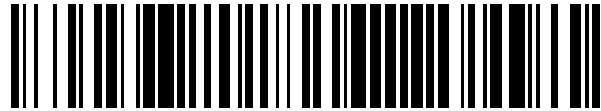


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 509 317**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.06.2005** **E 05758887 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.07.2014** **EP 1768591**

54 Título: **Endoscopio flexible para la ablación de tumores por radio frecuencia con acceso endoluminal**

30 Prioridad:

23.06.2004 US 582449 P

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

17.10.2014

73 Titular/es:

**TROD MEDICAL (100.0%)
118-122 Avenue de France
75013 Paris, FR**

72 Inventor/es:

FAURE, ANDRE S.

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 509 317 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

Endoscopio flexible para la ablación de tumores por radio frecuencia con acceso endoluminal

Antecedentes de la invención

1. Campo de invención

5 La presente invención se refiere a cirugía endoscópica, más específicamente, a un dispositivo endoscópico flexible, capaz de realizar la ablación (destrucción) de un tumor, usando radiofrecuencia, con un acceso endoluminal.

2. Descripción de la técnica relacionada

10 Desde el comienzo de la endoscopia endoluminal, la principal preocupación era principalmente tener un nuevo medio de diagnóstico. De hecho, utilizando una fuente de luz e introduciendo una cámara en una endocavidad se permitía el diagnóstico precoz en varios tipos de cáncer (pulmón, estómago, etc.).

A medida que la técnica ha mejorado, algunos endoscopios ofrecían un canal central, lo que permite la introducción endoluminal de pinzas de biopsia e incluso algunos dispositivos de coagulación rudimentarios. Al mismo tiempo, el desarrollo y la mejora de los endoscopios flexibles permite ir mayor profundidad y con más seguridad en algunos órganos, tales como los pulmones, colon, etc. . . .

15 Sin embargo, incluso con la mejora de todos los medios de diagnóstico y con una detección temprana global del cáncer, la técnica quirúrgica clásica se ha mantenido como la elección principal en el tratamiento del cáncer.

Más recientemente, algunos dispositivos endoscópicos nuevos introdujeron algunos nuevos enfoques terapéuticos, pero siguen siendo inadecuados para una resección y destrucción de tumores efectiva.

20 En algunos dispositivos nuevos, se han desvelado diferentes procedimientos físicos, tales como la radiofrecuencia, ultrasonidos, rayos láser, etc., con el fin de tratar el cáncer. La radiofrecuencia tiene, sin embargo, la base experimental más grande.

25 Por ejemplo, los documentos US 4.920.978 y 6.238.392 así como US 2005/0131402, US 2005/0107829 y US 2004/0230190 describen endoscopios flexibles que utilizan radiofrecuencia para el tratamiento endoluminal, pero son incapaces de penetrar profundamente en el tejido y están limitados a un tratamiento superficial. Este problema es particularmente limitante en los pulmones, en los que el tumor puede obstruir una vía de aire y, al mismo tiempo, extenderse profundamente en el parénquima pulmonar. Además, los electrodos de estos dispositivos no pueden adaptarse a la forma de un tumor y, en consecuencia, no pueden garantizar la destrucción de los tumores propagados profundamente.

30 El documento US 2005/0033279 desvela un dispositivo de ablación por radiofrecuencia para la destrucción de tumores. Sin embargo, no permite un acceso endoluminal flexible, obligando al operador a que penetre a través de la piel del paciente para alcanzar el tumor, produciendo hemorragias importantes y daños a los tejidos circundantes. Además, los electrodos descritos están colocados en la punta de un mango, no permitiendo su acceso a los tumores lateralmente, desde un lumen no obstruido por un tumor.

35 El documento US 6 464 697 desvela un endoscopio que tiene una región proximal y una región distal, comprendiendo la región proximal una estructura de cesta expansible desde la que se extienden electrodos acoplados a una fuente de energía de radiofrecuencia calentando el tejido óhmicamente y creando una lesión en la región del tejido

Existe una necesidad de un dispositivo que permita la destrucción de un tumor con un acceso endoluminal, adaptando la destrucción al tamaño y forma del tumor, y pudiendo alcanzar tumores de propagación profunda, desde un lumen obstruido no por tumor.

40 3. Sumario de la invención

Por consiguiente, el objetivo de la invención como se define en la reivindicación 1 es proporcionar un endoscopio médico flexible y el procedimiento para realizar la ablación (es decir, la destrucción), utilizando radiofrecuencias, de un tumor, situado cerca de, o en, un endolumen, tal como el árbol bronquial, el esófago, el recto, el colon, etc.

45 Un objeto adicional de la invención es proporcionar un dispositivo que pueda destruir, utilizando radiofrecuencia, una región tumoral específica y definida, penetrando en el cuerpo del paciente por un acceso endoluminal, tal como el árbol bronquial, el esófago, el recto, el colon, etc.

Todavía otro objeto de la invención es proporcionar un dispositivo que pueda acceder y destruir un tumor en profundidad, a través de un endolumen natural, tal como las vías respiratorias, el esófago, el colon y el recto.

- 5 Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un dispositivo de ablación (es decir, destrucción) por RF del tumor que incluye un cuerpo principal alargado y flexible, electrodos bipolares paralelos que emergen del extremo distal constituidos por dos cables flexibles y alargados activados por un generador externo de radiofrecuencia, un mango proximal para controlar los movimientos del cuerpo principal, una caja de control coloca casi proximal para controlar el despliegue de los dos cables de electrodo, y un manguito colocado casi terminal.
- En una realización adicional de la invención, la caja de control comprende accionamientos de motor, capaces de controlar con gran precisión el movimiento de deslizamiento dentro del cuerpo principal y el despliegue en el tejido de los dos cables de electrodo.
- 10 El extremo terminal del cuerpo principal del dispositivo también comprende una parte retirable y desechable, reemplazada antes de cada intervención, a través de la cual los dos cables de electrodo se despliegan dentro del tejido, saliendo cada uno de ellos por un orificio de salida.
- En una realización adicional de la invención, las diferentes partes desechables, con una separación diferente entre los dos orificios de salida, se pueden colocar en el extremo terminal del cuerpo principal, permitiendo que los dos cables sobresalgan a una distancia diferente uno del otro.
- 15 En una realización adicional de la invención, los dos cables de electrodo se deslizan en el cuerpo principal y en la parte desechable cruzando ajustadamente dos canales internos, un canal para cada cable. Los canales de la parte desechable se adaptan exactamente a los canales del cuerpo principal, con el fin de permitir que cada cable se deslice fácilmente desde el cuerpo principal a la parte desechable, antes de que sobresalga en el tejido.
- 20 Sin embargo, en una realización adicional, los dos cables de electrodo son desechables, en cuyo caso son reemplazados antes de cada intervención, y se retiran después de cada procedimiento.
- En una realización adicional más de la invención, el manguito terminal es reemplazado o combinado con algunos orificios externos, colocado cerca de los orificios de salida del electrodo, vinculado a un generador externo de presión negativa (tal como una bomba), para fijar el cabezal del dispositivo al tejido.

4. Descripción de los dibujos

- 25 La figura 1 representa una vista general del dispositivo médico, de acuerdo con la presente invención.
- La figura 2 representa el citado dispositivo médico, más precisamente su extremo terminal, con el electrodo bipolar desplegado, el manguito colocado contra lateralmente y la delimitación de la parte desechable. La distancia entre los dos cables es aquí máxima.
- 30 La figura 3 representa lo mismo que la figura 2, pero con otra parte desechable en su lugar, con una distancia intermedia entre dos cables de electrodo.
- La figura 4 representa lo mismo que las figuras 2 y 3, pero con una nueva parte desechable en su lugar, con una distancia mínima entre los dos cables.
- La figura 5 representa la parte desechable con una distancia máxima entre los dos orificios de salida de los cables de electrodo.
- 35 La figura 6 representa lo mismo que la figura 5, pero con una distancia mínima entre los dos orificios de salida de los cables de electrodo.
- La figura 7 representa una parte desechable, con los dos cables que llegan por los orificios de entrada y que sobresalen por los orificios de salida.
- 40 La figura 8 representa el movimiento de flexión en forma de J como se describe en la configuración de colocación.
- La figura 9 representa la translación a lo largo del eje X con el extremo terminal recto, como se describe en la configuración de ajuste.
- La figura 10 representa el endoscopio en posición de operación, con sus cables de electrodo insertados dentro de un tumor.
- 45 La figura 11 representa el extremo distal del instrumento, con sus cables colocados, antes o inmediatamente después de la posición de operación.
- La figura 12 representa la extracción de la parte desechable (incluyendo los cables desechables), después del procedimiento.

La figura 13 representa una sección transversal de la parte media del cuerpo principal, que muestra las estructuras que la cruzan.

La figura 14 representa los 2 cables de electrodo, con su encapsulación polimérica y porciones activas terminales.

5 La figura 15 representa el cuerpo principal del dispositivo, con los 2 cables de electrodo desplegados, ambos con el mismo ángulo con respecto al cuerpo principal.

La figura 16 representa el dispositivo, insertado en el árbol bronquial por la tráquea y sus cables de electrodo alcanzando un tumor localizado en el parénquima pulmonar.

10 La figura 17 representa el endoscopio en posición de operación, con sus cables de electrodo insertados dentro de un tumor y los orificios de fijación colocados cerca de los orificios de salida del electrodo.

5. Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Como se ilustra en la figura 1, el dispositivo médico de acuerdo con la invención comprende como elementos un cuerpo principal 1, un mango 3, una caja de control 4 y un electrodo bipolar 2.

El electrodo bipolar 2 tiene típicamente dos cables flexibles 2' y 2'', pero puede tener un número diferente de cables.

15 El cuerpo principal 1 tiene un extremo proximal 6 y un extremo distal 7.

El cuerpo principal 1 es un tubo flexible alargado y con forma de cilindro, de una longitud total comprendida entre 30 cm y 80 cm, aproximadamente.

El extremo distal 7 del cuerpo principal 1 tiene, aproximadamente, un diámetro comprendido entre 4 y 15 mm.

20 La caja de motor 4 está conectada al cuerpo principal 1 a través del tubo 8 de la caja de motor. La caja de motor 4 puede ser desconectada del tubo 8 de la caja de motor, permitiendo que el cuerpo principal 1, así como el tubo 8 de la caja de motor, puedan ser limpiados y esterilizados antes de cada procedimiento.

25 La figura 13 muestra una sección transversal del cuerpo principal 1, en la que se pueden ver los siguientes componentes cruzando el tubo principal desde el extremo proximal 6 hasta el extremo distal 7: más internamente, dos canales 9 y 9', en los que los dos cables flexibles 2' y 2'' del electrodo 2 se deslizan, más externamente, los dos cables 10' y 10'', que controlan la citada movilidad 1, los dos cables 10''' y 10''', que controlan la citada movilidad 2, y la vía de aire 14, permitiendo que el manguito 5 sea inflado.

En otra realización preferida, la sección transversal del cuerpo principal 1 también tiene un tubo de aire, que une los orificios de fijación 21, como se muestra en la figura 17, a un generador externo de presión negativa, tal como una bomba.

30 En otra realización preferida, la sección transversal del cuerpo principal 1 también tiene un trayecto de conducción óptica, que une un sistema óptico al extremo distal 7 del cuerpo principal 1.

En otra realización preferida, la caja de motor es reemplazada por transmisiones mecánicas y activadas manualmente, situadas en el mango 3.

35 La figura 2 muestra, externamente, el extremo distal 7 del cuerpo principal 1, con su manguito 5 y los dos cables flexibles 2' y 2'' del electrodo 2 saliendo del cuerpo principal 1 por los dos orificios de salida 12' y 12''. El manguito 5 y los dos orificios 12' y 12'' se colocan en lados opuestos del cuerpo principal 1.

La figura 2 también muestra, internamente, es decir, dentro del cuerpo principal 1, una bobina magnética 11, que se utiliza para identificar la posición del extremo distal 7 por un sistema de navegación, la parte desechable 15 y los dos cables 2' y 2'' del electrodo 2.

40 En otra realización preferida, la bobina magnética 11 es reemplazada por un sistema óptico, lo que permite al operador ver el endolumen, por medio de una vía de transmisión tal como de fibra óptica.

El manguito 5 puede ser inflado mediante la inserción de aire desde la caja de control 4 a través de la vía de aire 14, bajo una orden del operador realizada en el panel de control 4''.

45 El manguito 5 se utiliza para aplicar los dos orificios de salida 12' y 12'' contra la pared 18 del endolumen, como se muestra en la figura 10.

ES 2 509 317 T3

En otra realización preferida, como se muestra en la figura 17, uno o varios orificios 21 se colocan cerca de los orificios de salida 12' y 12" del electrodo y están unidos a un generador externo de presión negativa, tal como una bomba, con el fin de aplicar los orificios de salida 12' y 12" contra la pared 18 del endolumen.

- 5 Los dos cables 2' y 2" del electrodo bipolar 2 están insertados, antes de cada procedimiento, en el punto de inserción 4' de la caja de control 4, y se deslizan dentro de los dos canales 9 y 9', en la dirección del extremo distal 7, cruzan los dos canales 9 y 9' también presentes en la parte desechable 15, hasta que sobresalen fuera del cuerpo principal 1 cruzando los orificios de salida 12' y 12".

Preferentemente, antes de cada procedimiento, los cables 2' y 2" se insertan esterilizados en el punto de inserción 4', así como el cuerpo principal 1 que ha sido limpiado y esterilizado previamente.

- 10 Preferentemente, el movimiento de deslizamiento hacia arriba de los dos cables 2' y 2", hacia el extremo distal 7, se realizan bajo el control de los accionamientos de motor colocados dentro de la caja de control 4, después de una orden realizada por el operador en el panel de control 4".

Los dos cables 2' y 2" tienen una forma de cilindro, flexible y están hechos de un material metálico, preferentemente hechos de nitinol, por sus propiedades súper elásticas.

- 15 El diámetro de los dos cables 2' y 2" varía entre 0,2 mm y 1 mm.

Como se muestra en la figura 14, la mayor parte de la longitud de los cables 2' y 2" está encapsulada por un material polimérico aislante 16, y sólo la parte distal 2''' y 2'''' de cada cable 2' y 2", respectivamente, es decir, una fracción de la parte de cada cable 2' y 2" que sobresale fuera del cuerpo principal 1 a través de los orificios de salida 12' y 12", no está encapsulada.

- 20 Los dos cables 2' y 2" son activados por un generador externo de radiofrecuencia de uso médico, y, a continuación, una corriente eléctrica o electromagnética fluye a través de los dos cables 2' y 2". Sin embargo, sólo las partes distales 2''' y 2'''' no encapsuladas de los cables 2' y 2", respectivamente, son activas y son calentadas por la activación del generador externo de radiofrecuencia.

- 25 La parte distal no encapsulada 2''' y 2'''' de los cables 2' y 2", respectivamente, tiene una longitud variable, para permitir destruir diferentes tamaños de tumores por el efecto de calentamiento. Normalmente, las partes distales no encapsuladas 2''' y 2'''' tienen una longitud que varía entre 5 mm y 30 mm.

Preferiblemente, para cada intervención, las partes distales no encapsuladas 2''' y 2'''' de los cables 2' y 2" tienen longitudes idénticas.

- 30 La figura 2, la figura 3 y la figura 4 muestran el extremo distal 7 del cuerpo principal 1, con su manguito 5, la parte desechable 15 insertada en el cuerpo principal 1, y los dos cables 2' y 2" del electrodo 2 saliendo del cuerpo principal 1 por los orificios de salida 12' y 12", respectivamente, pero con una diferencia de la distancia entre los dos orificios de salida 12' y 12". Esta distancia entre los dos orificios de salida 12' y 12" permite destruir tumores de diferentes tamaños por el efecto de calentamiento generado entre y alrededor de las dos partes distales 2''' y 2'''' de los dos cables 2' y 2", respectivamente, cuando se activa un generador externo de radiofrecuencia, unido a los dos cables 2' y 2".

Típicamente, la distancia entre los dos orificios de salida 12' y 12" puede variar entre 5 mm y 30 mm.

La figura 5 y la figura 6 muestran la parte desechable 15, fuera del cuerpo principal 1, y sin los dos cables 2' y 2" del electrodo 2 y con diferentes distancias entre los dos orificios de salida 12' y 12".

- 40 La parte desechable 15 se inserta esterilizada en el cuerpo principal 1 antes de cada procedimiento, y la elección de una parte desechable 15, con una distancia diferente entre los dos orificios de salida 12' y 12" permite la destrucción de tumores de diferentes tamaños por el efecto de calentamiento obtenido en las partes distales 2''' y 2'''' de los dos cables 2' y 2", respectivamente.

La forma externa de la parte desechable 15 es exactamente la misma, incluso en diferentes distancias entre los dos orificios de salida 12' y 12", de manera que se permita la inserción de la parte desechable 15 en el cuerpo principal.

- 45 La figura 5 y la figura 6 muestran también los dos orificios de entrada 13' y 13", por los cuales los canales 9 y 9' continúan respectivamente desde el cuerpo principal 1 hasta los orificios de salida 12' y 12", respectivamente.

La distancia entre los dos orificios de entrada 13' y 13" es siempre la misma, incluso cuando se utilizan partes desechables 15 con diferente distancia entre los dos orificios de salida 12' y 12".

La figura 12 muestra la extracción simultánea de la parte desechable 15, así como la de los dos cables 2' y 2", después de cada procedimiento quirúrgico. La parte desechable 15, así como los dos cables 2' y 2" son desechables y son reemplazados antes de cada procedimiento.

5 La extracción simultánea de la parte desechable 15 y de los dos cables 2' y 2" evita que las partes terminales de los dos cables 2' y 2", que han estado en contacto con el tejido tumoral, entren en contacto con cualquier parte no desechable, es decir, con el cuerpo principal 1 y con las partes de los dos canales 9 y 9' que cruzan el cuerpo principal 1.

Las partes de los dos cables 2' y 2" que han estado en contacto con el tejido tumoral se mantienen totalmente en la parte de los dos canales 9 y 9' insertada en la parte desechable 15.

Típicamente, se definen cuatro configuraciones en la operación del dispositivo:

10 1. Configuración de reposo

La configuración de reposo es la configuración en la que el dispositivo no está colocado dentro del cuerpo del paciente. En la configuración de reposo y antes de un procedimiento quirúrgico, la parte desechable 15 es insertada en el cuerpo principal 1, la caja de control 4 es conectada al cuerpo principal 1 por medio del tubo 8 de la caja de motor, y los cables 2' y 2" son insertados en el cuerpo principal 1, a través del punto de inserción 4'.

15 Después de la inserción de los dos cables 2' y 2" en la caja de motor 4, a través del punto de inserción 4', el movimiento de deslizamiento hacia arriba de los dos cables 2' y 2" es controlado preferiblemente por los accionamientos de motores situados en el interior de la caja de control 4, después de una orden por el operador por medio del panel de control 4". En la configuración de reposo, los dos cables 2' y 2" no sobresalen fuera del cuerpo principal 1, a través de los dos orificios de salida 13' y 13".

20 Al final de la intervención quirúrgica, la parte desechable 15, con los dos cables 2' y 2" son retiradas y son desechadas.

Antes de la retirada de la parte desechable 15, los dos cables 2' y 2" se deslizan hacia abajo dentro de la parte desechable 15 y del cuerpo principal 1.

2. Configuración de colocación

25 La configuración de colocación es la configuración correspondiente a la inserción del dispositivo dentro de una endocavidad humana, tal como el árbol bronquial, el esófago, el recto o, por ejemplo, hasta que el extremo distal 7 llegue a la parte deseada de la endocavidad considerada.

En la configuración de colocación, el extremo distal 7 del cuerpo principal 1 tiene los siguientes grados de libertad, de acuerdo con un sistema de referencia (0, X, Y, Z):

- 30
- Translación a lo largo del eje Y.
 - Rotación alrededor del eje Y.
 - Translación a lo largo del eje Z.

35 La translación a lo largo del eje Z es gradualmente más importante en los puntos más distales del extremo distal 7 del cuerpo principal 1, permitiendo que la punta del extremo distal 7 realice un movimiento en forma de J, como se muestra en la figura 8.

La translación a lo largo del eje Z se realiza en una sola dirección, es decir, con un ángulo de 90 grados con respecto a la cara de la parte desechable 15 que contiene los orificios de salida 12' y 12", lo que permite que se realice un movimiento de flexión en forma de J con los orificios de salida 12' y 12" colocados lateralmente, como se muestra en la figura 8.

40 Tanto la translación a lo largo del eje Y como la rotación alrededor del eje Y son controladas manualmente por el operador, por medio de la manipulación directa del extremo proximal 6 del cuerpo principal 1.

La translación a lo largo del eje Z, es decir, el movimiento en forma de J del extremo distal 7 del cuerpo principal 1, es controlado por el operador por medio de la activación de los botones 3' y 3" colocados en el mango proximal 3, situado en el extremo proximal 6 del cuerpo principal 1.

45 Los dos botones 3' y 3" controlan los movimientos de los dos cables 10' y 10", como se muestra en la figura 13, en una denominada movilidad 1.

5 Al final de la configuración de colocación, es decir, cuando el extremo distal 7 del cuerpo principal 1 está colocado dentro de la endocavidad deseada, usando los tres grados de libertad que se han descrito más arriba, los botones 10' y 10" de movilidad 1 son activados por el operador una vez más, hasta que el extremo distal 7 del cuerpo principal 1 se mantiene recto y rígido, es decir, con los dos orificios de salida 12' y 12" perfectamente alineados, permitiendo que los dos cables 2' y 2" salgan de la parte desechable 15, a través de los dos orificios de salida 12' y 12", respectivamente, en forma paralela. (Sin embargo, los dos cables 2' y 2" sólo sobresalen de la parte desechable 15 en la configuración de trabajo que se describe a continuación).

10 La configuración de colocación se produce con la ayuda de un sistema de navegación, que utiliza imágenes obtenidas previamente de la misma endocavidad y del tumor, para guiar, por medio de la bobina magnética 11, el extremo distal 7 del cuerpo principal 1 en la parte correcta de la endocavidad, tal como un bronquio segmentario, el esófago o el recto, por ejemplo.

3. Configuración de ajuste

La configuración de ajuste es la configuración en la que el extremo distal 7 del cuerpo principal 1 ya está colocado en la parte deseada de la endocavidad, tal como un bronquio segmentario, o el esófago, por ejemplo.

15 En la configuración de ajuste, el extremo distal recto 7 del cuerpo principal 1 tiene los siguientes grados de libertad, de acuerdo con un sistema de referencia (0, X, Y, Z):

- Rotación, en el plan definido por los ejes Y y Z, alrededor de un punto en el cuerpo principal 1 situado proximalmente desde el extremo distal recto 7, como se muestra en la figura 9.
- Rotación alrededor del eje Y.
- 20 – Translación a lo largo del eje Y.

Tanto la translación a lo largo del eje Y como la rotación alrededor del eje Y son controladas manualmente por el operador, por medio de la manipulación directa del extremo proximal 6 del cuerpo principal 1.

25 La rotación en el plan definido por los ejes Y y Z, alrededor de un punto en el cuerpo principal 1 situado proximalmente desde el extremo distal recto 7, es controlada por el operador por medio de la activación de los botones 3''' y 3'''' colocados en el mango proximal 3, situado en el extremo proximal 6 del cuerpo principal 1.

Los dos botones 3''' y 3'''' controlan los movimientos de los dos cables 10''' y 10''''', como se muestra en la figura 13, en una denominada movilidad 2.

30 Después de que se hayan realizado los movimientos de configuración de ajuste, el manguito 5, situado en la cara opuesta del cuerpo principal 1 desde los orificios de salida 12' y 12", es inflado con el fin de permitir que los orificios de salida alineados 12' y 12" se apliquen contra la pared de la endocavidad.

La configuración de ajuste se realiza bajo un sistema de formación de imágenes en tiempo real, tal como una exploración por CT o un sistema de ultrasonidos, por ejemplo.

4. Configuración de trabajo

35 La configuración de trabajo es la configuración en la que todos los movimientos descritos más arriba están bloqueados, cuando los orificios de salida 12' y 12" están en la posición correcta para permitir que los cables 2' y 2" sobresalgan y penetren correctamente en el tumor 17, cruzando la pared de la endocavidad 18.

En este momento, los accionamientos de motor dentro de la caja de control 4 son activados, con el fin de permitir que los dos cables 2' y 2" se deslicen hacia arriba dentro de los canales 9 y 9', respectivamente, hasta que sobresalgan de la parte desechable 15 por los dos orificios de salida 12' y 12", respectivamente.

40 Una vez dentro del tumor 17, el generador externo de radiofrecuencia es activado, lo que permite que se produzca un efecto de calentamiento en las partes distales 2''' y 2'''' de los dos cables 2' y 2", respectivamente, y la destrucción del tumor 17, como se muestra en la figura 10.

La configuración de trabajo se realiza bajo un sistema de formación de imágenes en tiempo real, tal como una exploración por CT o un sistema de ultrasonidos, por ejemplo.

45

REIVINDICACIONES

1. Un endoscopio de tratamiento por radiofrecuencia (RF), que comprende:
 - un cuerpo principal (1) alargado, cilíndrico y flexible , teniendo dicho cuerpo principal (1) un extremo distal (7) configurado para su colocación en una endocavidad y un extremo proximal (6),
 - 5 un cabezal desechable e intercambiable (15), pudiendo colocarse el citado cabezal (15) en el extremo distal (7) del citado cuerpo principal (1),
 - al menos dos electrodos (2', 2'') desplegables, delgados y alargados, formando los citados electrodos (2', 2'') una disposición de electrodo bipolar (2) y pudiendo colocarse cerca del extremo distal (7) del citado cuerpo principal (1), siendo desplegables los citados electrodos (2', 2'') lateralmente desde el citado cuerpo principal (1) y cruzando el citado cabezal (15) antes de ser desplegados desde el cuerpo principal (1) al interior del tejido a tratar,
 - 10 un generador de RF acoplado externamente,
 - en el que el cuerpo principal comprende canales internos (9, 9') en los que los electrodos (2', 2'') están configurados para deslizarse,
 - 15 **caracterizado porque** el cabezal (15) y los electrodos (2', 2'') son retirables del extremo distal del cuerpo principal y
 - porque** el cabezal (15) comprende orificios de entrada (13', 13''), a través de los cuales los canales internos (9, 9') del cuerpo principal continúan a través del cabezal hasta los orificios de salida (12', 12'') desde los que los electrodos se despliegan dentro del tejido.
- 20 2. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además:
 - un segundo cabezal desechable e intercambiable (15) que se puede colocar en el extremo distal (7) del citado cuerpo principal (1) para reemplazar el primer cabezal (15), teniendo los citados cabezales (15) orificios de salida (12', 12'') con separaciones diferentes y / o variables, permitiendo que los electrodos (2', 2'') se desplieguen en el tejido a una distancia variable uno del otro, con el fin de ajustarse al tamaño y la forma del tumor.
 - 25
3. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende además:
 - un extremo distal orientable y controlable (7)
 - un mango (3) de extremo proximal con cables de control con paletas alargadas colocados en el cuerpo principal (1) permitiendo la orientación del extremo distal (7).
- 30 4. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además:
 - un revestimiento polimérico aislante (16) que cubre la mayor parte de los electrodos alargados delgados (2', 2''), a excepción de una parte activa de tratamiento del extremo distal.
5. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, en el que los electrodos alargados (2', 2'') son desechables e intercambiables.
- 35 6. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además: una caja de control (4) conectada al cuerpo principal, lo que permite un control milimétrico de un despliegue motorizado de los electrodos alargados (2', 2'') desde el cuerpo principal (1) al interior del tejido y del tumor.
7. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además: un control mecánico, colocado en el extremo proximal y controlado por paletas, del despliegue de los electrodo alargados (2', 2'') del cuerpo principal (1) dentro del tejido y del tumor, permitiendo el control casi de un milímetro del despliegue de los electrodos.
- 40 8. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además:
 - un manguito (5) flexible y expandible por aire colocado cerca del extremo distal (7) del cuerpo principal (1) y colocado en el lado opuesto a los orificios de salida (12', 12'').
- 45 9. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además: varios orificios (21), colocados cerca de los orificios de salida de despliegue de los electrodos (12', 12''), y que se pueden unir a un generador externo de presión negativa, tal como una bomba.

10. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además: una bobina magnética (11) colocada en el extremo distal del cuerpo principal que permite que un sistema de navegación y / o de posicionamiento externo defina la localización de la punta del dispositivo.
- 5 11. El dispositivo de tratamiento por RF de la reivindicación 1, que comprende, además: un sistema basado en óptica colocado en el extremo distal, que permite, por medio de una vía de fibra óptica alargada, que el operador vea el endolumen.

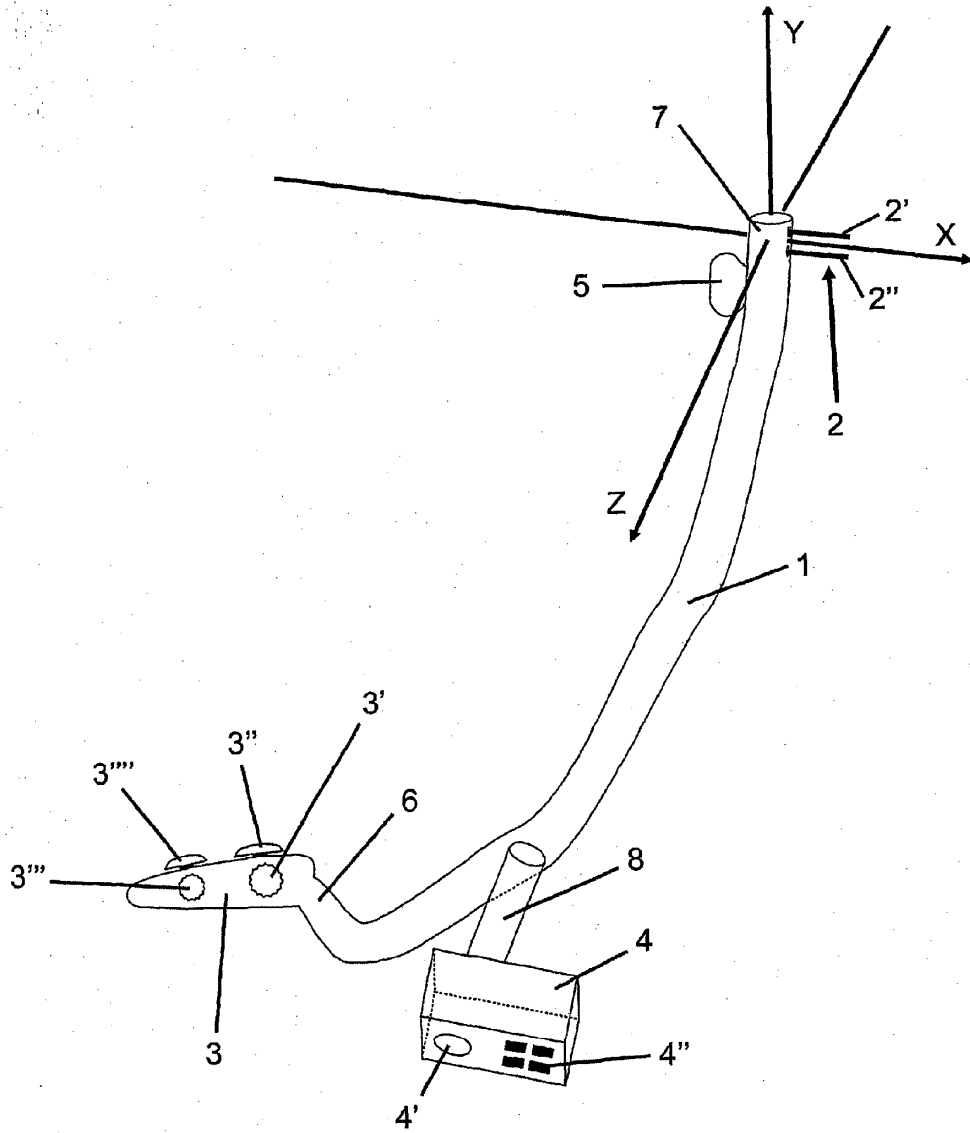


Fig. 1

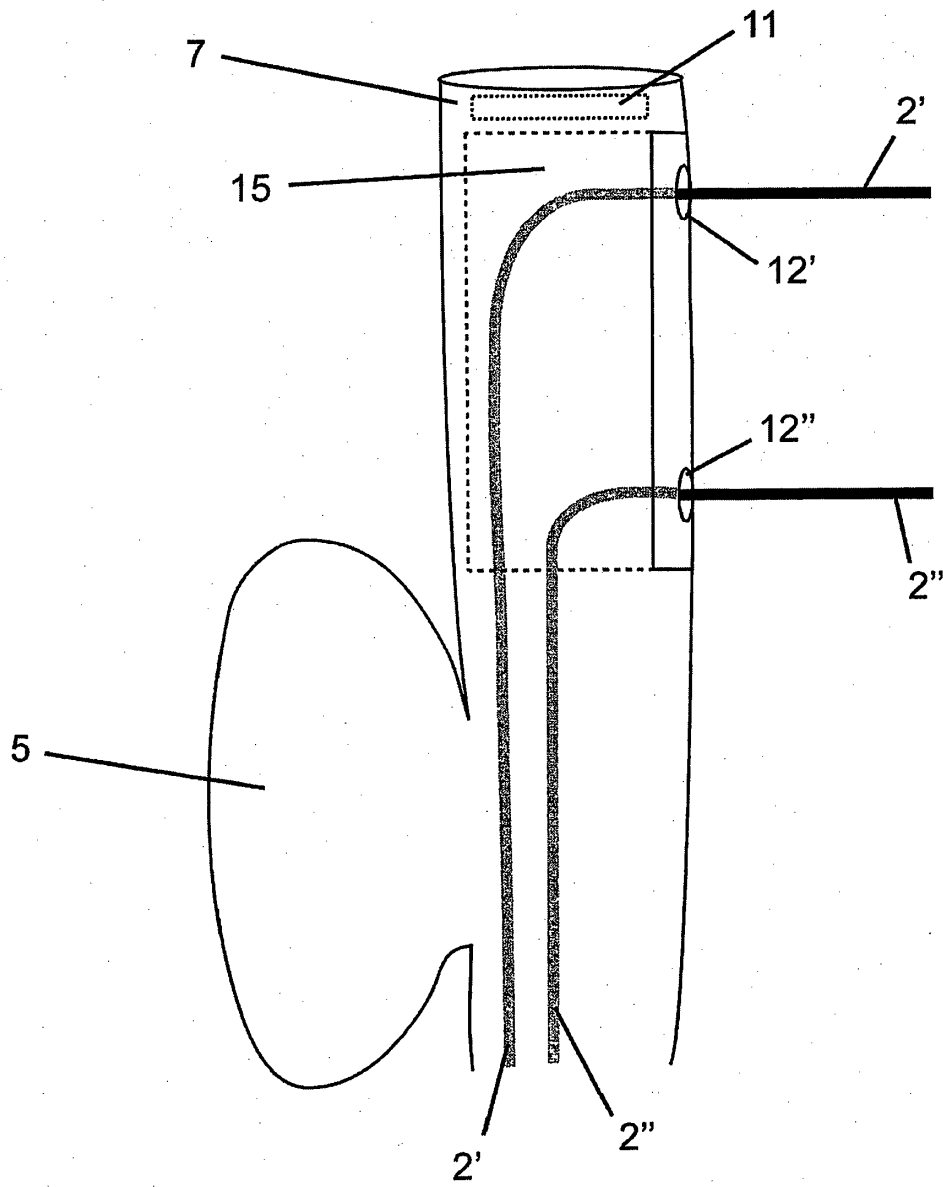


Fig. 2

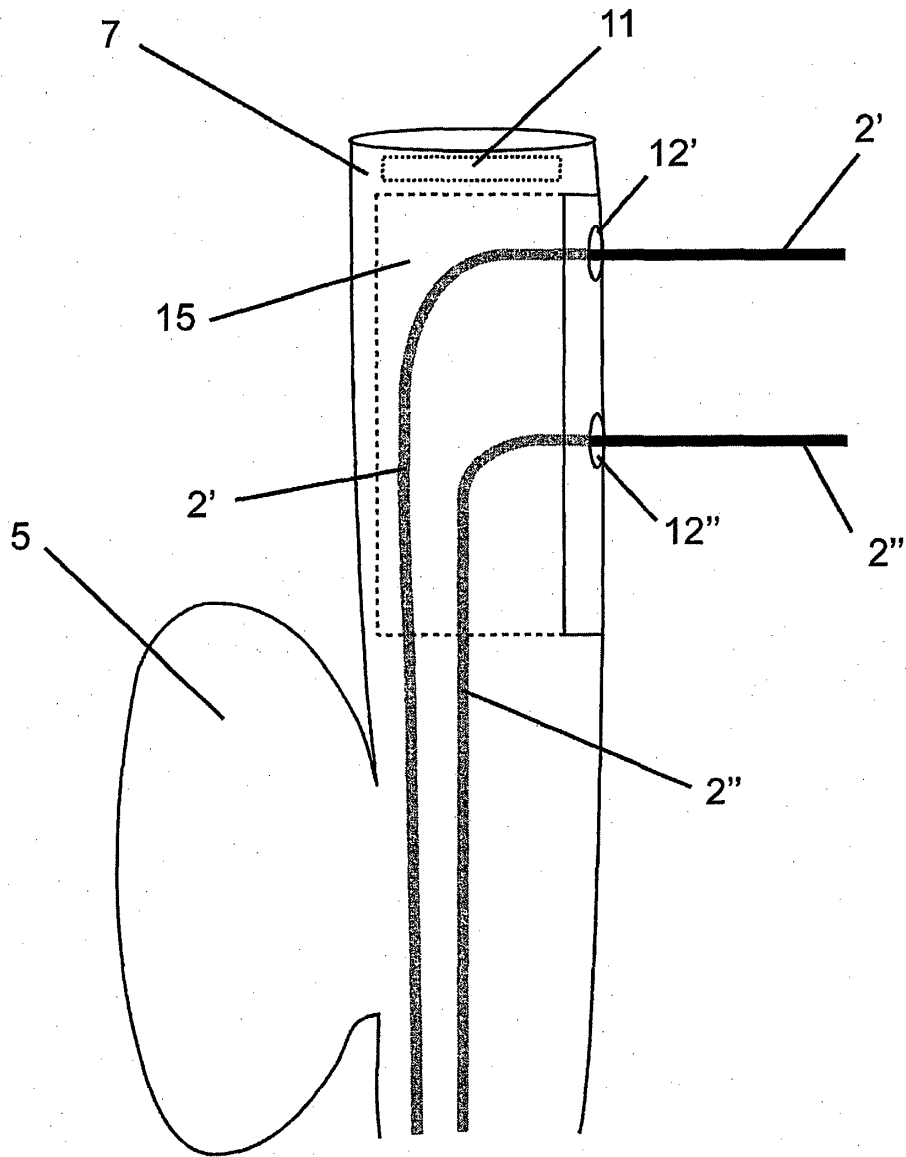


Fig. 3

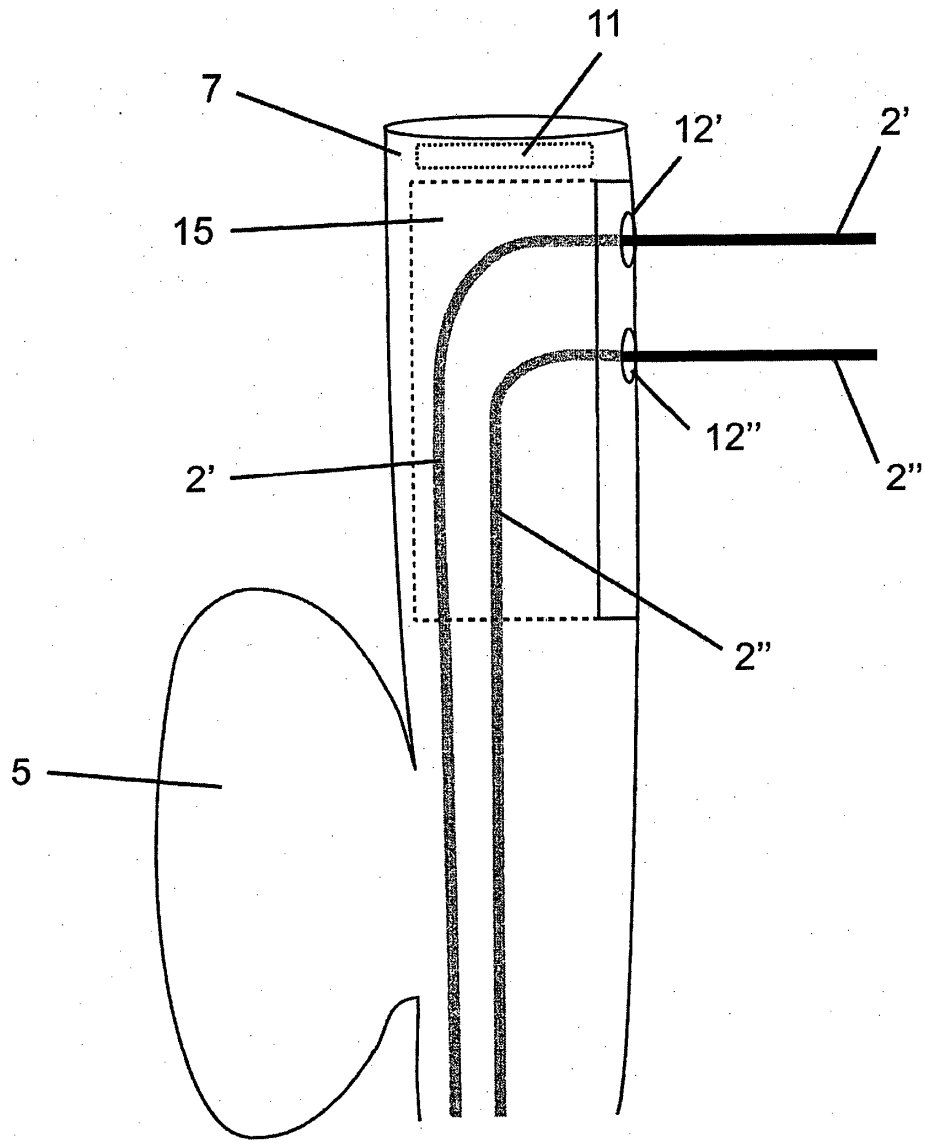


Fig. 4

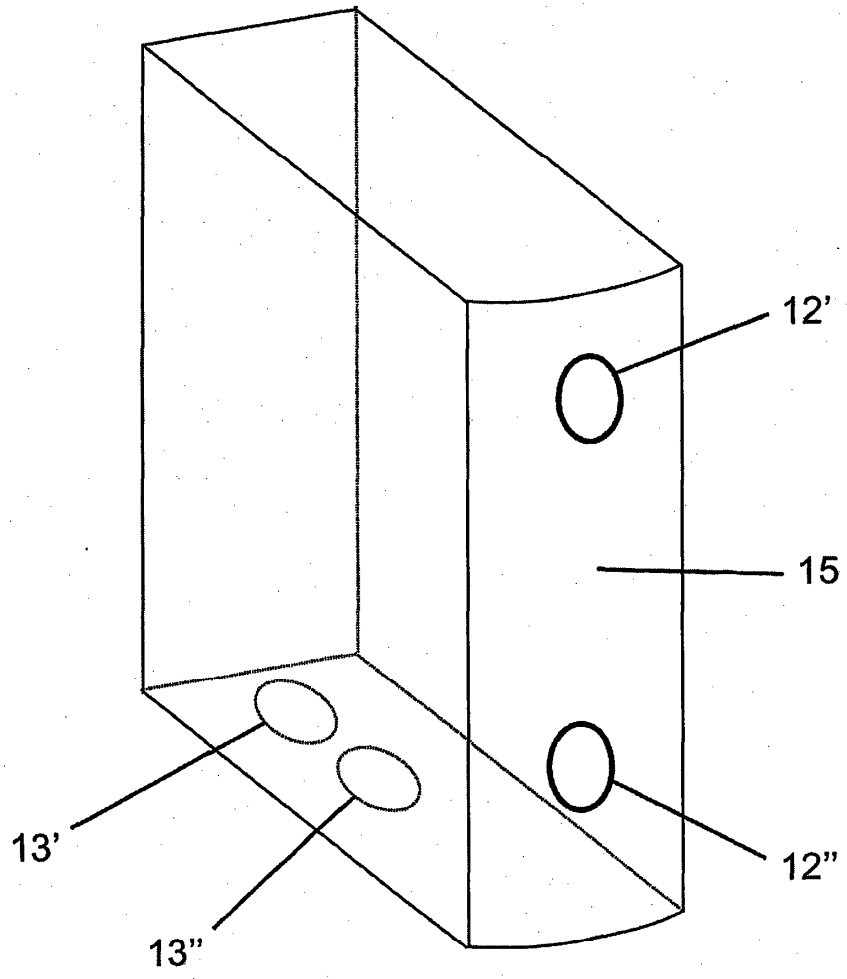


Fig. 5

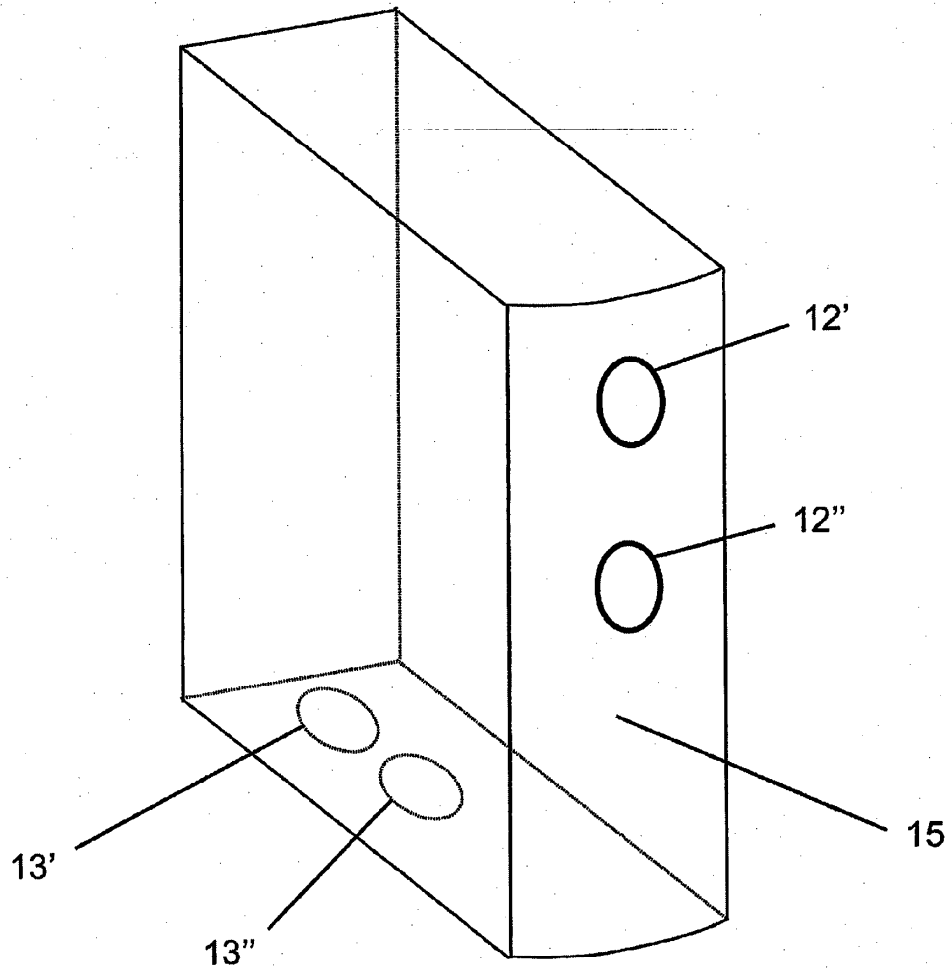


Fig. 6

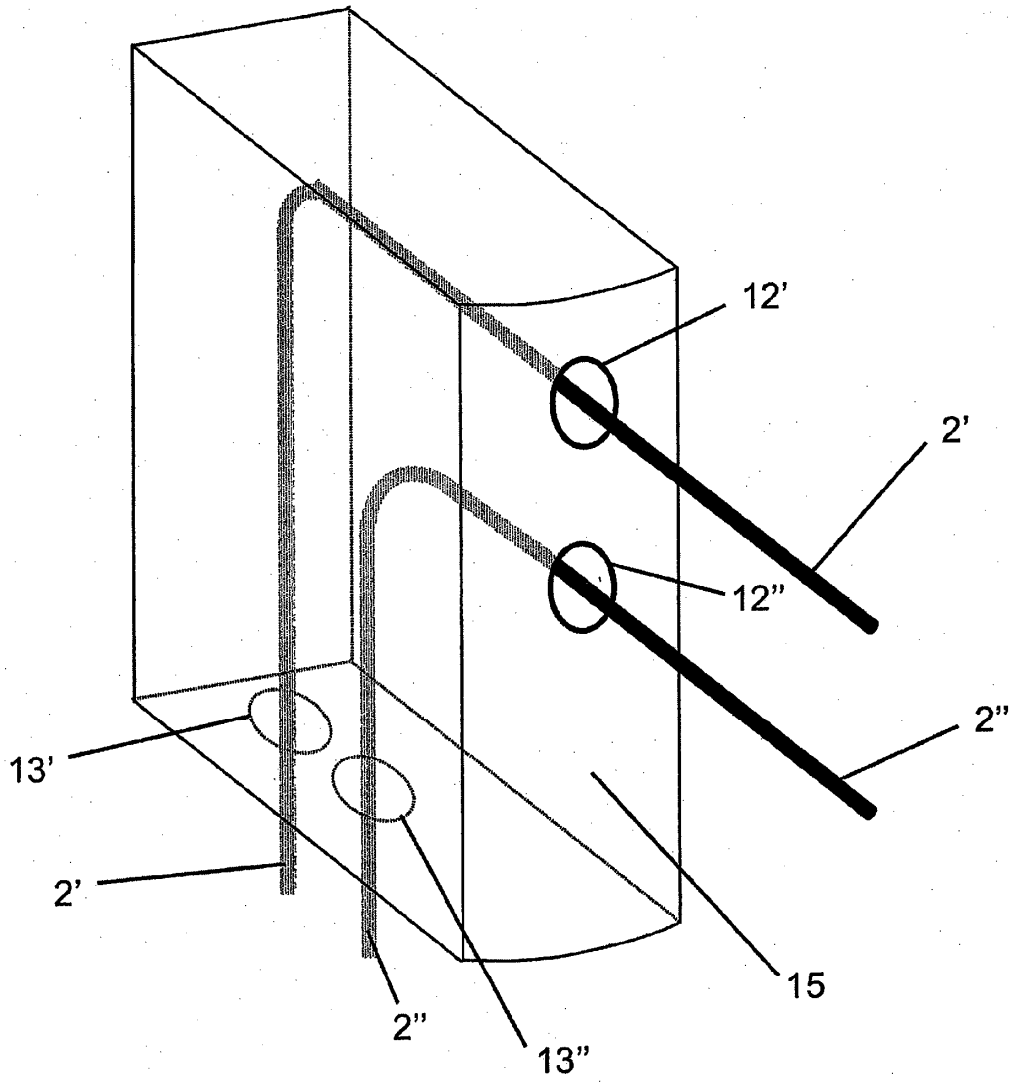


Fig. 7

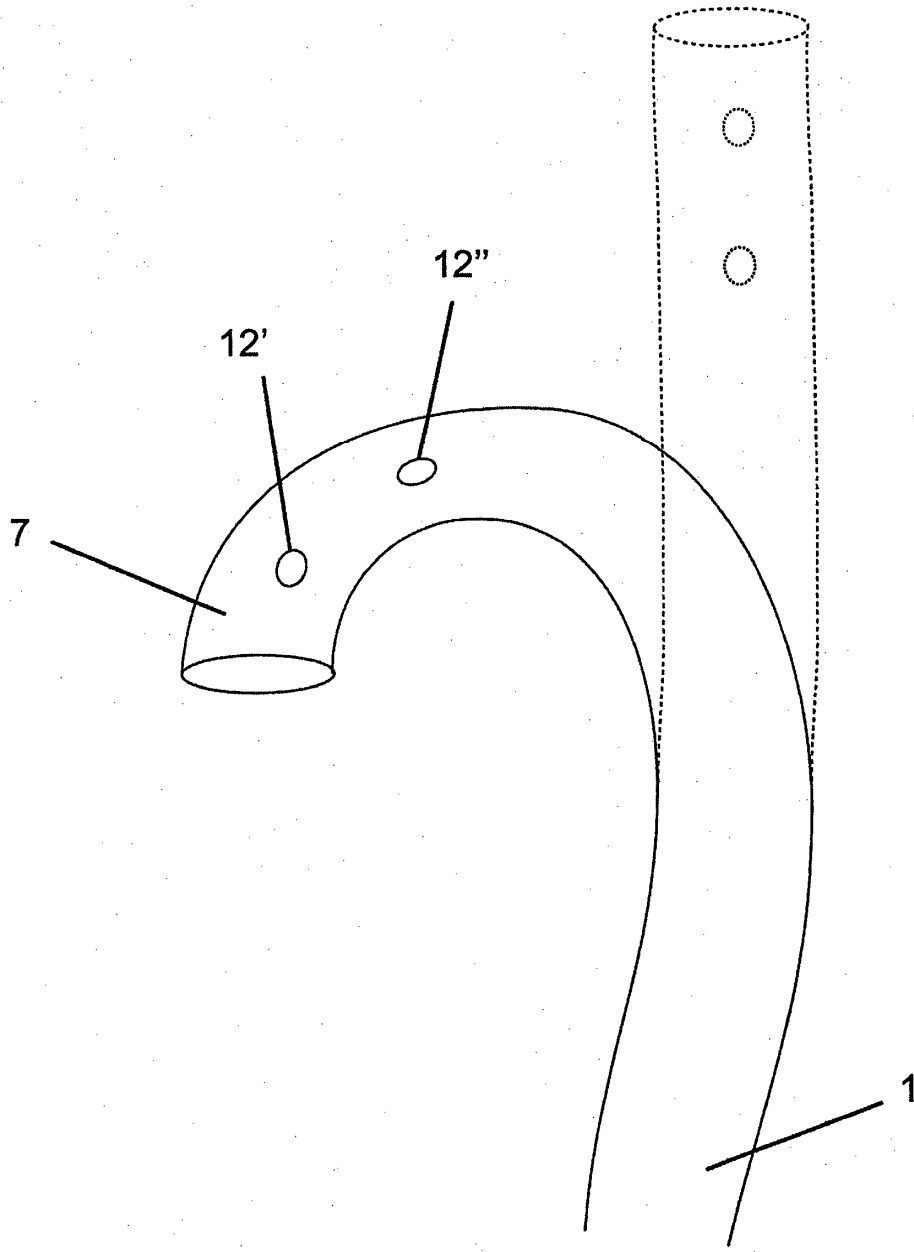


Fig. 8

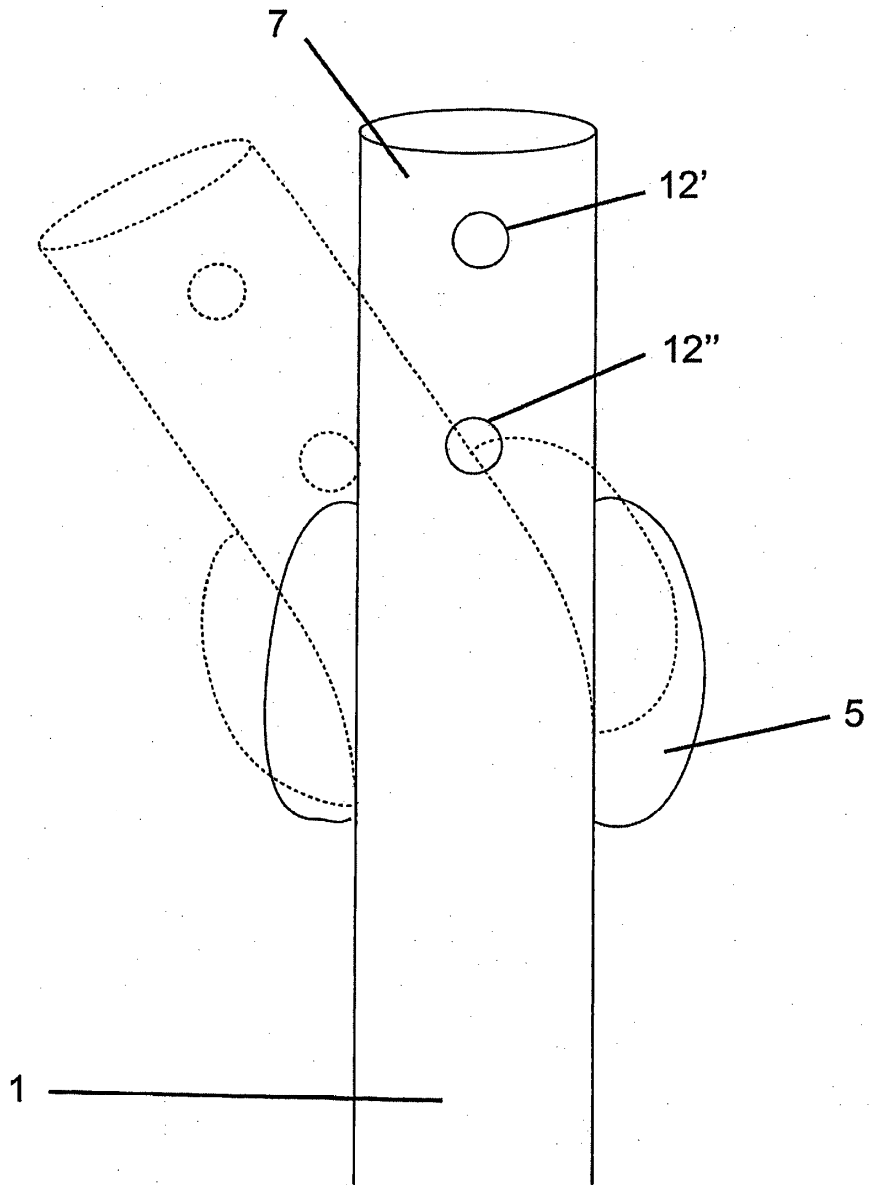


Fig. 9

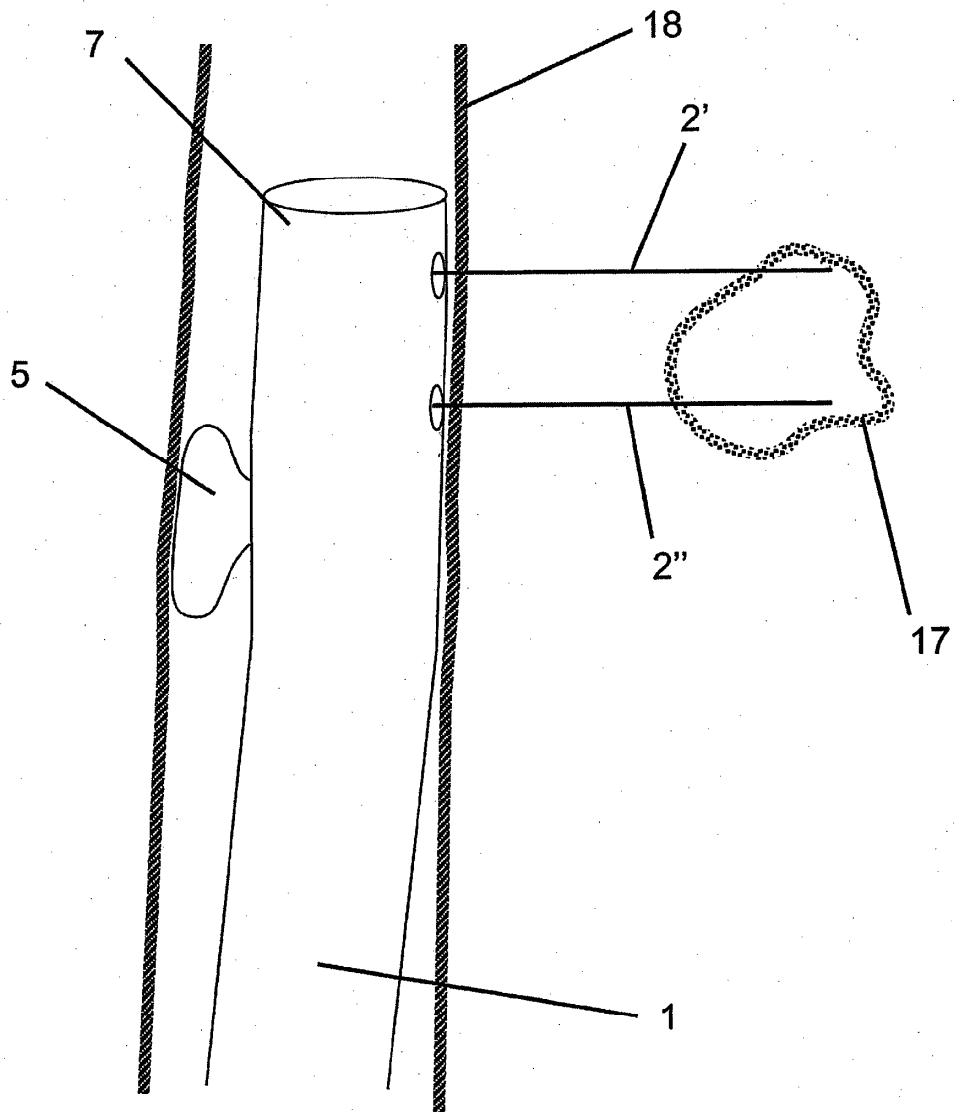


Fig. 10

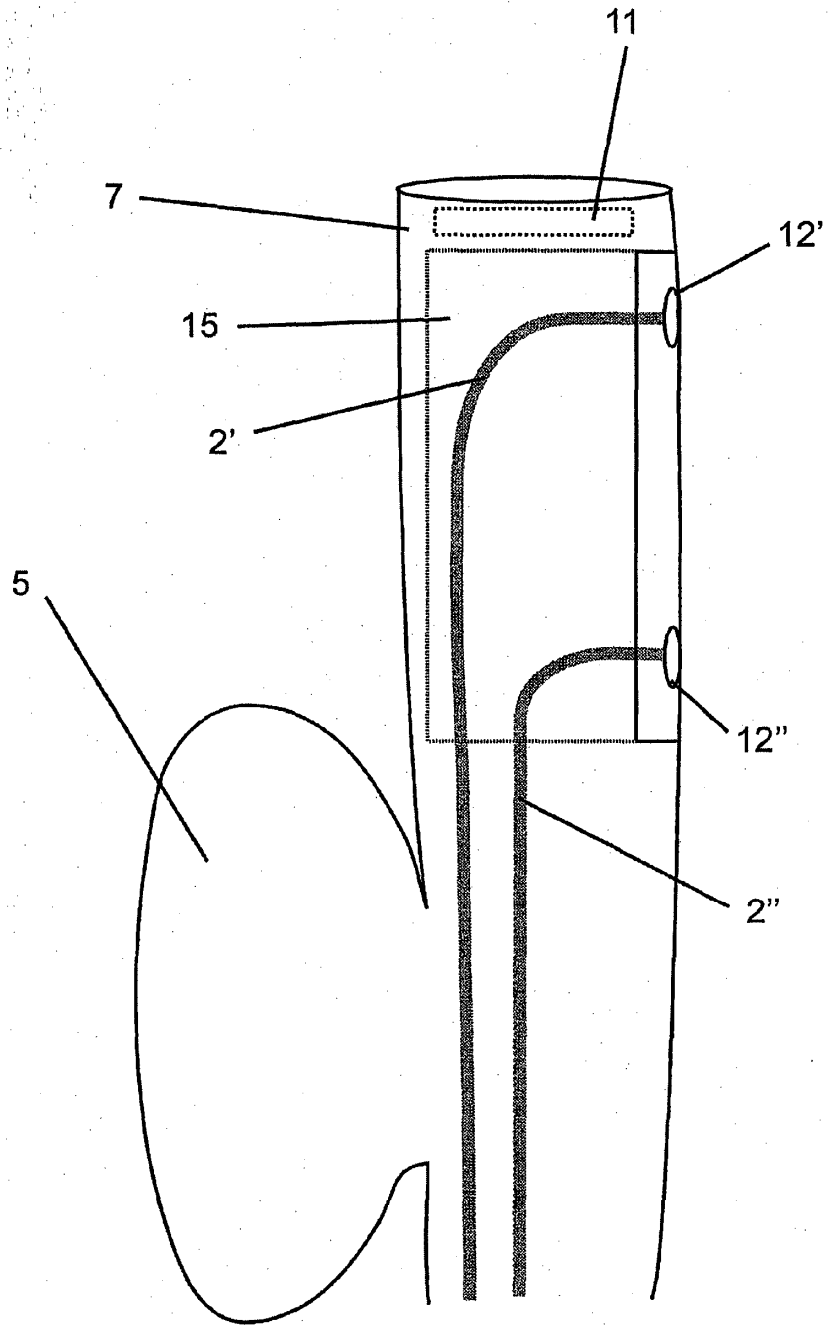


Fig. 11

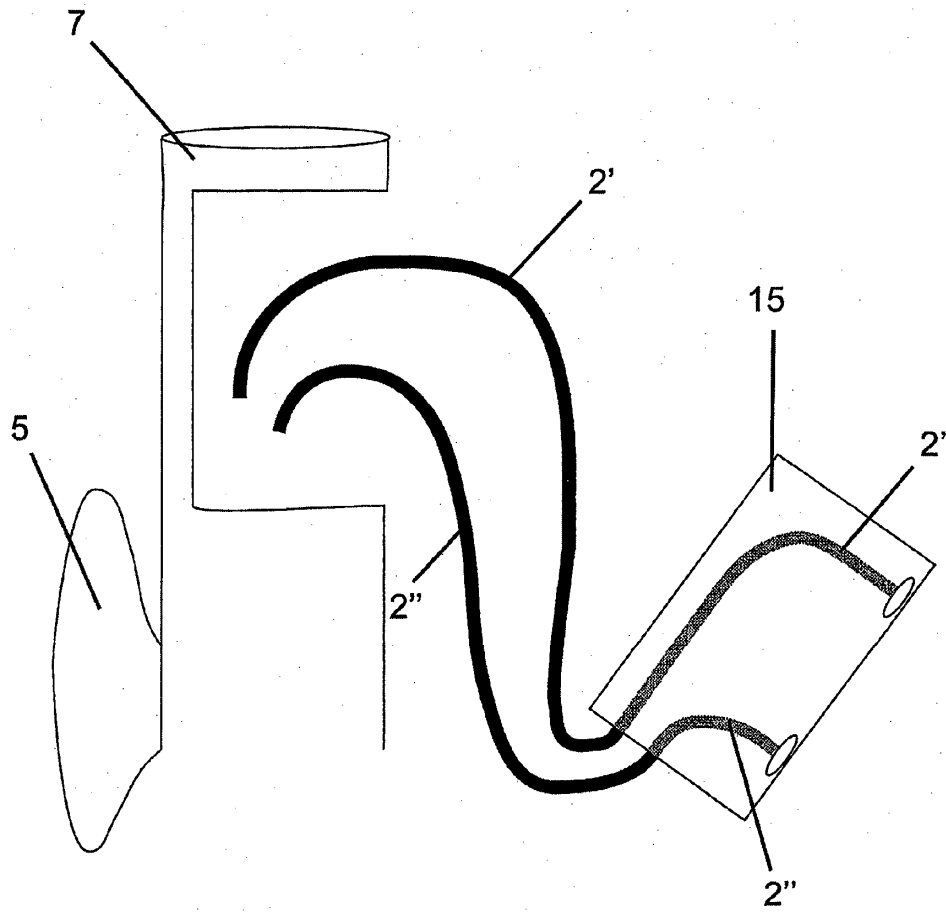


Fig. 12

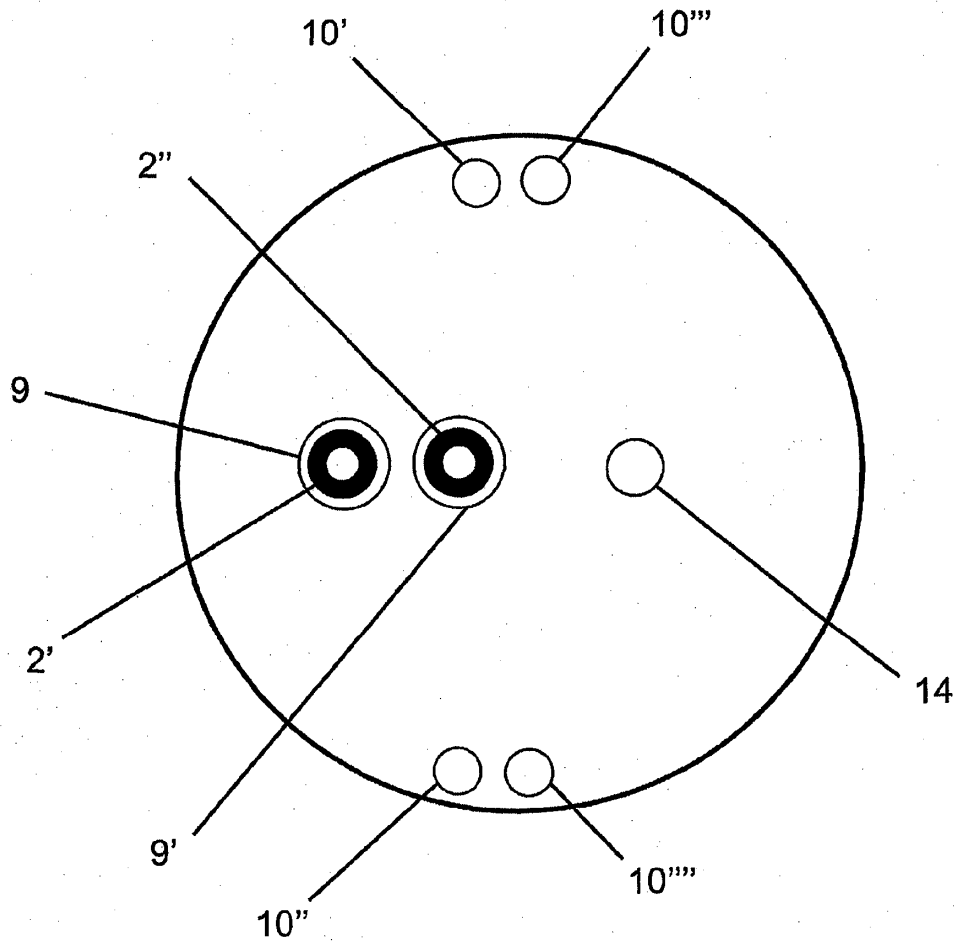


Fig. 13

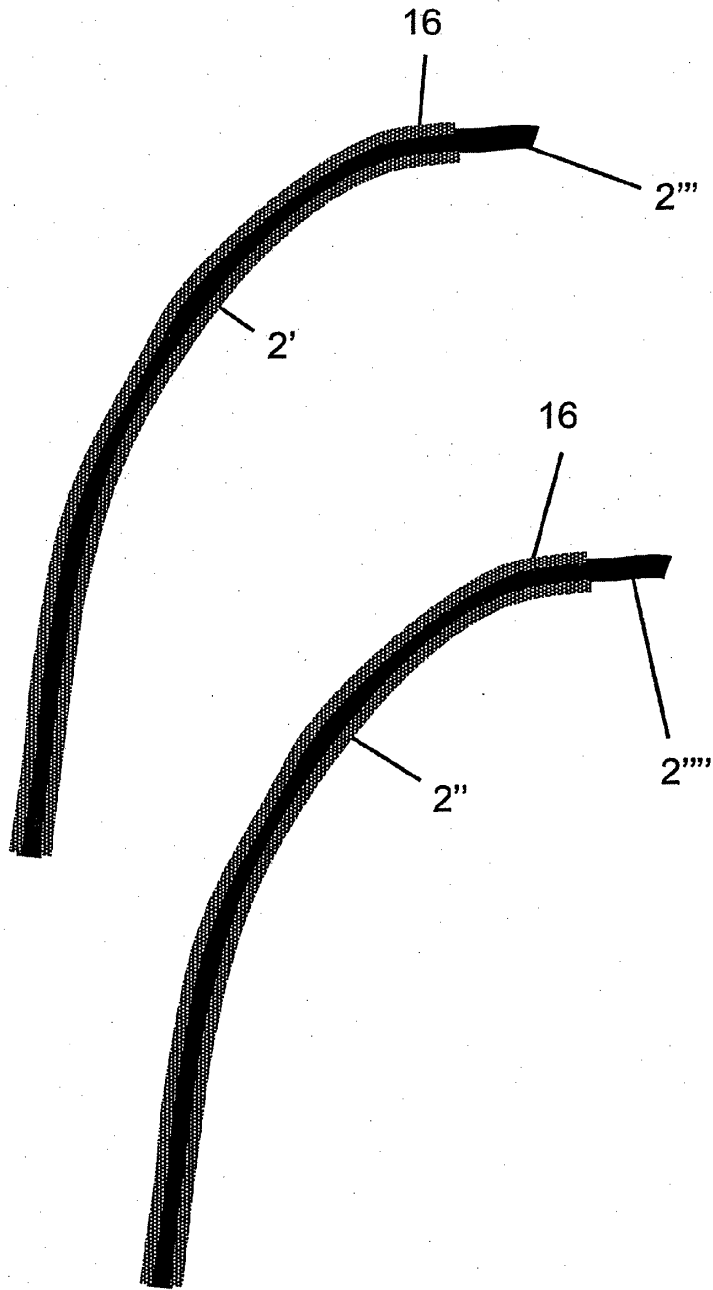


Fig. 14

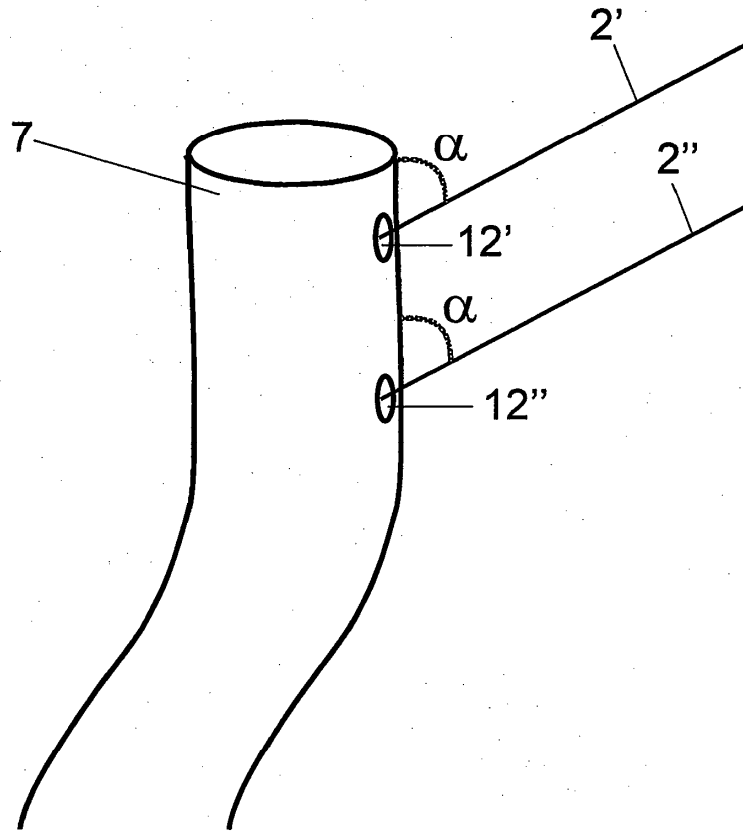


Fig. 15

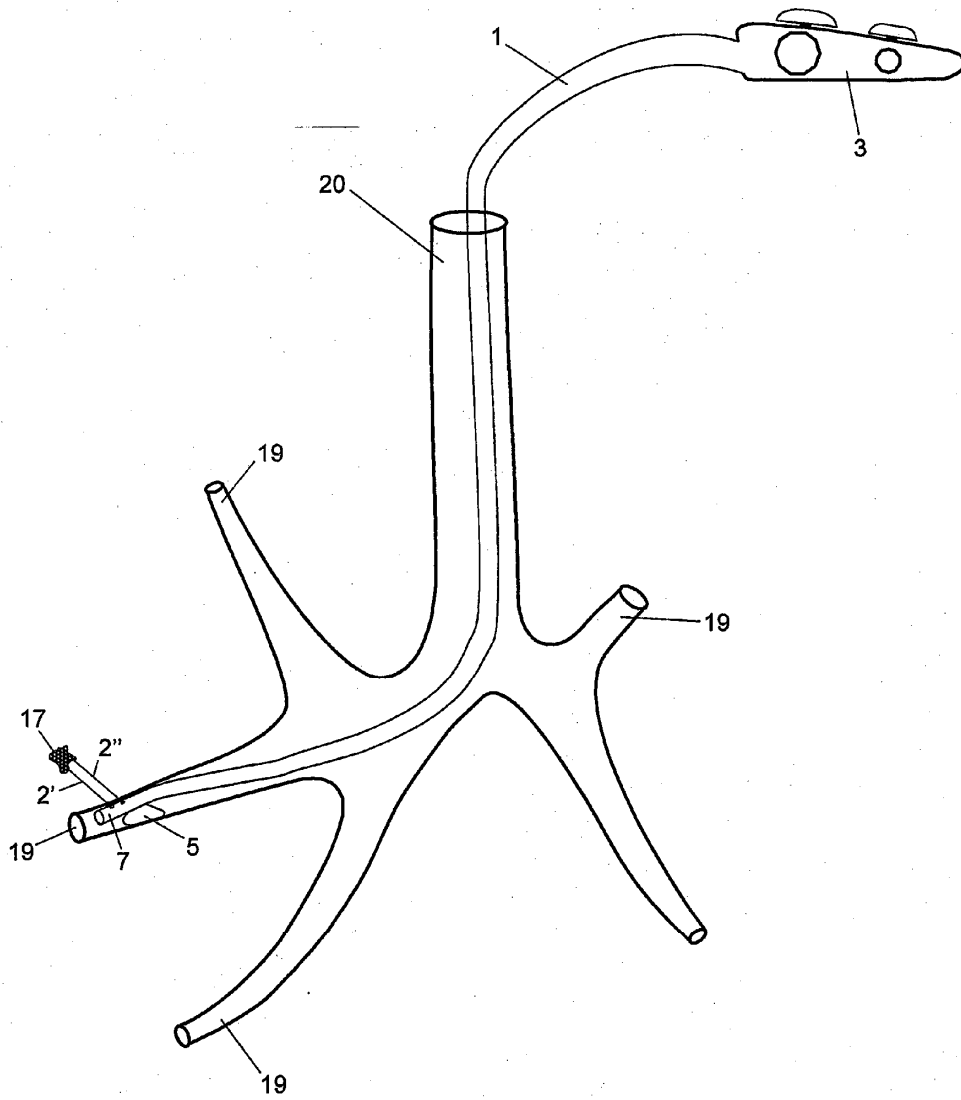


Fig. 16

