aplica al electrodo de ablación del catéter y fluye a través del medio circundante, es decir, sangre y tejido, hacia el electrodo de referencia. La distribución de la corriente depende de la cantidad de superficie del electrodo en contacto con el tejido, en comparación con la sangre que tiene una conductividad más alta que el tejido.

**[0005]** El calentamiento del tejido se produce debido a su resistividad eléctrica. El tejido se calienta lo suficiente como para causar destrucción celular en el tejido cardíaco, lo que da lugar a la formación de una lesión dentro del tejido cardíaco que no es eléctricamente conductora. Durante este proceso, el calentamiento del electrodo de ablación también se produce como resultado de la conducción desde el tejido calentado al propio electrodo. Si la temperatura del electrodo es suficientemente alta, posiblemente por encima de los 60°C, se puede formar una capa delgada y transparente de sangre deshidratada en la superficie del electrodo. Si la temperatura continúa aumentando, esta capa deshidratada de sangre puede volverse progresivamente más gruesa, lo que da como resultado la coagulación de la sangre en la superficie del electrodo. Debido a que el material biológico deshidratado tiene una resistencia eléctrica más alta que el tejido, la impedancia al flujo de energía eléctrica hacia el tejido también aumenta. Si la impedancia aumenta de manera suficiente, se produce un aumento de impedancia y el catéter debe retirarse del cuerpo y se debe limpiar el electrodo de la punta.

**[0006]** En una aplicación típica de la corriente de RF, la sangre circulante proporciona un enfriamiento del electrodo de ablación. Otro método es irrigar el electrodo de ablación, por ejemplo, con solución salina fisiológica a temperatura ambiente, para enfriar activamente el electrodo de ablación en lugar de confiar en el enfriamiento fisiológico más pasivo que proporciona la sangre. Debido a que la intensidad de la corriente de RF ya no está limitada por la temperatura de la interfaz, se puede aumentar la corriente. Esto da como resultado lesiones que tienden a ser más grandes y más esféricas, y generalmente miden alrededor de 10 a 12 mm.

**[0007]** La eficacia clínica de irrigar el electrodo de ablación depende de la distribución de flujo dentro de la estructura de electrodo y la tasa de flujo de irrigación a través del catéter. La efectividad se logra reduciendo la temperatura general del electrodo y eliminando los puntos calientes en el electrodo de ablación que pueden iniciar la formación de coágulos. Más canales y flujos más altos son más efectivos para reducir las variaciones de temperatura y temperatura en general, es decir, los puntos calientes. El caudal de refrigerante debe equilibrarse con la cantidad de líquido que se puede inyectar en el paciente y el aumento de la carga clínica necesaria para controlar y, posiblemente, rellenar los dispositivos de inyección durante un procedimiento. Además del flujo de irrigación durante la ablación, se requiere un flujo de mantenimiento, típicamente una tasa de flujo más baja, durante todo el procedimiento para evitar el reflujo de la sangre hacia los conductos de refrigerante. Por lo tanto, reducir el flujo de hormigas frías al utilizarlo de la manera más eficiente posible es un objetivo de diseño deseable.

**[0008]** Otra consideración es la capacidad de controlar la posición exacta y la orientación de la punta del catéter. Esta habilidad es crítica y determina en gran medida la utilidad del catéter. En general, se sabe que incorpora en los catéteres de electrofisiología un sensor de posición de eje triple electromagnético (EM) para determinar la ubicación del extremo distal de un catéter. Un sensor EM en el catéter, generalmente cerca del extremo distal del catéter

dentro de la punta distal, da lugar a señales que se utilizan para determinar la posición del dispositivo con respecto a un marco de referencia que se fija externamente al cuerpo o al corazón sí mismo. El sensor EM puede ser activo o pasivo y puede funcionar generando o recibiendo campos de energía eléctrica, magnética o ultrasónica u otras formas adecuadas de energía conocidas en la técnica.

5 **[0009]** La patente de EE.UU. 5,391,199 describe un catéter sensible a la posición que comprende una bobina de sensor en miniatura contenida en el extremo distal del catéter. La bobina genera señales eléctricas en respuesta a campos magnéticos aplicados externamente, que son producidos por bobinas generadoras de campo ubicadas fuera del cuerpo del paciente. Las señales eléctricas se analizan para determinar las coordenadas tridimensionales de la bobina.

10 **[0010]** La patente de EE.UU. nº 6,690,963 está dirigida a un sistema de ubicación para determinar la ubicación y orientación de un instrumento médico invasivo, por ejemplo un catéter o endoscopio, con relación a un marco de referencia, que comprende:  
15 una pluralidad de generadores de campo que generan campos conocidos, distinguibles, preferiblemente campos magnéticos continuos de CA, en respuesta a las señales de activación; una pluralidad de sensores situados en el instrumento médico invasivo próximo a su extremo distal que genera señales de sensor en respuesta a dichos campos; y un procesador de señales que tiene una entrada para una pluralidad de señales correspondientes a dichas señales de activación y dichas señales de sensores y que produce las tres coordenadas de ubicación y las tres coordenadas de orientación de un punto en el instrumento médico invasivo.

20 **[0011]** Debido al tamaño del electrodo de punta y al espacio interior limitado en el mismo, el sensor EM se coloca a menudo fuera del electrodo de punta, aproximadamente a este, y a menudo fuera del eje del electrodo de punta, lo que puede reducir la precisión de las capacidades de detección de posición del sensor. Al estar fuera del electrodo de la punta, el sensor de posición también está expuesto a esfuerzos de flexión y puede limitar la flexibilidad y la desviación de la sección de la punta distal. Además, el sensor puede sufrir daños por la energía de RF durante la ablación.

25 **[0012]** Cuando la punta distal es irrigada, la eficiencia de enfriamiento de regadío se convierte en un factor significativo como procedimientos de ablación pueden durar cinco o seis horas resultando en extensa de fluido de carga en el paciente. Los electrodos convencionales de punta irrigada generalmente funcionan con un caudal de aproximadamente 17 ml/minuto a menos de aproximadamente 30 vatios de energía de ablación de RF hasta aproximadamente 30-50 ml/minuto a aproximadamente 30 vatios o más.

30 **[0013]** Los catéteres actuales incluyen electrodos de anillo irrigados que están adaptados para la ablación. Dichos catéteres incluyen sensores de bobina o de eje único (SAS) para la visualización de los electrodos de anillo irrigados. Sin embargo, los sensores suelen estar alojados en un lumen dedicado de un tubo multilumen típicamente utilizado con catéteres desviables. A medida que se necesitan lúmenes para otros componentes, como cables de extracción, cables conductores y/o tubos de irrigación, se hace difícil mantener los tamaños típicos de catéteres. A medida que los catéteres se vuelven más complejos, se incorporan más componentes y, por lo tanto, la asignación de espacio para cada componente se vuelve más desafiante.

35 **[0014]** Se conocen catéteres desviables. Una manija de control proporciona típicamente un accionador por el cual un usuario puede desviar el catéter unidireccional (en una dirección) o bidireccional (en direcciones opuestas dentro de un plano). Los catéteres de ablación lineal se utilizan para crear una o más lesiones de RF en un momento dado por medio de ablaciones unipolares o bipolares. El tamaño de la(s) lesión(es) resultante depende en gran medida del buen contacto de los electrodos con el tejido cardíaco. Los diseños de catéteres lineales actuales colocan los electrodos de anillo en una porción desviable o flexible. Sin embargo, si la porción es demasiado rígida, no se ajusta al tejido y los electrodos no pueden hacer contacto sólido para lesiones efectivas. Si la región entre los electrodos anulares se desvía demasiado durante la deflexión del catéter, los electrodos anulares pueden retirarse del tejido y evitar la formación de lesiones efectivas.

40 El documento EP 0521595 A2 se refiere a un catéter que tiene una alta capacidad de torsión adaptado para ser insertado en y a través de una lupa de un vaso sanguíneo que comprende un eje tubular alargado flexible con extremidades proximales y distales. El eje está compuesto por un tubo de torsión que se extiende sustancialmente a lo largo del eje. El tubo de torsión tiene una pared cilíndrica con al menos una porción flexible en su interior, caracterizándose la porción flexible porque al menos una ranura está provista en la pared cilíndrica subtendiendo un ángulo de menos de 360 grados. Un manguito flexible encierra el tubo de torsión y sirve para cubrir la porción flexible mientras transmite el tubo de torsión para que se doble cerca de la ranura una cantidad predeterminada que es menor que la que crearía una tensión permanente en el tubo de torsión.

45 **[0015]** Por consiguiente, es deseable que un catéter se adapte para el mapeo y la ablación con características mejoradas de enfriamiento y detección de posición proporcionando una sección de punta que lleva electrodos de anillo y punta irrigados en una estructura que es desviable y contraíble de una manera más controlada y predecible. manera.

50 RESUMEN DE LA INVENCION

**[0016]** La presente descripción se dirige a un catéter que tiene una sección distal con un elemento de resorte que permite la desviación parcial y más predecible para permitir mejor contacto entre el tejido y los electrodos realizados en la sección distal. El miembro de resorte tiene una estructura hueca alargada en la que se montan electrodos de anillo en ubicaciones seleccionadas a lo largo de la longitud de la estructura. Al menos una sección del miembro de resorte que se extiende entre los electrodos de anillo tiene un patrón de corte predeterminado que incluye al menos una fila de ranuras y nervaduras alternas a lo largo de un primer lado de la estructura y al menos una columna longitudinal a lo largo de un segundo lado de la estructura, donde el primer lado es relativamente más compresible y el segundo lado es relativamente menos compresible, al proporcionar la sección distal con desviación sesgada dentro de un plano definido por los dos lados. Alternativamente, cuando cada sección del miembro de resorte tiene dos filas de ranuras y nervaduras opuestas entre sí a lo largo de un primer diámetro y dos columnas longitudinales opuestas entre sí a lo largo de un segundo diámetro, la sección distal tiene una desviación sesgada en dos direcciones opuestas en un primer plano definido por el primer diámetro, mientras que tiene una deflexión limitada, si la hay, en un segundo plano definido por el segundo diámetro. Donde los diámetros primero y segundo son generalmente perpendiculares, el miembro de resorte permite que la sección distal tenga una desviación bidireccional en el primer plano mientras que permite una desviación limitada, si la hay, en el segundo plano para mantener la capacidad de par, las capacidades de carga axial, y fuerza lateral.

**[0017]** Configurado para el riego, cada electrodo de anillo realizado en el elemento de resorte está formado para proporcionar un depósito hueco entre el electrodo de anillo y el miembro de resorte (y su cubierta). Para cada electrodo de anillo, un miembro de soporte se coloca en la luz del miembro de resorte debajo del electrodo de anillo para apoyarlo y para permitir la entrega de fluido de irrigación al electrodo de anillo. El miembro de soporte está configurado con múltiples lúmenes para componentes que se extienden a través de la sección distal, uno de los cuales recibe un tubo de irrigación que define un camino de irrigación para el suministro de fluido a cada electrodo de anillo. Se forma un paso de irrigación radial en el miembro de soporte y el miembro de resorte para proporcionar comunicación fluida entre el tubo de irrigación y el depósito de separación de cada electrodo de anillo.

**[0018]** Un sensor de ubicación se lleva al miembro de soporte para cada electrodo de anillo, por ejemplo, un único sensor de bobina de eje. El sensor se transporta sobre una superficie exterior del miembro de soporte, de modo que los lúmenes dentro del miembro de soporte se pueden usar para otros componentes como cables conductores, cables de termopares, cables de extracción, fluido de irrigación y/o cables de sensores que normalmente ocupan menos espacio que un sensor de ubicación.

**[0019]** El catéter incluye un electrodo de punta que tiene una pared de la cubierta que define una cavidad a través del cual fluye el fluido y sale a través de puertos de fluido formados en la pared de la cubierta. La cavidad está sellada por un miembro interno que se extiende dentro de la cavidad para alojar de manera segura un sensor de posición para el electrodo de punta. Una porción proximal del miembro interno dispersa el fluido que entra en el electrodo de la punta para un flujo más uniforme a través de la cavidad. Como tal, el fluido se alimenta a los puertos de fluido más distales en el electrodo de punta para un enfriamiento más uniforme en todas las ubicaciones en el electrodo de punta.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

**[0020]** Estas y otras características y ventajas de la presente invención se entenderán mejor por referencia a la siguiente descripción detallada cuando se consideran en conjunción con los dibujos adjuntos en los que:

FIG. 1 es una perspectiva de un catéter de acuerdo con una realización de la presente invención.

FIG. La figura 2A es una vista lateral en sección transversal del catéter.

FIG. 1, que muestra una unión entre un cuerpo de catéter y una sección intermedia desviable, tomada a lo largo de un primer diámetro.

FIG. 2B es una vista lateral en sección transversal del catéter de la FIG. 1, que muestra una unión entre el cuerpo de un catéter y una sección intermedia desviable, tomada a lo largo de un segundo diámetro generalmente perpendicular al primer diámetro.

FIG. 2C es una vista de la sección transversal del extremo de la sección intermedia desviable de la FIG. 2B tomada a lo largo de la línea C--C.

FIG. 3 es una vista en perspectiva de una sección distal del catéter de la FIG. 1, con componentes rotos para mostrar el interior.

FIG. 3A es una vista en sección transversal del extremo de la sección distal de la FIG. 3, tomada a lo largo de la línea A--A.

FIG. 3B es una vista en sección transversal lateral de la sección distal de la FIG. 3, tomada a lo largo de la línea B--B.

FIG. 4A es una vista en perspectiva de una realización de un miembro de resorte.

FIG. 4B es una vista en perspectiva de otra realización de un miembro de resorte.

FIG. 4C es una vista en sección transversal del extremo del miembro de resorte de la FIG. 4B, tomada a lo largo de la línea C--C.

FIG. 5A es una vista en sección lateral de una realización de un miembro de resorte.

FIG. 5B es una vista en sección lateral de otra realización de un miembro de resorte.

FIG. 5C es una vista lateral detallada de una realización de una ranura de un miembro de resorte.  
 FIG. 5D es una vista lateral detallada de otra realización de una ranura de un miembro de resorte.  
 FIG. 5E es una vista lateral detallada de otra realización más de una ranura de un miembro de resorte.

FIG. 6 es una vista en perspectiva de una realización de un electrodo anular.

FIG. 7 es una vista en sección transversal lateral del electrodo de punta de la FIG. 3.

FIG. 7A es una vista en sección transversal del extremo del electrodo de punta de la FIG. 7, tomada a lo largo de la línea A--A.

FIG. 7B es una vista en sección transversal del extremo del electrodo de punta de la FIG. 7, tomada a lo largo de la línea B--B.

FIG. 7C es una vista en sección transversal del extremo del electrodo de punta de la FIG. 7, tomada a lo largo de la línea C--C.

FIG. 8 es una vista en sección transversal lateral del catéter de la FIG. 1, que muestra una unión entre una sección intermedia y una sección distal, tomada a lo largo de un diámetro.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

**[0021]** La FIG. 1 ilustra una realización de un catéter 10 que lleva electrodos irrigados de punta y anillo con características de deflexión mejoradas. El catéter tiene un cuerpo de catéter alargado 12 con extremos proximal y distal, una sección desviada intermedia 14 en el extremo distal del cuerpo del catéter 12, y una sección distal 15 que lleva un electrodo de punta irrigada 17 y una pluralidad de electrodos de anillo irrigados 21. El catéter también incluye un mango de control 16 en el extremo proximal del cuerpo del catéter 12 para controlar la desviación de al menos la sección intermedia 14. Ventajosamente, la sección distal 15 tiene un miembro de resorte que permite una deflexión más controlada y desviada, incluida la deflexión unidireccional o bidireccional dentro de un solo plano. A lo largo de su longitud, el miembro de resorte aloja miembros de soporte discretos, cada uno de los cuales sostiene un electrodo de anillo respectivo mientras permite que el miembro de resorte en su conjunto se desvíe más predicablemente para permitir un mejor contacto entre el tejido y los electrodos para formar lesiones más efectivas.

**[0022]** Con referencia a las FIGS. 2A y 2B, el cuerpo del catéter 12 comprende una construcción tubular alargada que tiene una luz única, axial o central 18. El cuerpo del catéter 12 es flexible, es decir, plegable, pero sustancialmente no comprimible a lo largo de su longitud. El cuerpo del catéter 12 puede ser de cualquier construcción adecuada y de cualquier material adecuado. Una construcción actualmente preferida comprende una pared exterior 20 hecha de poliuretano o PEBAX. La pared exterior 20 comprende una malla trenzada incrustada de acero inoxidable o similar para aumentar la rigidez torsional del cuerpo del catéter 12 de manera que, cuando se gire el mango de control 16, la sección intermedia 14 del catéter 10 gire de manera correspondiente.

**[0023]** El diámetro exterior del cuerpo del catéter 12 no es crítico, pero es preferiblemente no más de aproximadamente 8 francés, más preferiblemente 7 francés. Del mismo modo, el grosor de la pared exterior 20 no es crítico, pero es lo suficientemente delgado como para que la luz central 18 pueda acomodar miembros extractores (por ejemplo, alambres de extracción), cables conductores y cualquier otro cable, cable o tubo deseado. Si se desea, la superficie interior de la pared exterior 20 está revestida con un tubo de refuerzo 22 para proporcionar una estabilidad torsional mejorada. En una realización divulgada, el catéter tiene una pared exterior 20 con un diámetro exterior de aproximadamente 0,229 cm (0,090 pulgadas) a aproximadamente 2,39 cm (0,94 pulgadas) y un diámetro interno de aproximadamente 0,155 cm (0,061 pulgadas) a aproximadamente 0,165 cm (0,065 pulgadas).

**[0024]** Los extremos distales del tubo de refuerzo 22 y la pared exterior 20 están unidos de manera fija cerca del extremo distal del cuerpo del catéter 12 formando una junta de pegamento 23 con pegamento de poliuretano o similar. Una segunda junta de pegamento (no mostrada) se forma entre los extremos proximales del tubo de refuerzo 20 y la pared exterior 22 usando un pegamento de secado más lento pero más fuerte, por ejemplo, poliuretano.

**[0025]** Los componentes que se extienden entre el mango de control 16 y al menos la sección desviable intermedia 14 pasan a través del lumen central 18 del cuerpo del catéter 12. Estos componentes incluyen los cables conductores 40 para el electrodo de punta 17 y los electrodos de anillo 21 en la sección distal 15, un tubo de irrigación 38 para suministrar fluido a la sección distal 15, los cables 48 para los sensores de posición/ubicación 36 ubicados en el electrodo de punta y los electrodos de anillo, un par de alambres de extracción 26 para la desviación bidireccional de al menos la sección intermedia 14, y un par de cables de termopar 41, 45 para detectar la temperatura en la sección distal 15.

**[0026]** Ilustrada en las FIGS. 2A, 2B y 2C es una realización de la sección intermedia 14 que comprende una sección corta del tubo 19. El tubo también tiene una construcción de malla trenzada con múltiples lúmenes fuera del eje, por ejemplo, cinco lúmenes 31, 32, 33, 34 y 35. Cada uno de los lúmenes primero y segundo 31, 32, opuestos diametralmente, lleva un cable de tracción 26. Un tercer lumen 33 fuera de eje lleva los cables 40 y los cables 41 y 45. Un cuarto lumen 34 fuera de eje lleva los cables del sensor 48. Un quinto lumen 35 sobre el eje lleva el tubo 38 de irrigación.

**[0027]** El tubo 19 de la sección intermedia 14 está hecho de un material no tóxico adecuado que es más flexible que

el cuerpo del catéter 12. Un material adecuado para el tubo 19 se trenza de poliuretano, es decir, poliuretano con una malla incrustada de trenzado de acero inoxidable o similar. El tamaño de cada lumen no es crítico, pero es suficiente para albergar los componentes respectivos que se extienden a través del mismo.

5 **[0028]** Un medio para unir el cuerpo del catéter 12 a la sección intermedia 14 se ilustra en las Figs. 2A y 2B. El extremo proximal de la sección intermedia 14 comprende una muesca circunferencial exterior 24 que recibe una superficie interior de la pared exterior 20 del cuerpo 12 del catéter. La sección intermedia 14 y el cuerpo 12 del catéter están unidos mediante pegamento o similar.

10 **[0029]** Si se desea, un espaciador (no mostrado) puede estar situado dentro del cuerpo del catéter 12 entre el extremo distal del tubo de rigidez 22 (si se proporciona) y el extremo proximal de la sección intermedia 14. El espaciador proporciona una transición en flexibilidad en la unión del cuerpo del catéter 12 y la sección intermedia 14, lo que permite que esta unión se doble suavemente sin doblarse ni plegarse. Un catéter que tiene dicho espaciador se describe en la patente de EE.UU. N° 5,964,757.

15 **[0030]** Cada hilo de tracción 26 se recubre preferiblemente con Teflon.RTM. Los cables del extractor 26 pueden estar hechos de cualquier metal adecuado, como el acero inoxidable o el Nitinol, y el recubrimiento de teflón imparte lubricidad al cable del extractor. El cable de tracción tiene preferiblemente un diámetro que oscila entre aproximadamente 0,015 cm (0,006 pulgadas) y aproximadamente 0,025 cm (0,010 pulgadas).

20 **[0031]** Como se muestra en la FIG. 2B, una porción de cada cable tirador 26 que se extiende a través del cuerpo del catéter 12 pasa a través de una bobina de compresión respectiva 37 en relación circundante a su cable tirador 26. La bobina de compresión 37 se extiende desde aproximadamente el extremo proximal del cuerpo del catéter 12 hasta aproximadamente la parte proximal extrema de la sección intermedia 14, La bobina de compresión 37 está hecha de cualquier metal adecuado, preferiblemente acero inoxidable, y se enrolla firmemente sobre sí misma para proporcionar flexibilidad, es decir, flexión, pero para resistir la compresión. El diámetro interior de la bobina de compresión es preferiblemente un poco más grande que el diámetro del cable de tracción 26, Dentro del cuerpo del catéter 12, la superficie exterior de la bobina de compresión 37 también está cubierta por una funda flexible, no conductora 39 (FIG. 2B), por ejemplo, hecha de tubo de poliimida. Como se muestra en las Figs. 2B y 2C, una parte de cada cable de extracción 26 que se extiende a través de la sección intermedia 14 está cubierta por una funda protectora no conductora 47.

25 **[0032]** Los extremos proximales de los cables de extracción 26 están anclados en el mango de control 16. Los extremos distales de los alambres del extractor 26 se pueden anclar cerca del extremo distal de la sección desviable intermedia en el tiempo 14 o en la sección distal 15 según se desee o sea apropiado. Movimiento longitudinal separado e independiente de los hilos de tracción 26 con relación al cuerpo de catéter 12 que se traduce en la deflexión de la sección intermedia 14 y/o sección de la punta 15 se logra por la manipulación adecuada del mango de control 16.

30 **[0033]** En la realización ilustrada de la FIG. 1, el mango de control 16 tiene un actuador de desviación 50 que acciona los cables del extractor para la desviación bidireccional. El mango de control también incluye un botón de tensión de desviación 52 que permite al usuario ajustar la facilidad con la que se puede girar el accionador de desviación 50. Un conjunto adecuado de deflexión y un asa de control se describen en la solicitud de EE.UU. con número de serie 12/346,834, presentada el 30 de diciembre de 2008 y titulada, DEFLECTABLE SHEATH INTRODUCER. Otros conjuntos de deflexión adecuados se describen en la solicitud de EE.UU. con número de serie 12/211,728, presentada el 16 de septiembre de 2008, titulada CATHETER WITH ADJUSTABLE DEFLECTION SENSITIVITY, y la solicitud de EE.UU. con número de serie 12/277,04, presentada el 27 de mayo de 2008, titulada STEERING MECHANISM FOR BI-DIRECTIONAL CATHETER.

35 **[0034]** Con referencia a la FIG. 3, en el extremo distal de la sección intermedia 14 está la sección distal 15 que incluye el electrodo de punta 17 y una pluralidad de electrodos de anillo irrigados 21 montados en ubicaciones seleccionadas a lo largo de la sección distal 15. No obstante los electrodos de anillo 21, la sección distal 15 tiene ventajosamente un miembro de resorte flexible 60 que permite la desviación controlada o desviada en un solo plano, en al menos una dirección, si no en dos direcciones opuestas, mientras que permite solo una desviación limitada fuera del plano o en direcciones perpendiculares para mantener la capacidad de torsión, capacidades de carga axial y rendimiento de fuerza lateral. El miembro de resorte está construido de un material adecuado con flexibilidad y memoria de forma, como el nitinol o el acero de resorte.

40 **[0035]** Como se ilustra en la FIG. 4A, el miembro de resorte 60 tiene una forma tubular alargada que define un eje longitudinal 61. La forma tubular proporciona un lumen central 62 que se extiende a través del mismo. De acuerdo con una característica de la presente descripción, el miembro de resorte 60 tiene una desviación controlada o desviada que está habilitada por al menos una sección 58 con características de compresión definidas habilitadas por un patrón de corte predeterminado, y al menos una sección 59 que carece de cualquier patrón de corte para transportar al menos un electrodo de anillo. El patrón de corte de la sección 58 incluye una pluralidad de ranuras radiales 63 con nervios radiales 64 que se extienden desde al menos una columna 65 que abarca la longitud de la forma tubular. Las ranuras 63 están cortadas o, de lo contrario, formadas transversalmente, si no

perpendicularmente, al eje longitudinal 61 de la forma tubular, con cada nervio 64 que tiene una forma generalmente uniforme, profundidad D, ancho W y espaciado S. Estos parámetros pueden variar según se desee o sea adecuado para diferentes características de flexión. A continuación se ilustran algunas de las infinitas formas posibles de las ranuras, por ejemplo, trapezoidal (FIG. 5C), triangular (FIG. 5D) y circular o de cerradura (FIG. 5E), y diferentes profundidades, por ejemplo, menos de la mitad del diámetro de la estructura tubular (figura 5C), aproximadamente la mitad del diámetro (FIG. 5D) o más de la mitad del diámetro (FIG. 5E). Se entiende que la propia forma tubular puede incluir tubos con secciones transversales circulares o no circulares.

**[0036]** El elemento de resorte 60 se extiende a lo largo de la sección de punta 15 generalmente entre un extremo distal de la sección desviable intermedia 14 y un extremo proximal del electrodo de la punta. La longitud puede oscilar entre aproximadamente 1,0 cm y 10,0 cm, preferiblemente aproximadamente 2,0 cm y 5,0 cm, y más preferiblemente aproximadamente 3,0 cm. En la realización ilustrada, el miembro de resorte 60 tiene tres secciones 58 pre-cortadas y dos secciones 59 sin cortar.

**[0037]** La sección distal 15 soportada por el miembro de resorte 60 en su configuración neutral se extiende linealmente (línea continua en la Fig. 1). La deflexión controlada o desviada (línea discontinua en la Figura 1) es habilitada por el miembro de resorte 60 que tiene al menos un lado 66 a lo largo de su longitud que es más elásticamente compresible como se muestra en la FIG. 4A. El lado 66 modelado por las ranuras 63 y las nervaduras 64 es relativamente más elásticamente compresible y el lado 67 de la columna 65 es relativamente menos elásticamente compresible, si no es resistente a la compresión. Y, donde los lados 66 y 67 están generalmente opuestos entre sí, como se ilustra en la FIG. 4A, el elemento 60 de resorte está sesgado para desviarse dentro de un plano único definido por los dos lados 66 y 67 (a saber, el plano YZ en la FIG. 4A), y en una dirección en el plano único (a saber, hacia el eje + Z).

**[0038]** En una realización alternativa, como se ilustra en las Figs. 4B y 4C, el miembro de resorte 60 tiene dos filas de ranuras radiales 63a, 63b y nervaduras 64a, 64b, con cada fila extendida a lo largo de un lado respectivo 66a, 66b que es relativamente más elásticamente compresible, y dos columnas 65a, 65b extendiéndose cada columna a lo largo de un lado respectivo 67a, 67b que es relativamente menos elásticamente compresible, si no es resistente a la compresión. Y, cuando los dos lados más compresibles 66a, 66b están generalmente opuestos entre sí (separados por un ángulo radial de aproximadamente 180 grados) a lo largo de un primer diámetro 54, los dos lados menos compresibles 67a, 67b están generalmente opuestos entre sí (separados por un ángulo radial de aproximadamente 180 grados) a lo largo de un segundo diámetro 55 y los diámetros primero y segundo son generalmente perpendiculares (separados por un ángulo radial de aproximadamente 90 grados), el miembro de resorte 60 está sesgado para la deflexión en un solo plano (a saber, el plano XY en la Figura 4B), y en direcciones opuestas (o bidireccionales) dentro del plano único (a saber, hacia el eje + X y el eje -X). La FIG. 4B ilustra la realización del miembro de resorte 60 empleado en la sección distal 15 en la FIG. 3.

**[0039]** En las FIGS. 4A y 4B, las ranuras 63a y las nervaduras 64a están alineadas respectivamente con las ranuras 63b y las nervaduras 64b, como se muestra mejor en la FIG. 5A. Sin embargo, se entiende que las ranuras y las nervaduras de diferentes filas se pueden desplazar entre sí de manera que presenten un patrón alternativo, como se muestra en la FIG. 5B.

**[0040]** Un experto en la técnica entiende que las características de desviación de un elemento de resorte dependen de diversos factores, que incluyen la pluralidad, la profundidad D, la separación S, el ancho W de cualquier fila de ranuras/nervaduras, especialmente cuando el miembro de resorte tiene más de una fila de ranuras/nervaduras con diferentes pluralidades, profundidades y/o anchos, de manera que las columnas tienen diferentes anchos y/o no son opuestos entre sí, de modo que su ángulo de separación radial es mayor o menor que aproximadamente 180 grados.

**[0041]** La integridad del elemento de resorte 60 se mantiene mediante la inclusión de una cubierta flexible 78 sobre el elemento de resorte, como se muestra en la FIG. 3. La cubierta está hecha preferiblemente de un plástico o polímero biocompatible, como PELLETHANE o PEBAX, o poliolefina, con una flexibilidad aproximadamente igual a la del miembro de resorte. La cubierta no debe obstaculizar la capacidad del miembro de resorte para doblarse. La cubierta protege al miembro de resorte contra la conductividad eléctrica, particularmente cuando la estructura está hecha de Nitinol u otro metal, y también protege contra la sangre y otros fluidos corporales que ingresan y obstruyen las ranuras. La cubierta 78 puede ser más larga que el miembro 60 y tiene extremos proximal y distal que se extienden más allá de los extremos proximal y distal del miembro, respectivamente. La cubierta se puede asegurar en su lugar sobre el miembro mediante cualquier método adecuado, como pegado, unión térmica y/o contracción térmica.

**[0042]** Al menos un electrodo de anillo 21 se realiza en el miembro de resorte 60 sobre la tapa 78. En la realización ilustrada, hay tres electrodos de anillo 21a, 21b, 21c, aunque se entiende que la pluralidad puede variar entre aproximadamente 2 y 10, y preferiblemente entre aproximadamente 3 y 5. En cada electrodo de anillo 21, un miembro de soporte 56 está colocado en el lumen central 62 del miembro de resorte 60 para soportar su electrodo de anillo respectivo. El elemento de soporte 56 puede construirse de un material plástico suficientemente rígido adecuado para albergar sensores de posición/ubicación, como los SAS, para regular el flujo de irrigación a los electrodos de

anillo irrigados 21 y actuar como un sustrato sobre el cual su respectivo electrodo de anillo esta montado. Con referencia a las FIGS. 3, 3A y 3B, cada miembro de soporte 56 tiene una construcción similar con una pluralidad de lúmenes, que incluyen al menos lúmenes 73, 74, 75 que preferiblemente están alineados axialmente con los lúmenes 33, 34 y 35, respectivamente, del tubo 19 de la sección intermedia desviable 14, para evitar dobleces o dobleces bruscos en los componentes que se extienden a través de estos lúmenes. En la realización ilustrada de la FIG. 3A, cada miembro 56 incluye un lumen 73 fuera del eje para los cables conductores 40 del electrodo y los cables 41, 45 de termopar, un lumen 74 fuera del eje para los cables sensores 48 y un lumen 75 central para el fluido de irrigación. El miembro también puede incluir lúmenes opuestos y diametralmente opuestos 71 y 72 para los alambres 26 del extractor en una realización en la que los alambres del extractor se extienden hacia la sección 15 distal.

**[0043]** La longitud de cada miembro de soporte 56 puede variar entre aproximadamente 0,2 cm y 1,0 cm, y preferiblemente de aproximadamente 0,5 cm, que es generalmente aproximadamente igual a la longitud de un electrodo de anillo. Los elementos de soporte 56 se pueden fabricar utilizando micromecanizado, micromoldeo o mecanizado de extrusiones utilizando materiales plásticos suficientemente rígidos y suficientemente biocompatibles para el contacto con la sangre.

**[0044]** Una ranura circunferencial 80 está formada en la superficie exterior de cada miembro de soporte 56. En la realización ilustrada de las FIGS. 3 y 3B, la ranura 80 se forma cerca de un extremo proximal del miembro de soporte 56, aunque se entiende que la ranura 80 se puede formar cerca de un extremo distal del miembro de soporte 56. La ranura 80 se proporciona en el miembro de soporte 56 para transportar una bobina de alambre de un sensor 36R para cada electrodo anular irrigado 21. La bobina de alambre (por ejemplo, un sensor de un solo eje "SAS") se enrolla ventajosamente en la ranura 80 del miembro de soporte 56 para que no se ocupar cualquier espacio en la sección distal 15 más allá de lo que ya está ocupado por el miembro de soporte 56. Además, la bobina de cable no ocupa ningún lumen del miembro de soporte 56. Más bien, los lúmenes están disponibles para otros componentes, incluidos los cables conductores, los cables de termopar, los tubos de irrigación y los cables del extractor, que no necesariamente requieren lúmenes dedicados y/o lúmenes más grandes como lo haría un sensor típico.

**[0045]** Un par de cables de los sensores 48 se proporciona para cada sensor de la bobina 36R de un electrodo de anillo 21, con cada extremo de la bobina está conectado a uno del par de cables (Fig. 3B). Los cables del sensor 48 para cada bobina de los electrodos de anillo 21 (y para el sensor de posición 36T en el electrodo de punta 17) se extienden a través del cuarto lumen 74 del miembro de soporte 56. Un pasaje 82 (FIG. 3A) a través del miembro de soporte 56 que permite la comunicación entre el lumen 74 y la ranura 80 se proporciona en cada extremo de la ranura. Un cable del sensor 48 se alimenta a través de un pasaje respectivo 82 para la conexión a cada extremo de la bobina de alambre del sensor 36R, de modo que cada sensor 36R tiene un par de cables de sensor conectados a él.

**[0046]** Cada uno de los electrodos de anillo de riego 21 está adaptado para la ablación y el riego y tiene una estructura similar a uno del otro. Los electrodos de anillo pueden estar hechos de cualquier metal noble adecuado, como platino u oro, preferiblemente una combinación de platino e iridio u oro y platino. En la realización ilustrada de la FIG. 6, el electrodo anular 21 es generalmente cilíndrico con una longitud mayor que su diámetro y tiene un extremo distal 90, una sección media 92 y un extremo proximal 94. Con una pared 96 de un espesor generalmente uniforme en toda su longitud, el electrodo anular 21 tiene un diámetro mayor en la sección media 92 que en los extremos distal y proximal 90, 94. Como tal, la pared sobresale hacia afuera en la sección media con regiones de transición curvadas 98 en cada lado de la sección media 92 para proporcionar al electrodo de anillo un perfil atraumático sin esquinas o bordes afilados. Con referencia a las FIGS. 3A y 3B, se forma un depósito en forma de un espacio anular G entre una superficie interior de la sección media 92 y una superficie exterior del miembro de resorte 60 (incluida la cubierta 78). Una pluralidad de aberturas de irrigación 100 se forman en la pared 96 de la sección media 92 para promover el flujo en una dirección radial, y de las regiones de transición curvadas 98 para promover el flujo en una dirección más axial. En el último caso, las aberturas 100 en las regiones de transición curvadas 98 son particularmente efectivas para minimizar la carbonización y la coagulación que probablemente sean "puntos calientes" resultantes de densidades de corriente más altas debido a las transiciones en el perfil del electrodo. En ese sentido, las regiones de transición curvadas 98 pueden tener una mayor densidad de apertura y/o aberturas con una mayor sección transversal para minimizar la aparición de puntos calientes. Los electrodos de anillo adecuados se describen en la Publicación de Solicitud de Patente de los Estados Unidos Núm. US2010/0168548 A1, y en la Solicitud de Patente de los Estados Unidos Núm. 13/174,742, presentada el 30 de junio de 2011,

**[0047]** Los electrodos de anillo 21 pueden estar hechos de cualquier material conductor sólido adecuado, como el platino o el oro, preferiblemente una combinación de platino e iridio. Los electrodos de anillo pueden montarse en los miembros de soporte 56 con pegamento o similar. Los electrodos de los anillos pueden ser unipolares o bipolares. En la realización ilustrada, hay un electrodo de anillo monopolar distal y un par proximal de electrodos de anillo bipolar. Cada electrodo anular está conectado a un cable conductor 40R respectivo.

**[0048]** Cada cable conductor 40R está unido a su electrodo de anillo correspondiente 21 mediante cualquier método



adecuado. Un método preferido para unir un cable conductor a un electrodo anular implica primero hacer un pequeño orificio a través de la pared de la cubierta o tubería no conductora. Dicho agujero se puede crear, por ejemplo, insertando una aguja a través del miembro de soporte 56 y su cubierta 78 y calentando la aguja lo suficiente para formar un agujero permanente. A continuación, el cable conductor se pasa a través del orificio utilizando un microgancho o similar. El extremo del cable conductor se despoja luego de cualquier recubrimiento y se suelda a la parte inferior del electrodo anular, que luego se desliza en su posición sobre el orificio y se fija en su lugar con pegamento de poliuretano o similar.

**[0049]** Como se ve en las FIGS. 3 y 3A, al menos una abertura 77 se forma en cada porción del tubo de irrigación 38 que se extiende a través de cada electrodo de anillo 21. La abertura 77 se comunica con un paso radial 76 formado en el miembro de resorte 60, su cubierta 78 y el miembro de soporte 56 debajo de cada electrodo anular 21. El paso 76 se extiende radialmente desde el lumen 75 del miembro de soporte 56, a través del miembro de soporte 56, el miembro de resorte 60 y la cubierta 78 para proporcionar una comunicación fluida entre el tubo de irrigación 38 y el depósito de separación G de cada electrodo anular 21. Cada paso 76 se forma a un ángulo radial predeterminado (FIG. 3A), de modo que los pasos 76 no se intersecan o interfieren con los lúmenes fuera del eje en cada uno de los miembros de soporte 56. En general, los pasajes 76 pueden dimensionarse con precisión para regular el caudal volumétrico del fluido de irrigación entregado a los reservorios de la laguna G.

**[0050]** La longitud de un electrodo de anillo 21 es aproximadamente igual a la longitud de un elemento de soporte 56 de manera que el miembro de soporte está cubierto en su totalidad por su respectivo electrodo de anillo. La ranura 80 y el sensor de la bobina 36R se colocan debajo de una sección 59 del miembro de resorte, de manera que el sensor de la bobina 36R se aísla y no se expone al fluido de irrigación en el depósito de espacio G del electrodo de anillo. Los extremos distal y proximal 90 y 94 de los electrodos de anillo están dimensionados con relación a los miembros de soporte 56 para formar un sello hermético al fluido que encierra el espacio de separación G.

**[0051]** Con referencia a las FIGS. 3 y 7, el electrodo de punta 17 aloja un sensor de posición electromagnética 36T en una ubicación distal y en el eje con respecto al electrodo de punta. El electrodo de la punta está configurado para promover el flujo turbulento y la dispersión del fluido de irrigación para aumentar la transferencia térmica desde el electrodo de la punta al fluido y, por lo tanto, con caudales más bajos que resultan en una menor carga de fluido en el paciente. Se puede administrar líquido, por ejemplo, solución salina o solución salina heparinizada, al sitio de ablación desde el electrodo de la punta para enfriar el tejido, reducir la coagulación y/o facilitar la formación de lesiones más profundas. Se entiende que también pueden administrarse otros fluidos, incluidos los fluidos diagnósticos y terapéuticos, como los neuroinhibidores y los neuroexcitadores.

**[0052]** El electrodo de punta 17 tiene una configuración de dos piezas que incluye una cáscara de cúpula eléctricamente conductora 110 y un miembro interno 112. La carcasa 110 es generalmente cilíndrica que define una cámara 113 entre un extremo distal cerrado 114 y un extremo proximal abierto (o cuello) 116. El cuello 116 conectado con un extremo distal de la cubierta no conductora 85 de la sección de conexión 81. El miembro interno 112 está configurado para encajar dentro de la carcasa 110 con una sección distal alargada 118 que se encuentra dentro de la cámara 113, y un núcleo proximal 120 que tapona el cuello 116. El núcleo 120 y la sección distal 118 están conectados por un vástago 119. El extremo distal 114 de la carcasa 110 y la sección distal 118 del miembro interno 112 están relativamente dimensionados de modo que la cámara 113 funciona como un depósito de punta para el fluido de irrigación que entra en el electrodo 17 de la punta. Se forman pasajes de fluido 124 en el núcleo 120 para proporcionar comunicación de fluido desde el lumen 86 del conector de irrigación a la cámara 113.

**[0053]** La carcasa 110 está construida de un metal biocompatible, incluyendo una aleación de metal biocompatible. Una aleación de metal biocompatible adecuada incluye una aleación seleccionada de aleaciones de acero inoxidable, aleaciones de metales nobles y/o combinaciones de las mismas. En una realización, la cubierta está construida de una aleación que comprende aproximadamente 80% de paladio y aproximadamente 20% de platino en peso. En una realización alternativa, la cubierta está construida de una aleación que comprende aproximadamente el 90% de platino y aproximadamente el 10% de iridio en peso. La cáscara puede formarse mediante un proceso de fabricación profunda que produce una pared suficientemente delgada pero resistente que es adecuada para el manejo, transporte a través del cuerpo del paciente y contacto con el tejido durante los procedimientos de mapeo y ablación. Una cubierta profunda también es adecuada para el proceso de mecanizado de descarga eléctrica (EDM) para formar una gran cantidad de orificios pasantes o puertos 122 en la cubierta que permiten la comunicación fluida entre la cámara 113 y el exterior de la cubierta 110.

**[0054]** La sección distal alargada 118 del miembro interno 112 está configurada para proteger y encapsular el sensor electrodo de punta 36T que está situado centralmente dentro de la cámara 113 de manera que el sensor es distal y centrado en el electrodo de la punta para un rendimiento óptimo. En la realización divulgada, el sensor de electrodo de punta 36T es un sensor de posición de tres ejes electromagnéticos (EM) que utiliza tres bobinas que dan lugar a señales que se utilizan para determinar la posición del dispositivo con respecto a un marco de referencia que es fijo ya sea externamente al cuerpo o al corazón mismo. El sensor EM puede ser activo o pasivo y puede funcionar generando o recibiendo campos de energía eléctrica, magnética o ultrasónica u otras formas adecuadas de energía conocidas en la técnica.

**[0055]** El núcleo 120 del miembro interno 112 se asienta en el cuello 116 de la carcasa 110. El núcleo está configurado de forma ventajosa como un difusor que proporciona múltiples pasajes de fluido o canales 124 a través del cuello 116 con el fin de difundir el fluido de irrigación. Como tal, el núcleo de difusión 120 proporciona mayor turbulencia y un caudal más uniforme en la cámara 113 y, por lo tanto, un mayor enfriamiento preventivo en la carcasa 110. La irrigación en el electrodo de punta 17 es, por lo tanto, más uniforme en toda la longitud del electrodo de punta. El miembro interno 112 contrarresta de manera efectiva la tendencia de que la velocidad del fluido que entra en el electrodo de la punta 17 lleve el fluido a los puertos más distales y privan los puertos 122 más proximales.

**[0056]** En una superficie proximal del núcleo 120, una abertura central 130 (FIG. 7A) se conecta un extremo distal de la tubería de irrigación 38 con los canales 124 en el núcleo 120, dentro del núcleo 120, los canales 124 se cruzan cada uno en grados variables a lo largo del electrodo de punta (FIG. 7B), y luego se separan en distintos canales (FIG. 7C). En la realización ilustrada, los canales 124 tienen una sección circular, sin embargo, se entiende que la sección transversal puede ser poligonal o de cualquier forma no circular y puede tener cualquier tamaño adecuado, según sea apropiado. El núcleo 120 está hecho de material eléctricamente conductor para que sea conductor con la carcasa 110 cuando el núcleo 120 es energizado por su cable conductor 40T, pero la sección distal 118 puede estar hecha de plástico como poliimida, o un adhesivo o sellador, como el epoxi, para encapsular el sensor de electrodo de punta 36T.

**[0057]** También en la superficie proximal del núcleo 120 existen orificios ciegos 132, 133 (FIGS. 3 y 7A) para el alambre de guía de electrodo de punta, los cables del termopar 41, 45. Un agujero pasante longitudinal 134 se extiende a través del núcleo 120, el vástago 119 y la sección distal 118 del miembro interno 112 están provistos para el cable 48T para el sensor de electrodo de punta 36T. El orificio pasante o el pasaje 134 se enruta desde una ubicación proximal fuera del eje en el núcleo 120 a una ubicación distal en el eje en el vástago 119 sin interferir con los canales de difusión de fluido 124.

**[0058]** Un extremo distal de cada hilo de tracción 26 tiene una barra en T 105, En la realización ilustrada de la FIG. 8, las barras en T están ancladas en los lúmenes primero y segundo 31, 32 del tubo 19 en o cerca del extremo distal de la sección intermedia 14. Sin embargo, se entiende que los extremos distales de los alambres del extractor 26 pueden soldarse en orificios ciegos diametralmente opuestos en el eje de la superficie proximal del núcleo 120 (FIG. 3) del electrodo de punta 17, según se desee o sea apropiado.

**[0059]** De acuerdo con otra característica de la presente invención, el fluido se suministra a través del cuerpo del catéter 12 (FIG. 2A), a través de la sección intermedia 14 (FIG. 2A), y a través de la sección distal 15 por medio del tubo de irrigación 38 (FIG. 3B) que se extiende a través del lumen 75 de los miembros de soporte 56. Una porción del fluido ingresa en el hueco G del depósito de cada electrodo de anillo a través de la abertura 77 y el paso 76 (FIG. 3C), y sale de los electrodos de anillo a través de las aberturas 100. Otra porción del fluido continúa hacia el electrodo de punta 17 a través del tubo de irrigación 38 y los canales de difusión 124 (FIG. 5), donde ingresa a la cámara 113 y sale del electrodo de punta por puertos de irrigación 122. En el electrodo de punta 17, el fluido tiene un flujo más uniforme e igual en la dirección radial a través de los canales de difusión 124 que a su vez proporciona mayor turbulencia y un flujo más uniforme en la cámara 113 y, por lo tanto, más enfriamiento convectivo en la carcasa 110. La irrigación en el electrodo de punta es, por lo tanto, más uniforme en toda la longitud del electrodo de la punta. Los electrodos de punta adecuados se describen en la solicitud de patente de EE.UU. con número de serie 12/767,763, presentada el 26 de abril de 2010, titulada "IRRIGATED CATHETER WITH INTERNAL POSITION LOCATION SENSOR".

**[0060]** Los alambres de guía 40T y 40R pasan a través del lumen 18 del cuerpo del catéter 12 (FIG. 2A), el lumen 33 de la sección intermedia 14 (FIG. 2A), y el lumen 73 de los elementos de soporte 56 (FIG. 3B) a lo largo de la sección distal 15. La porción de los cables conductores que se extienden a través del lumen central 18 del cuerpo del catéter 12, y la porción proximal del lumen 33 pueden encerrarse dentro de una funda protectora 67 (FIG. 2A), que puede estar hecha de cualquier material adecuado, preferiblemente poliimida. La funda protectora está anclada en su extremo distal al extremo proximal de la sección intermedia 14 pegándola en el lumen 33 con pegamento de poliuretano o similar. Cada cable conductor del electrodo tiene su extremo proximal que termina en un conector (no mostrado) en el extremo proximal del mango de control 16. El electrodo de punta 17 y los electrodos de anillo 21 están conectados eléctricamente a una fuente de energía de ablación por Los cables conductores 40T y 40R a través del conector. Los cables también pueden conectarse eléctricamente a un sistema de mapeo o monitoreo apropiado a través del conector.

**[0061]** La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones, aspectos o ejemplos de acuerdo con la presente descripción que no están dentro del alcance de dichas reivindicaciones se proporcionan solo con fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención.

**REIVINDICACIONES**

1. Un catéter (10), que comprende:

5 un cuerpo de catéter alargado (12);  
una sección distal (15) distal del cuerpo del catéter (12), comprendiendo la sección distal (15):

10 un miembro de resorte (60) que tiene una longitud que define un eje longitudinal y un lumen central (62) que se extiende a lo largo de la longitud, teniendo el miembro de resorte (60) al menos una primera sección (59) y al menos una segunda sección (58), al menos una segunda sección (58) que tiene al menos una columna (65) que se extiende longitudinalmente a lo largo de un primer lado del miembro de resorte (60) y al menos una nervadura (64) definida por una pluralidad de ranuras (63) a lo largo de un segundo lado del miembro de resorte (60), al menos una nervadura (64) y las ranuras (63) son transversales al eje longitudinal;

15 al menos un electrodo anular irrigado (21) se llevó en al menos una primera sección (59) del miembro de resorte (60);  
al menos un miembro de soporte (56) colocado en el lumen en al menos una primera sección (59) del miembro de resorte (60) para soportar al menos un electrodo de anillo (21); y  
un electrodo de punta irrigada (17);

20 en donde el elemento de resorte (60) es compresible en al menos una segunda sección (58) a lo largo del segundo lado generalmente opuesto al primer lado para proporcionar una desviación desviada de la sección distal (15) en un solo plano.

25 2. El catéter (10) de la reivindicación 1, en el que la desviación sesgada de la sección distal (15) está en un solo plano y en una sola dirección.

30 3. El catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el miembro de resorte (60) tiene un revestimiento no conductor (78).

4. El catéter (10) de la reivindicación 1, que comprende además una funda (78) estanca a los fluidos que se extiende sobre el miembro de resorte (60).

35 5. El catéter (10) de la reivindicación 1, en el que se proporciona una trayectoria de fluido de irrigación a través de al menos un miembro de soporte (56) para suministrar fluido de irrigación a al menos el electrodo de anillo (21).

6. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que al menos un miembro de soporte (56) lleva un sensor de bobina (36R) que se enrolla alrededor de una superficie exterior del miembro de soporte (56).

40 7. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el sensor de bobina (36R) está enrollado en una ranura (80) formada en una superficie exterior del miembro de soporte (56).

45 8. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el sensor de bobina (36R) se asienta en una ranura (80) formada en una superficie exterior del miembro de soporte (56).

9. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el sensor de bobina (36R) está situado entre el electrodo de anillo (21) y el miembro de soporte (56).

50 10. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el electrodo anular (21) está configurado para formar un reservorio (G) entre una superficie exterior del miembro de resorte (60) o su cubierta (78), y una superficie interior del electrodo de anillo (21).

55 11. Un catéter (10) de la reivindicación 10, que comprende además una trayectoria de fluido de irrigación a través del cuerpo del catéter (12) y en la sección distal (15) a través del lumen (62) del miembro de resorte (60) y que alcanza al menos un electrodo de anillo (21), en el que se forma un paso de irrigación (76) en al menos el miembro de soporte (56) y el al menos un electrodo de anillo (21) para proporcionar una comunicación fluida entre la trayectoria del fluido de irrigación y el reservorio de espacio (G).

60 12. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que al menos un miembro de soporte (56) tiene al menos uno del grupo que consiste en un lumen de cable conductor (73), un lumen del cable sensor (74) y un lumen de irrigación (75).

65 13. Un catéter (10) de la reivindicación 1, en el que el electrodo de punta (17) incluye:

una cubierta (110) que define una cámara (113), teniendo la cubierta orificios de fluido (122);  
un miembro interno (112) que lleva un sensor de ubicación de la punta (36T), teniendo el miembro interno (112)

un difusor para difundir el fluido que ingresa a la cámara (113).

**14.** Un catéter (10), que comprende:

5 un cuerpo de catéter alargado (12);  
una sección distal (15) distal del cuerpo del catéter, comprendiendo la sección distal (15):

10 un miembro de resorte (60) que tiene un cuerpo hueco alargado que define un eje longitudinal y un lumen (62) que se extiende a lo largo de la longitud, teniendo el miembro de resorte (60) al menos una primera sección (59) y al menos una segunda sección (58), al menos una segunda sección (58) que tiene al menos dos columnas (65a, 65b) que se extienden longitudinalmente respectivamente a lo largo de un primer lado y un segundo lado del miembro de resorte (60), y al menos dos filas de nervaduras (64a, 64b) definido por las ranuras (63a, 63b) que se extienden respectivamente a lo largo de un tercer y cuarto lado del miembro de resorte (60), las nervaduras (64a, 64b) y las ranuras (63a, 63b) que son transversales a el eje longitudinal;  
15 al menos un electrodo anular irrigado (21) se llevó en al menos una primera sección (59) del miembro de resorte (60);  
un electrodo de punta irrigada (17); y  
al menos un miembro de soporte (56) colocado en el lumen en al menos una primera sección (59) del miembro de resorte (60) para soportar al menos un electrodo de anillo irrigado (17),  
20

en el que el miembro de resorte (60) es más comprimible en la segunda sección (58) de manera bidireccional en un plano que intersecta los lados primero y segundo, y menos comprimible en la segunda sección (58) en un plano que se intersecta los lados tercero y cuarto.

25 **15.** Un catéter (10) de la reivindicación 14, que comprende además un tubo de irrigación (38) que se extiende a través del cuerpo del catéter (12), dentro de la sección distal (15) a través del lumen (62) del miembro de resorte (60) y que llega a al menos una primera sección (59) para proporcionar un paso de fluido a al menos un electrodo de anillo (21).

30 **16.** Un catéter (10) de la reivindicación 14, en el que las ranuras (63a, 63b) y las nervaduras (64a, 64b) de cada fila están alineadas entre sí.

**17.** Un catéter (10) de la reivindicación 14, en el que las ranuras (63a, 63b) y las nervaduras (64a, 64b) de cada fila están desplazadas entre sí.  
35

**18.** Un catéter (10) de la reivindicación 14, en el que un sensor de bobina (36R) está enrollado alrededor de una superficie exterior de al menos un miembro de soporte (56).

40 **19.** Un catéter (10) de la reivindicación 14, en el que el sensor de bobina (36R) está enrollado en una ranura (80) formada en una superficie exterior de al menos un miembro de soporte (56).

45

50

55

60

65

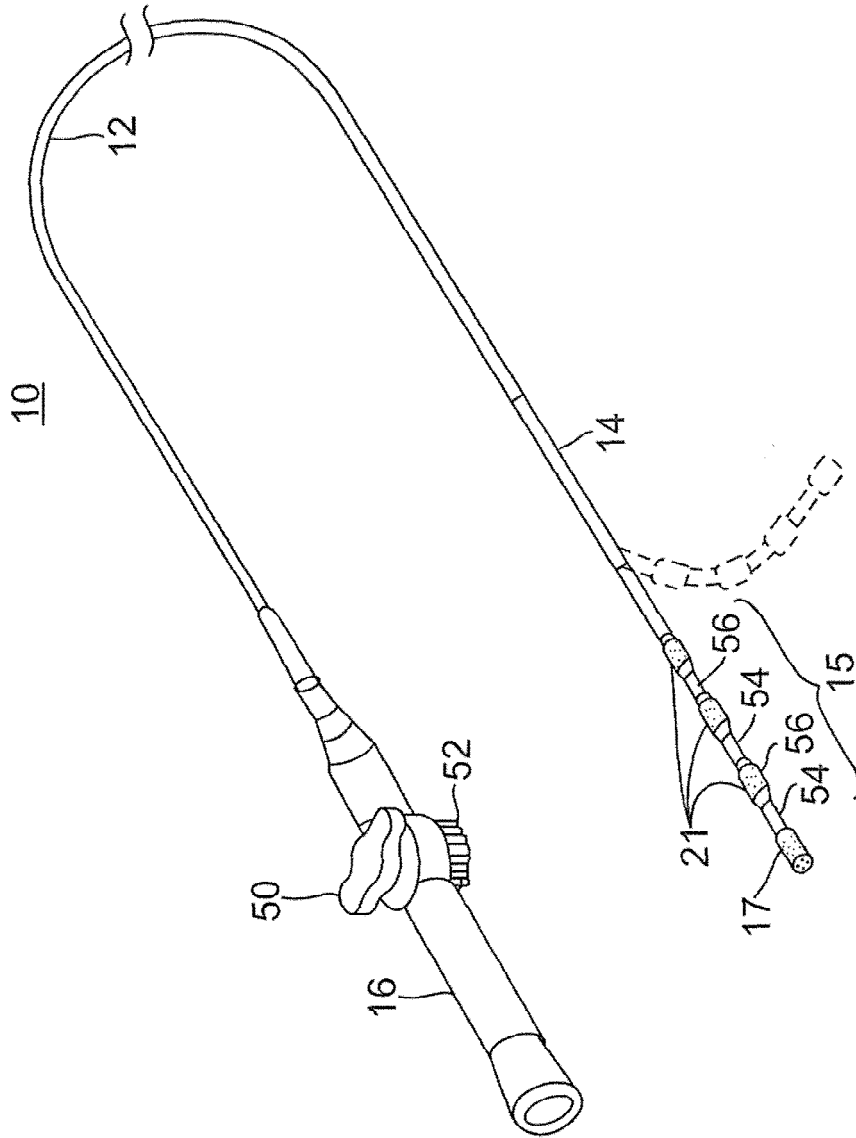


FIG. 1

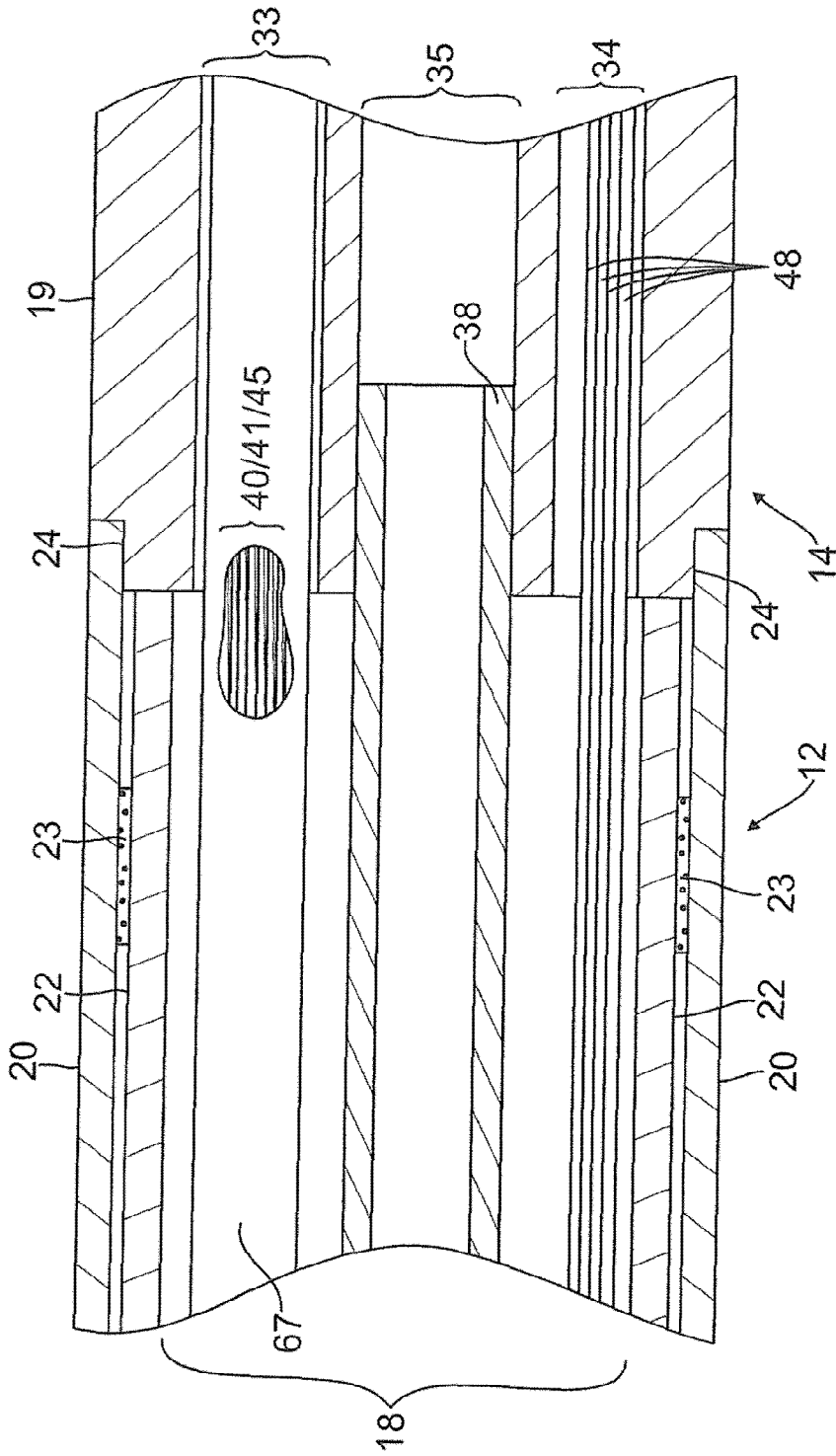


FIG. 2A

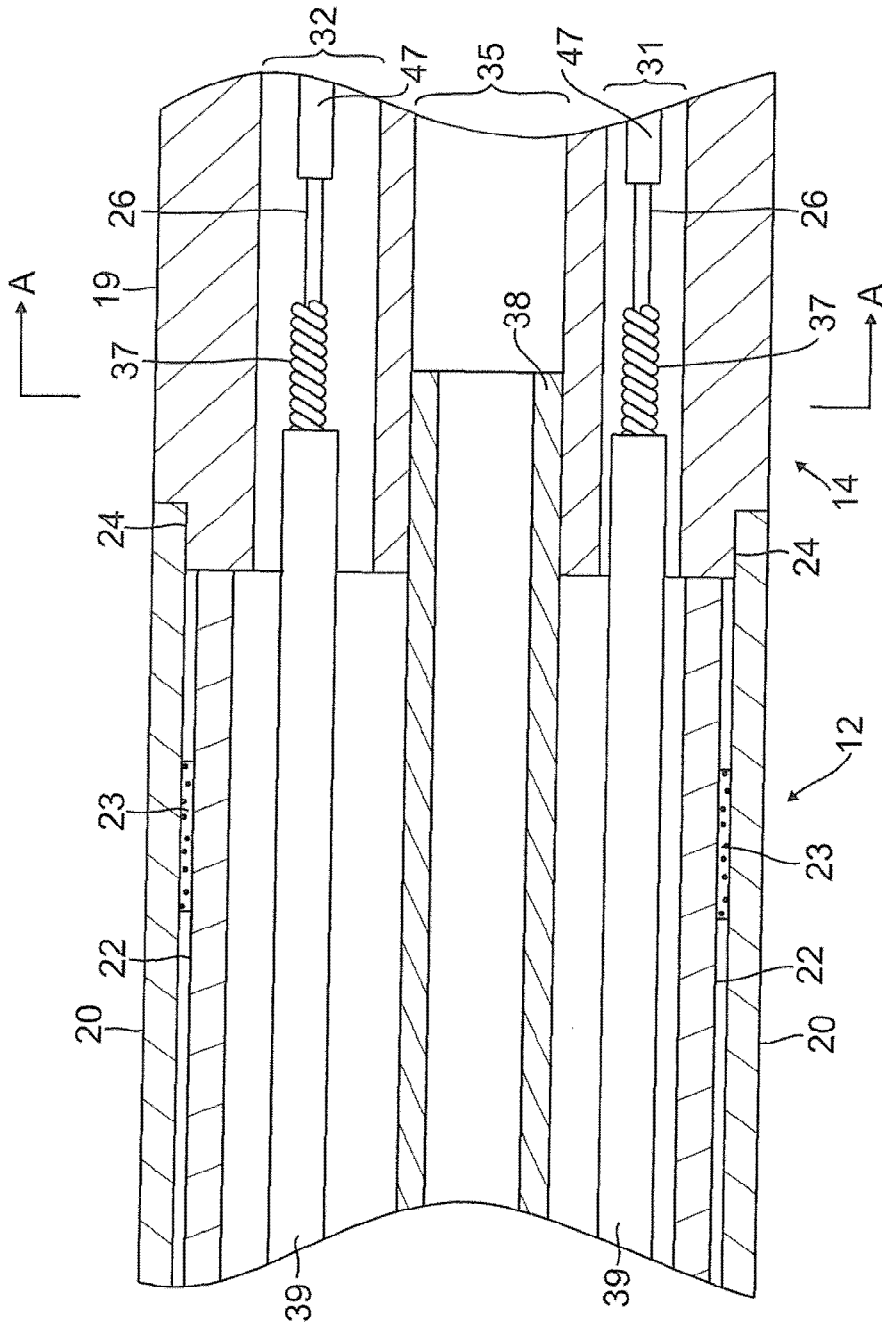


FIG. 2B

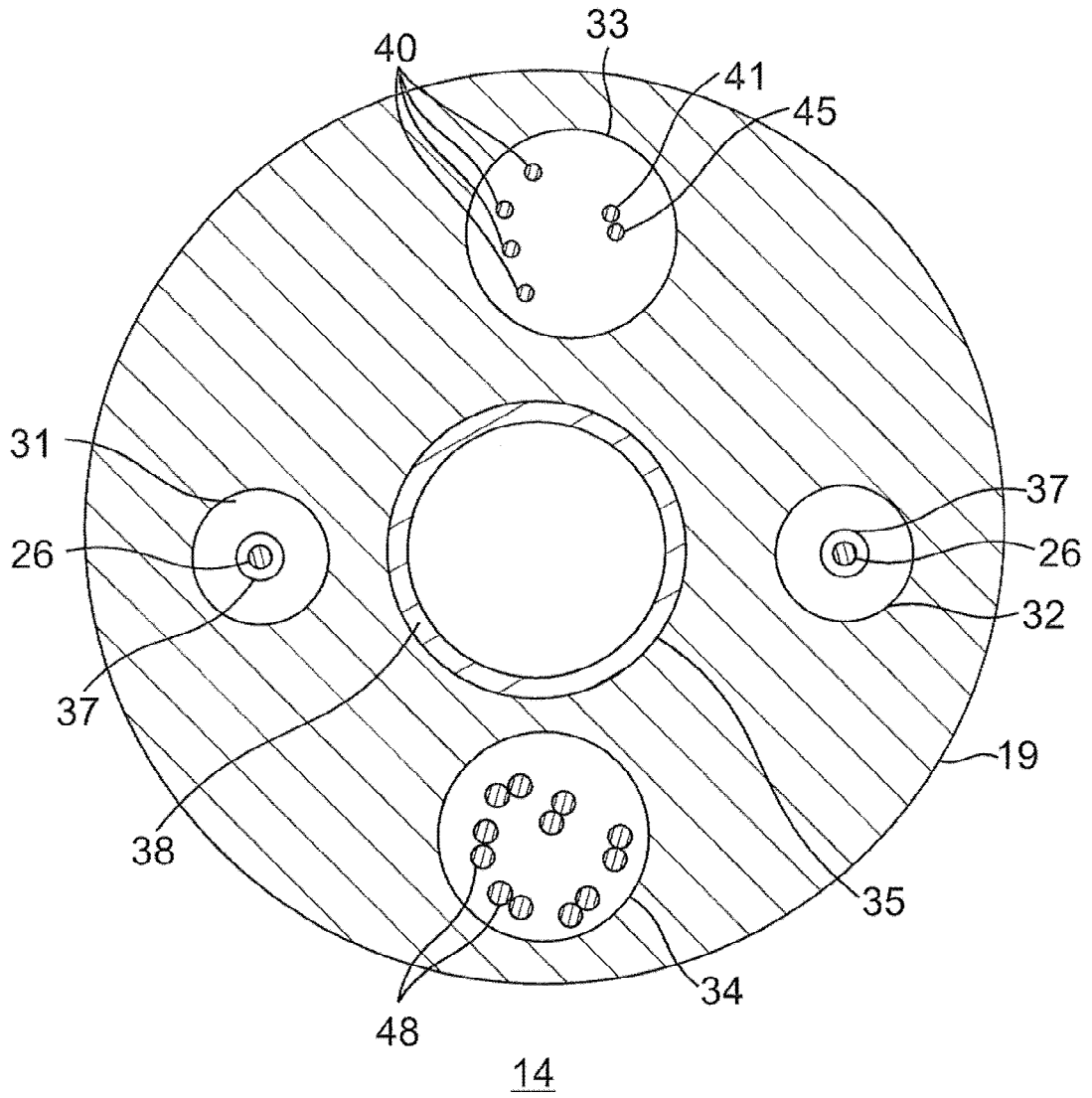


FIG. 2C



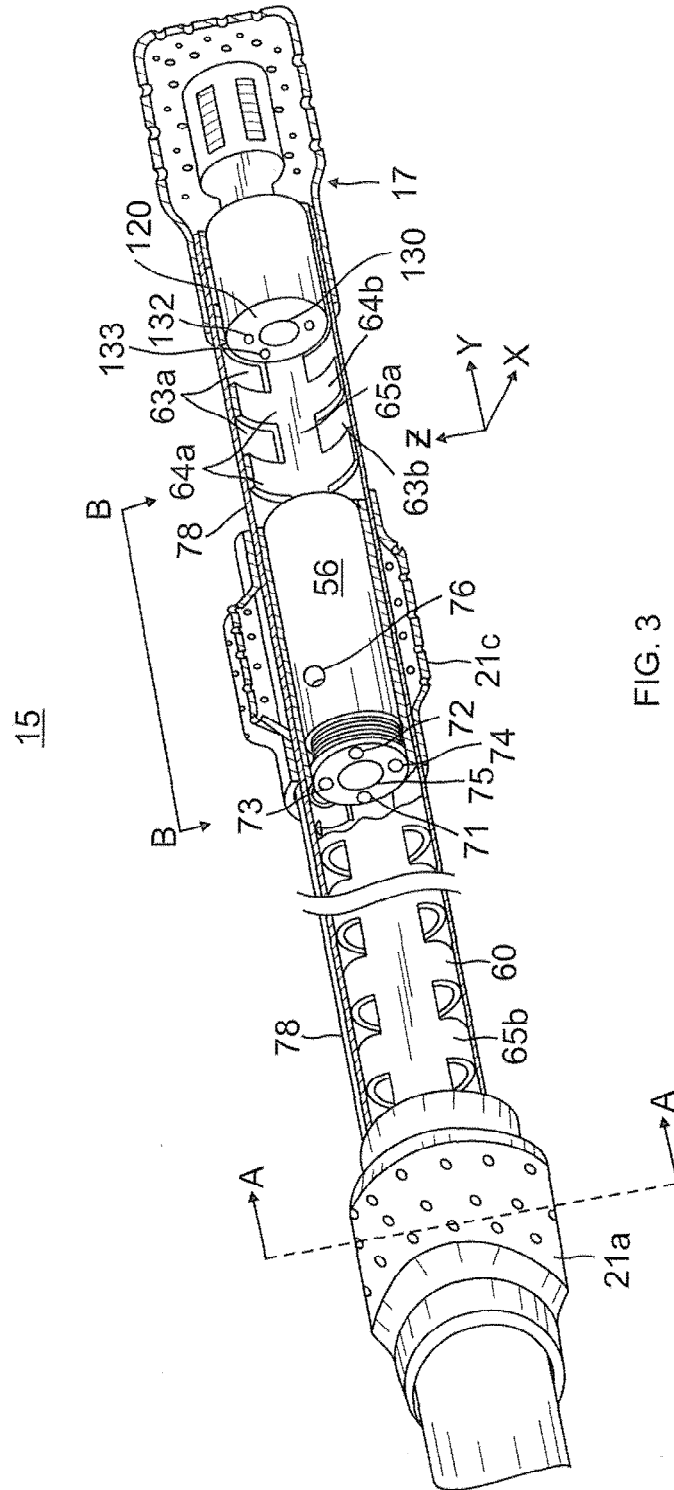


FIG. 3

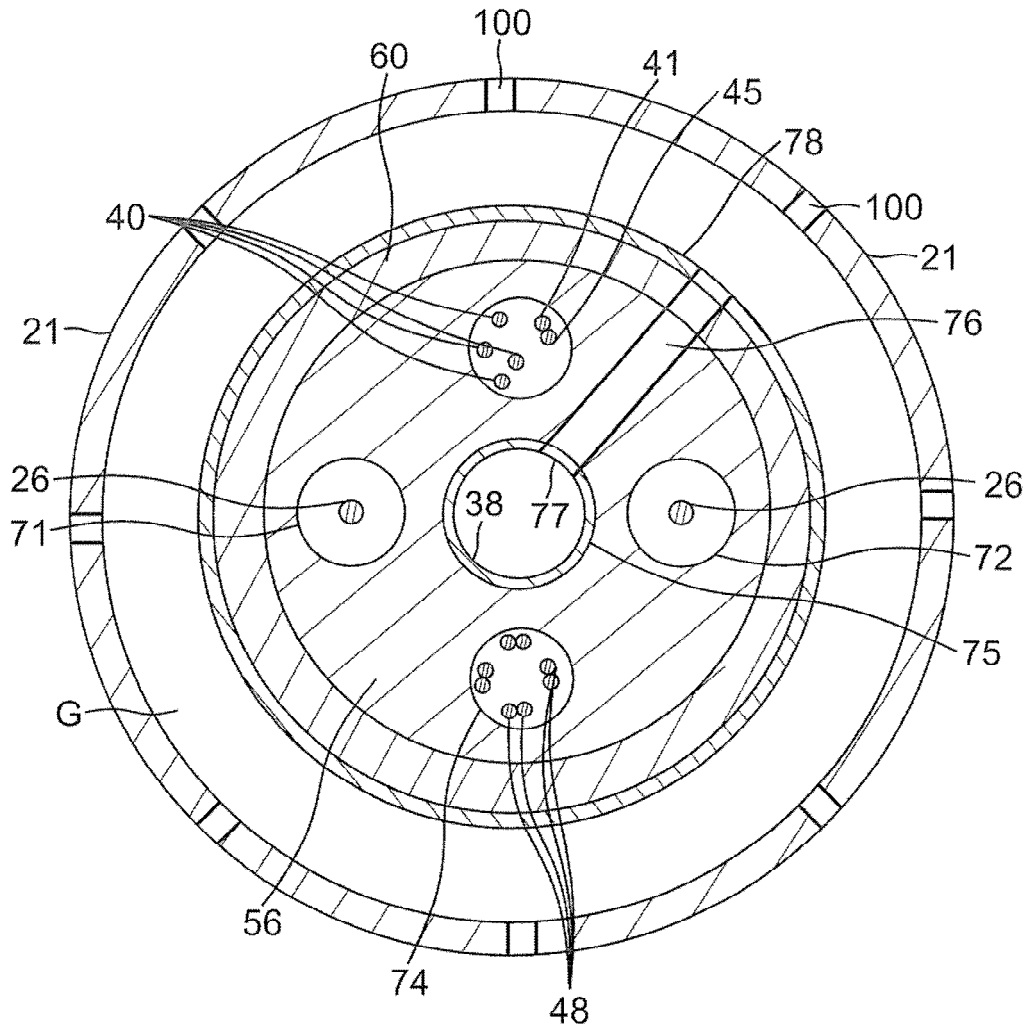


FIG. 3A

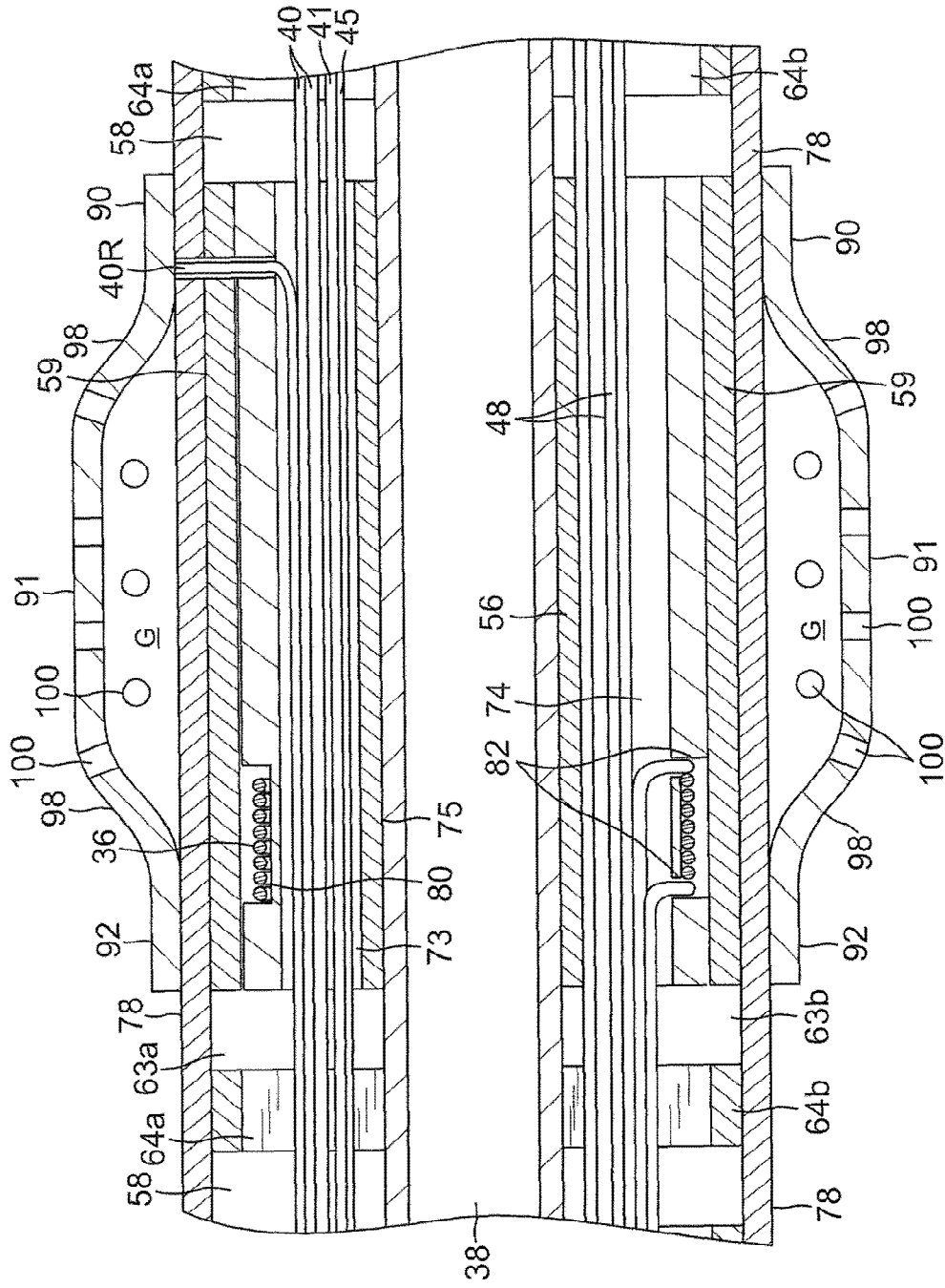
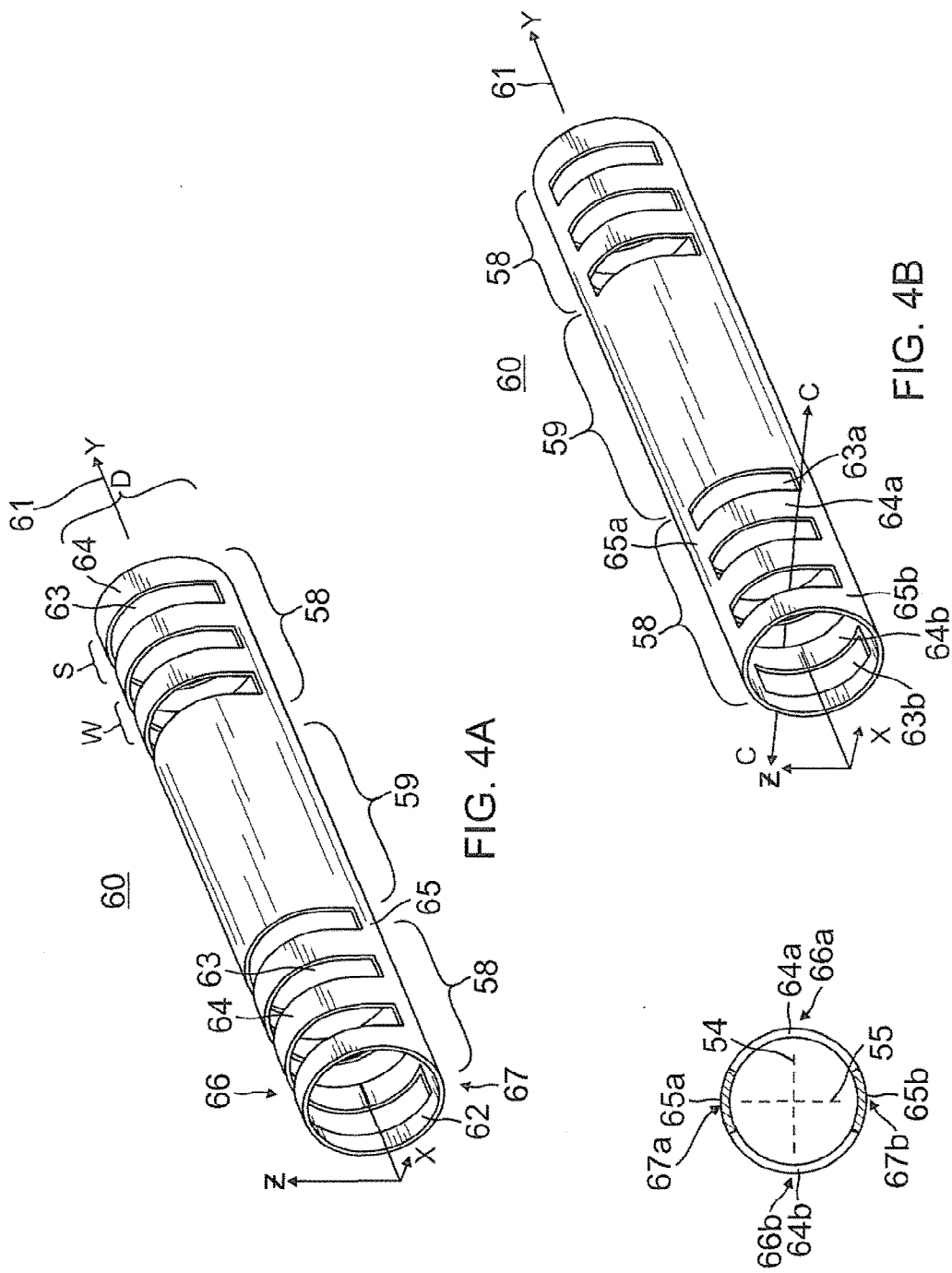


FIG. 3B



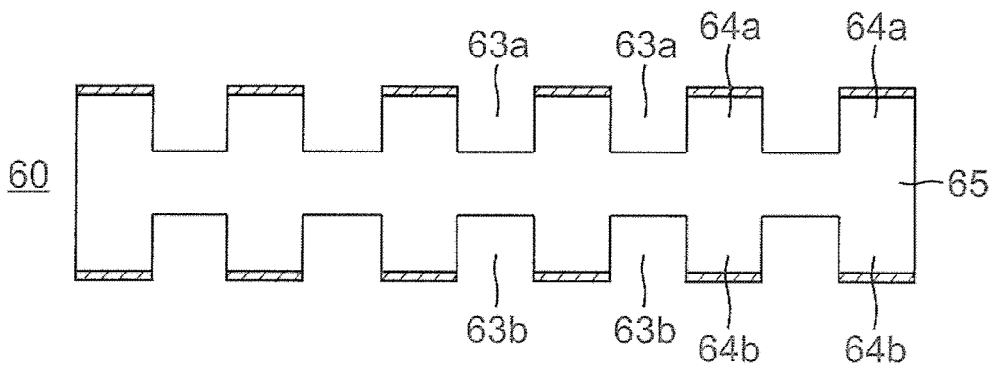


FIG. 5A

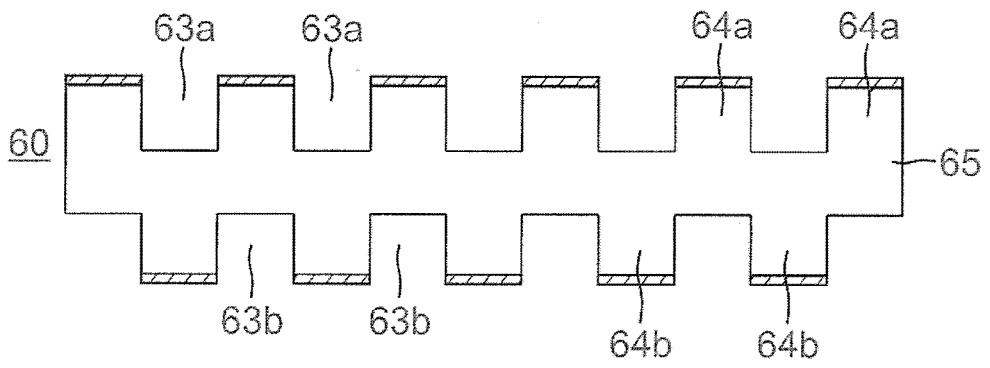


FIG. 5B

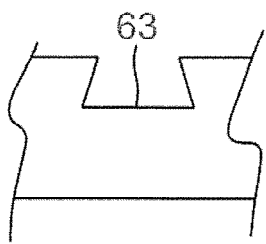


FIG. 5C

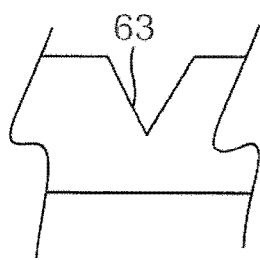


FIG. 5D

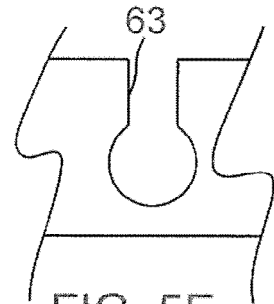


FIG. 5E

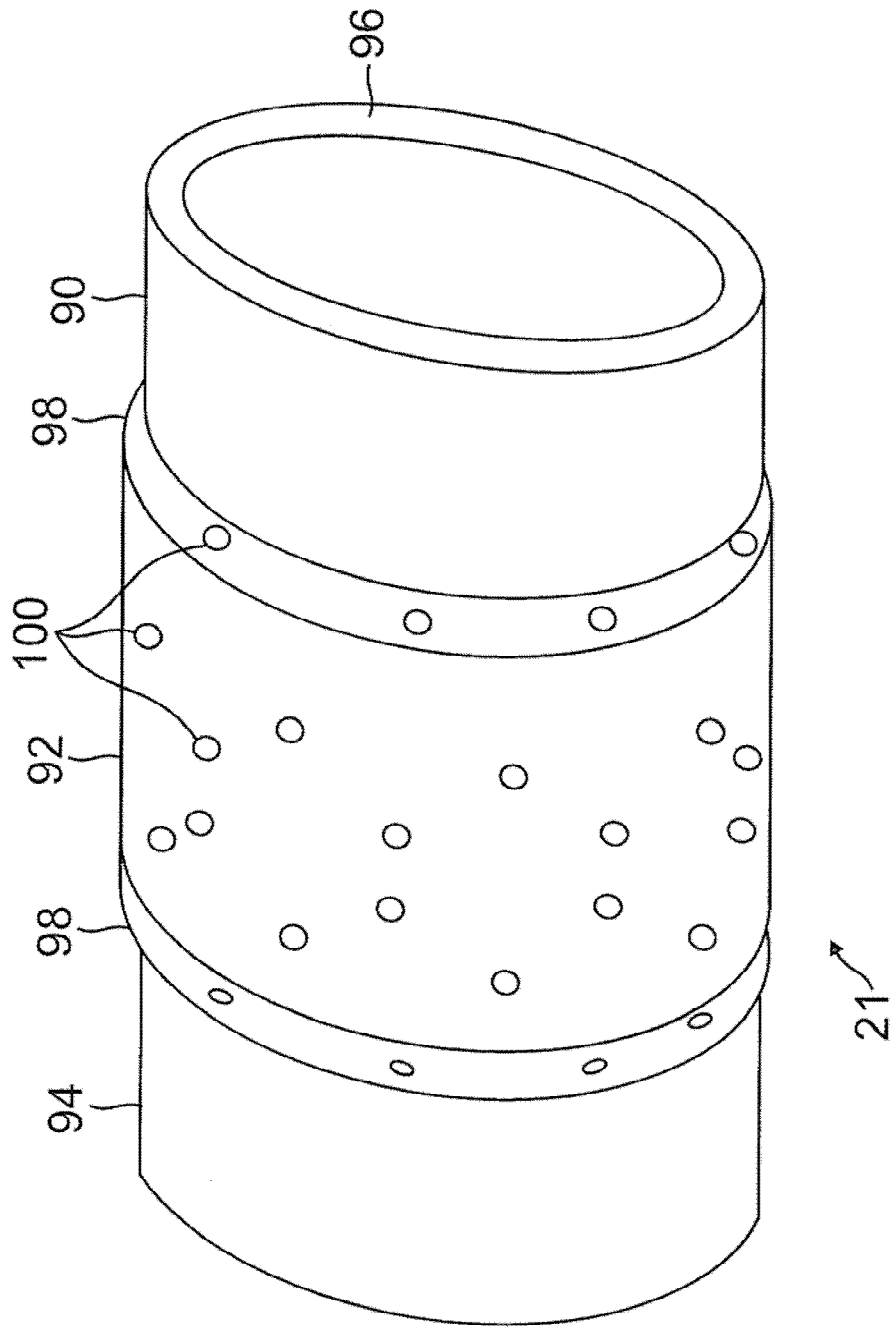


FIG. 6

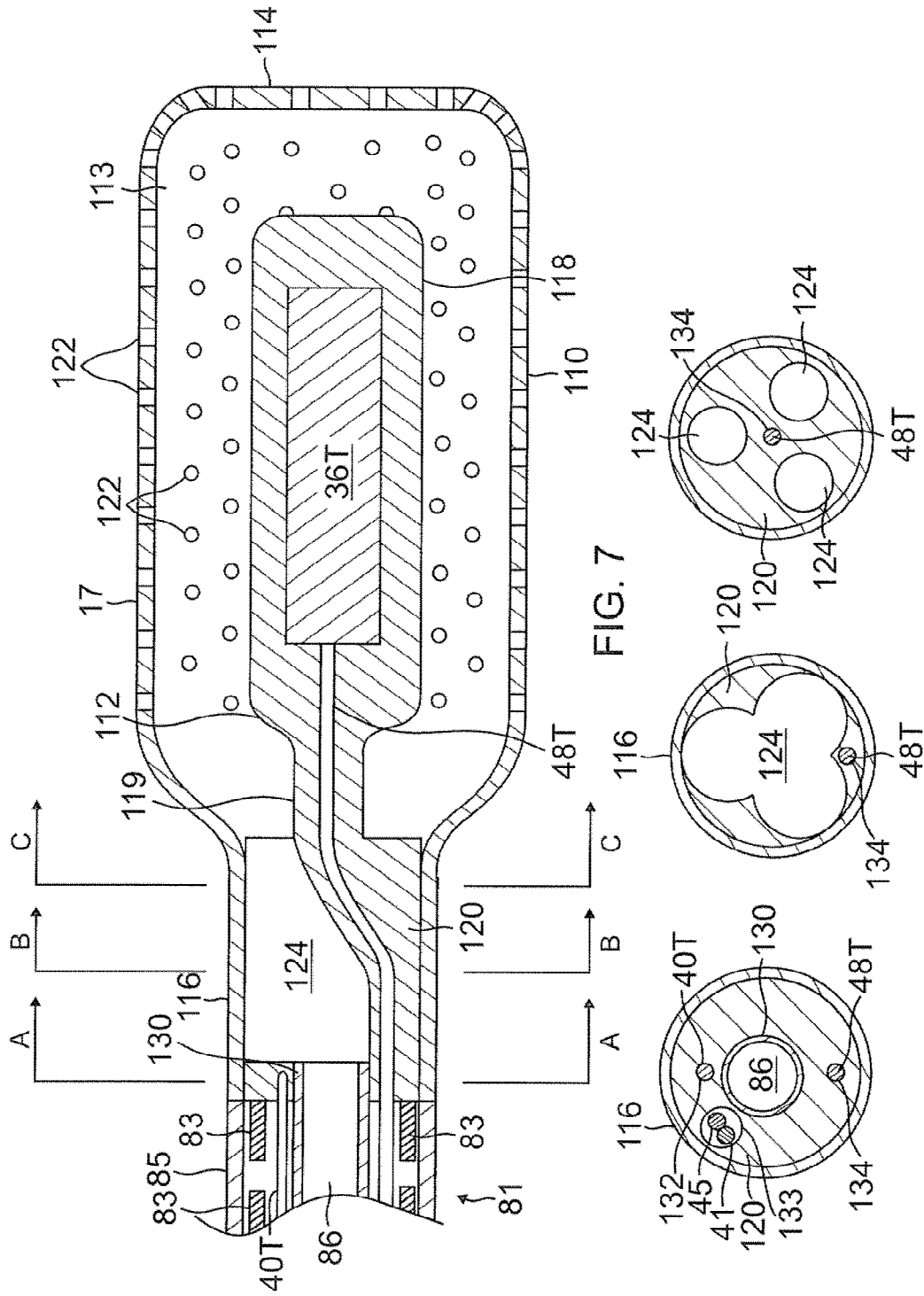


FIG. 7A

FIG. 7B

FIG. 7C

FIG. 7

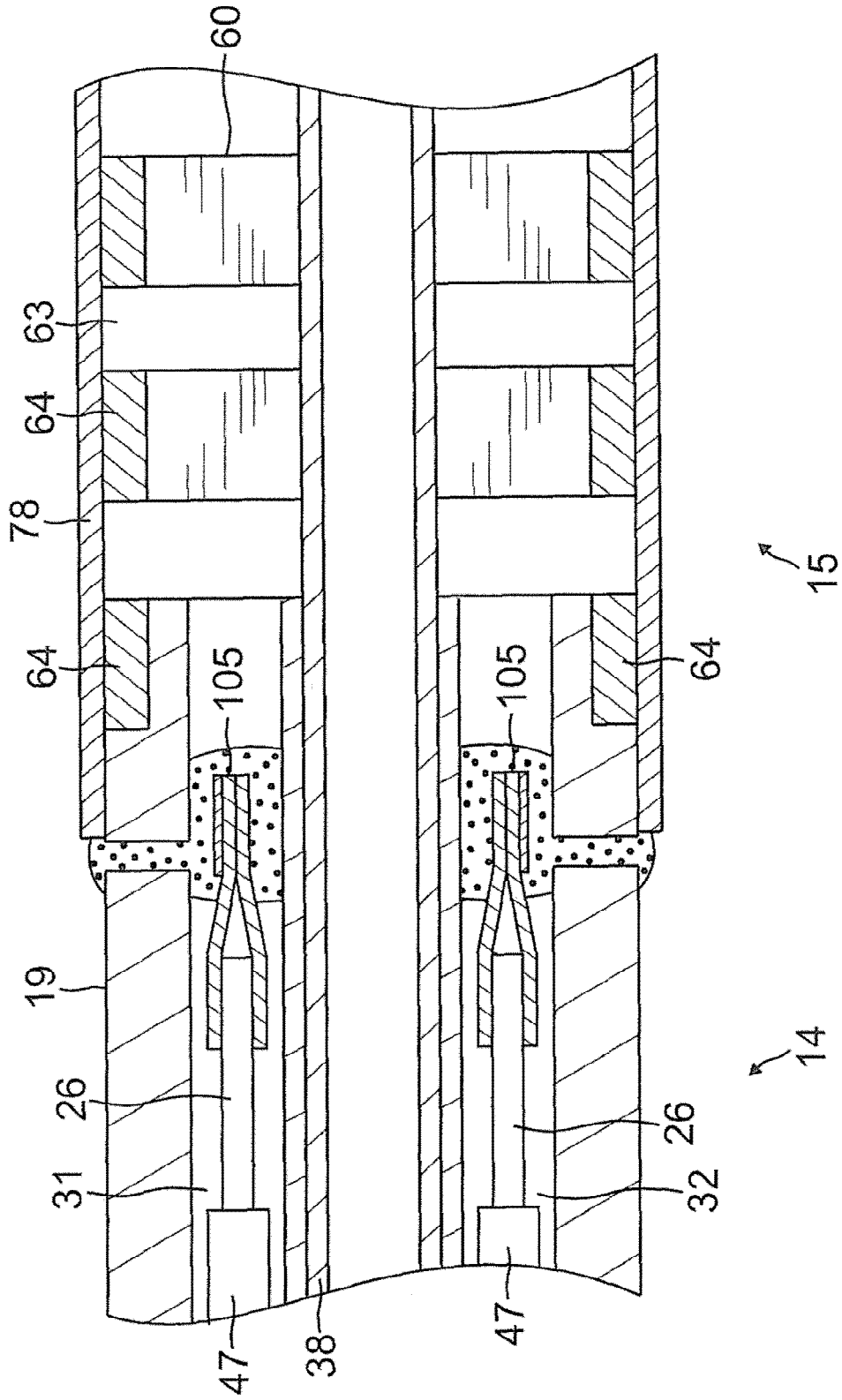


FIG. 8