

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 807 527**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.12.2016 PCT/EP2016/081584**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.06.2017 WO17103209**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.12.2016 E 16813066 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.05.2020 EP 3389535**

54 Título: **Sonda electroquirúrgica para administrar energía de microondas**

30 Prioridad:

17.12.2015 GB 201522312

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

23.02.2021

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
Creo House, Unit 2, Beaufort Park, Beaufort Park
Way, Chepstow
Wales, NP16 5UH, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
WHITE, MALCOLM;
BURN, PATRICK;
SHAH, PALLAV y
HALES, PHILIP**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 807 527 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

Sonda electroquirúrgica para administrar energía de microondas

5 Campo de la invención

La invención se refiere a una sonda electroquirúrgica para administrar energía de microondas en tejido biológico para extirpar el tejido objetivo. En particular, la sonda se puede utilizar en los pulmones o en el útero, por ejemplo, para extirpar tumores, lesiones o fibromas y para tratar el asma. La sonda se puede insertar a través del canal de un broncoscopio o catéter, o se puede utilizar en cirugía laparoscópica o cirugía abierta.

Antecedentes de la invención

Es intrínsecamente difícil acceder a los tumores pulmonares debido a las pequeñas dimensiones del árbol bronquial, especialmente hacia las regiones periféricas donde es probable que se desarrollen pequeños nódulos. Esto ha dado como resultado el empleo de muchas opciones de tratamiento, como la quimioterapia (medicina dirigida, medicamentos contra el cáncer (agentes quimioterapéuticos)), radioterapia (administración de radiación ionizante), cirugía (invasiva y mínimamente invasiva) y ablación por RF/microondas. Los procedimientos quirúrgicos suponen neumonectomía (extirpación de un pulmón), lobulectomía (extirpación de un lóbulo), lobulectomía en manguito (resección de un lóbulo junto con parte del bronquio que está unido a él), resección en cuña (extirpación de una parte de pulmón en forma de cuña) y segmentectomía/resección de segmentos (resección de un segmento pulmonar específico).

Se sabe utilizar sondas emisoras de microondas para tratar diversas afecciones en los pulmones y en otros tejidos corporales. Por ejemplo, en los pulmones, la radiación de microondas se puede usar para tratar el asma y extirpar tumores o lesiones.

Los dispositivos de ablación por microondas existentes en el mercado están diseñados para ser insertados percutáneamente. No obstante, es complicado colocar de forma percutánea dichos dispositivos en un pulmón en movimiento, lo que puede derivar en complicaciones como neumotórax y hemotórax (aire y sangre dentro de la cavidad pleural, respectivamente).

Es preferible utilizar una sonda para administrar la energía en el tejido objetivo porque la parte radiante se puede colocar cerca del sitio objetivo y, por lo tanto, se puede transmitir una alta proporción de potencia en el sitio objetivo y se pierde una proporción menor en el tejido sano circundante. Esto reduce los efectos secundarios del tratamiento y aumenta la eficacia.

El tratamiento eficaz contra el cáncer de pulmón mediante procedimientos mínimamente invasivos es conveniente para reducir la tasa de mortalidad de los pacientes con cáncer de pulmón y para reducir la tasa de complicaciones intraoperatorias y posoperatorias. Las sondas se pueden insertar en el tejido mediante cirugía laparoscópica, cirugía abierta o por los conductos del cuerpo, como las vías respiratorias. El método menos invasivo es el uso de los conductos del cuerpo, lo que reduce la tensión ejercida sobre un paciente durante el procedimiento. Se pueden usar catéteres o broncoscopios para ayudar a guiar el instrumento hacia el sitio objetivo, como en algunos ejemplos del documento US2009/306644, en el que se describen los mecanismos utilizados.

En el documento US2014/046174, se divulga un catéter de ablación por microondas con una sección radiante que introduce en el sitio objetivo mediante un broncoscopio a través de las vías respiratorias de un paciente.

Se pueden usar varios diseños de partes radiantes, como un cable coaxial con una parte radiante en el extremo distal, como el del documento US2014/046174, y el dispositivo de suministro de energía del documento US2013/324995. Se hace referencia al documento US2003/100894 A1.

Sumario de la invención

En su forma más general, un aspecto de la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico para su uso en técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas, que proporciona, a muy pequeña escala, un campo de microondas localizado capaz de extirpar de manera precisa tejido de los pulmones. Esto se realiza mediante la selección adecuada de la geometría y el material para la punta distal radiante de este. Como se explica con más detalle más adelante, otro aspecto de la invención integra una estructura de administración de potencia en el interior del cordón de instrumento de un broncoscopio. Ambos aspectos de la invención se pueden utilizar en combinación el uno con el otro y/o junto con sistemas de control de dirección, de detección de la temperatura y de visión, para así ofrecer al facultativo una fuente rica en información de retroalimentación durante el tratamiento.

Según un aspecto de la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico para administrar energía de microondas en el tejido pulmonar, comprendiendo el instrumento electroquirúrgico: un cable coaxial para transportar energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo y un primer material

dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo; y una parte de punta radiante, dispuesta en un extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de microondas desde el cable coaxial, en donde la parte de punta radiante comprende: una punta dieléctrica, formada a partir de un segundo material dieléctrico que es distinto al primer material dieléctrico, y una parte conductora distal del conductor interno, que se extiende longitudinalmente hacia la punta dieléctrica, y en donde el segundo material dieléctrico tiene una constante dieléctrica mayor que el primer material dieléctrico, por lo que la parte de punta radiante está dispuesta para irradiar un campo de microondas localizado para la extirpación de tejido. Así, el instrumento es un dispositivo de base coaxial con una carga constante dieléctrica en su extremo distal. El extremo distal del dispositivo está diseñado para facilitar una administración de energía de microondas eficiente en el tejido tumoral de los pulmones y, así, conseguir extirpar un volumen localizado. El daño resultante en el tejido localizado (zona de extirpación), inducido de forma térmica, se produce como resultado del calentamiento dieléctrico. Se pueden utilizar otros modos de administración de energía. Por ejemplo, el instrumento puede comprender material conductor dispuesto sobre una superficie externa de la punta dieléctrica para formar una microtira de línea de transmisión coplanaria para administrar la energía de microondas en el tejido biológico.

El instrumento también puede estar configurado para administrar energía de radiofrecuencia (RF).

El efecto de la punta dieléctrica es reducir la longitud de onda de la energía de microondas, lo que permite una mejor coincidencia de la impedancia y control del perfil de extirpación resultante en función de pequeñas limitaciones de geometría. Por ejemplo, el diámetro externo del cable coaxial y de la parte de punta radiante puede ser igual que o inferior a 1,9 mm, preferentemente igual a o inferior a 1,5 mm. Este tamaño permite que el instrumento encaje y pueda manipularse en los canales de instrumento de broncoscopio disponibles en el mercado. Como se explica a continuación, el instrumento también puede incluir su propio mecanismo de dirección, que puede permitir su manejo cuando se extiende hacia fuera desde el extremo del canal de instrumento de broncoscopio.

Para conservar la flexibilidad del dispositivo, la longitud axial de la punta dieléctrica es igual a o inferior a 3 mm, preferentemente igual a o inferior a 2 mm. Esto permite que el segundo material dieléctrico sea relativamente rígido sin que esto afecte negativamente a la flexibilidad del instrumento, en concreto, en su extremo distal.

La energía de microondas puede ser una sola frecuencia estable, por ejemplo, de 5,8 GHz. La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico puede seleccionarse en función de la frecuencia de la energía de microondas, de modo que la longitud axial de la punta dieléctrica se corresponda con una fracción significativa de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propague en la punta dieléctrica. En el presente documento, una fracción significativa puede ser igual a o mayor que 0,05, preferentemente mayor que 0,06. Esta puede garantizar que el segundo material dieléctrico proporcione un efecto adecuado de acortamiento de la longitud de onda. En una realización, la constante dieléctrica del segundo material dieléctrico es igual a o mayor que 80. Por ejemplo, se puede utilizar dióxido de titanio como el segundo material dieléctrico. Para el primer material dieléctrico, se puede utilizar PTFE o cualquier otro dieléctrico que tenga una baja pérdida a la frecuencia de la energía de microondas.

La parte de punta radiante se puede disponer para que actúe como un transformador de impedancia de cuarto de onda y que haga coincidir una impedancia de entrada con una impedancia de carga de tejido. Dicho de otra forma, la geometría de la parte de punta radiante se selecciona para que los efectos de la desigualdad de impedancias sean invisibles cuando se mire hacia la línea de transmisión ante el transformador de impedancia.

La parte de punta radiante puede comprender, además, un elemento dieléctrico intermedio que rodea una parte proximal de la parte conductora distal y que separa el primer material dieléctrico de la punta dieléctrica, estando formado el elemento dieléctrico intermedio a partir de un tercer material dieléctrico que es distinto del segundo material dieléctrico. El tercer material dieléctrico puede ser el mismo o puede ser distinto al primer material dieléctrico. La geometría del elemento dieléctrico intermedio se puede seleccionar, por ejemplo, utilizando simulaciones u otros para facilitar la función de coincidencia de impedancias comentada anteriormente.

Una realización del instrumento puede incluir una empuñadura en el extremo proximal del cable coaxial, por ejemplo, para proporcionar una interfaz con un generador electroquirúrgico adecuado, y una vaina/catéter de extremo cerrado para transportar el cable coaxial y la parte de punta radiante.

El campo de microondas localizado puede ser sustancialmente esférico, por ejemplo, en torno a la parte de punta radiante. El acortamiento de la longitud de onda de la energía de microondas en la punta dieléctrica puede impedir que el campo de microondas se extienda o alargue en sentido proximal, por ejemplo, recorra la longitud del cable coaxial. Una ventaja de la forma esférica del campo es que no varía con la rotación, de modo que no es necesario controlar la orientación del instrumento en el canal de instrumento.

No obstante, en algunas circunstancias, puede no ser deseable un campo igual en todos los lados de la parte de punta radiante. Así, la parte de punta radiante puede incluir un elemento de conformación de campo, dispuesto para dirigir el campo de microondas hacia un lado de la parte de punta radiante. Los elementos de conformación de campo pueden incluir un estrangulador que comprende capas de material dieléctrico y conductor.

- El elemento de conformación de campo puede ser una prolongación conductora que se extiende longitudinalmente a lo largo de un lado de una superficie externa de la punta dieléctrica opuesto al lado desde el que se dirige el campo de microondas, estando la prolongación conductora conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial. De esta forma, la prolongación conductora actúa como reflector del campo para garantizar que la mayor parte de la energía de microondas se emite desde un lado de la parte de punta radiante. La prolongación conductora se extiende preferentemente por una parte circunferencial estrecha de la punta dieléctrica. Cuanto más estrecha sea la dimensión circunferencial de la prolongación conductora, mejor será la función de coincidencia de impedancias.
- La prolongación conductora se extiende preferentemente más allá de la parte conductora distal. Por ejemplo, la parte de punta radiante puede incluir una tapa dieléctrica dispuesta distalmente en la punta dieléctrica y en la parte conductora distal, extendiéndose la prolongación conductora a lo largo de una superficie externa de la tapa dieléctrica, por lo que la prolongación conductora se extiende más allá del cable coaxial que la parte conductora distal. Esta configuración también mejora la función de coincidencia de impedancias. La tapa dieléctrica está formada a partir de un cuarto material dieléctrico que es distinto del segundo material dieléctrico. El cuarto material dieléctrico es, preferentemente, un material que presenta una baja pérdida de la energía de microondas y puede ser el mismo que el primer material dieléctrico. Así, el primer material dieléctrico (es decir, el dieléctrico en el cable coaxial) puede ser el mismo que el tercer material dieléctrico (que actúa como barrera aislante para el conductor externo, en el extremo del cable coaxial) y que el cuarto material dieléctrico (que puede formar una punta distal del dispositivo). Todos estos elementos pueden formarse a partir de PTFE, por ejemplo. El segundo material dieléctrico puede intercalarse entre el tercer y cuarto materiales dieléctricos y presenta una constante dieléctrica mayor. El segundo material dieléctrico puede elaborarse a partir de dióxido de titanio, por ejemplo.
- La prolongación conductora puede ser una extensión del conductor externo del cable coaxial. Por tanto, puede estar fijada sobre la punta dieléctrica. En este ejemplo, puede ser necesario que el instrumento pueda girar dentro del canal de instrumento, para así controlar la posición del campo de microondas irradiado.
- No obstante, en otra realización, la prolongación conductora puede ser una parte distal de un manguito conductor montada sobre y conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial, en donde el manguito conductor puede girar con respecto a la punta dieléctrica para ajustar la posición circunferencial de la prolongación conductora. En esta disposición, no es necesario que todo el instrumento pueda girar dentro del canal de instrumento. Solo es necesario controlar el manguito conductor. La orientación del manguito conductor puede controlarse con un par de alambres guía o elementos similares.
- El manguito conductor se puede utilizar para proporcionar otros tipos de elemento de conformación de campo. Por ejemplo, el elemento de conformación de campo puede ser un manguito conductor formado sobre la punta dieléctrica, teniendo el manguito conductor una ranura radiante, formada en su interior, sobre el lado desde el que se dirige el campo de microondas. El manguito conductor puede girar con respecto a la punta dieléctrica para ajustar la posición circunferencial de la ranura radiante.
- No es necesario que el manguito conductor rote. Por ejemplo, el manguito conductor puede tener una pluralidad de ranuras radiantes radialmente desplazadas en torno a la superficie externa de la punta dieléctrica, y la parte superior radiante puede comprender un accionador, operable para exponer de manera selectiva solo una de la pluralidad de ranuras radiantes. En una realización, el manguito conductor puede tener un par de ranuras radiantes sobre los lados opuestos de la punta dieléctrica. El accionador puede comprender un manguito longitudinalmente deslizable que tiene recortes radialmente desplazados (por ejemplo, diametralmente opuestos) formados en su interior, en donde el accionador puede moverse entre una primera posición, en la que un primer recorte expone una primera del par de ranuras radiantes, y una segunda posición, en la que un segundo recorte expone la segunda del par de ranuras radiantes. Las posiciones relativas de los recortes y las ranuras radiantes se seleccionan para impedir que ambas ranuras radiantes queden expuestas al mismo tiempo. Por ejemplo, los recortes pueden estar desplazados el uno del otro en una dirección longitudinal. En este ejemplo, el par de ranuras radiantes puede estar alineado o desplazado lateralmente una cantidad distinta para evitar su exposición simultánea. En una realización, el accionador puede moverse hasta una tercera posición en la que ambas ranuras quedan expuestas, por ejemplo, para poder emitir un campo esférico.
- El elemento de conformación de campo puede incluir una antena de parche formada sobre la punta dieléctrica. Alternativamente, el elemento de conformación de campo puede comprender una línea ranurada permeable, es decir, un elemento radiante formado mediante la provisión de una pluralidad de ranuras en el plano de tierra de una línea de transmisión coaxial.
- Una vaina externa puede formarse sobre la parte de punta radiante, por ejemplo, para proporcionar la biocompatibilidad y/o proteger el instrumento. La punta dieléctrica puede tener una geometría que ayude a manipular el instrumento en el interior del pulmón. Por ejemplo, el extremo distal del dispositivo puede estar redondeado, por ejemplo, tener forma de cúpula o ser semiesférico.
- El instrumento puede comprender un elemento de obtención de imágenes para transportar una señal de obtención de imágenes y permitir la visualización de un extremo distal del instrumento. En una realización, el elemento de

obtención de imágenes puede incluir un fibroscopio que comprende un haz de fibras ópticas. El haz de fibras ópticas puede tener un diámetro de 0,3 mm a 0,5 mm y puede contener tanto fibras de iluminación como de detección. Los fibroscopios adecuados los fabrica Fujikura y pueden proporcionar imágenes con hasta 10.000 píxeles. El conductor interno y la parte conductora distal pueden ser huecos para definir un canal que porte el haz de fibras ópticas.

5 Alternativamente, el haz de fibras ópticas puede formarse íntegramente con el conductor interno y la parte conductora distal. Por ejemplo, el haz de fibras se puede extender a través del primer material dieléctrico y la parte de punta radiante y puede tener una capa de material conductor sobre su superficie externa, mediante la cual forma realmente el conductor interno del cable coaxial y la parte conductora distal.

10 En una realización alternativa, el elemento de obtención de imágenes puede comprender un sensor de imagen montado en el extremo distal de la parte de punta radiante y un cable de comunicación para transportar una señal desde el sensor de imagen hasta el extremo proximal del instrumento. El sensor de imagen puede estar basado en un CMOS o CCD. El cable de comunicación puede incluir una o más fibras ópticas para transportar una señal de iluminación. En otra realización, el sensor de imagen puede incluir un transductor de ultrasonidos. De forma similar a
15 la disposición comentada con anterioridad, el conductor interno y la parte conductora distal puede ser hueca para definir un canal que porte el cable de comunicación.

En otras realizaciones, el haz de fibras ópticas o el cable de comunicación puede estar desplazado del eje del cable coaxial. Por ejemplo, el haz de fibras ópticas o el cable de comunicación puede discurrir a lo largo del cable coaxial o
20 puede estar integrado en el interior de una vaina externa o catéter que rodea el instrumento.

Para conseguir una mejor resolución de imagen, puede haber una pluralidad de sensores de imagen montada en el extremo distal del instrumento. Una pluralidad de haces de fibra óptica puede transportar los datos de imagen hacia el extremo proximal del instrumento.

25 El instrumento puede incluir, además, un sensor de temperatura en su extremo distal. Por tanto, el instrumento puede proporcionar retroalimentación adicional acerca de las condiciones en el extremo distal del instrumento. El sensor de temperatura puede ser un termopar montado sobre el conductor externo del cable coaxial. El termopar puede tener una pluralidad de lengüetas formadas sobre él, estando dispuestas estas lengüetas para filtrar una señal que tenga la misma frecuencia que la energía de microondas.
30

Alternativamente, el sensor de temperatura se puede combinar con el elemento de obtención de imágenes comentado anteriormente. Por ejemplo, el sensor de temperatura puede incluir una estructura micromecánica sensible a la temperatura en el extremo distal del extremo. El elemento de obtención de imágenes o cualquier otro
35 medio se puede utilizar para monitorizar óptica la estructura micromecánica sensible a la temperatura y, de esa manera, obtener la información que indica las condiciones de temperatura en el extremo distal del instrumento.

La energía de microondas se puede aplicar de forma pulsada. Para evitar que la energía de microondas sature la señal de respuesta del sensor de temperatura, las mediciones de temperatura se pueden obtener cuando la energía de microondas esté apagada, es decir, en un periodo OFF (apagado) de la operación pulsada. Como alternativa o de manera adicional, el instrumento puede incluir una disposición filtrante para eliminar el ruido en la señal de respuesta procedente del sensor de temperatura, provocado por la energía de microondas. La disposición filtrante puede incluir un filtro de paso bajo y un amplificador de instrumentación de inyección en modo común, dispuestos para eliminar los componentes de frecuencia más altos de la señal de respuesta.
40
45

Todo el instrumento se puede montar en un catéter de extremo cerrado o vaina externa. La vaina externa puede ser un catéter de varias luces dispuesto para transportar uno cualquiera o más de: alambres guía para controlar el movimiento de la sección de punta radiante y fluido para enfriar el extremo distal del instrumento. Mediante la provisión de los alambres guía para controlar el movimiento del instrumento, puede ser posible recorrer el interior del árbol bronquial para localizar y tratar tumores que actualmente no pueden ser tratados. Los alambres guía pueden discurrir por dentro de la vaina externa o pueden extrudirse como parte integral de esta. Se pueden utilizar uno, dos o tres alambres guía.
50

En otro aspecto, la invención proporciona un aparato electroquirúrgico para administrar energía de microondas en el tejido pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico: un generador para generar energía de microondas; un broncoscopio para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, teniendo el broncoscopio un canal de instrumento que discurre a lo largo de su longitud; un instrumento electroquirúrgico como el expuesto anteriormente en el canal de instrumento del broncoscopio, en donde el cable coaxial está conectado para recibir la energía de microondas desde el generador. El generador puede estar dispuesto para administrar pulsos de energía de microondas al mismo tiempo que el ciclo respiratorio del paciente.
55
60

En un aspecto adicional, la invención proporciona un broncoscopio que comprende: un cuerpo; un cordón de instrumento flexible para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, extendiéndose el cordón de instrumento desde el cuerpo y con un canal de instrumento que se extiende longitudinalmente formado a su través, en donde el cuerpo incluye: un puerto de entrada de potencia que puede conectarse para recibir la energía de microondas y un puerto óptico dispuesto para recibir señales ópticas desde un extremo distal del cordón de
65

instrumento, y en donde el cordón de instrumento comprende una línea de transmisión coaxial formada alrededor del canal de instrumento, estando conectada la línea de transmisión coaxial al puerto de entrada de potencia para transportar la energía de microondas hacia el extremo distal del cordón de instrumento. En este aspecto, el medio para administrar la potencia está integrado en el cordón de instrumento del broncoscopio, a diferencia de cuando se administra por un cable coaxial que discurre a través de su canal de instrumento. Esto permite utilizar una gran estructura coaxial dentro del mismo diámetro general del cordón de instrumento. A su vez, esto puede reducir las pérdidas y/o liberar espacio en el canal de instrumento para otros usos.

El broncoscopio puede tener un radiador montado en un extremo distal del canal de instrumento, estando el radiador eléctricamente conectado a la línea de transmisión coaxial para recibir energía de microondas desde esta y emitir un campo de microondas. El radiador puede ser un instrumento electroquirúrgico como el descrito anteriormente, por ejemplo, con una sección de cable coaxial que sobresale del cordón de instrumento y termina en la punta radiante. El diámetro externo de la línea de transmisión coaxial puede ser mayor que el diámetro externo del cable coaxial del instrumento electroquirúrgico. Dicho de otra forma, la estructura de administración de potencia completa comprende un par de líneas coaxiales que tienen distintos diámetros.

El broncoscopio con la línea de transmisión coaxial integrada se puede utilizar con otros tipos de radiador. Por ejemplo, el radiador puede comprender uno cualquiera de: un balón expandible, un tubo radialmente expandible, una estructura de pinzas y una estructura de pala.

El canal de instrumento (u otro canal especializado en el cordón de instrumento) puede disponerse para recibir fluido (por ejemplo, un refrigerante, como solución salina o agua) para enfriar la línea de transmisión coaxial durante el tratamiento. Por tanto, el cuerpo puede comprender un puerto de entrada de fluido, estando la entrada de fluido en comunicación con el canal de instrumento (u otra luz en el cordón de instrumento).

El cuerpo puede incluir un accionador de control conectado a uno o más alambres guía, extendiéndose los alambres guía a través del cordón de instrumento hasta el radiador, en donde el accionador de control es operable para mover los alambres guía dentro del cordón de instrumento para controlar el movimiento del radiador. Los alambres guía se pueden extender a través del canal de instrumento o a través de otros conductos especializados del cordón de instrumento.

El cuerpo puede incluir un puerto de iluminación y el cordón de instrumento puede incluir uno o más canales ópticos en comunicación óptica con el puerto de iluminación para transportar una señal de iluminación hacia el extremo distal de este e iluminar una región de tratamiento. La señal de iluminación puede ser radiación óptica (por ejemplo, luz blanca) para poder visualizar una región de tratamiento a través del puerto óptico (por ejemplo, un ocular). Como alternativa o de manera adicional, la señal de iluminación puede permitir capturar las imágenes de la región de tratamiento.

En un ejemplo, la señal de iluminación puede producirse con fines espectroscópicos. Puede producirse desde un láser UV, por ejemplo.

Se puede montar una fuente de luz en el cuerpo para generar la señal de iluminación. La fuente de luz puede ser un LED o fuente de luz halógena.

En otro aspecto, la invención proporciona un aparato electroquirúrgico para administrar energía de microondas en el tejido pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico: un generador para generar energía de microondas; y un broncoscopio como el descrito anteriormente, en donde el puerto de entrada de potencia está conectado al generador para transportar la energía de microondas hacia la línea de transmisión coaxial. El generador se puede disponer para enviar pulsos de energía de microondas con un ciclo de trabajo entre el 1 % y el 50 %.

En el presente documento, la radiofrecuencia (RF) puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la energía de microondas puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz y 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de microondas incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz.

En el presente documento, el término "conductor" significa "conductor de electricidad" a no ser que el contexto dicte lo contrario.

Breve descripción de los dibujos

Los ejemplos de la invención se describen con más detalle a continuación haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico con el que se puede utilizar la presente invención;

la figura 2 es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que se puede utilizar en realizaciones de la invención;

la figura 3 es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que es una realización de la invención;

5 la figura 4 es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 5A es una sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 1;

10 la figura 5B es una sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 1;

la figura 6 es una sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 3;

la figura 7A es una primera sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 4;

15 la figura 7B es una sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 4;

la figura 7C es una sección transversal longitudinal de la simulación del patrón de absorción de radiación producido por el dispositivo electroquirúrgico de la figura 4;

20 la figura 8A es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 8B es una vista isométrica esquemática de una primera variante del dispositivo electroquirúrgico mostrado en la figura 8A;

la figura 8C es una vista isométrica esquemática de una segunda variante del dispositivo electroquirúrgico mostrado en la figura 8A;

25 la figura 9A es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 9B es una vista isométrica esquemática del dispositivo electroquirúrgico mostrado en la figura 9A;

la figura 10A es una sección transversal longitudinal de un dispositivo electroquirúrgico que es una realización de la invención;

30 la figura 10B es una vista isométrica esquemática del dispositivo electroquirúrgico mostrado en la figura 10A en una primera configuración;

la figura 10C es una vista isométrica esquemática del dispositivo electroquirúrgico mostrado en la figura 10A en una segunda configuración;

35 la figura 11 muestra una vista esquemática de un broncoscopio con administración de potencia integrada, que es una realización de la invención;

la figura 12 es una vista esquemática a lo largo del eje del cordón de instrumento del broncoscopio mostrado en la figura 11;

la figura 13 es una sección transversal esquemática a través de una parte distal del cordón de instrumento de un broncoscopio, que es una primera variante de la realización mostrada en la figura 11;

40 la figura 14 es una sección transversal esquemática a través de una parte distal del cordón de instrumento de un broncoscopio, que es una segunda variante de la realización mostrada en la figura 11;

la figura 15 es una sección transversal esquemática a través de una parte distal del cordón de instrumento de un broncoscopio, que es una tercera variante de la realización mostrada en la figura 11;

45 la figura 16 es una sección transversal esquemática a través de una parte distal del cordón de instrumento de un broncoscopio, que es una cuarta variante de la realización mostrada en la figura 11;

la figura 17 es una sección transversal esquemática a través de una parte distal del cordón de instrumento de un broncoscopio, que es una quinta variante de la realización mostrada en la figura 11;

la figura 18 es una sección transversal esquemática a través de un radiador distal que se puede utilizar con la realización mostrada en la figura 11;

50 la figura 19 es un diagrama de circuito esquemático de un amplificador de instrumentación que se puede utilizar con el radiador distal de la figura 18; y

la figura 20 es un diagrama esquemático de un filtro de paso bajo que se puede utilizar con el radiador distal de la figura 18.

55 Descripción detallada; otras opciones y preferencias

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema de electrocirugía 100 completo que puede administrar energía de microondas y fluido, por ejemplo, fluido refrigerante, hasta el extremo distal de un instrumento electroquirúrgico invasivo. El sistema 100 comprende un generador 102 para administrar de forma controlable
60 energía de microondas. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO2012/076844. El generador puede disponerse para monitorizar las señales reflejadas recibidas desde el instrumento para determinar un nivel de potencia apropiado para la administración. Por ejemplo, el generador puede disponerse para calcular una impedancia vista en el extremo distal del instrumento, con el fin de determinar un nivel de potencia de administración óptimo. El generador puede disponerse para administrar potencia en una serie de pulsos que se modulan para que
65 coincidan con el ciclo respiratorio del paciente. Esto permitirá que se produzca una administración de energía cuando los pulmones estén desinflados.

El generador 102 está conectado a un empalme de interfaz 106 por un cable de interfaz 104. El empalme de interfaz 106 también está conectado para recibir una administración de fluido 107 desde un dispositivo de administración de fluido 108, tal como una jeringa. Si es necesario, el empalme de interfaz 106 puede alojar un mecanismo de control de instrumento que se opera deslizando un gatillo 110, por ejemplo, para controlar el movimiento longitudinal (de ida y vuelta) de uno o más alambres de control o varillas de empuje (no se muestran). Si hay una pluralidad de alambres de control, puede haber múltiples gatillos deslizantes en el empalme de interfaz para proporcionar un control total. La función del empalme de interfaz 106 es combinar las entradas del generador 102, el dispositivo de administración de fluido 108 y el mecanismo de control del instrumento en un solo eje flexible 112, que se extiende desde el extremo distal del empalme de interfaz 106.

El eje flexible 112 se puede insertar a través de toda la longitud de un canal de instrumento (trabajo) de un broncoscopio 114.

El eje flexible 112 tiene un conjunto distal 118 (no dibujado a escala en la figura 1) que está conformado para pasar a través del canal de instrumento del broncoscopio 114 y sobresalir (por ejemplo, dentro del paciente) en el extremo distal del tubo del broncoscopio. El conjunto del extremo distal incluye una punta activa para administrar energía de microondas en el tejido biológico. La configuración de la punta se comenta con mayor detalle más adelante.

La estructura del conjunto distal 118 que se comenta a continuación puede estar especialmente diseñada para su uso con un sistema de broncoscopio flexible convencional dirigible, por lo que el diámetro externo máximo del conjunto distal 118 es igual a o inferior a 2,5 mm, y preferentemente inferior a 1,9 mm (y más preferentemente, inferior a 1,5 mm) y la longitud del eje flexible puede ser igual a o mayor que 1,2 m.

El aparato descrito anteriormente es una manera de introducir el instrumento, aunque son posibles otras técnicas. Por ejemplo, el instrumento también se puede insertar utilizando un catéter.

La invención busca proporcionar un instrumento que pueda administrar energía de microondas en el tejido, en concreto, en los pulmones. Para reducir los efectos secundarios y maximizar la eficacia del instrumento, la antena transmisora debería ubicarse lo más cerca posible del tejido objetivo posible. Idealmente, la parte radiante del instrumento se encuentra dentro (por ejemplo, en el centro) del tumor durante el tratamiento. Para llegar al sitio objetivo dentro de los pulmones, el instrumento deberá guiarse a través de las vías respiratorias y alrededor de obstáculos como las cuerdas vocales. Esto significa que el instrumento idealmente será flexible y tendrá una pequeña sección transversal. En particular, el instrumento debería ser muy flexible cerca de la antena, donde debe ser dirigido a lo largo de bronquiolos, que pueden ser estrechos y sinuosos. El tamaño de la parte de la antena del instrumento también debería reducirse siempre que sea posible para permitir que la antena funcione correctamente en lugares pequeños y aumentar la flexibilidad del instrumento cuando los componentes de la antena son rígidos. Como se describe a continuación, el instrumento puede comprender dos líneas de transmisión coaxial dispuestas en serie, teniendo una línea de transmisión coaxial proximal un diámetro externo mayor que una línea de transmisión coaxial distal. El diámetro externo de la línea de transmisión coaxial proximal puede ser igual a o mayor que 2 mm y el diámetro externo de la línea de transmisión coaxial distal puede ser igual a o inferior a 1,5 mm, por ejemplo, de 1,2 mm. La línea de transmisión coaxial proximal puede extenderse a lo largo de la mayoría del eje flexible. Por ejemplo, la línea de transmisión coaxial proximal puede tener una longitud de 1 m y la línea de transmisión coaxial distal puede tener una longitud igual a o inferior a 0,3 m. Esta disposición puede garantizar que se administre más potencia de microondas en el tejido sin que la línea de transmisión coaxial se caliente demasiado.

Otra manera de evitar el calentamiento no deseado del cable es administrar la energía de microondas en forma de pulsos. En un ejemplo, la energía de microondas se puede administrar con un ciclo de trabajo del 9 %, por ejemplo, un período de 110 ms que consiste en una parte de 10 ms de ENCENDIDO y una parte de 100 ms de APAGADO. El ciclo de trabajo puede ser inferior al 9 %, por ejemplo, 5 %.

El calentamiento del cable también se puede atenuar proporcionando fluido refrigerante.

El cable para administrar la radiación de microondas al sitio objetivo debería tener pocas pérdidas, tener una sección transversal pequeña y ser flexible. El cable debería tener pocas pérdidas para evitar el calentamiento durante el tratamiento y para que haya suficiente potencia en el extremo distal para producir la radiación deseada desde la antena.

Si el cable no está separado del cuerpo mediante el uso de un broncoscopio, catéter u otra vaina protectora sellada cuando está en uso, el cable debería elaborarse con material biológicamente inerte para evitar la interacción no deseada con el cuerpo.

Un tipo de cable preferido es un cable coaxial que está formado por un conductor interno rodeado axialmente por una vaina dieléctrica que, a su vez, está axialmente rodeada por un conductor externo. La parte radiante en una antena producida a partir de dicho cable puede estar formada por una sección de conductor interno y vaina dieléctrica que sobresale desde el extremo del conductor externo del cable coaxial.

La invención también busca proporcionar una antena con un patrón de radiación bien definido. Es deseable que un facultativo pueda seleccionar un instrumento para tratar una zona específica de tejido, de modo que la radiación del tejido objetivo se maximiza y la radiación del tejido sano se minimiza. Por ejemplo, en algunas circunstancias, puede ser deseable producir un patrón de radiación, por lo general, esféricamente simétrico, con una distribución de la absorción de potencia sustancialmente uniforme, de modo que el facultativo puede controlar de manera más sencilla la cantidad de radiación que recibe una zona de tejido. No obstante, en otras circunstancias, puede ser deseable limitar la radiación en un lado del instrumento, para así evitar la radiación no deseada del tejido sano por el otro lado del instrumento. Por ejemplo, una configuración de este tipo se puede utilizar cuando el tejido objetivo solo está en un lado de las vías respiratorias en el que se coloca el instrumento para el tratamiento.

También es preferible que el instrumento pueda operar junto a otros instrumentos y, así, permitir que los facultativos reciban información de la zona objetivo. Por ejemplo, un broncoscopio puede ayudar a dirigir los instrumentos alrededor de obstáculos, como las cuerdas vocales. Otros instrumentos pueden incluir un termómetro o cámara.

En la siguiente descripción, a menos que se indique lo contrario, la longitud de un componente se refiere a su dimensión en la dirección paralela al eje longitudinal del cable coaxial.

La figura 2 es una sección longitudinal tomada a lo largo del eje de un cable coaxial que forma una antena de extirpación de tejido 10. La antena de extirpación de tejido comprende una parte radiante 12. El conductor interno 14 está radialmente rodeado por la vaina dieléctrica 16 que, a su vez, está rodeada radialmente por el conductor externo 18. El conductor interno 14 y la vaina aislante 16 se extienden más allá de un extremo distal 19 del conductor externo 18 y la sección sobresaliente del conductor interno y la vaina aislante forman la parte radiante 12. En este ejemplo, el conductor interno 14 es más corto que la vaina aislante 16, de modo que el extremo de la vaina aislante 16 forma una tapa sobre el conductor interno 14.

Las figuras 5A y 5B muestran unas secciones transversales longitudinal y axial, respectivamente, de una simulación del patrón de radiación de la antena 10 mostrada en la figura 2. Se puede observar que el patrón cubre una región alargada cerca del extremo del conductor externo 18. Es axialmente simétrico y, en general, más fuerte en el extremo distal 19 del conductor externo 18.

La figura 3 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 200 comprende un cable coaxial 202 que está conectado en su extremo proximal a un generador electroquirúrgico (no mostrado) para transportar energía de microondas. El cable coaxial 202 comprende un conductor interno 206, que está separado de un conductor externo 208 por un primer material dieléctrico 210. El cable coaxial 202 pierde preferentemente poca energía de microondas. Se puede proporcionar un estrangulador (no mostrado) en el cable coaxial para inhibir la propagación de regreso de la energía de microondas reflejada desde el extremo distal y, por lo tanto, limitar el calentamiento hacia atrás a lo largo del dispositivo.

El dispositivo puede incluir un sensor de temperatura en el extremo distal. Por ejemplo, en la figura 3, un termopar 230 está montado en el conductor externo para transmitir una señal de regreso hacia el extremo proximal, que indica la temperatura en el extremo distal del instrumento. Este tipo de sensor de temperatura se comenta con más detalle más adelante haciendo referencia a las figuras 18 a 20.

Se pueden usar otras técnicas para la monitorización de temperatura. Por ejemplo, una o más estructuras micromecánicas, cuya configuración física es sensible a la temperatura, pueden montarse en la parte distal del dispositivo, por ejemplo, dentro o sobre la vaina externa que se comenta después. Estas estructuras pueden interactuar con una fibra óptica, por lo que los cambios en una señal reflejada, causados por el movimiento de la estructura, pueden indicar cambios de temperatura.

El cable coaxial 202 termina en su extremo distal con una sección de punta radiante 204. En esta realización, la sección de punta radiante 204 comprende una sección conductora distal 212 del conductor interno 206, que se extiende ante un extremo distal 209 del conductor externo 208. La sección conductora distal 212 está rodeada en su extremo distal por una punta dieléctrica 214 formada a partir de un segundo material dieléctrico, que puede ser distinto del primer material dieléctrico 210. La longitud de la punta dieléctrica 214 es más corta que la longitud de la sección conductora distal 212. Un manguito dieléctrico intermedio 216 rodea la sección conductora distal 212 entre el extremo distal del cable coaxial 202 y el extremo proximal de la punta dieléctrica 214. El manguito dieléctrico intermedio 216 está formado a partir de un tercer material dieléctrico, que es distinto del segundo material dieléctrico pero que puede ser el mismo que el primer material dieléctrico 210.

En esta realización, el cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204 pueden tener una vaina externa 218 formada sobre sus superficies más externas. La vaina externa 218 puede estar formada por un material biocompatible. La vaina externa 218 tiene un grosor que es lo suficientemente pequeño para garantizar que no interfiera significativamente con la energía de microondas irradiada por la sección de punta radiante 204 (es decir, el patrón de radiación y la pérdida de retorno). En una realización, la vaina está hecha con PTFE, aunque también

pueden ser adecuados otros materiales. El grosor de la pared de la vaina se selecciona para que soporte unas tensiones disruptivas iguales o de más de 500 V (pico).

5 El efecto de la punta dieléctrica 214 es alterar la forma de la energía irradiada. El segundo material dieléctrico se selecciona para reducir la longitud de onda de la energía de microondas, lo que resulta en que la energía irradiada presenta un patrón de radiación más esférico. Para hacer esto, el segundo material dieléctrico tiene preferentemente una gran constante dieléctrica (permitividad relativa ϵ_r). La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico se selecciona preferentemente para poder minimizar la longitud de la punta dieléctrica 214 al tiempo que sigue constituyendo una parte significativa de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propaga a través del segundo material dieléctrico. Es deseable que la punta dieléctrica sea lo más corta posible para conservar la flexibilidad del dispositivo, en especial, si el segundo material dieléctrico es rígido. En una realización, la punta dieléctrica puede tener una longitud igual a o inferior a 2 mm. La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico puede ser de más de 80, preferentemente de 100 o más, a la frecuencia de la energía de microondas. El segundo material dieléctrico puede ser TiO_2 (dióxido de titanio).

15 La longitud de onda de radiación en un material se vuelve más corta a medida que la constante dieléctrica aumenta. Por tanto, la punta dieléctrica 214 con una mayor constante dieléctrica tendrá un efecto mayor en el patrón de radiación. Cuando mayor sea la constante dieléctrica, menor puede ser la punta dieléctrica 214 al tiempo que sigue teniendo un efecto sustancial en la forma del patrón de radiación. El uso de una punta dieléctrica 214 con una gran constante dieléctrica significa que la antena puede hacerse más pequeña y, de esa manera, el instrumento puede seguir siendo flexible. Por ejemplo, la constante dieléctrica en el TiO_2 es de aproximadamente 100. La longitud de onda de la radiación de microondas que tiene una frecuencia de 5,8 GHz es de aproximadamente 6 mm en el TiO_2 , en comparación con aproximadamente los 36 mm del PTFE (que puede ser el material utilizado para el primer y/o tercer materiales dieléctricos). Un efecto notable en la forma del patrón de radiación se puede generar, en esta disposición, con una punta dieléctrica 214 de aproximadamente 1 mm. Cuando la punta dieléctrica 214 es corta, se puede elaborar a partir de un material rígido mientras sigue manteniendo la flexibilidad de la antena en su totalidad.

20 La punta dieléctrica 214 puede tener cualquier forma distal adecuada. En la figura 3, esta tiene una forma de cúpula, aunque no es un requisito necesario. Por ejemplo, puede ser cilíndrica, cónica, etc. Sin embargo, se puede preferir una forma de cúpula lisa porque aumenta la movilidad de la antena a medida que se maneja a través de los pequeños conductos. La punta dieléctrica 214 puede estar revestida con un material antiadherente, como parileno C o parileno D o PTFE para impedir que el tejido se adhiera al instrumento. El instrumento entero puede estar revestido de esta manera.

25 Las propiedades del manguito dieléctrico intermedio 216 se seleccionan preferentemente (por ejemplo, mediante simulación u otros) para que la sección de punta radiante 204 forme un transformador de impedancia de cuarto de onda para hacer coincidir la impedancia de entrada del generador con la carga del tejido biológico en contacto con la sección de punta radiante 204.

30 En la figura 6 se muestra una sección transversal longitudinal de una simulación del patrón de absorción de una antena que tiene la configuración mostrada en la figura 3. El patrón producido es más uniforme y más esférico que el patrón mostrado en las figuras 5A y 5B. El patrón de la figura 6 es axialmente simétrico y mucha de la radiación se concentra en torno a la parte radiante, en vez de propagarse por el cable, como ocurre en las figuras 5A y 5B. Esto significa que, cuando está en uso, una zona de tejido puede ser irradiada de forma más uniforme, lo que significa que hay menos posibilidades de dañar el tejido sano. La radiación también se propaga menos, lo que permite que el facultativo irradie de forma más precisa el tejido objetivo y se reduzca la radiación de o el daño en el tejido sano. La forma de pera del patrón de radiación mostrado en la figura 6 también puede ser particularmente útil para tratar miomas uterinos.

35 Durante el tratamiento, el tejido circundante absorbe la energía irradiada. El volumen de tejido hacia el que se administra la energía depende de la frecuencia de la energía de microondas.

40 La figura 4 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 220 que es otra realización de la invención. Los componentes en común con el instrumento electroquirúrgico 200 mostrados en la figura 3 tienen los mismos números de referencia y no vuelven a describirse.

45 En esta realización, la sección de punta radiante 204 está configurada de manera distinta. El manguito dieléctrico intermedio 216 es un collarín corto que tiene una longitud mucho menor que la de la punta dieléctrica 214. No obstante, la punta dieléctrica 214 actúa de la misma forma que la descrita anteriormente con respecto a la figura 3 ya que acorta la longitud de onda de la energía de microondas para proporcionar un campo más enfocado.

50 En el extremo distal de la punta dieléctrica 214 hay formada una tapa dieléctrica 222 hecha a partir de un cuarto material dieléctrico, que es distinto del segundo material dieléctrico pero que puede ser el mismo que el primer o tercer material dieléctrico 210. De forma similar a la figura 3, el segundo material dieléctrico puede ser TiO_2 y el tercer material dieléctrico puede ser PTFE. El cuarto material dieléctrico puede ser también PTFE.

La figura 4 no está dibujada a escala. La longitud de la punta dieléctrica 214 puede ser similar a la comentada anteriormente, por ejemplo, de menos de 3 mm, preferentemente de menos de 2 mm. La longitud de la tapa dieléctrica 222 puede ser más corta que la longitud de la punta dieléctrica 214. Por ejemplo, puede ser igual a o inferior a 1 mm. En ambas figuras, la 3 y 4, es deseable que el diámetro externo máximo del instrumento sea igual
5 que o inferior a 3 mm, preferentemente igual que o inferior a 1,9 mm, aunque no es necesario limitar la invención a estas dimensiones.

En esta realización, una parte del conductor externo 208, por ejemplo, una tira estrecha o prolongación conductora 224, se extiende más allá del cable coaxial 202. La prolongación conductora 224 actúa como reflector de campo
10 para hacer que el campo radiante sea dirigido por fuera del lado de la punta radiante que es opuesto a la prolongación conductora 224.

La tapa dieléctrica 222 se proporciona para permitir que la prolongación conductora se extienda más allá del extremo distal de la parte conductora distal 212 formada por el conductor interno 206. Se ha descubierto que esta
15 configuración mejora la función de coincidencia de impedancias de la sección de la punta radiante 204.

En un ejemplo específico de la estructura mostrada en la figura 4, la prolongación conductora 224 se puede extender una longitud de 3,6 mm más allá del extremo distal del cable coaxial. La punta dieléctrica 214 puede tener una longitud de 2,5 mm y puede estar hecha con TiO₂. La parte conductora distal 212 del conductor interno 206 puede sobresalir 2,6 mm desde el extremo del cable coaxial 202, de modo que el manguito dieléctrico intermedio 216
20 puede tener una longitud de 0,1 mm. Con esta configuración, la prolongación conductora 224 se extiende 1 mm pasado el extremo distal de la parte conductora distal 212, lo que mejora la eficacia de su función reflectante. La tapa dieléctrica 222 tiene una longitud de 1 mm. Las dimensiones proporcionadas en el presente documento se refieren a un ejemplo específico que se basa en un valor constante dieléctrico determinado. Con otros materiales dieléctricos, las dimensiones pueden cambiar en consecuencia.
25

Como la antena es muy corta, es más sencillo introducirla en los tubos muy curvados y puede ser guiada a través de las pequeñas vías respiratorias pulmonares para acercarse a los sitios objetivo.

30 las figuras 7A, 7B y 7C muestran varias vistas de la absorción simulada de la energía de microondas irradiada por la estructura de antena mostrada en la figura 4.

La figura 7A muestra una sección transversal longitudinal de la absorción simulada. Desde el lado de la antena que es opuesto a la prolongación conductora 224 se emite mucha más radiación. La figura 7B muestra una vista axial de la absorción simulada, que muestra un efecto similar.
35

La figura 7C muestra una sección transversal longitudinal de la absorción simulada cuando se mira directamente al lado opuesto de la prolongación conductora, que muestra cómo cambia la forma del campo debido a la elección de material para la punta dieléctrica 214.
40

La figura 8A es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 240 que es otra realización de la invención. Los componentes en común con el instrumento electroquirúrgico 220 mostrados en la figura 4 tienen los mismos números de referencia y no vuelven a describirse.

45 En esta realización, la prolongación conductora 224 no se proporciona como una extensión del conductor externo 208. En vez de eso, se forma como parte de un manguito conductor de electricidad 242 que está montado sobre, al menos, una parte distal del cable coaxial 202. El manguito conductor eléctrico 242 está conectado eléctricamente al conductor externo 208, por ejemplo, mediante encaje de interferencia. En esta realización, el manguito conductor eléctrico 242 puede rotar con respecto al cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204. Esto permite que la
50 ubicación de la prolongación conductora 224 varíe en torno a la circunferencia de la sección de punta radiante sin tener que torcer todo el instrumento.

La prolongación conductora 224 se puede configurar de varias maneras. La figura 8B muestra una primera variante, en la que la prolongación conductora 224 rodea la mayoría de la circunferencia de la sección de punta radiante 204, definiendo así una ranura longitudinal 244 a través de la cual se expone la punta dieléctrica 214 para poder irradiar energía de microondas.
55

La figura 8C muestra una segunda variante, en la que la prolongación conductora 224 es una tira alargada estrecha que se extiende desde el resto del manguito conductor eléctrico 242.
60

La figura 9A es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 250 que es otra realización de la invención. Los componentes en común con el instrumento electroquirúrgico 240 mostrados en la figura 8A tienen los mismos números de referencia y no vuelven a describirse.

65 En esta realización, en lugar de definir la prolongación conductora 224, el manguito conductor eléctrico giratorio 242 se extiende hasta el extremo distal de la sección de punta radiante 204, pero tiene una o más ranuras 246 (dos, en

este ejemplo) formadas en su interior para exponer la punta dieléctrica 214 y poder irradiar la energía de microondas. La figura 9B ilustra el aspecto externo de esta disposición.

5 Si el extremo distal del instrumento está dispuesto como un circuito abierto, las ranuras se pueden ubicar en los múltiplos de una mitad de longitud de onda de la energía de microondas desde el extremo distal. Si el extremo distal está dispuesto como un circuito abierto, la ranura más distal debería ubicarse en un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas desde el extremo distal, estando separadas las ranuras posteriores de la primera ranura por múltiplos de una mitad de longitud de onda de la energía de microondas. Donde la ranura reside sobre el segundo material dieléctrico, es la longitud de onda reducida de la energía de microondas en ese material dieléctrico la que se utiliza para calcular la posición de las ranuras.

10 En otra variante de esta realización, el manguito conductor eléctrico giratorio se omite y, en su lugar, el conductor externo se extiende para cubrir la sección de punta radiante 214 y la(s) ranura(s) se forman en el conductor externo.

15 En otras realizaciones no ilustradas, se pueden proporcionar diferentes tipos de estructura radiante en la sección de punta radiante 204 para permitir que la energía de microondas sea enviada hacia el tejido. Por ejemplo, las antenas de parche podrían proporcionarse mediante la fabricación de estructuras conductoras sobre, por ejemplo, mediante metalización parcial, la superficie externa de la punta dieléctrica 214. Alternativamente, la punta dieléctrica 214 se puede configurar para incluir una estructura de línea de microtira o de antena coplanaria que está conectada para recibir la potencia desde el cable coaxial 102.

20 La figura 10A es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 260 que es otra realización de la invención. Los componentes en común con el instrumento electroquirúrgico 240 mostrados en la figura 8A tienen los mismos números de referencia y no vuelven a describirse.

25 En esta realización, el conductor externo 208 se extiende hasta el extremo distal de la sección de punta radiante 204 y tiene un par de ranuras diametralmente opuestas 256a, 256b formadas en su interior para exponer la punta dieléctrica 214. Un manguito conductor de electricidad axialmente deslizable 252 está montado sobre, al menos, una parte distal del cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204. El manguito conductor eléctrico 252 está conectado conductivamente al conductor externo 208, de modo que constituyen en la práctica el mismo cuerpo conductor. El manguito conductor de electricidad 252 tiene un par de ranuras 254a, 254b formadas sobre sus lados opuestos. No obstante, a diferencia de las ranuras 256a, 256b del conductor externo 208, las ranuras 254a, 254b están axialmente desplazadas entre sí. Cada una de las ranuras 254a, 254b están alineadas circunferencialmente con una respectiva de las ranuras 256a, 256b, de modo que la punta dieléctrica puede quedar expuesta cuando cada ranura 254a, 254b esté alineada axialmente con su respectiva ranura. Por consiguiente, en uso, la posición axial del manguito conductor eléctrico 252 se puede seleccionar para que solo una de las ranuras 256a, 256b esté alineada axialmente con su respectiva ranura 254a, 254b, por lo que la dirección lateral en las que se irradia la energía de microondas desde la punta dieléctrica se puede seleccionar utilizando un movimiento de accionamiento puramente axial (longitudinal).

30 La figura 10B muestra el manguito conductor de electricidad axialmente deslizable 252 en una posición hacia delante, en la que su ranura trasera 256b está alineada con una primera ranura 254b sobre el conductor externo 208. La figura 10C muestra el manguito conductor de electricidad axialmente deslizable 252 en una posición retraída, en la que su ranura delantera 256b está alineada con una segunda ranura 254b sobre el conductor externo 208.

35 El manguito conductor de electricidad axialmente deslizable 252 se puede mover entre las posiciones hacia delante y retraída gracias a unos alambres de control o varillas de empuje (no mostradas) que pasan a lo largo del canal de instrumento del broncoscopio hasta un accionador (no mostrado) en el extremo proximal del canal de instrumento.

40 En cualquiera de las realizaciones comentadas anteriormente, puede ser deseable incluir un sistema de visión. Por ejemplo, es posible incorporar uno o más componentes de obtención de imágenes para permitir que las imágenes del extremo distal sean transmitidas para que un operario las visualice. Los componentes de imagen pueden incluir fibras de imagen y fibras ópticas de haz de luz que realicen la función de un fibroscopio, es decir, permitiendo que la imagería visual se acople desde el extremo distal del dispositivo hasta el proximal para conectarse a una unidad de procesamiento a través de un cable de comunicación.

45 En una realización, un sistema de visión basado en fibroscopio se puede elaborar formando un haz de fibras ópticas y un haz de fibras de imagen a lo largo de la longitud del instrumento. En el extremo distal del haz de fibras se puede proporcionar una lente para enfocar la luz y la imagen de forma adecuada. El haz de fibras puede estar metalizado sobre su diámetro externo, por lo que también puede proporcionar la función del conductor interno de una estructura de base coaxial. Alternativamente, el haz de fibras se puede colocar a lo largo del cable coaxial, en el interior de una vaina externa protectora. Un tercer método de construcción podría ser incorporar el haz de fibras en el grosor de la pared de la vaina externa.

50 En otra realización, se puede elaborar un sistema de visión utilizando un sensor de imagen (por ejemplo, un

dispositivo CCD/CMOS adecuado) montado en el extremo distal del dispositivo, con un cable de comunicación discurriendo a lo largo de la longitud del dispositivo. Un haz de fibras de iluminación o fuentes de luz diferentes (por ejemplo, de LED) en el extremo distal del dispositivo pueden iluminar el objetivo para que el sensor de imagen capture una imagen. En esta realización, el cable de comunicación puede discurrir por el interior o estar formado íntegramente con el conductor interno del cable coaxial. Alternativamente, puede discurrir por el exterior, adyacente al cable coaxial, o en el interior del grosor de pared de la vaina externa.

Como alternativa o de manera adicional, los componentes de obtención de imágenes pueden incluir un transductor de ultrasonidos para imaginería de ultrasonidos y/o una entrada de luz láser para la obtención de imágenes por espectroscopía.

Como se ha analizado anteriormente, es deseable que el instrumento sea flexible para facilitar el movimiento o rotación en el extremo distal durante el tratamiento. El movimiento o rotación se pueden conseguir de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, se pueden proporcionar uno o más alambres guía. Cada alambre guía puede discurrir longitudinalmente a lo largo del instrumento y se puede tirar de él en el extremo proximal para hacer que el extremo distal se mueva hacia un lado. En una realización alternativa, la vaina externa del instrumento puede proporcionar una función de guía. Por ejemplo, uno o más alambres guía se pueden extrudir en la pared de la vaina externa para permitir el control de la posición del extremo distal del dispositivo.

La vaina externa puede presentar una construcción multicapa o de multicomponente. Como se ha explicado anteriormente, esta puede portar el cable coaxial, otro(s) alambre(s) de control, un haz de fibras (si se proporciona de manera separada, un cable de comunicación para un sensor de imagen (si se proporciona), alambres para un sensor de temperatura (si se proporciona), etc. La vaina externa puede comprender un catéter de varias luces que tiene una pluralidad de luces para transportar estos componentes de manera independiente. La vaina externa se puede disponer para transportar fluido, por ejemplo, para enfriar el cable coaxial y la punta radiante. Puede haber una luz de entrada de flujo y una luz de salida de flujo que permitan la circulación del fluido refrigerante.

La figura 11 es una vista esquemática de un broncoscopio 300 que es otra realización de la invención. En esta realización, el cable coaxial comentado anteriormente no discurre a través del canal de instrumento del dispositivo de exploración. En vez de eso, como se analiza con más detalle a continuación, hay una estructura de línea de transmisión coaxial formada íntegramente en el cordón de instrumento del broncoscopio, por ejemplo, alrededor de la luz del canal de instrumento.

El broncoscopio 300 ilustrado en la figura 11 comprende un cuerpo 302 que tiene un número de puertos de entrada y un puerto de salida desde el que se extiende un cordón de instrumento 304. El cordón de instrumento 304 comprende una vaina externa que rodea una pluralidad de luces. La pluralidad de luces transporta varias cosas desde el cuerpo 302 hasta un extremo distal del cordón de instrumento 304. Una de la pluralidad de luces es el canal de instrumento comentado anteriormente. Otras luces pueden incluir un canal para transportar radiación óptica, por ejemplo, para proporcionar iluminación en el extremo distal o para recopilar imágenes del extremo distal. El cuerpo 302 puede incluir un ocular 308 para ver el extremo distal. Para proporcionar iluminación en el extremo distal, una fuente de luz 310 (por ejemplo, un LED o elemento similar) puede conectarse al cuerpo 302 por un puerto de entrada de iluminación 311.

En el extremo distal del cordón de instrumento 304 hay montado un radiador 306. El radiador 306 está dispuesto para recibir la energía de microondas desde una estructura de línea de transmisión coaxial formada en el interior del cordón de instrumento 304 y emitir un campo de microondas para extirpar el tejido presente en el extremo distal. El radiador 306 puede tener una estructura que se corresponda con cualquiera de los instrumentos comentados anteriormente con referencia a las figuras 2, 3, 4, 8A-8C, 9A-9B y 10A-10C.

El cuerpo 302 incluye un puerto de entrada de potencia 305 para conectar un cable coaxial (por ejemplo, un cable coaxial convencional) para transferir la energía de microondas desde un generador de microondas apropiado (no mostrado) hasta la estructura de línea de transmisión coaxial en el cordón de instrumento 304.

Como se ha analizado anteriormente, es deseable poder controlar la posición de al menos el extremo distal del cordón de instrumento 304. El cuerpo 302 puede incluir un accionador de control 312 que está acoplado mecánicamente al extremo distal del cordón de instrumento 304 por uno o más alambres de control (no mostrados), que se extienden a través del cordón de instrumento 304. Los alambres de control pueden viajar dentro del canal del instrumento o dentro de sus propios canales específicos. El accionador de control 312 puede ser una palanca o perilla rotatoria.

La figura 12 es una vista bajo el eje del cordón de instrumento 304 que muestra cómo la estructura de la línea de transmisión coaxial está formada íntegramente.

En esta realización, hay cuatro luces dentro del cordón de instrumento 304. La luz más grande es el canal de instrumento 314. En esta realización, hay formada una estructura de línea de transmisión coaxial 316 en la pared del canal de instrumento 314. La estructura de línea de transmisión coaxial 316 comprende una capa conductora interna

318 que está separada de una capa conductora externa 320 por una capa de material dieléctrico 322. Los grosores y los materiales de estas capas se seleccionan como los conocidos en la técnica para garantizar que la estructura de línea de transmisión coaxial 316 pueda transportar energía de microondas con una pérdida relativamente baja. Puede haber una capa protectora formada sobre la superficie interna de la capa conductora interna 318.

5 Las otras luces comprenden un canal de cámara 324 y un par de canales de iluminación 326, pero la invención no se limita a esta configuración. Por ejemplo, puede haber otras luces, por ejemplo, para alambres de control o suministro o succión de fluidos.

10 La integración de los medios para administrar potencia de microondas en el cordón de instrumento puede proporcionar varias ventajas. En primer lugar, permite utilizar, en el interior de un diámetro determinado del cordón de instrumento, estructuras de la línea de transmisión coaxial con diámetros más grandes. Esto permite reducir la pérdida de la estructura de la línea de transmisión coaxial, que a su vez permite que haya disponibles mayores niveles de potencia en el extremo distal y/o que el cordón de instrumento se caliente menos durante el tratamiento.

15 En segundo lugar, puede liberar el canal de instrumento para otros usos. Esto significa que se puede reducir el número de luces y, por tanto, el diámetro general del cordón de instrumento. Por ejemplo, el canal de instrumento se puede disponer para transportar fluido, por ejemplo, para administrarlo en el tejido por el extremo distal o para enfriar el cordón de instrumento durante el tratamiento.

20 La figura 13 es una vista en sección transversal esquemática de un extremo distal del cordón de instrumento 304 descrito anteriormente, que muestra un ejemplo de una conexión a un radiador. En este ejemplo, el radiador comprende un cable coaxial 202 como el comentado anteriormente. Se utilizan los mismos números de referencia para las características correspondientes y, por lo tanto, no se vuelven a describir. En la figura 13 solo se muestra el extremo proximal del cable coaxial 202. El extremo distal (no mostrado) puede comprender una punta radiante 204 que tenga la misma forma que las comentadas anteriormente.

Como se muestra en la figura 13, el conductor externo 322 de la estructura de la línea de transmisión coaxial 316 está conectado eléctricamente al conductor externo 208 del cable coaxial 202 por un primer elemento conductor radial 328, y el conductor interno 318 de la estructura de la línea de transmisión coaxial 316 está conectado eléctricamente al conductor interno 206 del cable coaxial 202 por un segundo elemento conductor radial 330.

Un par de alambres de control 332 se extiende a través del canal de instrumento 314 desde el accionador de control del cuerpo, y están montados en el interior de la vaina externa 218 del cable coaxial 202. Ya que el cable coaxial está fijado al extremo distal del cordón de instrumento 304, el movimiento longitudinal relativo de los alambres de control 332 dentro del canal de instrumento 314 puede hacer que el extremo distal del cable coaxial 202 se mueva de un lado a otro.

La realización mostrada en la figura 13 muestra cómo un mecanismo de control (es decir, un mecanismo de dirección) del radiador se puede combinar con una configuración de administración de potencia formada íntegramente. Además, esta realización es un ejemplo en el que la estructura de administración de potencia se forma a partir de un par de líneas de transmisión coaxial conectadas en serie, donde el diámetro externo de la línea de transmisión coaxial distal es inferior al diámetro externo de la línea de transmisión coaxial proximal. Una estructura de este tipo puede proporcionar un equilibrio ventajoso entre el problema de la pérdida de potencia y el deseo de disponer de un instrumento físicamente pequeño para recorrer el árbol bronquial. La línea de transmisión coaxial proximal de diámetro mayor puede tener menos pérdidas que la línea de transmisión coaxial distal de menor diámetro, de modo que el uso de esta estructura puede permitir que la potencia sea suministrada de forma más eficiente en un instrumento pequeño que en el caso de utilizar un cable coaxial del mismo tamaño en toda la longitud del cordón de instrumento.

En el ejemplo mostrado en la figura 13, el canal de instrumento 314 se puede utilizar para hacer circular fluido, por ejemplo, con el objetivo de enfriar la línea de transmisión coaxial 316 durante el tratamiento.

El cable coaxial distal 202 puede desmontarse del cordón de instrumento 304. Así, la estructura mostrada en la figura 12 se puede utilizar con varias configuraciones de instrumento distal. Algunos ejemplos se describen a continuación haciendo referencia a las figuras 14 a 18. Las características en común con la figura 13 reciben los mismos números de referencia y no se van a volver a describir.

La figura 14 muestra un ejemplo en el que se monta un balón expandible 334 en el extremo distal del canal de instrumento. El balón 334 se puede inflar mediante la aplicación de un fluido adecuado a través del canal de instrumento 314 o se puede operar de forma manual mediante el uso de una varilla de control 336, que se puede conectar a la superficie interna del balón 334 mediante una pluralidad de filamentos de conexión 338. En un ejemplo, el balón 334 se puede expandir mediante el uso de un fluido y puede retraerse tirando hacia atrás de la varilla de control 336.

El balón 334 puede estar hecho a partir de un material dieléctrico flexible que puede actuar como sustrato para uno o más elementos radiantes (no mostrados). El balón puede asemejarse a un balón aórtico. Los elementos radiantes

pueden ser antenas de parche u otros elementos, que están en comunicación eléctrica con la estructura de la línea de transmisión coaxial 316.

5 La figura 15 muestra un ejemplo en el que hay montada una estructura radiante radialmente expandible 340 en el extremo distal del canal de instrumento 314. La estructura radiante 340 puede ser tubular, con una serie de rendijas longitudinales en su superficie externa. Cuando un extremo distal móvil 343 de la estructura radiante 340 se acerca hacia un extremo proximal fijo 345, las partes de la estructura entre las rendijas se ensanchan. Sobre las partes que se ensanchan se pueden poner uno o más elementos radiantes 346, por ejemplo, antenas de parche u otros elementos. Los elementos radiantes están en comunicación eléctrica con la estructura de línea de transmisión coaxial.

El extremo distal móvil 343 puede estar conectado a una varilla de control 342 que está montada en el canal de instrumento, por ejemplo, mediante un par de filamentos de conexión 344.

15 La figura 16 muestra un ejemplo en el que una estructura de pinzas 350 está acoplada al extremo distal del canal de instrumento 314. La estructura de pinzas 350 comprende un par de mordazas 351 conectadas en un punto pivotante 353. El par de mordazas 351 es capaz de abrirse y cerrarse con la operación de una varilla de control 352, que se puede montar en un manguito fijo 354 que se extiende a través del canal de instrumento 314.

20 Una o ambas del par de mordazas 351 tiene(n) un elemento radiante 356 (por ejemplo, una antena de parche o elemento similar) formado sobre ella(s), por ejemplo, en su superficie interna. El elemento radiante 356 está en comunicación eléctrica con la estructura de la línea de transmisión axial 316. En este ejemplo, La estructura de pinzas 350 puede asegurarse en el canal de instrumento 314 mediante una tapa distal 362. La tapa distal 362 puede incluir un par de elementos conductores radiales 358, 360 para proporcionar conexiones eléctricas entre el elemento radiante 351 y el conductor interno 318 y el conductor externo 322, respectivamente, de la estructura de la línea de transmisión coaxial 316.

La estructura de pinzas 350 se puede utilizar para agarrar el tejido del árbol bronquial.

30 La figura 17 muestra un ejemplo en el que una estructura de pala 364 está acoplada al extremo distal del canal de instrumento. Las características en común con la figura 16 reciben los mismos números de referencia y no se van a volver a describir. La estructura de pala 364 comprende un cuerpo dieléctrico 366 con uno o más elementos radiantes 368 (por ejemplo, antenas de parche u otros elementos) fabricados sobre este. Los elementos radiantes están comunicados eléctricamente con la estructura de la línea de transmisión coaxial, por ejemplo, a través de los elementos conductores 358, 360. La posición de la pala se puede controlar mediante el uso de una varilla de control 370.

40 La figura 18 muestra una parte de punta distal 372 esquemática que incorpora sensores de temperatura 374 (por ejemplo, termopares). La parte de punta distal comprende un cable coaxial que puede extenderse a través del canal de instrumento de un broncoscopio o que puede conectarse al extremo distal de una estructura hueca de la línea de transmisión coaxial que está integrada en el interior del cordón de instrumento, como se ha descrito anteriormente.

45 En detalle, la parte superior 372 comprende un cable coaxial 376 que comprende un conductor interno 378 separado de un conductor externo 380 por un primer material dieléctrico 382. El cable coaxial puede ser el mismo que el cable coaxial 202 comentado anteriormente. El cable coaxial 376 está rodeado por una vaina externa 384, que tiene una pluralidad de sensores de temperatura 374 montados en su interior. Las líneas de señal 386 de los sensores de temperatura también las porta la vaina externa 384. Las líneas de señal 386 se extienden proximalmente por fuera del instrumento para proporcionar información procedente de los sensores de temperatura hasta un dispositivo de monitorización externa (no mostrado).

50 En el extremo distal del cable coaxial 376 hay una sección de punta radiante 388 comprende una sección conductora distal 390 del conductor interno 378, que se extiende más allá de un extremo distal 392 del conductor externo 380. La sección conductora distal 390 está rodeada en su extremo distal por una punta dieléctrica 394 formada a partir de un segundo material dieléctrico, que puede ser distinto del primer material dieléctrico 382. La longitud de la punta dieléctrica 394 es más corta que la longitud de la sección conductora distal 390. Un manguito dieléctrico intermedio 396 rodea la sección conductora distal 390 entre el extremo distal del cable coaxial 376 y el extremo proximal de la punta dieléctrica 394. El manguito dieléctrico intermedio 396 está formado a partir de un tercer material dieléctrico, que es distinto del segundo material dieléctrico pero que puede ser el mismo que el primer material dieléctrico 382.

60 La sección de punta dieléctrica 388 actúa de la misma forma que la descrita anteriormente con respecto a la figura 3 ya que reduce la longitud de onda de la energía de microondas para proporcionar un campo más enfocado. De hecho, la sección de punta radiante puede estar configurada de la misma manera que la mostrada en cualquiera de las figuras 2, 3, 4, 8A-8C, 9A-9B y 10A-10C.

65 Una tapa dieléctrica 398 formada a partir de un cuarto material dieléctrico, que es distinto del segundo material

5 dieléctrico pero que puede ser el mismo que el primer o tercer material dieléctrico 382, 396, está formada en el extremo distal del punto dieléctrico 394. De forma similar a la figura 3, el segundo material dieléctrico puede ser TiO_2 y el tercer material dieléctrico puede ser PTFE. El cuarto material dieléctrico puede ser también PTFE. En la tapa dieléctrica 398 se puede montar un sensor de temperatura 375. Las líneas de señal procedentes del sensor de temperatura 375 en la tapa dieléctrica 398 pueden pasar a través de la punta dieléctrica 394.

10 Ya que las líneas de señal de los sensores de temperatura están tan cerca de la línea de transmisión que porta la energía de microondas, puede ser necesario adoptar medidas para evitar que la energía de microondas sature una señal de respuesta de los sensores de temperatura. En un ejemplo, esto puede realizarse administrando la energía de microondas en una serie de pulsos y tomando lecturas de los sensores de temperatura en los lapsos entre pulsos.

15 En otro ejemplo, las señales de respuesta de los sensores de temperatura pueden extraerse filtrando cualquier ruido debido a la energía de microondas. La figura 19 muestra un ejemplo de una disposición filtrante 400 adecuada para un termopar 401. La disposición filtrante 400 comprende un par de filtros de paso bajo 402 y un amplificador de instrumentación 404 dispuestos para eliminar cualquier ruido común de las señales V_{sig1} , V_{sig2} en los tramos de alambre 404, 406 del termopar 401.

20 En la disposición mostrada en la figura 19, la señal de salida V_{out} se puede expresar como

$$V_{out} = (V_{sig1} - V_{sig2}) \frac{R_2}{R_1} \left(1 + \frac{2R_3}{R_G} \right)$$

25 La figura 20 muestra un ejemplo de un filtro de paso bajo 402 adecuado para el elemento filtrante 400. El filtro de paso bajo 402 comprende una pluralidad de (preferentemente tres) lengüetas 410 formadas sobre cada tramo de alambre 404, 406 del termopar. Las lengüetas 410 están separadas por un múltiplo de una mitad de longitud de onda de la energía de microondas, y tienen una altura igual a un múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico para administrar energía de microondas en el tejido biológico, comprendiendo el instrumento electroquirúrgico:
- 5 un cable coaxial para transportar energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo y un primer material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo; una parte de punta radiante, dispuesta en un extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de microondas desde el cable coaxial; y
- 10 un elemento de obtención de imágenes para transportar una señal de obtención de imágenes y permitir la visualización de un extremo distal del instrumento, en donde la parte de punta radiante comprende:
- 15 una punta dieléctrica formada a partir de un segundo material dieléctrico que es distinto del primer material dieléctrico, y una parte conductora distal del conductor interno, que se extiende longitudinalmente hacia la punta dieléctrica,
- 20 en donde el segundo material dieléctrico tiene una constante dieléctrica mayor que el primer material dieléctrico, seleccionándose la geometría del segundo material dieléctrico y su constante dieléctrica de modo que una longitud axial de la punta dieléctrica corresponda a una fracción de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propaga en la punta dieléctrica, por lo que la parte de punta radiante está dispuesta para que actúe como un transformador de impedancia de cuarto de onda y que haga coincidir una impedancia de entrada con una impedancia de carga de tejido para irradiar un campo de microondas localizado para la
- 25 extirpación de tejido, en donde el elemento de obtención de imágenes se extiende a través del primer material dieléctrico y la parte de punta radiante dentro del conductor interno y la parte conductora distal.
2. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde el diámetro externo del cable coaxial y de la parte de punta radiante es igual o inferior a 1,9 mm.
3. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde la constante dieléctrica del segundo material dieléctrico es igual a o mayor de 80.
- 35 4. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde la parte de punta radiante comprende, además, un elemento dieléctrico intermedio que rodea una parte proximal de la parte conductora distal y que separa el primer material dieléctrico de la punta dieléctrica, estando formado el elemento dieléctrico intermedio de un tercer material dieléctrico que es distinto del segundo material dieléctrico.
- 40 5. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, que comprende material conductor dispuesto sobre una superficie externa de la punta dieléctrica para formar una microtira o línea de transmisión coplanaria para administrar la energía de microondas en el tejido biológico.
- 45 6. Un instrumento electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde la parte de punta radiante incluye un elemento de conformación de campo, dispuesto para dirigir el campo de microondas hacia un lado de la parte de punta radiante.
- 50 7. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 6, en donde el elemento de conformación de campo es una prolongación conductora que se extiende longitudinalmente a lo largo de un lado de una superficie externa de la punta dieléctrica opuesto al lado desde el que se dirige el campo de microondas, estando la prolongación conductora conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial.
- 55 8. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 7, en donde la parte de punta radiante incluye una tapa dieléctrica dispuesta distalmente en la punta dieléctrica y en la parte conductora distal, extendiéndose la prolongación conductora a lo largo de una superficie externa de la tapa dieléctrica, por lo que la prolongación conductora se extiende más allá del cable coaxial que la parte conductora distal.
- 60 9. Un instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 7 u 8, en donde la prolongación conductora es una extensión del conductor externo del cable coaxial.
- 65 10. Un instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 7 u 8, en donde la prolongación conductora es una parte distal de un manguito conductor montada sobre y conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial, en donde el manguito conductor puede girar con respecto a la punta dieléctrica para ajustar la posición circunferencial de la prolongación conductora.
11. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 6, en donde el elemento de conformación de campo es

un manguito conductor formado sobre la punta dieléctrica, teniendo el manguito conductor una ranura radiante, formada en su interior, sobre el lado desde el que se dirige el campo de microondas.

5 12. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 11, en donde el manguito conductor puede girar con respecto a la punta dieléctrica para ajustar la posición circunferencial de la ranura radiante.

10 13. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 10, en donde el manguito conductor tiene un par de ranuras radiantes sobre lados opuestos de la punta dieléctrica, y en donde la parte superior radiante comprende un accionador, operable para exponer de manera selectiva solo una del par de ranuras radiantes.

15 14. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 13, en donde el accionador comprende un manguito longitudinalmente deslizante que tiene recortes opuestos formados en su interior, en donde el accionador puede moverse entre una primera posición, en la que un primer recorte expone una primera del par de ranuras radiantes, y una segunda posición, en la que un segundo recorte expone la segunda del par de ranuras radiantes.

20 15. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el elemento de obtención de imágenes incluye un fibroscopio que comprende un haz de fibras ópticas.

25 16. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 15, en donde el conductor interno y la parte conductora distal son huecos para definir un canal que porte el haz de fibras ópticas.

30 17. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 15, en donde el haz de fibras ópticas se extiende a través del primer material dieléctrico y la parte de punta radiante y tiene una capa de material conductor sobre su superficie externa para formar el conductor interno del cable coaxial y la parte conductora distal.

35 18. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el elemento de obtención de imágenes comprende un sensor de imagen montado en el extremo distal de la parte de punta radiante y un cable de comunicación para transportar una señal desde el sensor de imagen hasta el extremo proximal del instrumento.

40 19. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 18, en donde el conductor interno y la parte conductora distal son huecos para definir un canal que porte el cable de comunicación.

45 20. Un instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 18 o 19, en donde el sensor de imagen comprende un transductor de ultrasonidos.

50 21. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, que incluye un sensor de temperatura en su extremo distal.

55 22. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 21, en donde el sensor de temperatura es un termopar montado sobre el conductor externo del cable coaxial.

23. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 22, en donde el termopar comprende una pluralidad de lengüetas dispuestas para filtrar una señal que tiene la misma frecuencia que la energía de microondas.

60 24. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 21, en donde el sensor de temperatura incluye una estructura micromecánica sensible en el extremo distal del extremo, y un medio para monitorizar ópticamente la estructura micromecánica sensible a la temperatura.

65 25. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el cable coaxial está montado en una vaina externa, y en donde la vaina externa es un catéter de varias luces dispuesto para transportar uno cualquiera o más de:

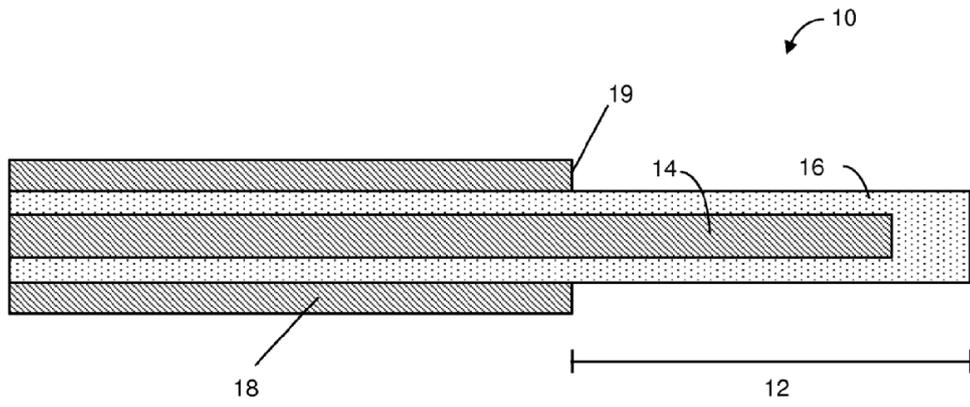
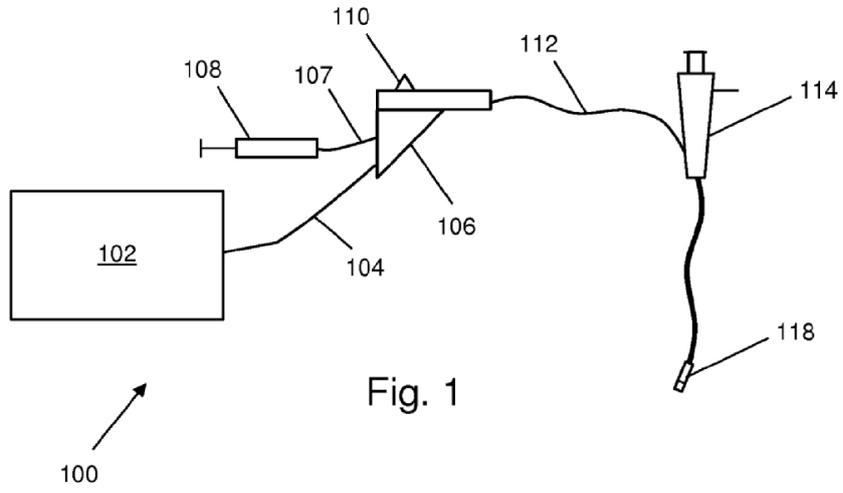
alambres guía para controlar el movimiento de la sección de punta radiante, y fluido para enfriar el extremo distal del instrumento.

26. Un aparato electroquirúrgico para administrar energía de microondas en el tejido pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico:

un generador para generar energía de microondas;
un broncoscopio para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, teniendo el broncoscopio un canal de instrumento que discurre a lo largo de su longitud; y
un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior montado en el canal de instrumento del broncoscopio,
en donde el cable coaxial está conectado para recibir la energía de microondas desde el generador.

27. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 26, en donde el generador está dispuesto para administrar

pulsos de energía de microondas al mismo tiempo que el ciclo respiratorio del paciente.



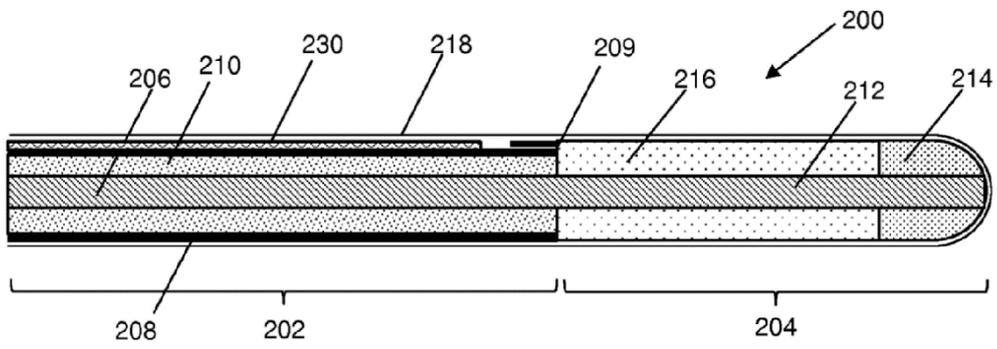


Fig. 3

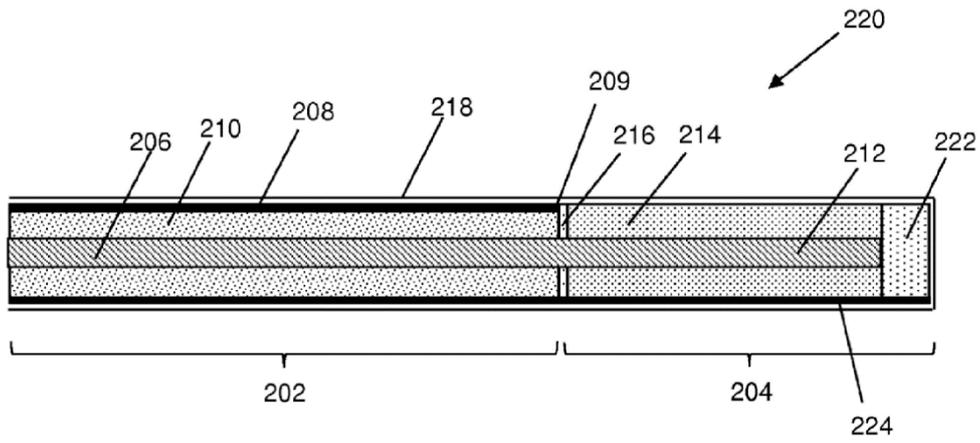


Fig. 4

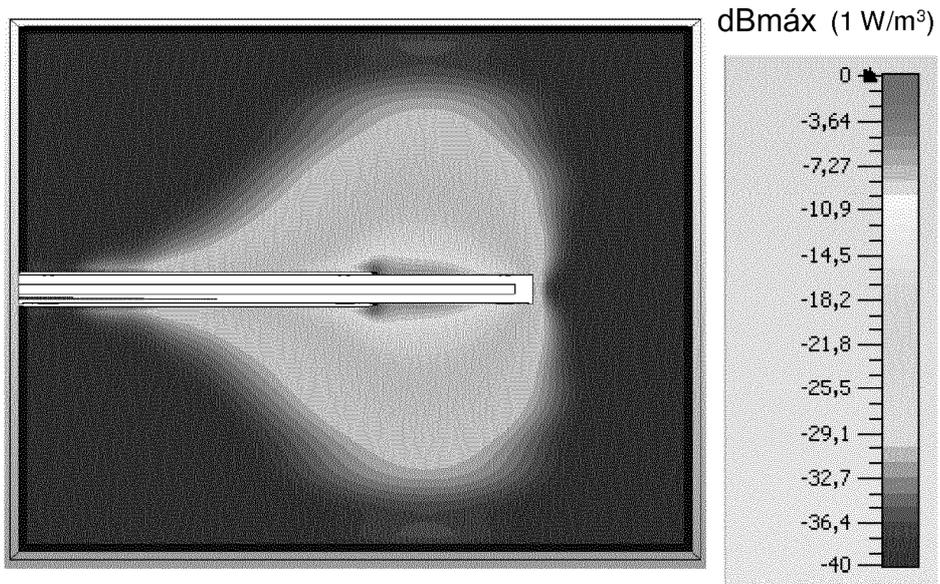


Fig. 5A

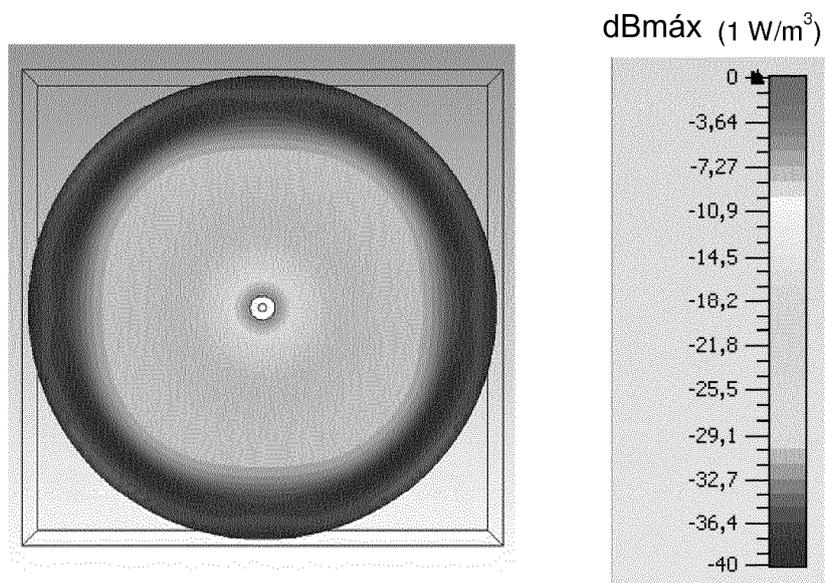
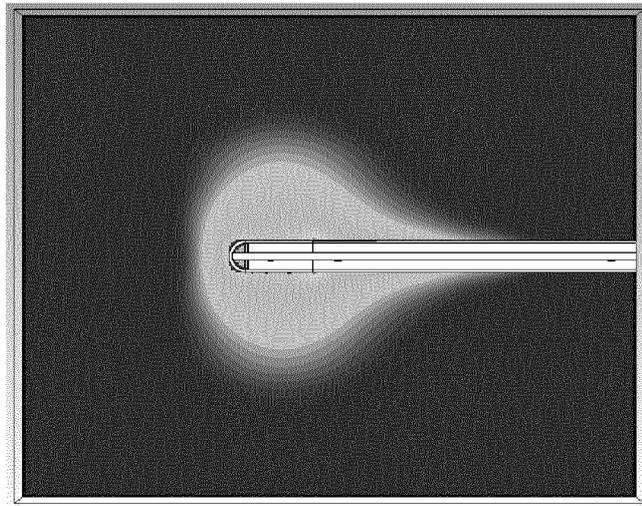


Fig. 5B



dBmáx (1 W/m³)

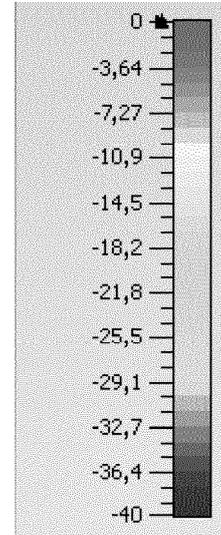
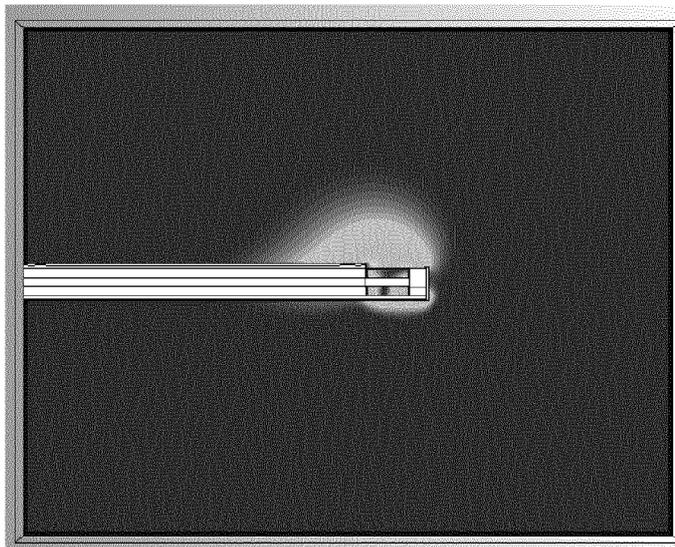


Fig. 6



dBmáx (1 W/m³)

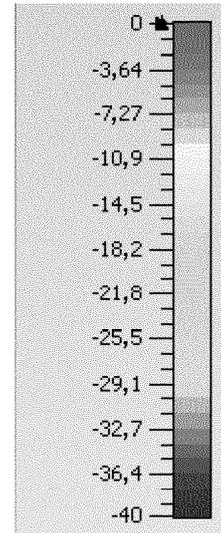


Fig. 7A

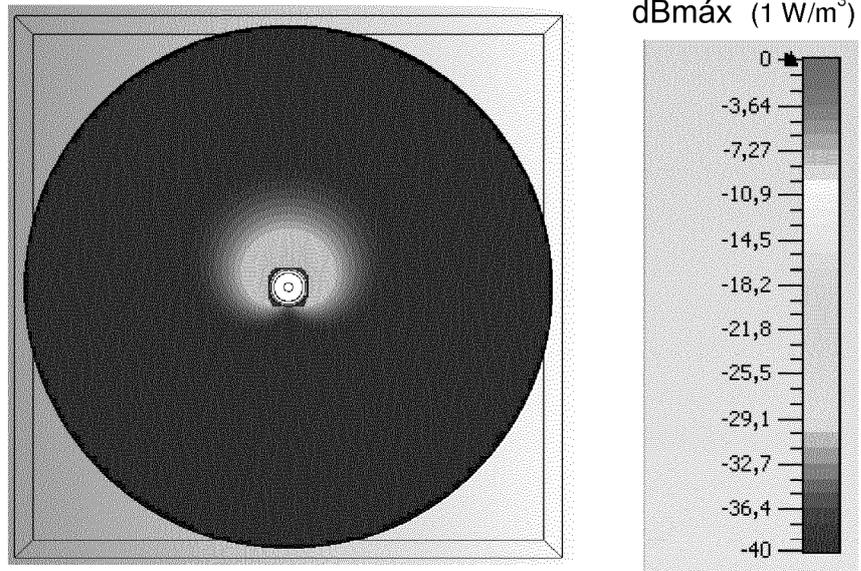


Fig. 7B

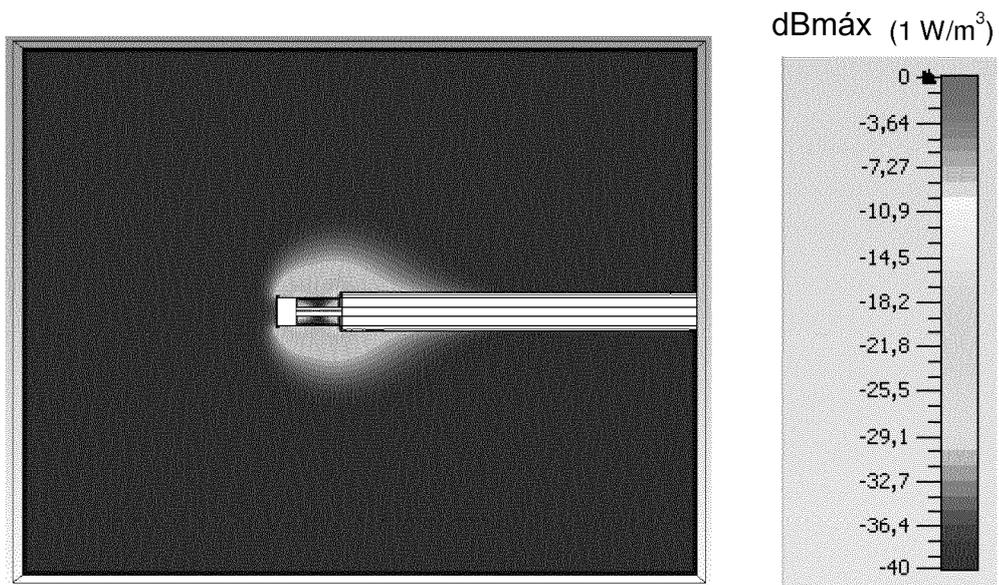


Fig. 7C

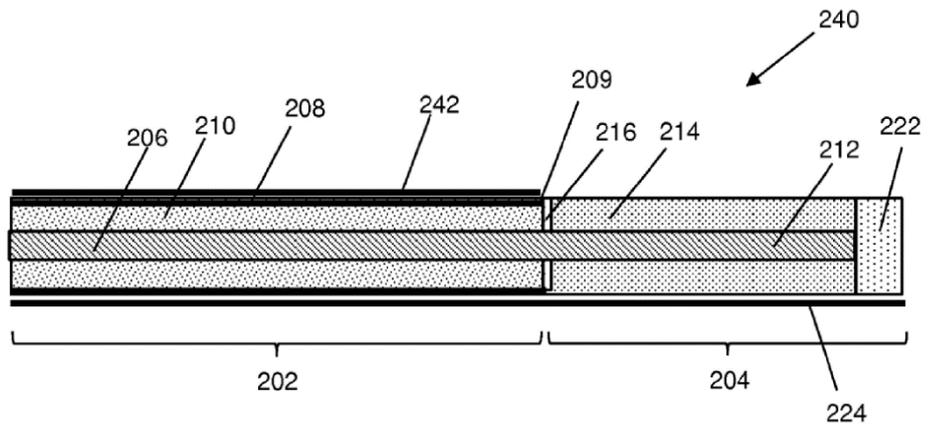


Fig. 8A

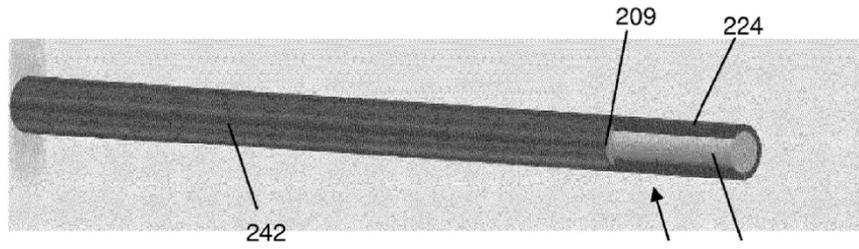


Fig. 8B

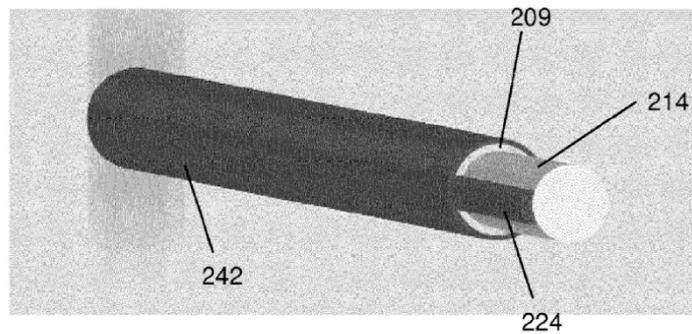


Fig. 8C

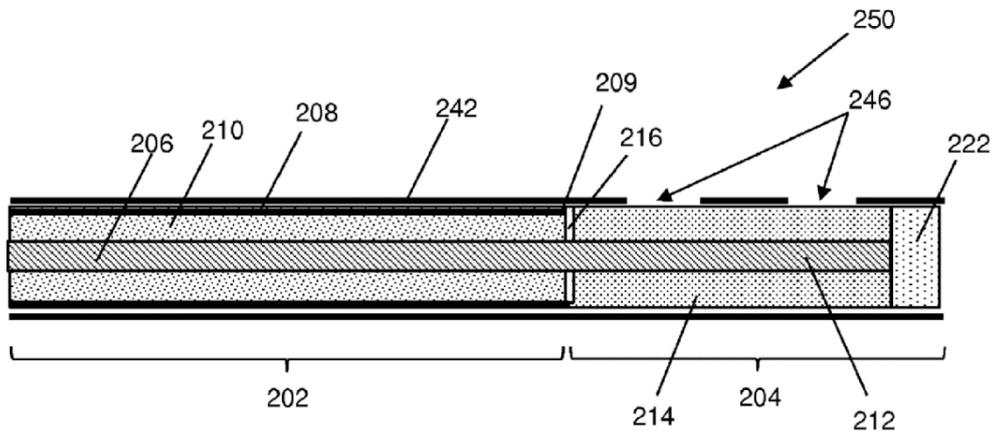


Fig. 9A

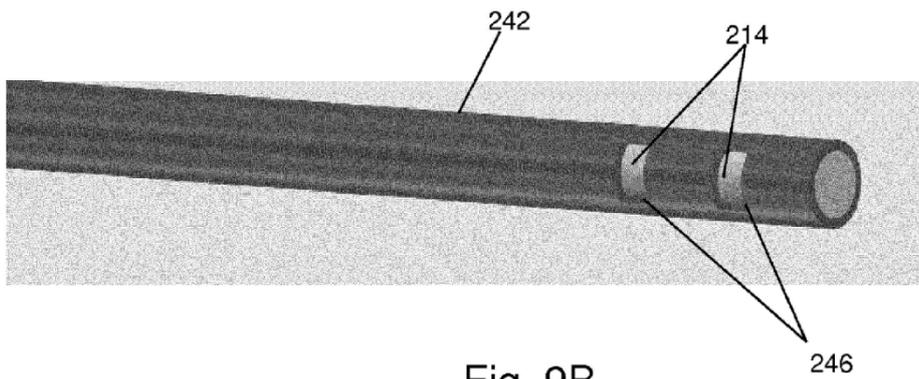


Fig. 9B

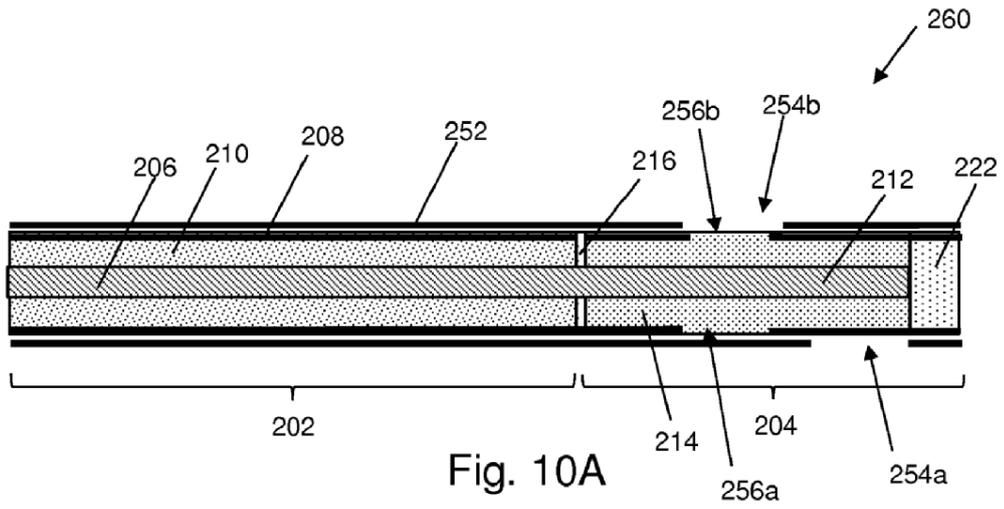


Fig. 10A

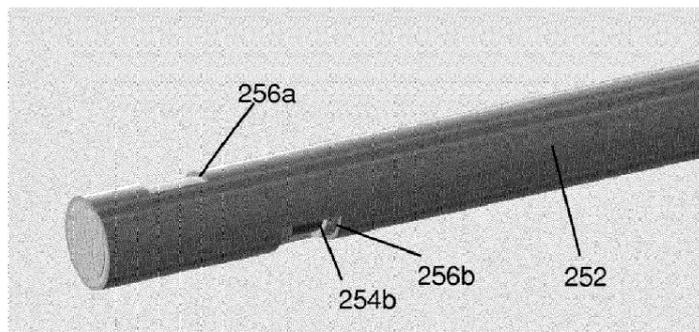


Fig. 10B

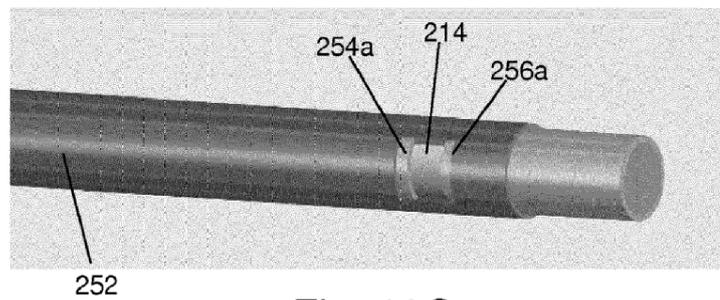


Fig. 10C

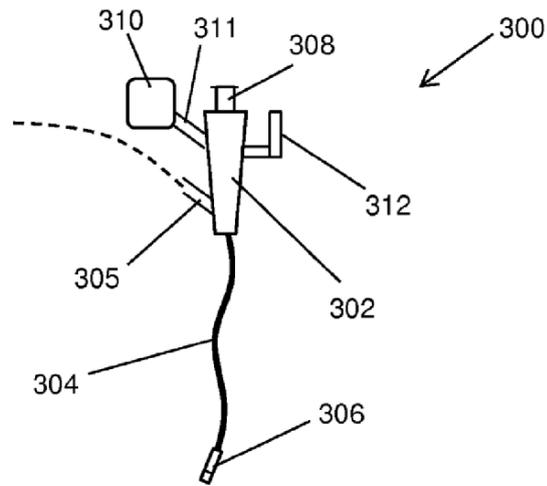


Fig. 11

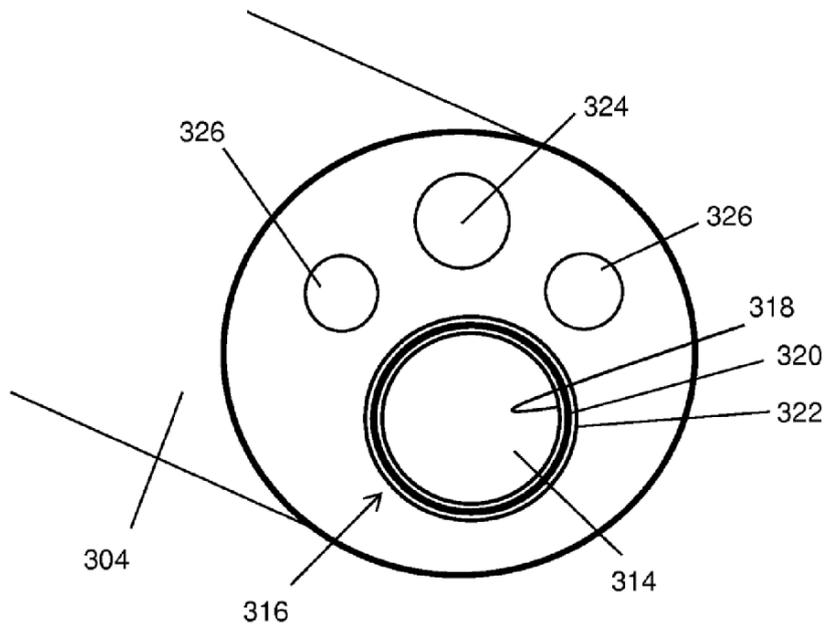


Fig. 12

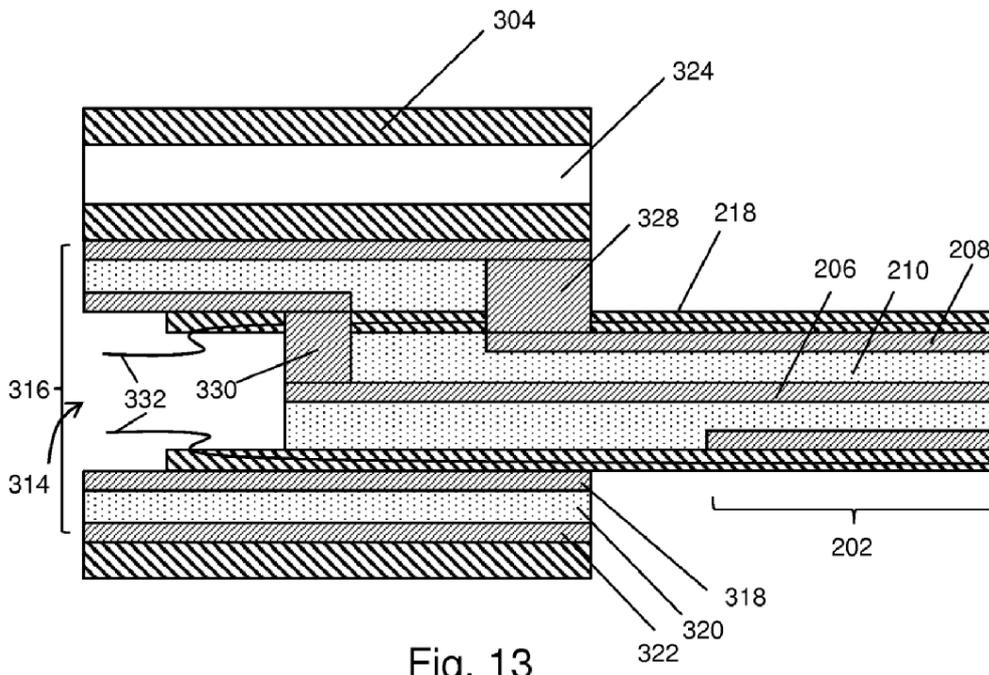


Fig. 13

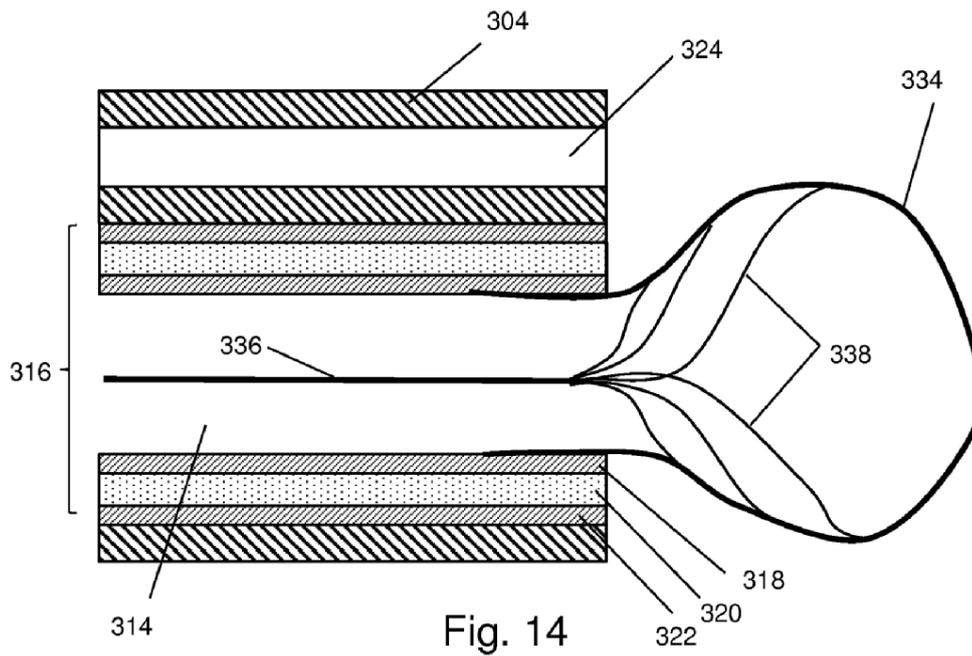


Fig. 14

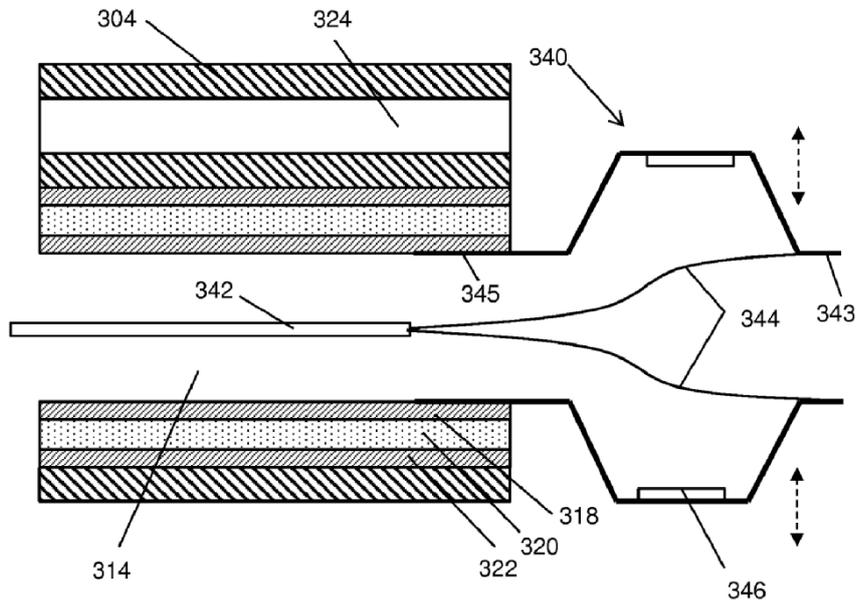


Fig. 15

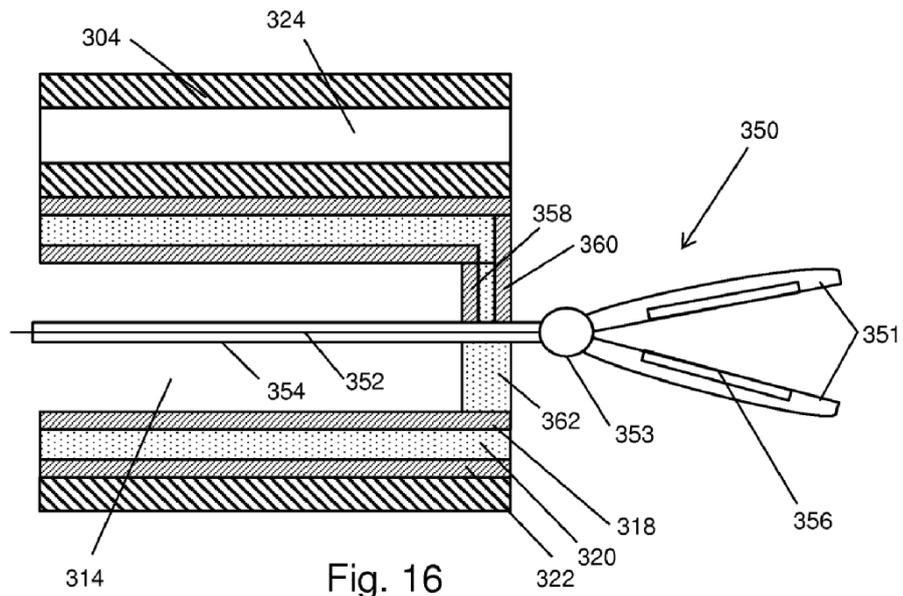


Fig. 16

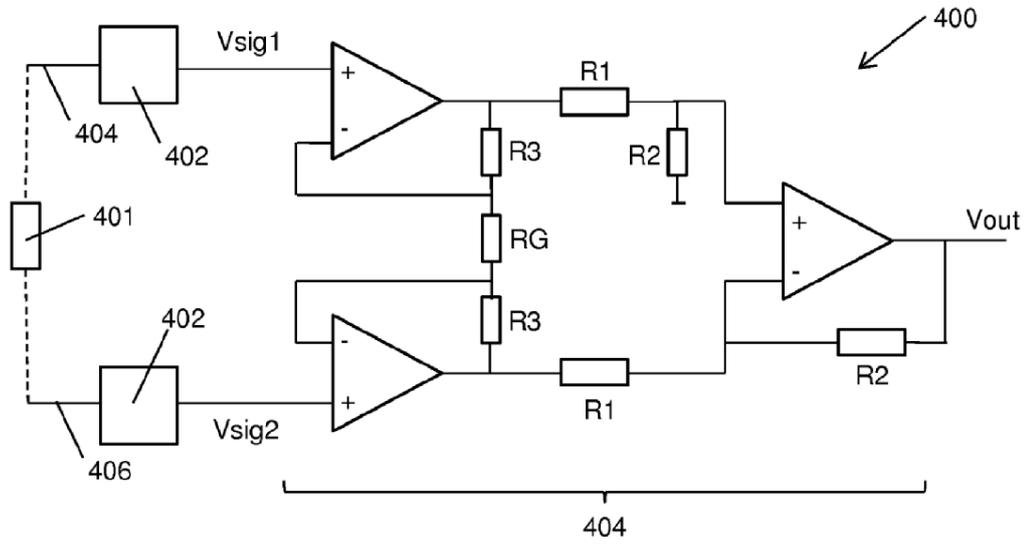


Fig. 19

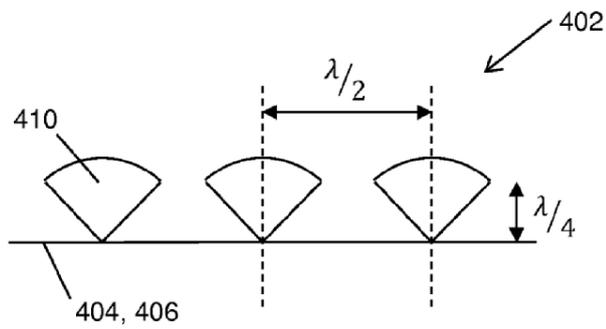


Fig. 20