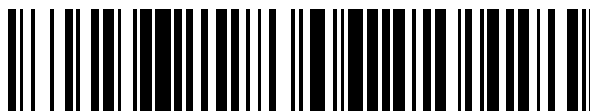


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 772 855**

51 Int. Cl.:

A61B 5/01 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

A61M 25/092 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.07.2015 PCT/JP2015/071390**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.07.2016 WO16113934**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.07.2015 E 15877886 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.11.2019 EP 3178386**

54 Título: **Catéter**

30 Prioridad:

15.01.2015 JP 2015005549

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.07.2020

73 Titular/es:

**JAPAN LIFELINE CO., LTD. (100.0%)
2-20 Higashishinagawa 2-chome Shinagawa-ku
Tokyo 140-0002, JP**

72 Inventor/es:

MASUDA, TAKUYA

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 772 855 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

Campo técnico

La invención se refiere a un catéter que tiene un sensor de temperatura.

5 Antecedentes de la técnica

Una operación que lleva cabo una cauterización o “ablación” mediante la utilización de un catéter de ablación se realiza como uno de los tratamientos médicos para la arritmia, etc. Tal ablación que utiliza el catéter de ablación se puede llevar a cabo en una zona que supone la arritmia en el interior del corazón, por ejemplo. En general, los métodos de ablación se pueden clasificar de forma aproximada en un método que lleva a cabo un calentamiento y un método que lleva a cabo un enfriamiento. Más en concreto, los métodos de ablación se pueden clasificar de forma aproximada en una ablación de temperatura elevada que utiliza una corriente de alta frecuencia y una ablación de temperatura baja que utiliza óxido nitroso líquido, nitrógeno líquido, etc. Al realizar la ablación de una zona como la pared posterior de la aurícula izquierda del corazón por medio del catéter de ablación, es decir, cuando se lleva a cabo la ablación quirúrgica de la aurícula izquierda, el esófago que está situado en la zona próxima a la pared posterior de la aurícula izquierda puede normalmente ser calentado o enfriado también, dando lugar a un posible daño del esófago.

Al objeto de abordar esto, se ha propuesto un método que mide o monitoriza la información sobre una temperatura del esófago, tal como una temperatura de la pared medial del esófago. El método implica la inserción de un catéter de medición de temperatura o un denominado “catéter esofágico” en el esófago a través de la nariz de un paciente mediante un acceso transnasal. Por ejemplo, se hace referencia a los documentos de literatura patente 1 y 2. El catéter de medición de temperatura incluye un sensor de temperatura en posición próxima a un anillo metálico situado cerca de la punta de un tubo de catéter. El sensor de temperatura mide una temperatura del esófago. Un sistema que lleva a cabo dicho método, o un “sistema de catéter”, incluye el catéter de medición de temperatura anterior y un aparato de medición de temperatura que mide la temperatura del esófago por medio del sensor de temperatura del catéter de medición de temperatura.

La monitorización de la temperatura del esófago de esta forma hace posible evitar el posible daño del esófago cuando, por ejemplo, se lleva a cabo la ablación quirúrgica anterior de la aurícula izquierda.

El documento de patente 1 describe un catéter que suministra un electrodo por el interior de una vena para un tratamiento mínimamente invasivo de varices esofágicas por medio de la utilización de energía de RF. El catéter se introduce y se sitúa en el interior de la sección de la vena que se ha de tratar. El electrodo radia energía de alta frecuencia hacia la vena, y el tejido venoso circundante se calienta y empieza a contraerse. La extensión de la contracción de la vena es detectada por medio de fluoroscopia. El electrodo permanece activo hasta que haya una contracción suficiente de la vena. El electrodo puede permanecer activo durante un periodo de tiempo prolongado al objeto de dar lugar a un engrosamiento del tejido esofágico inmediatamente circundante. El catéter incluye un miembro controlable a fin de limitar el nivel de contracción de la vena al diámetro del miembro.

El documento de patente 2 describe un método para el tratamiento del tejido cardíaco y vascular con crioterapia. Un instrumento médico, tal como un catéter, es colocado al objeto de hacer contacto con una zona objetivo de tejido cardíaco tal como el tejido epicárdico. El instrumento o catéter proporcionado incluye un elemento de crioterapia que tiene propiedades de transmisión térmica. El elemento de crioterapia puede ser una cámara de crioterapia que encierra el flujo de un fluido refrigerante dentro de la misma. El elemento de crioterapia se sitúa en la zona del tejido cardíaco o vascular que ha de ser tratado, normalmente por medio de la punción del saco epicárdico a través de una abertura del cuerpo del paciente. Un flujo de refrigerante del interior de la cámara de crioterapia genera un enfriamiento endotérmico con respecto al tejido cardíaco o vascular objetivo, induciendo una hipotermia y la formación de unas bolas de hielo en posición próxima al tejido.

El documento de patente 3 describe unos dispositivos, sistemas y métodos para la ablación de tejido. Un catéter de ablación orientable puede incluir uno o más elementos de ablación en su extremo distal y uno o más elementos de ablación unidos de forma fija a su eje. El extremo distal del catéter de ablación puede ser desviado para adoptar una serie de geometrías de desviación diferentes en al menos una dirección a lo largo del eje. Una característica del catéter de ablación es que su eje puede comprender materiales de diferentes durómetros o durezas unidos entre sí en una articulación.

El documento de patente 4 describe diferentes realizaciones que se refieren, en general, a sondas de catéter para propósitos de diagnóstico y/o terapéuticos. Las sondas de catéter descritas en esa memoria comprenden en general un núcleo proximal que comprende un alojamiento de núcleo y al menos un cable, un cuerpo de catéter conectado al núcleo proximal, comprendiendo el cuerpo de catéter un miembro de canal y un aislante, estando adaptado el miembro de canal para proporcionar un alojamiento para una parte del cuerpo de catéter y un conducto de paso de conductor, y estando adaptado el aislante para cubrir al menos una parte del miembro de canal; y comprendiendo un extremo distal de catéter al menos un electrodo conectado al al menos un cable.

El documento de patente 5 describe un catéter que mide la temperatura del sistema cardiovascular que tiene un tubo interior con una abertura en la dirección axial. Sin embargo, no se describe que la relación de un grosor de un anillo metálico con respecto a un diámetro exterior de dicho anillo metálico sea del 7,5% o mayor.

Lista de citación

5 Literatura patente

Documento de literatura patente 1: publicación de solicitud de patente japonesa sin examinar (traducción de solicitud PCT) nº 2010-505592.

Documento de literatura patente 2: publicación de solicitud de patente japonesa sin examinar (traducción de solicitud PCT) nº 2012-515612.

10 Documento de patente 1: documento de patente de EE.UU. nº 6.033.397 A.

Documento de patente 2: documento de patente de EE.UU. nº 2007/021741 A1.

Documento de patente 3: documento de patente de EE.UU. nº 2009/149848 A1.

Documento de patente 4: documento de patente de EE.UU. nº 2012/089123 A1.

Documento de patente 5: documento de patente europea EP 1.562.665 B1.

15 Compendio de la invención

En general, se requiere que un catéter de medición de temperatura se pueda fabricar de forma simplificada o con facilidad. Lo que se desea por lo tanto es una propuesta de un método que hace que el catéter de medición de temperatura se pueda fabricar de forma simplificada.

20 La invención se ha realizado teniendo en cuenta tal circunstancia, y es un objeto de la invención la provisión de un catéter que se pueda fabricar de forma simplificada.

Un catéter según la invención incluye: un tubo de catéter que incluye una parte flexible de punta que tiene un tubo interior y una pluralidad de miembros de tubo separados que están dispuestos sobre la circunferencia exterior del tubo interior y que son independientes entre sí; un anillo metálico o una pluralidad de anillos metálicos dispuestos en la parte flexible de punta; un sensor de temperatura o una pluralidad de sensores de temperatura dispuestos de forma correspondiente con el anillo metálico o pluralidad de anillos metálicos; y un mango fijado a un extremo de base del tubo de catéter. Una relación de un grosor del anillo metálico con respecto a un diámetro exterior del anillo metálico, es decir, el grosor del anillo metálico/el diámetro exterior del anillo metálico, es del 7,5% o mayor. Tanto el anillo metálico como la pluralidad de miembros de tubo separados están dispuestos en la parte flexible de punta de modo que se ajustan sobre una superficie circunferencial exterior del tubo interior unos al lado de los otros en una dirección axial del tubo de catéter. Por ejemplo, el diámetro exterior del anillo metálico puede estar en un intervalo de entre 1,3 mm y 4,0 mm, y el grosor del anillo metálico puede estar en un intervalo de entre 0,15 mm y 0,50 mm, por ejemplo.

En el catéter según la invención, el anillo metálico tiene la estructura gruesa. Dicho de otro modo, la relación es del 7,5% o mayor. Por lo tanto, la velocidad a la que el calor que se ha transferido al anillo metálico se disipa a los tejidos circundantes se hace más pequeña que en un anillo metálico que tenga una estructura delgada. Por lo tanto, cuando se mide una temperatura interna de, por ejemplo, un órgano hueco del interior del cuerpo, tal como el esófago, por medio del sensor de temperatura, la temperatura interna del órgano hueco que ha sido sometido a calentamiento o enfriamiento se transmite con precisión al sensor de temperatura. Como resultado, aumenta la precisión de la medición cuando se mide la temperatura interna en comparación con el anillo metálico que tiene la estructura delgada. No obstante, cuando se conforma la parte flexible de punta del tubo de catéter, un anillo metálico de estructura gruesa de este tipo puede conllevar dificultades para el empleo de un método a modo de ejemplo que haga que el anillo metálico quede embebido en la superficie circunferencial exterior de un segundo tubo por medio del golpeo del anillo metálico desde fuera. Al objeto de abordar esto, en el catéter según la invención, el anillo metálico o cada anillo metálico de la pluralidad de anillos metálicos dispuestos de forma correspondiente con el sensor de temperatura y la pluralidad de miembros de tubo separados que son independientes entre sí están dispuestos en la parte flexible de punta de modo que se ajustan sobre la superficie circunferencial exterior del tubo interior uno al lado del otro en la dirección axial del tubo de catéter. Esto hace que sea más fácil la conformación de la parte flexible de punta, incluso cuando el anillo metálico se hace grueso, tal y como se ha descrito con anterioridad.

En el catéter según la invención, deseablemente, el tubo interior puede tener una abertura que se conforma en la dirección axial desde un extremo de punta del tubo interior y que permite que el anillo metálico y el sensor de temperatura se acoplen eléctricamente entre sí. Esto facilita el acoplamiento eléctrico del anillo metálico y el sensor de temperatura, haciendo más fácil la disposición del anillo metálico para que se ajuste sobre la superficie

circunferencial exterior del tubo interior. Esto facilita también la conformación de la abertura en el tubo interior, lo que hace que sea aún más fácil la conformación de la parte flexible de punta.

En el catéter según la invención, deseablemente, el anillo de metal y cada miembro de tubo separado de la pluralidad de miembros de tubo separados pueden incluir una superficie circunferencial exterior que tiene una forma lisa en la dirección axial en la parte flexible de punta. Esto hace posible la obtención de las siguientes ventajas a modo de ejemplo en comparación con un caso a modo de ejemplo en el que cualquiera de estas superficies circunferenciales exteriores estuviera conformada según una forma que no fuera lisa, tal como en un caso en el que cualquiera de estas superficies circunferenciales exteriores tuviera una forma abultada, por ejemplo. Una ventaja es que se elimina el riesgo de dañar, por ejemplo, el interior de la cavidad nasal o del órgano hueco, lo que hace posible reducir la carga que se le impone a un paciente. Otra ventaja es que el anillo metálico entra en contacto superficial con, por ejemplo, la pared medial del órgano hueco, haciendo posible aumentar la capacidad de respuesta a un cambio de la temperatura cuando se realiza la medición de la temperatura interna, y de esta forma aumentar la precisión de la medición en comparación con el caso a modo de ejemplo en el que el anillo metálico no tiene la forma lisa y, en consecuencia, entra en contacto puntual con la pared medial del órgano hueco. Otra ventaja más es que la conformación de la superficie circunferencial exterior según una forma lisa en la dirección axial hace posible la reducción de un diámetro del tubo de catéter, es decir, de la parte flexible de punta.

El catéter según la invención puede incluir deseablemente un mecanismo de desviación que incluye el mango y que desvía la parte flexible de punta. Esto permite la inserción del tubo de catéter a la vez que se varía una forma de la zona próxima a la punta, es decir, la parte flexible de punta, del tubo de catéter. En consecuencia, es posible hacer que el tubo de catéter pase con suavidad a través de, por ejemplo, la complejamente estructurada cavidad nasal y que se inserte el tubo de catéter en el esófago con facilidad.

Según el catéter de la invención, tanto el anillo metálico como la pluralidad de miembros de tubo separados están dispuestos en la parte flexible de punta del tubo de catéter de modo que se ajustan sobre la superficie circunferencial exterior del tubo interior unos al lado de los otros en la dirección axial del tubo de catéter. Por lo tanto, es posible hacer que la parte flexible de punta se pueda conformar con facilidad incluso cuando el anillo metálico se hace grueso. En consecuencia, es posible hacer que el catéter se pueda fabricar de forma simplificada.

Breve descripción de los dibujos

[FIG. 1] La figura 1 ilustra de forma esquemática un ejemplo de una configuración general de un catéter según una realización de la invención.

[FIG. 2] La figura 2 ilustra de forma esquemática un ejemplo de una configuración detallada de una parte flexible de punta del tubo de catéter ilustrado en la figura 1.

[FIG. 3] La figura 3 ilustra de forma esquemática un ejemplo de una configuración en sección transversal de la parte flexible de punta ilustrada en la figura 2.

[FIG. 4] La figura 4 ilustra de forma esquemática un ejemplo de la configuración en sección transversal de la parte flexible de punta ilustrada en la figura 3 vista en otra dirección.

[FIG. 5] La figura 5 es una vista despiezada esquemática en perspectiva del ejemplo de configuración de la parte flexible de punta ilustrada en cada una de las figuras 2 a 4.

[FIG. 6] La figura 6 es una vista despiezada esquemática en perspectiva de una parte de la parte flexible de punta ilustrada en la figura 5 de forma ampliada.

[FIG. 7A] La figura 7A ilustra de forma esquemática un ejemplo de una etapa de proceso de fabricación de la parte flexible de punta ilustrada en las figuras 2 a 5.

[FIG. 7B] La figura 7B ilustra de forma esquemática un ejemplo de una etapa de proceso de fabricación posterior a la ilustrada en la figura 7A.

[FIG. 7C] La figura 7C ilustra de forma esquemática un ejemplo de una etapa de proceso de fabricación posterior a la ilustrada en la figura 7B.

[FIG. 8] La figura 8 ilustra de forma esquemática un ejemplo de una forma de utilización del catéter según una realización.

[FIG. 9] La figura 9 ilustra de forma esquemática una configuración de una parte de un catéter según un ejemplo comparativo.

Descripción de realizaciones

A continuación, se describen en detalle algunas realizaciones de la invención, en el orden siguiente, haciendo referencia a los dibujos.

1. Realización (un ejemplo en el que se proporciona una pluralidad de conjuntos de anillos metálicos de estructura gruesa y sensores de temperatura)

2. Ejemplos de modificación

[Realización]

5 [Ejemplo de configuración general]

La figura 1 ilustra esquemáticamente un ejemplo de una configuración general, en un plano Z-X, de un catéter al que se hace referencia como "catéter 1" según una realización de la invención. El catéter 1 puede ser un catéter o uno de los que se denominan "catéter esofágico" utilizado para la medición de la información sobre la temperatura interna de un órgano hueco del interior del cuerpo de un paciente al llevar a cabo un tratamiento médico, por ejemplo, de una arritmia del paciente, por ejemplo, al llevar a cabo una ablación quirúrgica de la aurícula izquierda. Por ejemplo, el órgano hueco puede ser el esófago. La temperatura interna puede ser una temperatura de la pared medial del órgano hueco. Más en concreto, el catéter 1 se puede insertar en el interior del esófago, o de cualquier otra parte, del paciente a través de la nariz mediante un acceso transnasal, tal y como se describe más adelante con mayor detalle.

15 Haciendo referencia a la figura 1, el catéter 1 incluye un tubo de catéter 11 o un "eje de catéter", y un mango 12 fijado a un extremo de base del tubo de catéter 11. El tubo de catéter 11 se puede comportar como un cuerpo de catéter o como una "parte alargada".

[Tubo de catéter 11]

20 El tubo de catéter 11 puede tener una estructura tubular que tiene flexibilidad, y tiene una forma que se extiende en la dirección de su propio eje, es decir, en la dirección del eje Z. Dicho de otro modo, el tubo de catéter 11 puede tener un miembro con forma de tubo hueco. Más en concreto, una longitud en la dirección axial del tubo de catéter 11 puede ser entre aproximadamente varias veces hasta aproximadamente varias decenas de veces más larga que una longitud en una dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del mango 12. El tubo de catéter 11 puede estar configurado por un tubo que tenga las mismas propiedades en la dirección axial del mismo. No obstante, es preferible que el tubo de catéter 11 tenga una parte de extremo de punta y una parte de extremo de base tal y como las que se describen en esta realización. La parte de extremo de punta, o la "parte flexible de punta 11A", puede tener una flexibilidad relativamente mayor. La parte de extremo de base puede estar conformada integralmente con la parte de extremo de punta en la dirección axial, y tiene una rigidez relativamente mayor que la de la parte de extremo de punta.

30 El tubo de catéter 11 puede tener también una denominada estructura de un solo lumen en la cual se conforma un solo lumen en el mismo al objeto de extenderse en la dirección axial del mismo, o una denominada estructura de múltiples lúmenes en la que una pluralidad de lúmenes, tal como cuatro lúmenes, se conforman en el mismo. El lumen puede incluir un orificio interior, un poro o un orificio pasante. De forma alternativa, el tubo de catéter 11 puede incluir en el mismo tanto una zona que tiene la estructura de un solo lumen como una zona que tiene la estructura de múltiples lúmenes. Un lumen de este tipo provisto en el tubo de catéter 11 puede incluir diferentes cables finos que se insertan a través del mismo y que se aíslan eléctricamente entre sí. Los ejemplos de diferentes cables finos pueden incluir un par de cables de funcionamiento 40a y 40b y unos cables de conducción L1 a L5, los cuales se describirán más adelante.

40 Cada uno de los cables del par de cables de funcionamiento 40a y 40b, o "cables de tensión", de entre los diferentes cables finos, se puede extender a través del interior del tubo de catéter 11 para ser dirigidos hasta el interior del mango 12. El par de cables de funcionamiento 40a y 40b se puede utilizar en una operación de desviación de la parte de extremo de punta descrita más adelante, o de la "parte flexible de punta 11A", del tubo de catéter 11. Dicho de otro modo, cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b se puede utilizar al objeto de desviar una zona próxima a una punta del tubo de catéter 11, tal y como se ilustra por medio de las flechas d2a y d2b de la figura 1. Cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b puede tener un extremo de punta fijado alrededor de una punta situada dentro del tubo de catéter 11 por medio, por ejemplo, de un anclaje y una soldadura. Cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b puede tener también un extremo de base que se extiende desde el interior del tubo de catéter 11 hasta el interior del mango 12, tal y como se ha descrito con anterioridad, y que se fija por medio de un elemento de sujeción, no ilustrado, en el interior del mango 12. Cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b puede estar hecho de acero inoxidable (SUS) o de un material metálico súper-elástico como el níquel titanio (NiTi), y cada uno puede tener un diámetro en un intervalo de entre aproximadamente 100 µm y aproximadamente 500 µm. Más en concreto, cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b puede tener un diámetro de 200 µm, por ejemplo. Sin embargo, no es estrictamente necesario que cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b esté hecho de un material metálico. Por ejemplo, cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b puede ser un cable no conductor de alta resistencia u otro cable adecuado.

El tubo de catéter 11 puede estar hecho de una resina sintética tal como una poliolefina, poliamida, polieterpoliamida, poliuretano, nailon y poliéter blockamida. La longitud en la dirección axial del tubo de catéter 11 puede estar preferiblemente en un intervalo de entre aproximadamente 500 mm y aproximadamente 1.200 mm, y

puede ser de 800 mm según un ejemplo preferido. La parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 puede tener una longitud en la dirección axial que puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 40 mm y 100 mm, y más preferiblemente puede estar en un intervalo de entre 50 mm y 80 mm. Un diámetro exterior, es decir, un diámetro exterior en sección transversal X-Y del tubo de catéter 11 puede estar en un intervalo de entre 1,3 mm y 4,0 mm, y puede ser de 2,4 mm según un ejemplo preferido.

Además, se dispone un anillo metálico o una pluralidad de anillos metálicos, tales como cinco anillos metálicos 111 a 115 en esta realización, y una punta 110 en un intervalo predeterminado próximo a la punta (es decir, la parte flexible de punta 11A) del tubo de catéter 11, tal y como se ilustra en la figura 1. Más en concreto, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115, que se comportan como anillos metálicos de medición de temperatura, puede estar dispuesto de forma fija en una parte media de la parte flexible de punta 11A, es decir, alrededor de una zona media de la parte flexible de punta 11A, mientras que la punta 110 puede estar dispuesta de forma fija en el extremo más distal de la parte flexible de punta 11A.

Se ha de observar que, haciendo referencia a las figuras 2 a 6, se describe con posterioridad un ejemplo de una configuración detallada de la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11.

[Mango 12]

El mango 12 ilustrado en la figura 1 puede ser una pieza por la que un operador, tal como un médico, agarra o sujeta cuando se utiliza el catéter 1. El mango 12 puede tener un cuerpo de mango 121 y una parte de funcionamiento giratorio 122, tal y como se ilustra en la figura 1. El cuerpo de mango 121 puede estar fijado al extremo de base del tubo de catéter 11.

El cuerpo de mango 121 puede ser equivalente a una pieza o a un “elemento de agarre” por el que el operador lo realmente sujeta, y puede tener una forma que se extiende en una dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del cuerpo de mango 121. El cuerpo de mango 121 puede estar hecho de una resina sintética tal como policarbonato y copolímero de acrilonitrilo butadieno estireno (ABS, acrylonitrile butadiene styrene, por sus siglas en inglés).

La parte de funcionamiento giratorio 122 puede ser una parte que se utiliza cuando se lleva a cabo la maniobra de desviación que desvía la zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 junto con el par de cables de funcionamiento 40a y 40b descritos con anterioridad, tal y como se describe más adelante con mayor detalle. La zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 es, dicho de otro modo, la parte flexible de punta 11A. Más en concreto, la parte de funcionamiento giratorio 122 se acciona o se somete a una “maniobra giratoria” cuando se lleva a cabo una maniobra de desviación de este tipo. Esto significa que, en esta realización, el mango 12, es decir, la parte de funcionamiento giratorio 122, y el par de cables de funcionamiento 40a y 40b corresponden a un ejemplo específico de un “mecanismo de desviación” según la invención. La parte de funcionamiento giratorio 122 puede incluir una placa giratoria 41 y un saliente de ajuste 42, tal y como se ilustra en la figura 1.

La placa giratoria 41 puede ser un miembro fijado de forma giratoria al cuerpo de mango 121 alrededor de un eje de giro que es perpendicular a una dirección longitudinal, es decir, a la dirección del eje Z del cuerpo de mango 121. El eje de giro, dicho de otro modo, se corresponde con la dirección del eje Y. La placa giratoria 41 puede ser equivalente a una pieza que realmente es accionada por el operador cuando se realiza la maniobra giratoria descrita con anterioridad, y puede tener una forma substancialmente de disco. Más en concreto, en esta realización, se hace posible una maniobra en la que la placa giratoria 41 se hace girar de dos formas en el plano Z-X con respecto al cuerpo de mango 121, tal y como se indica por medio de las flechas d1a y d1b de la figura 1. En otras palabras, se hace posible una maniobra giratoria de la placa giratoria 41 alrededor del eje de giro.

La placa giratoria 41 puede estar provista integralmente de un par de botones 41a y 41b que están ubicados sobre una superficie lateral de la placa giratoria 41. En esta realización, el botón 41a y el botón 41b pueden estar dispuestos en sus posiciones respectivas que son simétricas con respecto a un punto alrededor del eje de giro de la placa giratoria 41, tal y como se ilustra en la figura 1. Cada uno de los botones 41a y 41b puede ser equivalente a una pieza accionada o pulsada, por ejemplo, con los dedos de una mano cuando el operador lleva a cabo la maniobra giratoria de la placa giratoria 41. Por ejemplo, la placa giratoria 41 puede estar hecha de un material similar al material descrito con anterioridad del cuerpo de mango 121, tal como una resina sintética.

El saliente de ajuste 42 puede ser un miembro que es giratorio en el plano Z-X, y fija o mantiene la posición a la que se ha hecho girar la placa giratoria 41. Dicho de otro modo, el saliente de ajuste 42 puede fijar o mantener un estado en el que la zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 está curvada. Más en concreto, el operador puede girar el saliente de ajuste 42 al objeto de fijar la placa giratoria 41 al cuerpo de mango 121. Esto hace posible la fijación de la posición a la que se ha hecho girar a la placa giratoria 41.

[Ejemplo de configuración detallada de la parte flexible de punta 11A]

A continuación, se proporciona una descripción, haciendo referencia a las figuras 2 a 6, de un ejemplo de una configuración detallada de la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11.

La figura 2 ilustra de forma esquemática un ejemplo de la configuración detallada, en el plano Z-X, de la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 ilustrado en la figura 1. La figura 3 ilustra de forma esquemática un ejemplo de una sección transversal de la parte flexible de punta 11A ilustrada en la figura 2, es decir, ilustra un ejemplo de una configuración en sección transversal Y-Z, tomada a lo largo de la línea II – II y vista en la dirección de las flechas de la figura 2. La figura 4 ilustra de forma esquemática un ejemplo de la sección transversal de la parte flexible de punta 11A ilustrada en la figura 3, es decir, ilustra un ejemplo de una configuración en sección transversal X-Y, tomada a lo largo de la línea III - III y vista en la dirección de las flechas de la figura 3. La figura 5 es una vista despiezada esquemática en perspectiva del ejemplo de configuración de la parte flexible de punta 11A ilustrada en cada una de las figuras 2 a 4. La figura 6 es una vista despiezada esquemática en perspectiva de una parte de la parte flexible de punta 11A ilustrada en la figura 5 de forma ampliada. Se ha de observar que se omite la ilustración de una parte de la parte flexible de punta 11A en la figura 6 para mayor simplificación de la representación.

[Primer tubo 61 y segundo tubo 62]

Haciendo referencia a las figuras 2 a 6, la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 puede tener una estructura multicapa, es decir, una estructura de dos capas, que incluye un primer tubo 61 y un segundo tubo 62. El primer tubo 61, que se comporta como un tubo interior, puede estar dispuesto en el lado de la circunferencia interior de la parte flexible de punta 11A, mientras que el segundo tubo 62, que se comporta como un tubo exterior, puede estar dispuesto en el lado de la circunferencia exterior del primer tubo 61. En esta realización, el primer tubo 61 y el segundo tubo 62 pueden ser tubos o “estructuras tubulares” que sean independientes entre sí. Además, el segundo tubo 62 está configurado por una pluralidad de miembros de tubo separados que son independientes entre sí. En esta realización, la pluralidad de miembros de tubo separados puede incluir seis miembros de tubo separados 620, 621, 622, 623, 624 y 625.

El primer tubo 61 puede tener una estructura de múltiples lúmenes que tenga cuatro lúmenes 61A, 61B, 61C y 61D que están conformados en el interior del mismo en esta realización, tal y como se ilustra en las figuras 4 y 6. Más en concreto, en esta realización, los dos lúmenes 61A y 61B pueden estar dispuestos uno al lado del otro en la dirección del eje Y dentro del segundo tubo 62, y los dos lúmenes 61C y 61D pueden estar dispuestos uno al lado del otro en la dirección del eje X dentro del segundo tubo 62. Cada uno de los lúmenes 61A y 61B puede tener un diámetro relativamente grande, mientras que cada uno de los lúmenes 61C y 61D puede tener un diámetro relativamente pequeño. Además, en esta realización, los cables de conducción, es decir, los cables de conducción L1 a L5, de los respectivos sensores de temperatura que se describirán más adelante, pueden estar insertados a través del lumen 61A, mientras que los cables de funcionamiento 40a y 40b descritos con anterioridad pueden estar insertados a través de los lúmenes 61C y 61D, respectivamente, de forma individual.

El primer tubo 61 y el segundo tubo 62, incluyendo los miembros de tubo separados 620 a 625, pueden estar hechos, cada uno, por ejemplo, de la resina sintética descrita con anterioridad. Por ejemplo, el primer tubo 61 y el segundo tubo 62 pueden estar hechos, cada uno, de un material tal como una poliolefina, poliamida, polieterpoliamida, poliuretano, nailon y poliéter blockamida.

El primer tubo 61 puede tener un diámetro exterior, es decir, un diámetro exterior en sección transversal X-Y, que puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 1,0 mm y 3,0 mm, y que puede ser de 1,95 mm según un ejemplo preferido.

El segundo tubo 62, o cada uno de los miembros de tubo separados 620 a 625, puede tener, de forma similar, un diámetro exterior que puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 1,3 mm y 4,0 mm, y que puede ser de 2,4 mm según un ejemplo preferido. El segundo tubo 62, o cada uno de los miembros de tubo separados 620 a 625, puede tener un diámetro interior que puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 1,0 mm y 3,0 mm, y que puede ser de 1,95 mm según un ejemplo preferido. Además, cada uno de los miembros de tubo separados 621 a 625 puede tener una longitud en una dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z, que puede estar en un intervalo de entre 1,0 mm y 20,0 mm, por ejemplo, y que puede ser de 5,0 mm según un ejemplo preferido.

[Anillos metálicos 111 a 115 y punta 110]

Tal y como ya se ha descrito haciendo referencia a la figura 1, la parte flexible de punta 11A puede estar provista de los cinco anillos metálicos 111 a 115 y de una punta 110, tal y como se ilustra en la figura 2. La punta 110 puede estar dispuesta de forma fija en el extremo más distal de la parte flexible de punta 11A. Los cinco anillos metálicos 111 a 115 pueden estar dispuestos uno al lado del otro en este orden, separados un intervalo predeterminado, desde el extremo de punta, es decir, desde la punta 110, hasta el extremo de base de la parte flexible de punta 11A. El intervalo predeterminado es, dicho de otro modo, una distancia “d” de anillo metálico a anillo metálico que se ilustra en la figura 2. La distancia d de anillo metálico a anillo metálico puede ser preferiblemente de 5 mm o menos, por ejemplo, y más preferiblemente puede estar en un intervalo de entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 4 mm. Según un ejemplo, la distancia d de anillo metálico a anillo metálico puede ser de 2 mm. Además, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede tener una anchura de anillo metálico “w” ilustrada en la figura 2, que puede ser preferiblemente de 5 mm o menos, por ejemplo, y más preferiblemente puede estar en un

intervalo de entre aproximadamente un mm y aproximadamente 4 mm. Según un ejemplo, la anchura de anillo metálico w puede ser de 2 mm.

Cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 de esta realización puede tener también un diámetro exterior y un diámetro interior que sean aproximadamente los mismos que los del segundo tubo 62 anterior, es decir, los de cada uno de los miembros de tubo separados 620 a 625. Más en concreto, el diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 1,3 mm y 4,0 mm, y puede ser de 2,4 mm según un ejemplo preferido. El diámetro interior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 1,0 mm y 3,0 mm, y puede ser de 1,95 mm según un ejemplo preferido. Además, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 tiene una estructura gruesa que puede tener un grosor que esté en un intervalo de entre 0,15 mm y 0,50 mm. En este caso, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede tener un grosor que puede estar preferiblemente en un intervalo de entre 0,20 mm y 0,50 mm, y que puede ser de 0,225 mm según un ejemplo preferido. Esto significa que el grosor de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede ser de entre aproximadamente 2 veces y aproximadamente 10 veces mayor que el grosor de un anillo metálico de estructura delgada existente, que típicamente está en un intervalo de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,07 mm, por ejemplo.

Se ha de observar que hacer el diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 menor que 1,3 mm requiere que cada uno de los miembros que estructura el catéter 1, incluidos también los anillos metálicos 111 a 115, sea extremadamente pequeño. Esto puede dar lugar a que el trabajo de montaje sea difícil, lo que a su vez conduce a dificultades en la fabricación. Esto puede dar lugar también a la posible ocurrencia de un defecto en el producto, tal como una desconexión de los cables finos, como los cables de funcionamiento 40a y 40b y los cables de conducción L1 a L5. Hacer el diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 mayor que 4,0 mm da lugar a que sea difícil que el tubo de catéter 11 pase a través de la cavidad nasal suavemente.

En este caso, una relación de la estructura gruesa de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 con respecto al diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede ser igual o superior al 15%. La relación es, dicho de otro modo, "estructura de grosor/diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115". En esta realización, el diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede ser substancialmente igual al diámetro exterior de la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11. La estructura gruesa de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 se define como un grosor y otro grosor (grosor x 2) de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115. Por el contrario, la relación del anillo metálico de estructura delgada existente que tiene el grosor típico, tal y como se ha descrito con anterioridad, es inferior al 10%.

Dicho de otro modo, por ejemplo, una relación del grosor de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 con respecto al diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 es normalmente del 7,5% o mayor, puede ser preferiblemente igual o mayor al 8,0%, y puede ser más preferiblemente igual o mayor al 9,0%. Según un ejemplo preferido, la relación puede ser del 9,4% (= 0,225/2,4). La relación es, en otras palabras, "grosor de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115/diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115". En esta realización, el diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede ser substancialmente igual al diámetro exterior de la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11. Por el contrario, la relación del anillo metálico de estructura delgada existente que tiene el grosor típico, tal y como se ha descrito con anterioridad, es inferior al 5,0%.

Se ha de observar que al hacer que la relación sea del 7,5% o mayor, se hace posible la medición de la temperatura interna de una zona como el esófago E con una precisión adecuada. Sin embargo, hacer que la relación sea inferior al 7,5% conduce a una gran variación en la temperatura que se ha de detectar, dependiendo de en qué parte del esófago E, por ejemplo, están situadas las partes de conexión. Esto, a su vez, evita que la medición de la temperatura interna de, por ejemplo, el esófago E se lleve a cabo con una precisión adecuada. Cada una de las partes de conexión es una parte en la cual el sensor de temperatura que se describe más adelante, incluyendo los sensores de temperatura 51 a 55, y cada uno de los correspondientes anillos metálicos 111 a 115 están acoplados entre sí.

Cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 puede estar hecho de un material metálico que tenga una conductividad eléctrica adecuada, tal como de aluminio (Al), cobre (Cu), acero inoxidable (SUS), oro (Au) y platino (Pt). La punta 110 puede también estar hecha de un material metálico similar al de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115, por ejemplo. Alternativamente, la punta 110 puede estar hecha de un material de resina tal como una resina de caucho de sílica y poliuretano.

[Sensores de temperatura 51 a 55]

La parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 está provista en su interior de cinco sensores de temperatura 51 a 55 que están dispuestos respectivamente en posición próxima a los anillos metálicos 111 a 115 y que están dispuestos de forma correspondiente con respecto a los anillos metálicos 111 a 115, respectivamente, tal y como se ilustra de forma esquemática en la figura 3. Por ejemplo, los sensores de temperatura 51 a 55 pueden estar dispuestos en unas posiciones correspondientes en las que los sensores de temperatura 51 a 55 quedan enfrentados, respectivamente, a los anillos metálicos 111 a 115. Más en concreto, en esta realización, una pluralidad

de conjuntos de anillos metálicos 111 a 115 y sensores de temperatura 51 a 55, es decir, cinco conjuntos compuestos por los cinco anillos metálicos 111 a 115 y los cinco sensores de temperatura 51 a 55, están dispuestos según una relación de correspondencia uno a uno. Se ha de observar que en esta realización no se puede disponer en posición próxima a la punta 110 un sensor de temperatura que forme un par con la punta 110, o que esté acoplado eléctricamente a ella.

Cada uno de los sensores de temperatura 51 a 55 se puede comportar como un sensor que mide la temperatura interna de una zona como el esófago cuando se realiza, por ejemplo, la ablación quirúrgica de la aurícula izquierda. Los sensores de temperatura 51 a 55 pueden estar acoplados eléctricamente a los anillos metálicos 111 a 115, respectivamente, de forma individual. Más en concreto, el sensor de temperatura 51 puede estar embebido en posición próxima al anillo metálico 111, y puede estar acoplado eléctricamente al anillo metálico 111 como se ilustra en la figura 3. De forma similar, el sensor de temperatura 52 puede estar embebido en posición próxima al anillo metálico 112, y puede estar acoplado eléctricamente al anillo metálico 112. El sensor de temperatura 53 puede estar embebido en posición próxima al anillo metálico 113, y puede estar acoplado eléctricamente al anillo metálico 113. El sensor de temperatura 54 puede estar embebido en posición próxima al anillo metálico 114, y puede estar acoplado eléctricamente al anillo metálico 114. El sensor de temperatura 55 puede estar embebido en posición próxima al anillo metálico 115, y puede estar acoplado eléctricamente al anillo metálico 115. Por ejemplo, dicho acoplamiento eléctrico se puede conseguir por medio de una soldadura por puntos individual de los sensores de temperatura 51 a 55 sobre las superficies circunferenciales interiores correspondientes de los respectivos anillos metálicos 111 a 115.

Cada uno de los sensores de temperatura 51 a 55 puede tener una configuración en la que se utiliza un termopar, por ejemplo. Dicho de otro modo, cada uno de los sensores de temperatura 51 a 55 puede utilizar una unión de medición de temperatura por medio del termopar. Además, los cables de conducción L1 a L5 que se comportan como conductores pueden estar acoplados eléctricamente a los sensores de temperatura 51 a 55 de forma individual, respectivamente, y pueden incluir unos cables metálicos, tal y como se ilustra en las figuras 3 a 6. Los cables metálicos son diferentes entre sí en cuanto a su tipo y estructuran el termopar. Cada uno de los cables de conducción L1 a L5 se puede insertar a través del lumen proporcionado en el tubo de catéter 11 y se puede conducir hasta el interior del mango 12, tal y como se ha descrito con anterioridad. En esta realización, cada uno de los cables de conducción L1 a L5 se puede insertar a través del lumen 61A, tal y como se ha descrito anteriormente haciendo referencia a la figura 4.

El primer tubo 61 de la parte flexible de punta 11A puede tener una abertura S como la que se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 3 a 6. La abertura S puede incluir un orificio lateral o un orificio pasante, y puede hacer posible el acoplamiento eléctrico individual de los sensores de temperatura 51 a 55 y los anillos metálicos 111 a 115. Más en concreto, los sensores de temperatura 51 a 55 se pueden soldar sobre las correspondientes superficies circunferenciales interiores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115 por medio de soldadura por puntos individual, tal como se ha descrito con anterioridad, a través de la abertura S.

La abertura S puede estar conformada al menos en una zona del primer tubo 61 en la que los anillos metálicos 111 a 115 estén dispuestos, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 3 a 6. Dicho de otro modo, la abertura S se puede conformar sólo en las zonas en las que estén dispuestos los respectivos anillos metálicos 111 a 115, o se puede conformar además en una zona en la que los miembros de tubo separados 620 a 625 estén dispuestos, como ocurre en esta realización, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en la figura 5. Más en concreto, en esta realización, la abertura S se puede conformar en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z de la parte flexible de punta 11A, con forma de hendidura, tal y como se ilustra en la figura 5. En otras palabras, la abertura S se puede conformar según una sola forma rectangular continua.

[Ejemplo de configuración detallada de cada miembro]

Tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 2, 3 y 5, los cinco anillos metálicos 111 a 115 y los cinco miembros de tubo separados 621 a 625 están dispuestos en la parte flexible de punta 11A al objeto de que se ajusten sobre una superficie circunferencial exterior del primer tubo 61, unos al lado de los otros en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del tubo de catéter 11. El término "ajustar" incluye el término "lugar" y "montaje". Más en concreto, en esta realización, los cinco anillos metálicos 111 a 115 están dispuestos al objeto de que se ajusten uno al lado del otro en la dirección axial del tubo de catéter 11 con los cuatro miembros de tubo separados 622, 623, 624 y 625 interpuestos entre ellos. Dicho de otro modo, en esta realización, los anillos metálicos y los miembros de tubo separados pueden estar dispuestos de forma intercalada desde el extremo de punta de la parte flexible de punta 11A, es decir, desde la punta 110, hasta el extremo de base de la parte flexible de punta 11A en el orden de miembro de tubo separado 621, anillo metálico 111, miembro de tubo separado 622, anillo metálico 112, miembro de tubo separado 623, anillo metálico 113, miembro de tubo separado 624, anillo metálico 114, miembro de tubo separado 625, anillo metálico 115 y miembro de tubo separado 620.

Tal y como se describe más adelante con mayor detalle haciendo referencia a las figuras 7A a 7C, dicha estructura de configuración alineada lado a lado se puede conformar de la siguiente manera a modo de ejemplo, como se indica, por ejemplo, por medio de las flechas P1 y P2 de la figura 5 y de una flecha P3 de la figura 6. En concreto, los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625, excluyendo el miembro de tubo

separado 620, se pueden ajustar sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61 de forma secuencial en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z, de la parte flexible de punta 11A de manera que se conforma la estructura de configuración alineada lado a lado anterior.

Además, en la parte flexible de punta 11A, cada una de las superficies circunferenciales exteriores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115 y cada una de las superficies circunferenciales exteriores de los respectivos miembros de tubo separados 620 a 625 puede adoptar una forma lisa o una forma substancialmente lisa en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z de la parte flexible de punta 11A, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 2, 3 y 5. Dicho de otro modo, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 y cada uno de los miembros de tubo separados 620 a 625 puede tener la superficie circunferencial exterior libre de, por ejemplo, una protuberancia, un escalón, o de cualquier otra forma y de esta manera pueden conformar una superficie circunferencial exterior lisa como si la parte flexible de punta 11A tuviera una estructura de tubo único a primera vista. No obstante, se ha de observar que las diminutas irregularidades, escalones, etc. entre los miembros de los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 620 a 625 son obviados en este caso.

[Ejemplo de método de fabricación]

El catéter 1 según esta realización se puede fabricar de la siguiente manera a modo de ejemplo. En primer lugar, se fabrica el tubo de catéter 11 que incluye la parte flexible de punta 11A que tiene la configuración anterior.

[Proceso de fabricación de la parte flexible de punta 11A]

Las figuras 7A a 7C ilustran de forma esquemática, en el orden de las etapas de proceso, un ejemplo de un proceso de fabricación de la parte flexible de punta 11A ilustrada en las figuras 2 a 5.

Haciendo referencia a la figura 7A, en este ejemplo del proceso de fabricación ilustrado en la figura 7A se puede conformar en primer lugar una estructura de tubo que tiene una estructura multicapa, es decir, una estructura de dos capas, que incluye el primer tubo 61 situado en el lado de la circunferencia interior y un único segundo tubo 62a situado en el lado de la circunferencia exterior.

A continuación, se puede eliminar una punta del segundo tubo 62a situado en el lado de la circunferencia exterior de la estructura de tubo por medio de una herramienta predeterminada, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en la figura 7B. Dicho de otro modo, una parte de la estructura de tubo, excluyendo una zona que eventualmente se comporta como el miembro de tubo separado 620, se puede eliminar por medio de la herramienta predeterminada. Esto conforma una estructura en la que el primer tubo 61 queda al descubierto y, por lo tanto, queda expuesto al exterior en una zona en la que han de ser dispuestos los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625. En este caso, una zona en concreto de una parte del primer tubo que se extiende desde un extremo de punta hasta un extremo de base se puede eliminar también por medio de una herramienta, tal como un punzón, al objeto de conformar de esta manera la abertura S que puede tener, por ejemplo, forma de hendidura, tal y como se ha descrito con anterioridad. La zona en concreto es, en otras palabras, la zona en la que se han de disponer los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625.

Después de ello, cada uno de los miembros descritos con anterioridad se puede ajustar sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61 desde el extremo de punta hasta el extremo de base, es decir, en dirección hacia el miembro de tubo separado 620 del primer tubo 61, de la siguiente manera que se indica por medio de la flecha P4 en la figura 7C. En concreto, el anillo de metálico 115, el miembro de tubo separado 625, el anillo metálico 114, el miembro de tubo separado 624, el anillo metálico 113, el miembro de tubo separado 623, el anillo metálico 112, el miembro de tubo separado 622, el anillo metálico 111 y el miembro de tubo separado 621, teniendo cada uno de ellos la configuración anterior, se pueden ajustar secuencialmente en este orden sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61, tal y como se ilustra en la figura 7C.

Se ha de observar que los sensores de temperatura 51 a 55 y las puntas de los correspondientes cables de conducción L1 a L5 se pueden acoplar respectivamente con antelación y de forma individual a los anillos metálicos 111 a 115. En consecuencia, cuando se ajustan los anillos metálicos 111 a 115 de la forma anterior, los extremos de base de los respectivos cables de conducción L1 a L5 se pueden insertar primero en el interior del lumen 61A del primer tubo 61 al objeto de estirar de esos extremos de base por el extremo de base del tubo de catéter 11. A continuación, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 se puede hacer que se desplace desde el extremo de punta del primer tubo 61 al extremo de base del primer tubo 61 al tirar de cada uno de los cables de conducción L1 a L5 estirados hacia el lado del extremo de base. Se ha de observar que cada una de las partes en las que se acoplan respectivamente los sensores de temperatura 51 a 55 y los cables de conducción L1 a L5 a los anillos metálicos 111 a 115 se pueden soldar por medio de soldadura por puntos, tal y como se ha descrito con anterioridad, lo que significa que las partes soldadas pueden quedar elevadas sobre las superficies circunferenciales interiores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115. No obstante, en esta realización, el primer tubo 61, es decir, el lumen 61A, puede tener la abertura S con forma de hendidura desde el extremo de punta del mismo, tal y como se ha descrito con anterioridad, evitando que las partes soldadas se comporten como obstáculos durante el ajuste y permitiendo que las partes soldadas se desplacen en la dirección axial del primer tubo 61. Por lo tanto, es posible de esta forma disponer los anillos metálicos 111 a 115 que se han de ajustar sobre la circunferencia exterior del primer tubo 61

incluso cuando los diámetros interiores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115 sean cada uno de un valor similar al diámetro exterior del primer tubo 61.

A continuación, la punta 110 que tiene la configuración anterior se puede fijar a los extremos más distales de los respectivos tubos primero y segundo 61 y 62 obtenidos de esta forma, y cada uno de los cables de funcionamiento 40a y 40b que tienen las configuraciones anteriores se pueden disponer en el interior del primer tubo 61. Se ha de observar que los extremos de punta de los respectivos cables de funcionamiento 40a y 40b se pueden fijar de antemano alrededor del interior de la punta 110 por medio, por ejemplo, del anclaje y la soldadura. En consecuencia, los extremos de base de los respectivos cables de funcionamiento 40a y 40b se pueden conducir hasta el extremo de base del tubo de catéter 11, y la punta 110 se puede fijar a los extremos más distales de los respectivos tubos primero y segundo 61 y 62. Esto completa de esta forma la parte flexible de punta 11A ilustrada en las figuras 2 a 5. Además, la parte flexible de punta 11A así completa y otras piezas de extremo de base descritas previamente se pueden acoplar entre sí, por medio de lo cual se obtiene el tubo de catéter 11 ilustrado en las figuras 1 y 2.

[Proceso de fijación del mango 12]

Con posterioridad, el mango 12 que tiene la configuración anterior se puede fijar al extremo de base del tubo de catéter 11 que incluye la parte flexible de punta 11A así fabricada. En este caso, cada uno de los extremos de base de los respectivos cables de funcionamiento 40a y 40b y cada uno de los extremos de base de los respectivos cables de conducción L1 a L5 se puede extender de forma que sean conducidos desde el interior del tubo de catéter 11 hasta el interior del mango 12. Cada uno de los extremos de base de los respectivos cables de funcionamiento 40a y 40b se puede fijar también en el interior del mango 12 por medio del elemento de sujeción no ilustrado. Lo anterior completa el catéter 1 ilustrado en las figuras 1 a 6.

[Funcionamientos y efectos]

[A. Operación básica]

El catéter 1 puede medir información de la temperatura interna de un órgano hueco del interior del cuerpo, como el esófago, de un paciente cuando se utiliza para un tratamiento médico de arritmia, etc. del paciente, por ejemplo, cuando se utiliza para la ablación quirúrgica de la aurícula izquierda. Los ejemplos de la ablación llevada a cabo durante el tratamiento médico pueden incluir una ablación de temperatura elevada, es decir, un método que lleva a cabo un calentamiento, que utiliza una corriente de alta frecuencia, y una ablación de temperatura baja, es decir, un método que lleva a cabo un enfriamiento, que utiliza óxido nitroso líquido, nitrógeno líquido, etc.

Tal y como se ilustra de forma esquemática en la figura 8, el tubo de catéter 11 del catéter 1 se inserta por la punta, es decir, por la parte flexible de punta 11A, del tubo de catéter 11 hasta el interior del esófago E de un paciente 9 a través, por ejemplo, de la nariz del paciente 9 mediante un acceso transnasal cuando se lleva a cabo la medición de la temperatura interna. En este caso, una forma próxima a la punta, es decir, a la parte flexible de punta 11A, del tubo de catéter 11 insertado se puede variar en dos direcciones como respuesta al funcionamiento giratorio de la placa giratoria 41 llevado a cabo por el operador del catéter 1.

Más en concreto, por ejemplo, el operador puede agarrar el mango 12 con una mano y accionar el botón 41a con sus dedos al objeto de hacer girar la placa giratoria 41 en una dirección indicada por la flecha d1a de la figura 1, es decir, en la dirección de las agujas del reloj. Esto tira del cable de funcionamiento 40a anterior hacia el extremo de base del interior del tubo de catéter 11, haciendo de esta forma que la zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 se curve o se “desvíe” en una dirección indicada por la flecha d2a de la figura 1.

Además, por ejemplo, el operador puede accionar el botón 41b para hacer girar la placa giratoria 41 en una dirección indicada por la flecha d1b de la figura 1, es decir, en la dirección contraria a las agujas del reloj. Esto tira del cable de funcionamiento 40b anterior hacia el extremo de base del interior del tubo de catéter 11, haciendo de esta forma que la zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 se curve en una dirección indicada por la flecha d2b de la figura 1.

La realización de la operación de giro de la placa giratoria 41 por parte del operador de esta forma hace posible mover y desviar el tubo de catéter 11. Además, girar el cuerpo de mango 121 alrededor de un eje en un plano X-Y hace posible la fijación de una orientación de la zona próxima a la punta del tubo de catéter 11 libremente en una dirección de curvado mientras el tubo de catéter 11 se inserta en el cuerpo, tal como en el esófago E, del paciente 9. El catéter 1 está provisto de esta forma del mecanismo de desviación para la desviación de la parte flexible de punta 11A, permitiendo la inserción del tubo de catéter 11 a la vez que se varía una forma de la zona próxima a la punta, es decir, la parte flexible de punta 11A, del tubo de catéter 11. En consecuencia, es posible hacer que el tubo de catéter 11 pase con suavidad a través de la complejamente estructurada cavidad nasal y que se inserte el tubo de catéter 11 en el esófago con facilidad.

La parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 incluye los cinco anillos metálicos 111 a 115 que se comportan como anillos metálicos de medición de temperatura y los cinco sensores de temperatura 51 a 55 acoplados eléctricamente a los anillos metálicos 111 a 115 de forma individual, respectivamente. La utilización de estos anillos metálicos y sensores de temperatura hace posible la medición o monitorización de la información de la temperatura

interna del esófago E. Se ha de observar que el anillo metálico 111 y el anillo metálico 115 están dispuestos de tal forma que miden respectivamente el lado inferior y el lado superior del esófago cuando se inserta el tubo de catéter 11 del catéter 1, por la punta de tubo de catéter 11, hasta el interior del esófago E del paciente 9. El lado inferior y el lado superior pueden ser, dicho de otro modo, el lado del estómago y el lado de la cavidad oral, respectivamente.

- 5 Por medio de la monitorización de la temperatura interna del esófago E del paciente 9 mediante el catéter 1 es posible evitar la posibilidad de que el esófago E se dañe, por ejemplo, al llevar a cabo la ablación quirúrgica anterior de la aurícula izquierda. Más en concreto, cuando se lleva a cabo la ablación de una zona como la pared posterior de la aurícula izquierda del corazón por medio de un catéter de ablación, es decir, durante la ablación quirúrgica de la aurícula izquierda, el esófago situado en posición próxima a la pared posterior de la aurícula izquierda puede ser calentado o enfriado también, dando lugar a un posible daño del esófago. La monitorización de la temperatura interna del esófago E de esta manera permite tomar precauciones y evitar así la posibilidad de daño.

[B. Funcionamientos de la parte flexible de punta 11A]

El catéter 1 según esta realización incluye los anillos metálicos 111 a 115, teniendo cada uno de ellos la estructura gruesa anterior. Más en concreto, la relación del grosor de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 con respecto al diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 es del 7,5% o mayor. Esto hace posible la obtención de las siguientes ventajas a modo de ejemplo.

- 20 En primer lugar, el anillo metálico de estructura delgada existente que se ha descrito con anterioridad implica la disipación inmediata del calor que se ha transferido al mismo hacia los tejidos circundantes, lo que significa que la temperatura interna de una zona tal como el esófago E que ha sido sometida al calentamiento o el enfriamiento no se puede transmitir a los sensores de temperatura en consecuencia. Por ejemplo, esto da lugar a una inconsistencia en la temperatura que se ha de detectar entre un caso en el que la parte de conexión, en la que están acoplados el sensor de temperatura y el anillo metálico, está situada en una parte del esófago E que está próxima a una zona en la que se ha realizado la ablación del corazón, y un caso en el que la parte de conexión está situada en una zona que está alejada de la parte del esófago E que está próxima a la zona del corazón en la que se ha realizado la ablación. Dicho de otro modo, esto da lugar a una gran variación en la temperatura que se ha de detectar dependiendo de en qué parte, por ejemplo, del esófago E queda situada la parte de conexión del sensor de temperatura y el anillo metálico, reduciendo posiblemente la precisión de la medición cuando se mide por tanto la temperatura interna, por ejemplo, del esófago E.

- 30 Por el contrario, cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 según esta realización tiene la estructura gruesa anterior. Por lo tanto, la velocidad a la que el calor que se ha transferido a los anillos metálicos 111 a 115 se disipa hacia los tejidos circundantes se hace pequeña. Esto permite la detección de una temperatura que es similar a la del caso en que las partes de conexión, en las cuales están acoplados entre sí los sensores de temperatura 51 a 55 y los anillos metálicos correspondientes 111 a 115, están situadas en la parte del esófago E que está próxima a la zona del corazón en la que se ha realizado la ablación, incluso cuando las partes de conexión están situadas en la zona que está alejada de la parte del esófago E que está próxima a la zona del corazón en la que se ha realizado la ablación. Dicho de otro modo, esto hace posible la medición de la temperatura interna de, por ejemplo, el esófago E, con independencia de en qué parte de, por ejemplo, el esófago E están situadas las partes de conexión de los sensores de temperatura 51 a 55 y los anillos metálicos 111 a 115. Por lo tanto, es posible aumentar la precisión de la medición cuando se mide la temperatura interna de, por ejemplo, el esófago E en comparación con el anillo metálico de estructura delgada existente, debido a la transmisión precisa a los sensores de temperatura 51 a 55 de la temperatura interna de una zona tal como el esófago E que haya sido sometida al calentamiento o al enfriamiento. En consecuencia, es posible conocer con precisión un cambio en la temperatura de la zona, tal como el esófago E, que resulta de la ablación, y evitar la posibilidad de daños en la zona, tal como el esófago E, por medio de la adopción de precauciones antes de que, por ejemplo, el esófago E se dañe.

- 45 Se ha de observar que los anillos metálicos de estructura gruesa 111 a 115 pueden conllevar dificultades para la aplicación de un método a modo de ejemplo que haga que los anillos metálicos queden embebidos en el interior de la superficie circunferencial exterior del segundo tubo cuando se conforma la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11. El segundo tubo es, dicho de otro modo, un tubo exterior, y se comporta como un solo cuerpo estructural. Por ejemplo, en el caso de los anillos metálicos de estructura gruesa 111 a 115, es difícil el empleo de un método en el que los anillos metálicos sean golpeados desde el exterior para que queden embebidos esos anillos metálicos en el interior de la superficie circunferencial exterior del segundo tubo.

- Al objeto de abordar esto, en esta realización los miembros descritos previamente están dispuestos en la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 de modo que se ajustan sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 2, 3 y 5. Dicho de otro modo, los anillos metálicos 111 a 115 acoplados eléctricamente a los sensores de temperatura 51 a 55, respectivamente, y los miembros de tubo separados 620 a 625 que estructuran el segundo tubo 62 están dispuestos de modo que se ajustan sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61 uno al lado del otro en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del tubo de catéter 11. Esto hace que sea más fácil la conformación de la parte flexible de punta 11A, incluso cuando los anillos metálicos 111 a 115 se hacen gruesos tal y como se ha descrito con anterioridad. Además, los miembros de tubo separados 620 a 625 y los anillos metálicos 111 a 115 se conforman

disponiéndolos por medio de ajuste, haciendo posible variar con facilidad las formas de las respectivas superficies circunferenciales exteriores de los miembros de tubo separados 620 a 625 y de los anillos metálicos 111 a 115 simplemente por medio de la modificación del diámetro exterior de cada uno de los miembros de tubo separados 620 a 625 y del diámetro exterior de cada uno de los anillos metálicos 111 a 115. Por lo tanto, tal y como se describe

5 más adelante con mayor detalle, la conformación de las superficies circunferenciales exteriores es fácil incluso cuando las superficies circunferenciales exteriores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115 y de los miembros de tubo separados 620 a 625 hayan de ser conformadas lisas en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del mismo.

En particular, en esta realización los cinco anillos metálicos 111 a 115 están dispuestos de modo que se ajustan unos al lado de los otros en la dirección axial del tubo de catéter 11 con los cuatro miembros de tubo separados 622, 623, 624 y 625 interpuestos entre ellos, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 2, 3 y 5, conformando la estructura de configuración alineada lado a lado. Dicho de otro modo, la pluralidad de anillos metálicos 111 a 115 y la pluralidad de miembros de tubo separados 620 a 625 se pueden disponer de forma intercalada. La pluralidad de anillos metálicos 111 a 115 están dispuestos de este modo para que se ajusten unos al lado de los otros separados

10 un intervalo predeterminado, lo que hace posible ampliar el rango de medición cuando se mide la temperatura interna de una zona como el esófago E, y de esta forma mejorar la utilidad de la medición de la temperatura.

Además, los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625 se pueden configurar de la forma descrita a continuación para conformar la estructura de configuración alineada lado a lado anterior tal y como se indica, por ejemplo, por medio de las flechas P1 y P2 de la figura 5, de la flecha P3 de la figura 6, y de la flecha

20 P4 de la figura 7C. En concreto, estos miembros se ajustan sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61 de forma secuencial en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z de la parte flexible de punta 11A de manera que se conforma la estructura de configuración alineada lado a lado anterior. Estos miembros están dispuestos de manera que se ajustan de forma secuencial, haciendo posible que la conformación de la parte flexible de punta 11A sea más fácil.

Se ha de observar que, debido a la estructura de la parte flexible de punta 11A en la que se ajustan los miembros, el impacto negativo en el cuerpo es pequeño o casi nulo en el caso altamente improbable de desprendimiento de los miembros de tubo separados 621 a 625 y de los anillos de metálicos 111 a 115 en el interior del esófago E o en otras zonas, a diferencia del caso de un vaso sanguíneo, etc.

Además, la parte flexible de punta 11A según esta realización puede tener la abertura S tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 3 a 6. La abertura S puede estar conformada al objeto de hacer posible el acoplamiento eléctrico individual de los sensores de temperatura 51 a 55 y los anillos metálicos 111 a 115. Esto facilita el acoplamiento eléctrico individual de los anillos metálicos 111 a 115 y los sensores de temperatura 51 a 55 a través de la abertura S, haciendo posible que la conformación de la parte flexible de punta 11A sea más fácil.

La abertura S puede estar conformada en una zona del primer tubo 61 en la que los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625 se disponen tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 3 a 6. Más en concreto, la abertura S se puede realizar con forma de hendidura desde el extremo de punta del primer tubo 61 en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z de la parte flexible de la punta 11A, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en la figura 5. En otras palabras, la abertura S se puede conformar según una sola forma rectangular continua. Esto hace más fácil la conformación de la abertura S en el primer tubo 61, lo que significa que se facilita un proceso de extracción del primer tubo 61 por medio del método descrito con anterioridad. Por lo tanto, es posible conformar la parte flexible de punta 11A aún más fácilmente. Además, la conformación de la abertura S desde el extremo de punta del primer tubo 61 hace más fácil la disposición de los anillos metálicos 111 a 115 para que se ajusten sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61.

Además, en la parte flexible de punta 11A, cada una de las superficies circunferenciales exteriores de los respectivos anillos metálicos 111 a 115 y miembros de tubo separados 620 a 625 anteriores puede adoptar una forma lisa en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z de la misma, tal y como se ilustra a modo de ejemplo en las figuras 2, 3 y 5. La conformación de estas superficies circunferenciales exteriores según la forma plana en la dirección axial hace posible la obtención de las siguientes ventajas a modo de ejemplo según esta realización, en comparación con un ejemplo comparativo en el que cualquiera de estas superficies circunferenciales exteriores estuviera conformada según una forma que no fuera lisa, tal y como se describe a continuación.

Una ventaja es que se elimina el riesgo de dañar el interior, o la pared medial, de una zona como la cavidad nasal y el esófago E, lo que hace posible reducir la carga que se le impone al paciente 9. Otra ventaja es que los anillos metálicos 111 a 115 entran en "contacto superficial" con la pared medial de una zona como el esófago E cuando se mide la temperatura interna de una zona como el esófago E, haciendo posible aumentar la capacidad de respuesta, especialmente la capacidad de respuesta temporal, a un cambio de la temperatura cuando se realiza la medición y de esta forma aumentar la precisión de la medición. Otra ventaja más es que la conformación de las superficies circunferenciales exteriores según una forma lisa en la dirección axial hace posible la reducción de un diámetro del tubo de catéter 11, es decir, de la parte flexible de punta 11A.

La figura 9 ilustra de forma esquemática una configuración, en el plano Z-X, de una zona próxima a la punta de un tubo de catéter 101 de un catéter según un ejemplo comparativo. Más en concreto, la figura 9 ilustra esquemáticamente una configuración, en el plano Z-X, de una parte flexible de punta del tubo de catéter 101 de un catéter 100 según el ejemplo comparativo. El tubo de catéter 101 según el ejemplo comparativo incluye una punta 200 fijada en un extremo de punta del tubo de catéter 101 y cinco anillos metálicos 201, 202, 203, 204 y 205 que están dispuestos separados un intervalo predeterminado en la parte flexible de punta del tubo de catéter 101. Se ha de observar que, a diferencia de los anillos metálicos 111 a 115 según esta realización, los anillos metálicos 201 a 205 según el ejemplo comparativo conforman una configuración en la que cada uno de los anillos metálicos 201 a 205 está simplemente situado sobre una superficie circunferencial exterior, es decir, la parte circundante del tubo de catéter 101, o la cubre.

Además, los anillos metálicos 201 a 205 del tubo de catéter 101 tienen sus respectivas superficies circunferenciales exteriores no lisas en una dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del tubo de catéter 101, tal y como se ilustra en la figura 9. Más en concreto, estas superficies circunferenciales exteriores tienen una forma abultada que sobresale hacia afuera. Hacer que cada una de las superficies circunferenciales exteriores no sea lisa o que tenga la forma abultada conlleva las siguientes desventajas a modo de ejemplo para el ejemplo comparativo en comparación con esta realización.

Una desventaja es que la forma abultada aumenta el riesgo de dañar el interior, o la pared medial, de una zona como la cavidad nasal y el esófago E, lo que aumenta la carga que en consecuencia se le impone al paciente 9. Otra desventaja es que los anillos metálicos 201 a 205 entran en “contacto puntual” con la pared medial de una zona como el esófago E cuando se mide la temperatura interna de una zona como el esófago E. Esto reduce la capacidad de respuesta, especialmente la capacidad de respuesta temporal, a un cambio de la temperatura cuando se realiza la medición y de esta forma se reduce además la precisión de la medición. Otra desventaja más es que la conformación de las superficies circunferenciales exteriores según una forma que no es lisa en la dirección axial hace difícil la reducción de un diámetro del tubo de catéter 101, es decir, de la parte flexible de punta.

Según esta realización, tal y como se ha descrito, los anillos metálicos 111 a 115 y los miembros de tubo separados 621 a 625 están ambos dispuestos en la parte flexible de punta 11A del tubo de catéter 11 para que se ajusten sobre la superficie circunferencial exterior del primer tubo 61 unos al lado de los otros en la dirección axial, es decir, en la dirección del eje Z del tubo de catéter 11. Cada uno de los anillos metálicos 111 a 115 tiene la estructura gruesa que se ha descrito con anterioridad. Por lo tanto, es posible hacer que la parte flexible de punta 11A sea fácilmente conformable incluso cuando los anillos metálicos 111 a 115 se hacen gruesos. Por lo tanto, es posible hacer que el catéter 1 se pueda fabricar de manera simplificada.

[Ejemplos de modificación]

Aunque la invención se ha descrito haciendo referencia a una realización, la invención no queda limitada a la realización, sino que se puede modificar según una amplia variedad de formas.

Por ejemplo, las formas, ubicaciones, materiales, etc. de los miembros respectivos descritos en la realización anterior no son limitativos, y pueden ser, respectivamente, de cualquier otra forma, ubicación, material, etc.

Además, aunque el tubo de catéter 11 se ha descrito haciendo referencia específica a la configuración del mismo en la realización anterior, no es necesario que el tubo de catéter 11 incluya todos los componentes. De forma alternativa, el tubo de catéter 11 puede estar provisto además de cualquier otro componente. En un ejemplo específico, el tubo de catéter 11 puede incluir, como miembro de oscilación, un resorte plano dispuesto en el interior del tubo de catéter 11 y deformable en una dirección de flexión. Factores tales como las ubicaciones, formas y el número de anillos metálicos 111 a 115 y la punta 110 del tubo de catéter 11 no quedan limitados tampoco a los que se ha hecho referencia en la realización anterior. Además, el número de sensores de temperatura que se comportan como anillos metálicos de medición de temperatura y el número de cables de conducción no queda ninguno de ellos limitado a los descritos, es decir, cinco en la realización anterior, y se pueden ajustar en un intervalo a modo de ejemplo de uno a 20 según sea necesario. No obstante, es deseable que el número de sensores de temperatura y el número de cables de conducción sean ambos de 2 o más, deseablemente de aproximadamente cuatro o más, por los motivos descritos con anterioridad. Además, la realización anterior se ha descrito haciendo referencia a un ejemplo en el que ningún sensor de temperatura está acoplado eléctricamente a la punta 110; sin embargo, esto no es limitativo y el sensor de temperatura también puede estar acoplado eléctricamente a la punta 110 para hacer posible que la punta 110 también tenga una función de medición de la temperatura. Ninguno de los sensores de temperatura, incluido el sensor mencionado previamente, está limitado a la configuración descrita en la realización anterior en la que se utiliza un termopar, y puede utilizar otros sensores tales como un termistor. Los anillos metálicos 111 a 115 y los sensores de temperatura 51 y 55 no tienen que estar necesariamente acoplados eléctricamente. Los sensores de temperatura no quedan limitados a los descritos en la realización anterior, que están destinados a la medición de la temperatura interna del órgano hueco del interior del cuerpo, tal como el esófago, y pueden ser de los destinados a la medición de una temperatura de cualquier otra zona. Dicho de otro modo, los sensores de temperatura pueden estar configurados de tal forma que se permita que el catéter funcione como un catéter destinado a la medición de la temperatura de cualquier otra zona.

Además, aunque el mango 12 que incluye el cuerpo de mango 121 y la parte de funcionamiento giratorio 122 se ha descrito haciendo referencia específica a la configuración del mismo en la realización anterior, no es necesario que el mango 12 incluya todos los componentes. Alternativamente, el mango 12 puede estar provisto además de cualquier otro componente.

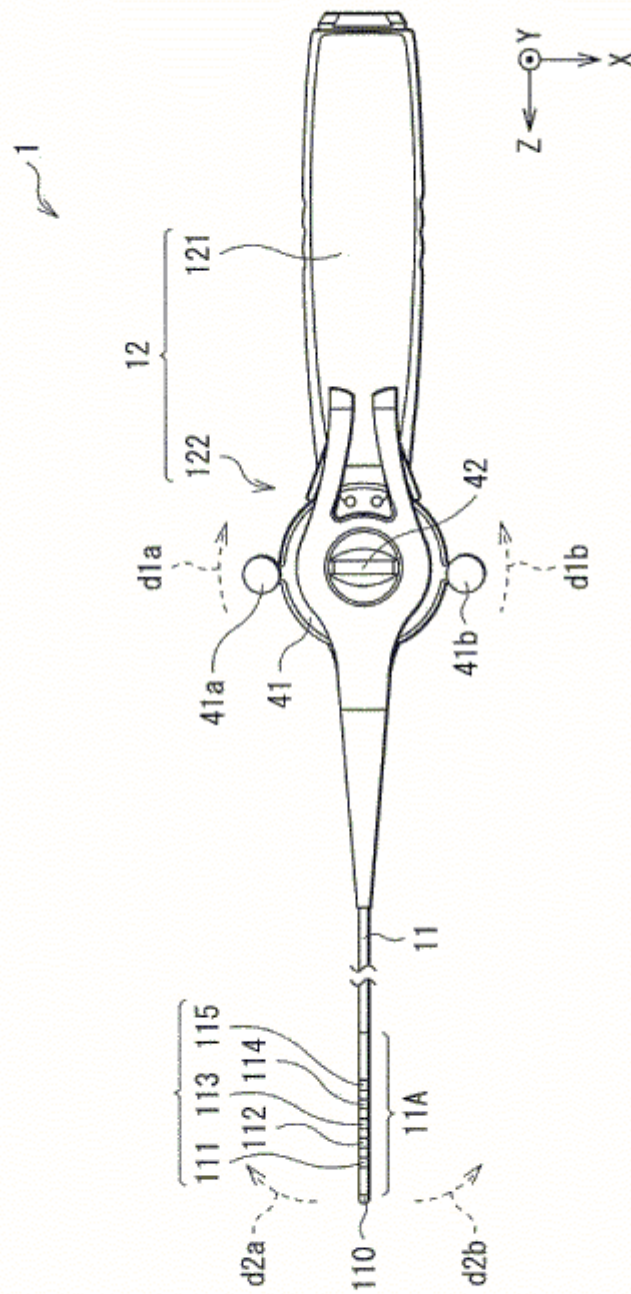
- 5 Además, la configuración de la forma próxima a la punta del tubo de catéter 11 no queda limitada a la descrita en la realización anterior. Específicamente, la realización anterior se ha descrito haciendo referencia a un ejemplo de catéter 1 que es de un tipo al que se denomina de "tipo bidireccional" en el que la forma próxima a la punta del tubo de catéter 11 se hace variar en dos direcciones como respuesta a un accionamiento realizado a través de la placa giratoria 41. La invención, sin embargo, no queda limitada al mismo. Por ejemplo, la invención es aplicable a un
- 10 catéter de un tipo al que se denomina de "tipo de dirección única" en el que la forma próxima a la punta del tubo de catéter 11 se hace variar en una dirección como respuesta a un accionamiento realizado a través de la placa giratoria 41. En este caso, se puede proporcionar sólo una parte del cable de funcionamiento, o uno solo, como el cable de funcionamiento descrito con anterioridad.

- 15 Además, la realización anterior se ha descrito haciendo referencia específica a la forma, ubicación, etc. de la abertura S conformada en el primer tubo 61. No obstante, la forma, ubicación, etc. de la abertura S no quedan limitadas a las descritas en la realización anterior. Por ejemplo, la abertura puede tener una forma que no sea de hendidura. Alternativamente, se puede proporcionar como abertura una pluralidad de aberturas independientes entre sí.

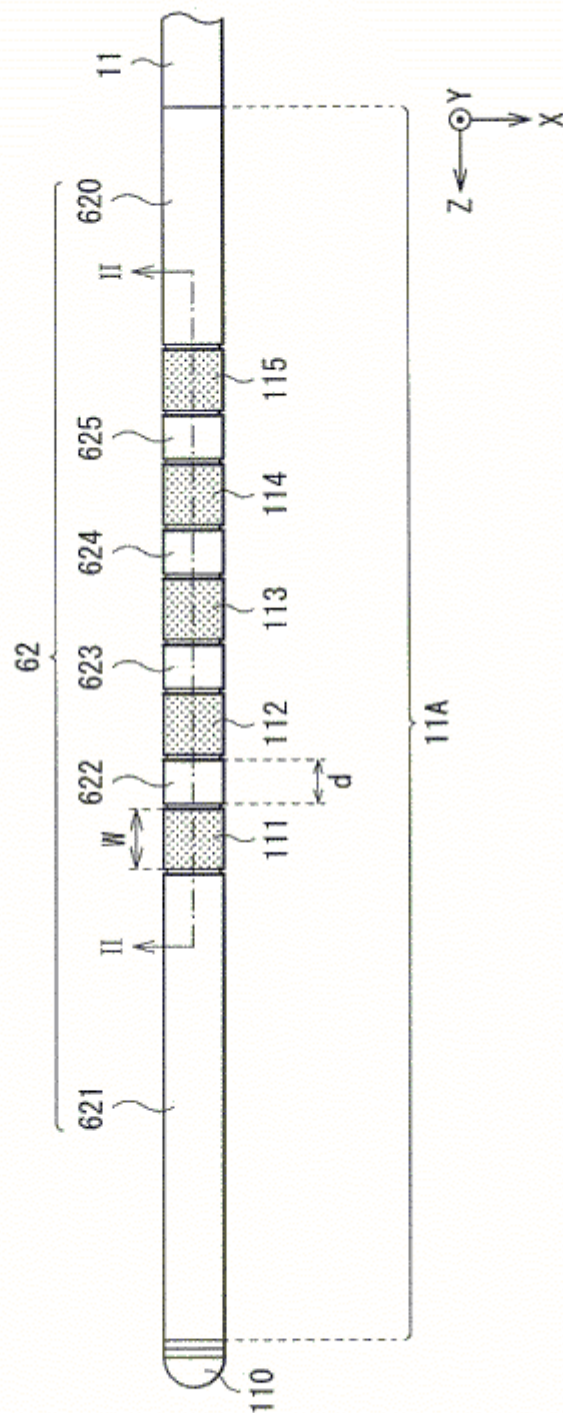
REIVINDICACIONES

1. Un catéter de medición de temperatura esofágica (1) que comprende:
un tubo de catéter (11) que incluye una parte flexible de punta (11A), teniendo la parte flexible de punta (11A) un tubo interior (61) y una pluralidad de miembros de tubo separados (620 a 625), estando dispuestos los miembros de tubo separados (620 a 625) sobre la circunferencia exterior del tubo interior (61) y siendo independientes entre sí;
un anillo metálico o una pluralidad de anillos metálicos (111 a 115) dispuestos en la parte flexible de punta (11A);
un sensor de temperatura o una pluralidad de sensores de temperatura (51 a 55) dispuestos de forma correspondiente con el anillo metálico o pluralidad de anillos metálicos (111 a 115);
un mango (12) fijado a un extremo de base del tubo de catéter (11),
siendo una relación de un grosor del anillo metálico o de cada uno de los anillos metálicos (111 a 115) con respecto a un diámetro exterior del anillo metálico o de cada uno de los anillos metálicos (111 a 115) del 7,5% o mayor, y
estando ajustados tanto el anillo metálico o la pluralidad de anillos metálicos (111 a 115) como los miembros de tubo separados (621 a 625), de la parte flexible de punta (11A), sobre una superficie circunferencial exterior del tubo interior (61) unos al lado de los otros en una dirección axial del tubo de catéter (11); y
en el que el tubo interior (61) tiene una abertura (S) que está conformada en la dirección axial desde un extremo de punta del tubo interior (61) y que permite que el anillo metálico o la pluralidad de anillos metálicos (111 a 115) y el sensor de temperatura o la pluralidad de sensores de temperatura (51 a 55) se acoplen eléctricamente entre sí.
2. El catéter (1) según la reivindicación 1, en el que el anillo metálico o cada anillo metálico de la pluralidad de anillos metálicos (111 a 115) y cada miembro de tubo separado de la pluralidad de miembros de tubo separados (620 a 625) incluyen una superficie circunferencial exterior que tiene una forma lisa en la dirección axial en la parte flexible de punta (11A).
3. El catéter (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el que
el diámetro exterior del anillo metálico o de cada uno de los anillos metálicos (111 a 115) está en un intervalo de entre 1,3 mm y 4,0 mm, y
el grosor del anillo metálico o de cada uno de los anillos metálicos (111 a 115) está en un intervalo de entre 0,15 mm y 0,50 mm.
4. El catéter (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende además un mecanismo de desviación (12, 122, 40a y 40b) que incluye el mango (12) y que desvía la parte flexible de punta (11A).

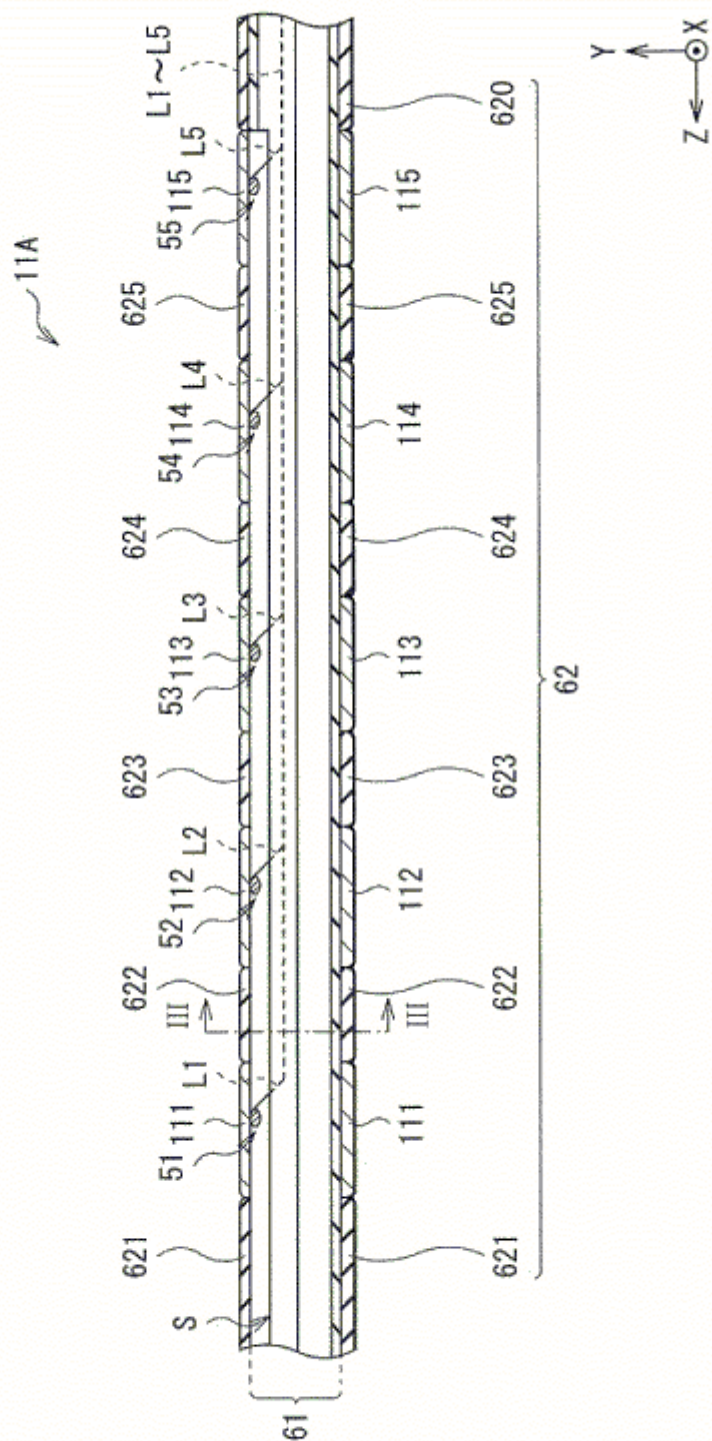
[FIG. 1]



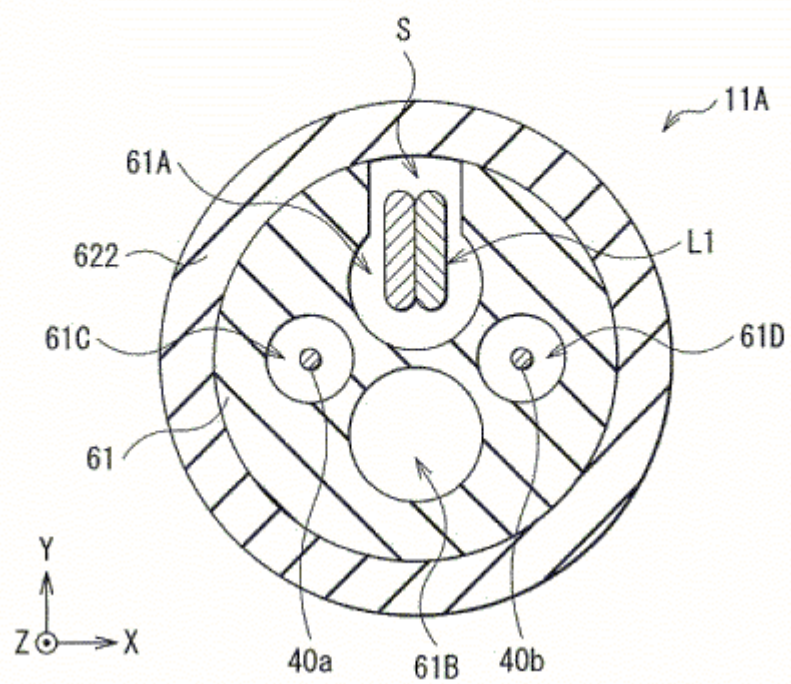
[FIG. 2]



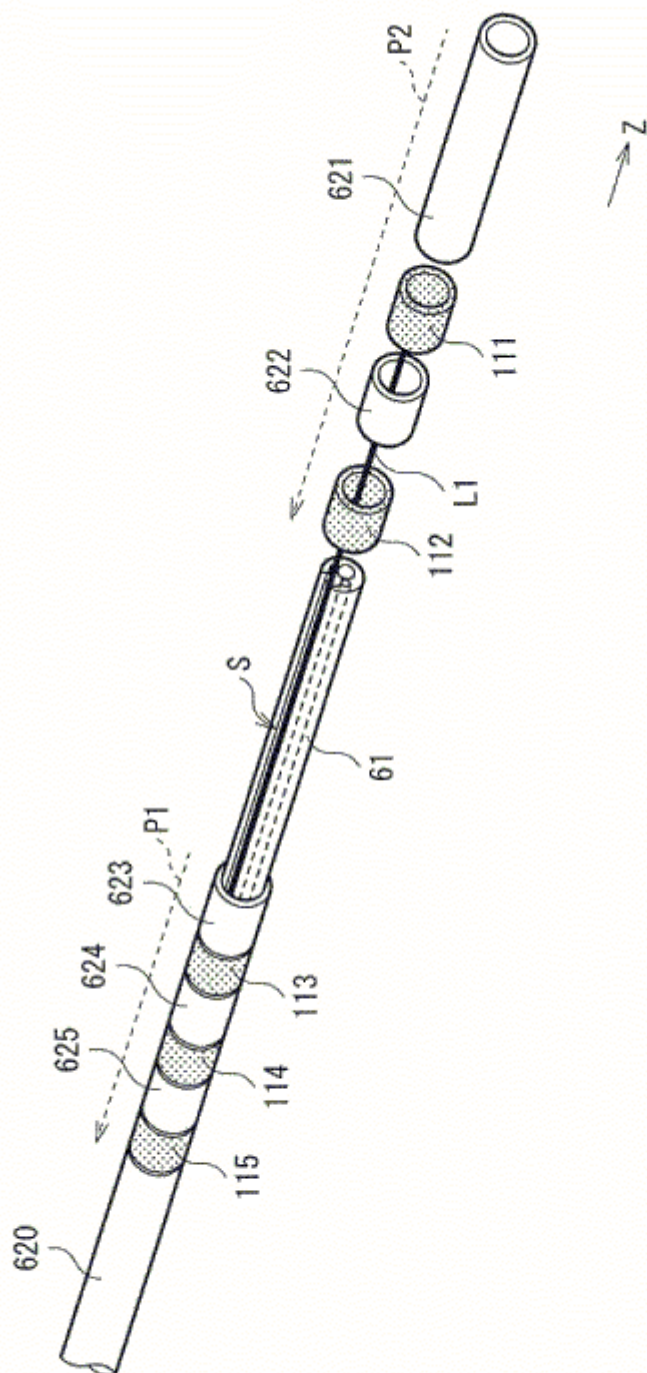
[FIG. 3]



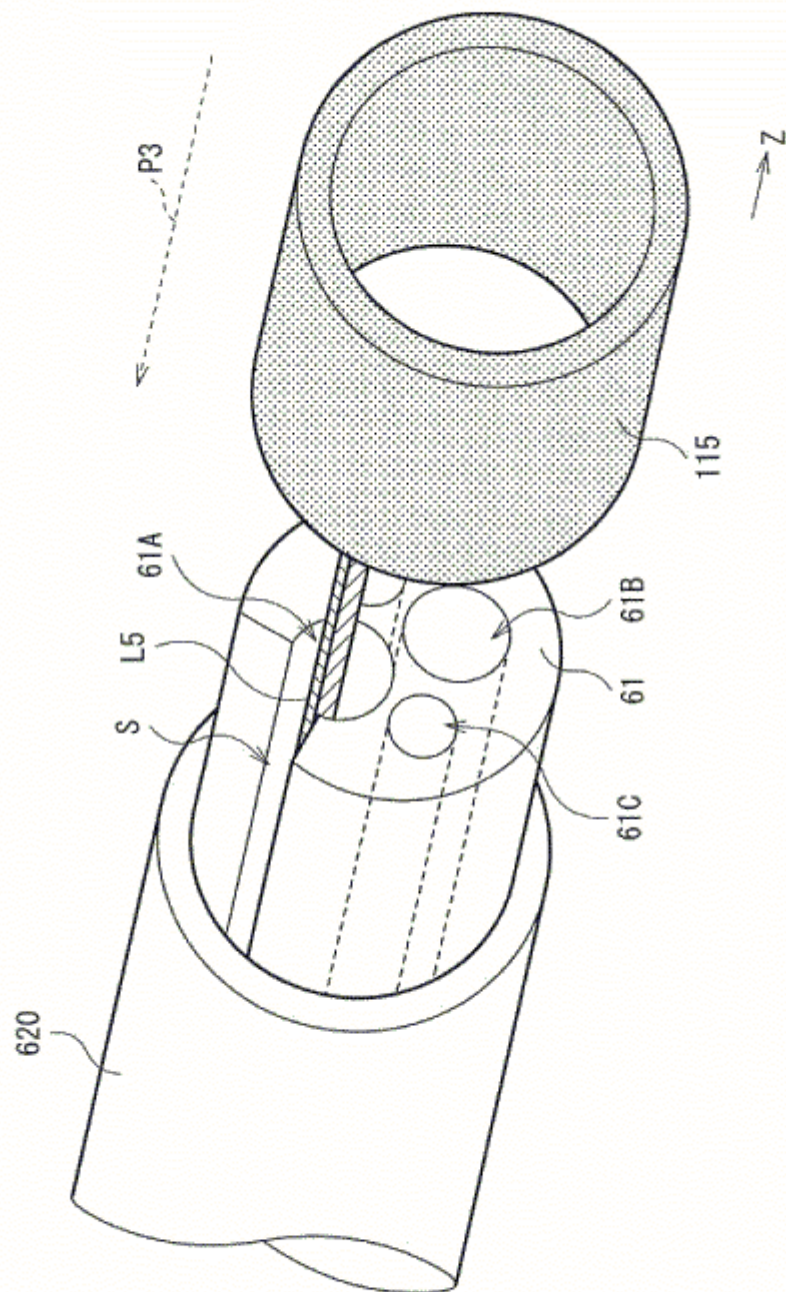
[FIG. 4]



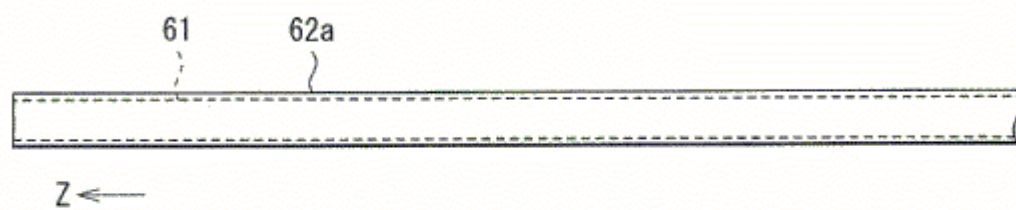
[FIG. 5]



[FIG. 6]



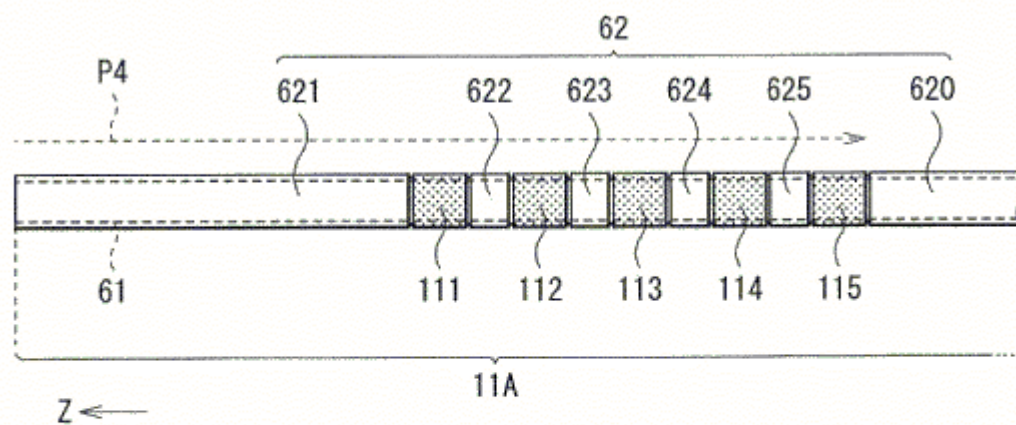
[FIG. 7A]



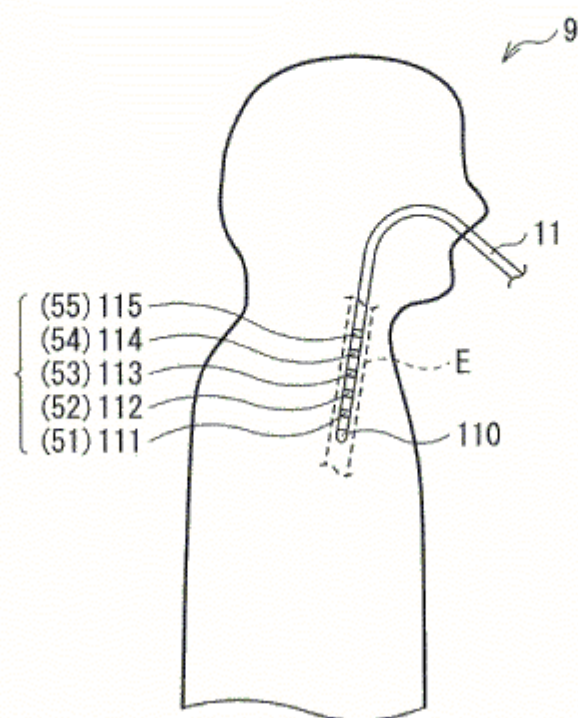
[FIG. 7B]



[FIG. 7C]



[FIG. 8]



[FIG. 9]

EJEMPLO COMPARATIVO

