

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 753 808**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61B 18/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.04.2017 PCT/EP2017/057864**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.10.2017 WO17174513**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.04.2017 E 17715150 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.08.2019 EP 3389536**

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

30 Prioridad:

**04.04.2016 GB 201605764**

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

**14.04.2020**

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;  
BURN, PATRICK y  
SHAH, PALLAV**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 753 808 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 RF y de microondas

**5 Campo de la invención**

La invención se refiere a una sonda electroquirúrgica para administrar energía de radiofrecuencia y de microondas en tejido biológico para extirpar el tejido diana. En particular, la sonda está configurada para poder insertarse a través de un canal de un broncoscopio o catéter que puede dirigirse hacia los pulmones, por ejemplo, para extirpar tumores, lesiones o fibromas y para tratar el asma.

**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 diana 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.

Además, se hace referencia al documento WO2015/066311 A1.

**Sumario de la invención**

La invención se define en el conjunto de reivindicaciones adjuntas.

En su forma más general, la invención proporciona un sistema de suministro de energía que puede permitir que la ablación se realice en el extremo distal de un instrumento de broncoscopia por navegación electromagnética (ENB). Los sistemas de ENB son capaces de acceder a tumores que están fuera del alcance de los broncoscopios convencionales, pero generalmente se usan para marcar ubicaciones y procesos de biopsia. Por ejemplo, el catéter de ENB normalmente se navega hacia las vías respiratorias utilizando el sistema de obtención de imágenes y luego se introduce una herramienta de biopsia para tomar una biopsia de tejido una vez que el médico conoce la ubicación de la masa de tejido, de modo que existe un alto grado de fiabilidad de que la biopsia sea un nódulo o masa tumoral.

El tratamiento electroquirúrgico, especialmente la ablación de tejidos, es un desafío en este contexto debido a la

dificultad de poder administrar suficiente potencia a través del diámetro estrecho disponible en el instrumento sin pérdidas consecuentes que causen efectos no deseados, por ejemplo, debido a que el instrumento se caliente demasiado a lo largo de su longitud.

- 5 La pérdida de energía es un problema porque el espacio disponible para transportar la energía es pequeño. El canal del instrumento de un cordón o catéter de instrumento de ENB habitual suele ser igual o inferior a 2,0 mm.

10 La divulgación del presente documento presenta una serie de configuraciones de administración de energía basadas en coaxiales, por ejemplo, un cable coaxial con una parte distal radiante, que puede usar una combinación de RF y microondas de una manera que logre un efecto de ablación deseado mientras minimiza o elimina los efectos no deseados causados por las pérdidas de energía. Por lo tanto, la invención puede proporcionar un instrumento de ablación de tejido que se puede introducir por el catéter guía de un aparato de ENB, para poder dirigirlo a través de las vías respiratorias complejas dentro del pulmón (es decir, hacia el árbol bronquial y hacia los bronquiolos).

15 El instrumento de ablación de tejido puede comprender un cable coaxial y un conjunto de extremo distal que tienen, ambos, un diámetro exterior máximo igual o inferior a 1,9 mm, idealmente de 1,6 mm o menos, o incluso de 1,5 mm o menos. Esta geometría puede caber en un catéter de ENB una vez se haya localizado el nódulo o la masa para extirpar una masa de tejido. Un posible procedimiento puede comprender: i) introducir el catéter de ENB, ii) tomar una muestra de biopsia, iii) evaluar la histología de la muestra inmediatamente (mientras el catéter permanece en su lugar) y iv) si se necesita tratamiento, introducir la antena de ablación de tejido y realizar la ablación. Otro posible procedimiento sería la ablación cada vez que se identificase un nódulo, es decir, extirpar independientemente de si el nódulo es canceroso o no canceroso.

25 También se divulgan en el presente documento una serie de perfiles de administración de energía de RF/microcables que se pueden usar con la invención, es decir, que están diseñados para minimizar o eliminar las pérdidas de energía mientras proporcionan suficiente energía para lograr la ablación del tejido. Los perfiles de administración de energía pueden basarse en la impedancia de tejido detectada o (por ejemplo, en ausencia de información de la impedancia de tejido) pueden comprender patrones predeterminados (es decir, fijados de antemano) de administración de energía, por ejemplo, que comprenden períodos en los que se intercala la energía de RF y de microondas o una combinación de ambas.

30 En esta memoria descriptiva, "microondas" puede usarse ampliamente para indicar un rango de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferiblemente del rango de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias específicas que se han considerado son las siguientes: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. El dispositivo puede administrar energía en más de una de estas frecuencias de microondas. Por el contrario, esta memoria descriptiva utiliza "radiofrecuencia" o "RF" para indicar un rango de frecuencia que es al menos tres órdenes de magnitud menor, por ejemplo, hasta 300 MHz, preferiblemente de 10 kHz a 1 MHz.

40 Según la invención, se proporciona un aparato electroquirúrgico para administrar energía de radiofrecuencia (RF) y energía de microondas hacia e tejido pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico: un generador para generar energía de RF y energía de microondas por separado o simultáneamente; comprendiendo un instrumento electroquirúrgico: un cable coaxial conectado al generador y dispuesto para transportar energía de RF y energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo y un 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 RF y la energía de microondas desde el cable coaxial, en donde la parte de punta radiante comprende un primer elemento conductor, conectado eléctricamente al conductor interno, y un segundo elemento conductor, aislado eléctricamente del conductor interno, en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor están dispuestos para actuar como: un electrodo activo y un electrodo de retorno para administrar la energía de RF en el tejido que rodea la parte de la punta radiante, y una antena para irradiar la energía de microondas como un campo de microondas localizado, y en donde el instrumento electroquirúrgico se puede insertar a través de un conducto de instrumentos de un cordón de instrumento dirigible por un broncoscopio de navegación electromagnético. Por lo tanto, la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que está dimensionado para caber en un catéter de ENB y que puede administrar energía de RF y energía de microondas en el tejido biológico. Por lo tanto, se puede usar un solo instrumento para administrar la cantidad de potencia deseada utilizando un medio de administración adecuado (por ejemplo, RF o microondas, dependiendo de la impedancia del tejido), que puede lograr la ablación de tejido en regiones del pulmón donde el tratamiento de ablación mínimamente invasivo era previamente imposible.

50 El aparato de la invención puede incluir un broncoscopio de navegación electromagnético que tiene un cordón de instrumento dirigible para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, teniendo el cordón del instrumento un conducto de instrumentos que discurre a lo largo de su longitud.

60 Para poder ser manejable y acceder al extremo distal del cordón del instrumento, el cable coaxial y la parte de la punta radiante pueden tener un diámetro exterior máximo igual o inferior a 1,9 mm, preferiblemente igual o inferior a 1,6 mm.

65 Los componentes que transmiten la energía de microondas pueden estar diseñados para minimizar las pérdidas en la

medida de lo posible. Por ejemplo, el cable coaxial puede estar dispuesto para manifestar una pérdida de 2 dB/m o menos al transportar la energía de microondas, por ejemplo, a través de una elección o materiales y geometría apropiados.

- 5 La manera en que la energía se administra desde el generador al instrumento también puede afectar el efecto de las pérdidas. De este modo, el generador puede estar dispuesto para administrar energía de RF y energía de microondas para producir la ablación de tejido en la parte de la punta radiante de acuerdo con un perfil de administración de energía. El perfil de administración de energía puede ser una estructura de datos que especifica la magnitud, duración y otros parámetros de la energía de RF y de la energía de microondas para garantizar que se administre una cantidad o potencia o energía deseadas en el tejido, o para garantizar que se logre un determinado efecto en el tejido (por ejemplo, la ablación dentro de un determinado volumen).

15 El perfil de administración de energía puede comprender una parte inicial que consiste únicamente en energía de RF. Al comienzo del tratamiento, el tejido tiene una impedancia que lo hace susceptible al calentamiento por RF. Se puede lograr un volumen inicial de ablación utilizando energía de RF. Esto es ventajoso porque el cable coaxial puede manifestar pérdidas insignificantes a frecuencias correspondientes a la energía de RF.

20 El perfil de administración de energía puede comprender una parte de ablación por microondas que comprende energía de microondas pulsada, por ejemplo, donde la energía de microondas comprende una serie de partes de ENCENDIDO, en las cuales la energía de microondas se administra por separado por una serie de partes de APAGADO, donde la energía de microondas no se administra. Durante las partes de APAGADO, la pérdida del cable es insignificante, lo que puede dar tiempo para que la energía perdida (calor) se disipe. La energía de RF puede administrarse en una o más de las partes de APAGADO para mantener el volumen de ablación.

25 El generador puede estar dispuesto para detectar la impedancia del tejido en la parte de la punta radiante. El perfil de administración de energía puede ajustarse en función de la impedancia detectada. Por ejemplo, el perfil de administración de energía puede comprender una primera parte, que consiste únicamente en energía de RF, seguida de una segunda parte, que comprende energía de microondas. El generador puede estar dispuesto para conmutar hacia la segunda parte cuando se determina que la impedancia del tejido sobrepasa un umbral predeterminado. No obstante, puede que no sea necesario monitorizar la impedancia del tejido. El perfil de administración de energía puede tener parámetros fijos, por ejemplo, duración, nivel de potencia, etc.

30 El perfil de administración de energía puede comprender una parte en la que se administra la energía de microondas, estando dispuesto el generador para modular la energía de microondas a una frecuencia correspondiente a la energía de RF. Esto puede reducir el efecto de las pérdidas desde el cable mientras se mantiene el efecto de ablación en el extremo distal del dispositivo.

40 El primer elemento conductor puede comprender una longitud del conductor interno que se extiende más allá de un extremo distal del conductor externo, estando rodeado el primer elemento conductor, a lo largo de su longitud, por el material dieléctrico. Esta estructura forma una antena dipolo para la energía de microondas. El segundo elemento conductor puede ser el extremo distal del conductor externo y puede formar el electrodo de retorno para la energía de RF.

45 El primer elemento conductor y el segundo elemento conductor pueden formar una o más ranuras circunferenciales radiantes en la parte de la punta radiante. Cada ranura puede ser una tira de conductor externo retirado, donde queda expuesto el material dieléctrico. El conductor externo se puede retirar alrededor de toda o parte de la circunferencia. Para proporcionar un volumen de ablación de tipo esférico, se prefiere que la ranura esté alrededor de toda la circunferencia.

50 En un ejemplo, el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor pueden formar una pluralidad de ranuras radiantes circunferenciales en la parte de punta radiante, la pluralidad de ranuras radiantes, que incluye una ranura proximal que tiene una longitud de aproximadamente una décima parte de la longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico, una ranura distal que tiene una longitud de aproximadamente una décima parte de la longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico, y una ranura intermedia entre la ranura proximal y la ranura distal, teniendo la ranura intermedia una longitud de aproximadamente un cuarto de la longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico. Se pueden usar otras configuraciones de ranura.

60 Se puede usar una ranura radiante en combinación con un radiador de tipo dipolo. Por ejemplo, el primer elemento conductor puede extenderse más allá de un extremo distal de la segunda parte conductora en una región distal de la parte de punta radiante. Alternativamente, el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor pueden extenderse más allá de un borde distal de la ranura hasta una cara distal de la parte de punta radiante.

65 El primer elemento conductor puede quedar expuesto en la cara distal de la parte de la punta radiante, por ejemplo, para formar el electrodo activo, y/o para formar una estructura radiante con el borde distal del segundo elemento conductor.

El instrumento puede comprender un par de mordazas que se pueden abrir y cerrar para recoger una muestra de biopsia. Se pueden incorporar el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor, por ejemplo, como parte de o montados en el par de mordazas.

**5 Breve descripción de los dibujos**

Las realizaciones de la invención se explican con detalle a continuación haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 10 la figura 1 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de ablación pulmonar para su uso con un aparato de broncoscopia de navegación electromagnética, que es una realización de la invención;
- la figura 2 es una vista en sección esquemática a través de un cordón de instrumento de un cordón de instrumento de broncoscopia que puede usarse con la presente invención;
- 15 la figura 3 es una vista en sección transversal a través de un instrumento de ablación adecuado para su uso en la presente invención;
- la figura 4 es un diagrama que muestra la pérdida de potencia simulada del instrumento de la figura 3;
- la figura 5 es una vista en sección transversal a través de otro instrumento de ablación adecuado para su uso en la presente invención;
- 20 la figura 6 es una vista en sección transversal a través de otro instrumento de ablación adecuado para su uso en la presente invención;
- la figura 7 es una vista en sección transversal a través de otro instrumento de ablación adecuado para su uso en la presente invención;
- la figura 8A es una vista en sección transversal a través de un instrumento combinado de biopsia y ablación, adecuado para su uso en la presente invención cuando está en una configuración cerrada/retraída; y
- 25 la figura 8B es una vista en sección transversal a través del instrumento de la figura 8A cuando está en una configuración abierta/protuberante.

DESCRIPCIÓN DETALLADA; OTRAS OPCIONES Y PREFERENCIAS

- 30 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 energía de radiofrecuencia (RF) y de microondas. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO 2012/076844, que se incorpora en el presente documento por referencia. El generador puede disponerse para
- 35 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 energía en una serie de pulsos que están modulados para que coincidan con el ciclo respiratorio del paciente. Esto permitirá que se produzca una administración de energía cuando los pulmones estén desinflados.
- 40 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
- 45 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.
- 50 El eje flexible 112 se puede insertar a lo largo de todo el conducto de un instrumento (de trabajo) de un broncoscopio 114, que en la presente invención es preferiblemente parte de un sistema de broncoscopia de navegación electromagnética (ENB), por ejemplo, como el sistema de navegación superDimension® de Covidien.
- 55 El broncoscopio 114 comprende un cuerpo 116 que tiene varios puertos de entrada y un puerto de salida desde el cual se extiende un cordón de instrumento 120. El cordón de instrumento 120 comprende una camisa externa que rodea una pluralidad de luces. La pluralidad de luces transporta varias cosas desde el cuerpo 116 hasta un extremo distal del cordón de instrumento 120. Una de la pluralidad de luces es el conducto de instrumentos comentado anteriormente. Otras luces pueden incluir un conducto para transportar radiación óptica, por ejemplo, para proporcionar
- 60 iluminación en el extremo distal o para recopilar imágenes del extremo distal. El cuerpo 116 puede incluir un ocular 122 para ver el extremo distal. Para proporcionar iluminación en el extremo distal, una fuente de luz 124 (por ejemplo, un LED o elemento similar) puede conectarse al cuerpo 116 por un puerto de entrada de iluminación 126.
- 65 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 conducto de instrumentos 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

radiofrecuencia y/o de microondas en el tejido biológico.

La estructura del conjunto distal 118 que se comenta a continuación puede estar especialmente diseñada para su uso con un sistema de ENB, por lo que el diámetro exterior máximo del conjunto distal 118 es igual o inferior a 2,0 mm, por ejemplo, de menos de 1,9 mm (y más preferiblemente de menos de 1,5 mm) y la longitud del eje flexible puede ser igual o superior a 1,2 m.

El cuerpo 116 incluye un puerto de entrada de potencia 128 para conectarse al eje flexible, que comprende un cable coaxial (por ejemplo, un cable coaxial convencional) capaz de transportar la energía de radiofrecuencia y de microondas desde el generador 102 al conjunto distal 118. Los cables coaxiales que son físicamente capaces de ajustarse al conducto del instrumento de un dispositivo de ENB están disponibles con los siguientes diámetros exteriores: 1,19 mm (0,047"), 1,35 mm (0,053"), 1,40 mm (0,055"), 1,60 mm (0,063"), 1,78 mm (0,070"). También se pueden usar cables coaxiales de tamaño a medida (es decir, hechos a pedido).

Tal y como se ha comentado anteriormente, es deseable poder controlar la posición de al menos el extremo distal del cordón de instrumento 120. El cuerpo 116 puede incluir un accionador de control 130 que está acoplado mecánicamente al extremo distal del cordón del instrumento 120 por uno o más alambres de control (no mostrados), que se extienden a través del cordón del instrumento 120. Los alambres de control pueden viajar dentro del canal del instrumento o dentro de sus propios conductos específicos. El accionador de control 130 puede ser una palanca o perilla giratoria, o cualquier otro dispositivo de manipulación para catéter conocido. La manipulación del cordón de instrumento 120 puede ser asistida por *software*, por ejemplo, usando un mapa virtual tridimensional armado a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC).

La figura 2 es una vista hacia abajo del eje del cordón de instrumento 120. En esta realización, hay cuatro luces dentro del cordón de instrumento 120. La luz más grande es el conducto de instrumentos 132. Las otras luces comprenden un conducto de cámara 134 y un par de conductos de iluminación 136, 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.

La invención busca proporcionar un instrumento que pueda realizar la ablación de tejido en el extremo distal de un catéter del sistema de ENB. Para reducir los efectos secundarios y maximizar la eficacia del instrumento, la antena transmisora debería ubicarse lo más cerca posible del tejido diana 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.

La siguiente descripción presenta una serie de configuraciones de antena que son adecuadas para su uso en el conjunto distal 118 descrito. También se describen varios perfiles de administración de energía. Debe entenderse que cualquiera de los perfiles de administración de energía puede usarse con cualquiera de las estructuras de antena, y que todas las combinaciones posibles deben entenderse como divulgadas.

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/cordón del instrumento.

La figura 3 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 200 que se usa como radiador en el conjunto distal 118 en 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 transmitir energía de radiofrecuencia (RF) y 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.

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.

5 El cable coaxial 202 termina en su extremo distal con una sección de punta radiante 204. En dicha 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 igual o diferente del primer material dieléctrico 210. La longitud de la punta dieléctrica 214 es más corta que la longitud de la sección conductora distal 212.

10 El cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204 pueden tener una vaina externa biocompatible (no mostrada) formada sobre sus superficies más externas. La vaina externa 218 puede estar formada por un material biocompatible.

15 La punta dieléctrica 214 puede tener cualquier forma distal adecuada, por ejemplo, cualquiera de: forma de cúpula, cilíndrica, cónica, etc. Se puede preferir una forma de cúpula lisa porque aumenta la movilidad de la antena a medida que se maniobra a través de los pequeños conductos.

La figura 4 muestra una sección transversal longitudinal de una simulación del patrón de absorción de una antena que tiene la configuración mostrada en la figura 3.

20 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.

25 La figura 5 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 220 que se usa como radiador en el conjunto distal 118 en otra realización de la invención. Las características en común con la figura 3 reciben los mismos números de referencia y no se van a volver a describir.

30 En la figura 5, la sección de punta radiante 204 comprende una antena de tres ranuras formada al retirar el conductor externo 208 de tres regiones circunferenciales 222, 224, 226 para dejar tres secciones de dieléctrico expuesto. Las tres regiones circunferenciales (también denominadas en el presente documento "ranuras") 222, 224, 226 están separadas por secciones coaxiales cortas 228, 232. La ranura más distal 226 se retrae desde la punta distal del instrumento 220, por lo que el instrumento termina con una sección coaxial 234. La ranura proximal 222 y la ranura distal 226 tienen una longitud sustancialmente equivalente a una décima parte de una longitud de onda de la energía de microondas dentro del material dieléctrico 214. La ranura central 224 tiene una longitud que es sustancialmente equivalente a un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas dentro del material dieléctrico 214. Las distancias de separación de las ranuras, es decir, la longitud de las secciones coaxiales 228, 232 y 234 es sustancialmente equivalente a un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas dentro del material dieléctrico 214.

40 La figura 6 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 240 que se usa como radiador en el conjunto distal 118 en otra realización de la invención. Las características en común con la figura 3 reciben los mismos números de referencia y no se van a volver a describir.

45 En la figura 6, la sección de punta radiante 204 comprende una antena dipolo y de ranura combinada. Esto es para hacer que el perfil de densidad de pérdida de potencia sea más esférico y reducir el calentamiento hacia atrás en la superficie externa del cable coaxial. Se forma una ranura radiante 242 retirando el conductor externo 208 de una región circunferencial para exponer el material dieléctrico. La ranura 242 está separada por unas secciones coaxiales cortas 246 de una sección de punta distal 244 en la que también se retira el conductor externo. La sección de punta distal 244 funciona de la misma manera que toda la sección de punta radiante 204 de la realización mostrada en la figura 3.

50 La ranura 242 tiene una longitud sustancialmente igual a una décima parte de una longitud de onda de la energía de microondas dentro del material dieléctrico 214. La distancia de separación entre la ranura 242 y la sección de punta distal 244 (es decir, la longitud de la sección coaxial 246) es sustancialmente igual a un cuarto de la longitud de onda de la energía de microondas dentro del material dieléctrico 214.

55 La figura 7 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 250 que se usa como radiador en el conjunto distal 118 en otra realización de la invención. Las características en común con la figura 3 reciben los mismos números de referencia y no se van a volver a describir.

60 En la figura 7, la sección de punta radiante 204 comprende una antena de ranura única y una cara de extremo distal radiante. Esta configuración manifiesta un perfil de densidad de pérdida de potencia no esférico, lo que demuestra que se pueden producir perfiles de densidad de pérdida de potencia con diferentes formas variando la geometría de la sección de la punta radiante.

65 En la figura 7, se forma una ranura radiante 252 retirando el conductor externo 208 de una región circunferencial para exponer el material dieléctrico. La ranura 252 está separada de la cara del extremo distal 256 del instrumento por unas secciones coaxiales cortas 254, que termina a ras con la cara de extremo distal 256.

La antena de ablación de la invención puede incorporarse en una herramienta de biopsia. Con esta combinación, las funciones de muestreo y ablación de tejido pueden facilitarse con un solo instrumento, lo que puede acelerar el procedimiento.

5 Las figuras 8A y 8B muestran un ejemplo de un instrumento combinado de biopsia y ablación. La figura 8A muestra una representación esquemática de una vista en sección transversal del conjunto de mordaza distal 300 que se puede usar como el radiador en el conjunto distal 118 en otra realización de la invención. El conjunto de mordaza distal 300 sobresale desde un extremo distal del cordón de instrumento 120. Un cable coaxial 304 transportado por el cordón del instrumento 120 comprende un conductor interno 306, un conductor externo 308 y un material dieléctrico 310 que  
10 separa el conductor interno 306 del conductor externo 308. En el extremo distal del cable coaxial 304, hay dispuesto un par de mordazas 312a, 312b. El par de mordazas 312a, 312b está conectado de manera pivotante entre sí, por ejemplo, mediante una bisagra 314 en el extremo proximal del par de mordazas 312a, 312b. El par de mordazas 312a, 312b forman una cubierta que delimita un volumen para recoger una muestra de tejido biológico. En dicha realización, la cubierta se parece a una pastilla, pero en la práctica no hay limitación para la forma de la cubierta. La funcionalidad pivotante del par de mordazas actúa para permitir que las mordazas se separen para formar una entrada hacia el volumen que se orienta hacia el extremo distal del conjunto de mordazas (véase la figura 8B). Cada una del par de mordazas 312a, 312b comprende una cubierta externa eléctricamente conductora (por ejemplo, hecha de metal, como cobre, plata, oro o aluminio). En un ejemplo, la cubierta externa eléctricamente conductora está formada a partir de acero inoxidable con un revestimiento de plata u oro en su superficie externa. La capa interna de acero inoxidable  
20 tiene una conductividad térmica más baja que el revestimiento exterior, lo que mejora la barrera térmica entre el volumen interno y la superficie externa para garantizar que la muestra de tejido no se dañe debido al calentamiento. En la realización ilustrada en la figura 8A, cada una del par de mordazas 312a, 312b comprende una capa delgada de aislamiento térmico 318. Esta capa puede estar hecha con un material que tenga una baja conductividad térmica. Por ejemplo, se puede utilizar un material plástico como el poliestireno. La capa de aislamiento térmico 318 se puede formar (por ejemplo, unirse o asegurarse de otro modo) a una superficie interna de la cubierta externa eléctricamente conductora correspondiente. Alternativamente, la capa de aislamiento térmico se puede moldear primero y tener una capa de metalización o revestimiento formada sobre ella para proporcionar la cubierta eléctricamente conductora. En dicha realización, cada una del par de mordazas 312a, 312b forma estructuras en forma de copa abierta que se oponen entre sí en sus bordes abiertos. Los bordes opuestos 316 del par de mordazas 312a, 312b puede tener un perfil dentado o de sierra. Los bordes opuestos 316 están dispuestos para acoplarse (es decir, encajar juntos) cuando el conjunto de mordaza esté en la configuración cerrada. Puede haber una ranura a lo largo de los bordes para garantizar que los campos estén presentes dentro de las mordazas, es decir, esto formaría una junta o sello EM para evitar que los campos de microondas entren en el tejido contenido en estas, lo que puede derivar en el calentamiento del tejido. Las cubiertas externas eléctricamente conductoras están conectadas eléctricamente en la configuración cerrada. Esto  
35 significa que la cubierta del material conductor puede actuar como una jaula de Faraday para prevenir o inhibir la existencia de campos eléctricos (específicamente, un campo de microondas de la energía suministrada por el cable coaxial) dentro del volumen delimitado cuando el conjunto de la mordaza distal está cerrado.

40 Para evitar que los campos eléctricos penetren a través de la cubierta externa eléctricamente conductora del par de mordazas 312a, 312b, el material eléctricamente conductor que forma estas cubiertas tiene un espesor de al menos tres profundidades de la piel del material a la frecuencia de la energía de microondas que transporta el cable coaxial, idealmente, esto será de cinco profundidades de piel o más.

45 Las cubiertas externas eléctricamente conductoras del par de mordazas 312a, 312b están conectados eléctricamente al conductor interno 306 del cable coaxial 304, por ejemplo, a través de una conexión que se extiende a través de la bisagra 314.

50 El conjunto de mordaza distal 300 comprende además un manguito deslizante 320 que se puede mover axialmente con respecto al cable coaxial 304 para cambiar el conjunto de mordaza distal 300 entre las configuraciones cerrada y abierta. El manguito deslizante 320 está montado alrededor del cable coaxial 304 y dentro del cordón del instrumento 120. En una realización alternativa, el manguito puede formar parte del cable de alimentación en sí, es decir, el cable de alimentación puede ser retráctil con respecto al cable coaxial dentro de él. Un extremo proximal del manguito deslizante está conectado a una varilla de empuje 322, que se extiende proximalmente a través del cordón del instrumento y se puede controlar gracias al gatillo de arrastre 110 comentado anteriormente.

55 El manguito externo 320 comprende una capa externa eléctricamente conductora y una capa dieléctrica interna 324. La capa dieléctrica interna 324 hace tope con la superficie externa del par de mordazas 312a, 312b y los aísla eléctricamente de la capa externa eléctricamente conductora. La capa externa eléctricamente conductora está conectada eléctricamente al conductor externo 308 del cable coaxial 304 por una parte de conexión 326 que se extiende a través de la capa dieléctrica interna 324 en una región separada espacialmente del par de mordazas 312a, 312b.  
60

65 En dicha realización, el par de mordazas 312a, 312b se desvían la una de la otra, por ejemplo, al incluir un resorte en la bisagra 314, de modo que son empujadas contra el manguito deslizante 320. Por lo tanto, cuando el manguito deslizante se desliza en una dirección proximal con respecto al par de mordazas 312a, 312b (a la izquierda en la figura 8A), el par de mordazas 312a, 312b sobresale del manguito y se abre para proporcionar acceso al volumen delimitado

bajo el efecto de la fuerza de polarización. La naturaleza del movimiento se controla proporcionando un perfil externo adecuado en las cubiertas externas del par de mordazas 312a, 312b.

5 La figura 8B muestra una representación esquemática del conjunto de mordaza distal que se muestra en la figura 8A cuando está en una configuración abierta, es decir, cuando el manguito 320 se ha deslizado proximalmente para exponer el par de mordazas 312a, 312b. El par de mordazas 212a, 212b está, por tanto, abierto para recibir una muestra de tejido biológico.

10 En uso, el dispositivo se inserta en una ubicación de tratamiento (extracción de muestra) mientras está en la configuración cerrada. Una vez en posición, el manguito 220 puede retraerse para abrir el par de mordazas 212a, 212b. Cuando las mordazas abiertas se colocan contra una parte deseada de tejido, el manguito 320 se empuja distalmente sobre las mordazas, que así agarran y eliminan una muestra del tejido biológico. Los bordes opuestos del par de mordazas 312a, 312b pueden afilarse para mejorar la efectividad del corte. Una vez que se extrae la muestra de tejido y se envuelve dentro de la cubierta de las mordazas, la energía de microondas se administra a través del cable coaxial para coagular la superficie sangrante que queda después de que se extraiga la muestra. El campo de microondas administrado por la capa conductora externa del manguito y el par de mordazas se comenta con más detalle a continuación. Dado que las mordazas cerradas actúan como una jaula de Faraday y la profundidad de penetración del campo de microondas es insignificante en comparación con el grosor de la cubierta, la muestra está protegida del campo de microondas y, por lo tanto, se evitan los efectos tisulares no deseados.

20 Se puede montar un sensor de temperatura 328 (por ejemplo, un termopar en miniatura o similar) dentro del volumen delimitado para monitorizar la temperatura de la muestra de tejido. El sensor de temperatura 328 puede conectarse a un procesador externo mediante un alambre 330, que puede pasar por la bisagra 314 y a lo largo del interior del cable de alimentación. Los sensores de temperatura también se pueden conectar a las mordazas externas o la cubierta para medir la temperatura del tejido cuando se requiere la coagulación o ablación por microondas.

30 El diagnóstico y el tratamiento precoces son cruciales para sobrevivir al cáncer de pulmón. Las configuraciones del instrumento descritas anteriormente son para su uso con un procedimiento de ENB mínimamente invasivo para la detección y el diagnóstico de cáncer de pulmón en fase inicial. No obstante, la administración de microondas a través de un cable tan pequeño se realiza intrínsecamente con pérdidas. En la invención, este problema se resuelve diseñando el cable de administración de energía (en particular, dentro del cordón del instrumento) para limitar las pérdidas a 2 dB/m cuando se administra la energía de microondas (por ejemplo, a 5,8 GHz).

35 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.

40 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.

45 No obstante, incluso con un cable de baja pérdida, se reconoce que la potencia disponible para la ablación en la antena distal será limitada. Para abordar esto y permitir que se realice una ablación repetible y consistente, los instrumentos comentados anteriormente se pueden usar con la administración de una combinación de RF y energía de microondas.

50 Las antenas comentadas anteriormente se pueden usar para administrar, en un principio, energía de RF. La energía de RF puede extirpar eficazmente el tejido con impedancias de tejido normales (es decir, relativamente bajas). Una ventaja de usar energía de RF al comienzo del procedimiento de ablación es que prácticamente no hay reacciones adversas debido a las pérdidas de energía. La energía de RF hace que el cable se caliente una cantidad insignificante. Durante esta fase inicial, mientras la impedancia del tejido es baja, los instrumentos anteriores pueden administrar energía de RF para crear una esfera de ablación alrededor de la punta distal con una zona de ablación de alrededor de 5 mm de radio.

60 A medida que avanza la ablación, la impedancia del tejido aumenta y la energía de RF se vuelve menos efectiva. En esta fase, la energía de microondas aún puede ser efectiva para realizar la ablación de tejidos. Por consiguiente, el perfil de suministro de energía puede incluir energía de microondas para que la zona de ablación pueda continuar creciendo a medida que cambia la impedancia del tejido. Sin embargo, en general, los perfiles de administración de energía utilizados en este documento buscan maximizar la cantidad de ablación que puede lograr la energía de RF sin las pérdidas asociadas con la administración de energía de microondas.

65 Hay varias formas en las que el perfil de suministro de energía se puede adaptar para incluir energía de microondas. No obstante, dado que es la energía de microondas la que puede causar los efectos adversos debido a las pérdidas, es deseable incorporar la energía de microondas en el perfil de administración de energía de una manera que minimice

la pérdida de energía.

En un ejemplo, se puede medir la impedancia del tejido y la energía de microondas puede conmutarse después de que se detecte que la impedancia del tejido ha sobrepasado un umbral determinado.

5 Puede que no sea necesario detectar la impedancia del tejido. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la energía de RF y microondas se puede administrar en un perfil predeterminado basado en el tiempo. En un ejemplo simple, la energía de RF se puede administrar durante un período inicial (por ejemplo, de 1 a 5 minutos), seguido de un período actual de administración de energía de microondas para aumentar el tamaño de la ablación.

10 En los ejemplos anteriores, cuando se administra la energía de microondas, se puede hacer de una manera que atenúe el efecto de la pérdida de energía. Por ejemplo, el fluido refrigerante también se puede administrar a través del cordón del instrumento o en una camisa de refrigeración externa. Como alternativa o además, la energía de microondas puede ser pulsada, es decir, administrarse en ventanas preestablecidas (o períodos de ENCENDIDO) separadas por ventanas en las que no se administra energía de microondas (períodos de APAGADO). Disponer de los períodos de APAGADO proporciona cierto tiempo de recuperación para que la energía que se pierde a lo largo del cable se disipe. En otro 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 %.

20 Para mantener el efecto de ablación durante los períodos de APAGADO, el instrumento puede estar dispuesto para administrar energía de RF durante los períodos de APAGADO. Dicho de otra forma, la energía de RF y microondas puede intercalarse. En algunas realizaciones, la energía de RF puede aplicarse de forma continua, mientras la energía de microondas es pulsada.

25 La energía de microondas se puede administrar a diferentes niveles de potencia. Por ejemplo, un perfil de administración de energía de microondas puede comprender un período de ENCENDIDO inicial de 2 segundos a 100 W, seguido de un período de ENCENDIDO posterior de 100 segundos a 10 W. Este perfil administra 1200 J en el sistema de manera frontal. La energía total administrada puede afectar al tamaño de la zona de ablación. En otro ejemplo, se pueden administrar 370 J usando un perfil similar de carga frontal, por ejemplo, que comprende un período de ENCENDIDO inicial de 5 segundos a 10 W, seguido de un período de ENCENDIDO posterior de 80 segundos a 4 W.

30 En otro ejemplo, la energía de microondas puede modularse a la frecuencia de la energía de RF, es decir, la amplitud del campo de microondas puede variar en el tiempo. Esto puede permitir que se combinen los efectos de los campos de RF y microondas.

35 Otras consideraciones para reducir la pérdida y el calentamiento del cable pueden suponer la adaptación de las características físicas del instrumento. Por ejemplo, el cable coaxial utilizado para la administración de energía puede personalizarse para que tenga una impedancia característica más adecuada para la administración de energía de baja pérdida. La antena puede configurarse para limitar la potencia reflejada, o puede estar provista de estranguladores para evitar corrientes en la vaina. No obstante, tales personalizaciones pueden no ser una forma económica de realizar la reducción de pérdida de energía requerida.

40

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato electroquirúrgico para administrar energía de radiofrecuencia (RF) y energía de microondas en el tejido pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico:
- 5 un generador (102) para generar energía de RF y energía de microondas por separado o simultáneamente; un broncoscopio de navegación electromagnético que tiene un cordón de instrumento dirigible (120) para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, teniendo el cordón de instrumento un conducto de instrumento que discurre a lo largo de su longitud;
- 10 comprendiendo un instrumento electroquirúrgico:
- un cable coaxial (202) conectado al generador y dispuesto para transmitir energía de RF y energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno (206), un conductor externo (208) y un material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo; y
- 15 una parte de punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de RF y la energía de microondas desde el cable coaxial,
- en donde la parte de punta radiante comprende un primer elemento conductor, conectado eléctricamente al conductor interno, y un segundo elemento conductor, aislado eléctricamente del conductor interno,
- 20 en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor forman una pluralidad de ranuras radiantes (222, 224, 226) formadas retirando el conductor externo de una pluralidad de regiones circunferenciales del cable coaxial para exponer el material dieléctrico, y en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor están dispuestos para actuar como:
- 25 un electrodo activo y un electrodo de retorno para administrar la energía de RF en el tejido que rodea la parte de la punta radiante, y una antena para irradiar la energía de microondas como un campo de microondas localizado, y
- 30 en donde el instrumento electroquirúrgico se puede insertar a través del conducto del instrumento del cordón del instrumento dirigible del broncoscopio de navegación electromagnético.
2. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde el cable coaxial y la parte de la punta radiante tienen un diámetro exterior máximo igual o inferior a 1,9 mm.
- 35 3. Un aparato electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el cable coaxial está dispuesto para manifestar una pérdida de 2 dB/m o menos cuando transporta la energía de microondas.
4. Un aparato electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el generador está dispuesto para administrar energía de RF y energía de microondas para producir la ablación de tejido en la parte de la punta radiante según un perfil de administración de energía.
- 40 5. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 4, en donde el perfil de administración de energía comprende una parte inicial que consiste únicamente en energía de RF.
- 45 6. Aparato electroquirúrgico según las reivindicaciones 4 o 5, en donde el perfil de administración de energía comprende una parte de ablación por microondas que comprende energía de microondas pulsada.
7. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 6, en donde la energía de microondas pulsada comprende una serie de partes de ENCENDIDO, en las cuales la energía de microondas se administra separada por una serie de partes de APAGADO, donde no se administra la energía de microondas, y en donde la energía de RF se administra hacia una o más de las partes de APAGADO.
- 50 8. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7, en donde el generador está dispuesto para detectar la impedancia del tejido en la parte de la punta radiante, y en donde el perfil de administración de energía se puede ajustar en función de la impedancia detectada.
- 55 9. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 8, en donde el perfil de administración de energía comprende una primera parte, que consiste únicamente en energía de RF, seguida de una segunda parte, que comprende energía de microondas, y en donde el generador está dispuesto para conmutar hacia la segunda parte cuando se determina que la impedancia del tejido sobrepasa un umbral predeterminado.
- 60 10. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 9, en donde el perfil de administración de energía comprende una parte en la cual se administra la energía de microondas, estando dispuesto el generador para modular la energía de microondas a una frecuencia correspondiente a la energía de RF.
- 65 11. Un aparato electroquirúrgico para administrar energía de radiofrecuencia (RF) y energía de microondas en el tejido

pulmonar, comprendiendo el aparato electroquirúrgico:

5 un generador para generar energía de RF y energía de microondas por separado o simultáneamente; un broncoscopio de navegación electromagnético que tiene un cordón de instrumento dirigible para su inserción no percutánea en los pulmones de un paciente, teniendo el cordón de instrumento un conducto de instrumento que discurre a lo largo de su longitud;

comprendiendo un instrumento electroquirúrgico:

10 un cable coaxial conectado al generador y dispuesto para transmitir energía de RF y energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo y un 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 RF y la energía de microondas desde el cable coaxial,

15 en donde la parte de punta radiante comprende un primer elemento conductor, conectado eléctricamente al conductor interno, y un segundo elemento conductor, aislado eléctricamente del conductor interno, en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor forman una ranura radiante circunferencial (242, 252) en la parte de la punta radiante retirando el conductor externo de una región circunferencial del cable coaxial para exponer el material dieléctrico,

20 en donde el primer elemento conductor comprende además una longitud del conductor interno que se extiende más allá de un extremo distal del conductor externo, estando rodeado el primer elemento conductor a lo largo de su longitud por el material dieléctrico, y en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor están dispuestos para actuar como:

25 un electrodo activo y un electrodo de retorno para administrar la energía de RF en el tejido que rodea la parte de la punta radiante, y una antena para irradiar la energía de microondas como un campo de microondas localizado, y

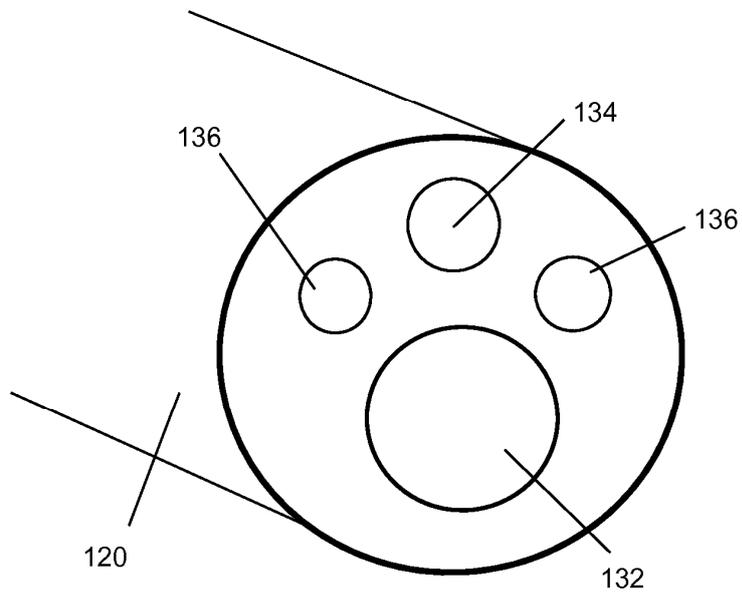
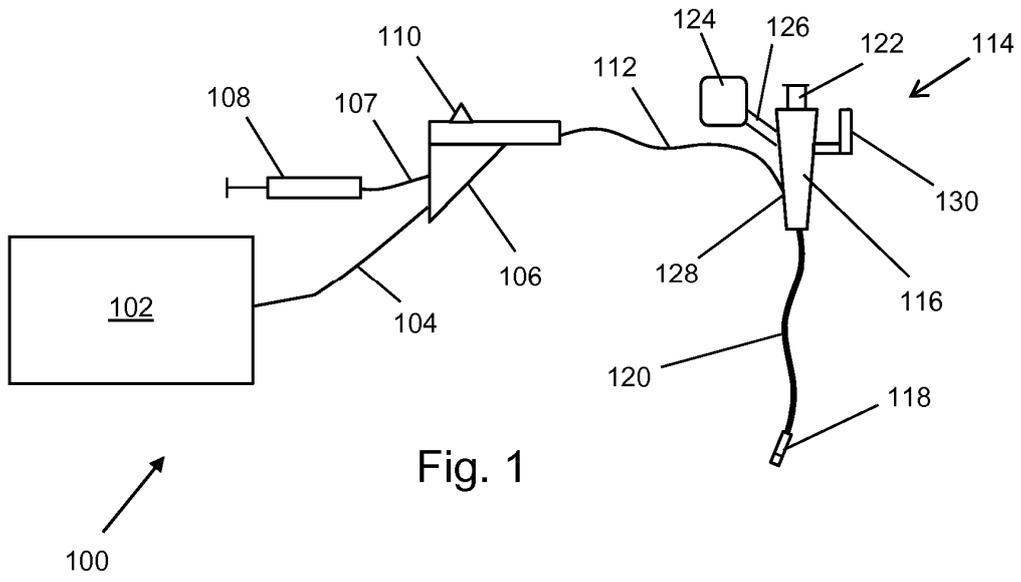
30 en donde el instrumento electroquirúrgico se puede insertar a través del conducto del instrumento del cordón del instrumento dirigible del broncoscopio de navegación electromagnético.

35 12. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde la pluralidad de ranuras radiantes incluye una ranura proximal que tiene una longitud de aproximadamente una décima parte de una longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico, una ranura distal que tiene una longitud de aproximadamente una décima parte de la longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico, y una ranura intermedia entre la ranura proximal y la ranura distal, teniendo la ranura intermedia una longitud de aproximadamente un cuarto de la longitud de onda de la energía de microondas en el material dieléctrico.

40 13. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor se extienden hacia una cara distal de la parte de punta radiante.

14. Un aparato electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el conductor interno del cable coaxial está expuesto en la cara distal de la parte de la punta radiante.

45 15. Un aparato electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor están formados en un par de mordazas dispuestas para envolver una parte de tejido.



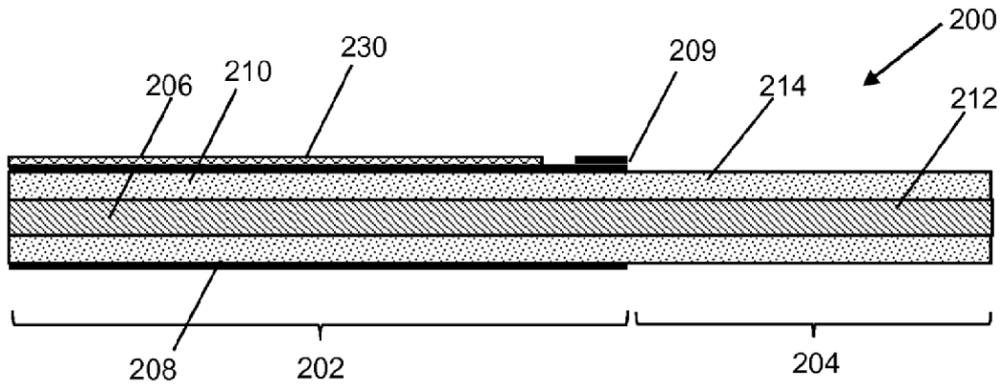


Fig. 3

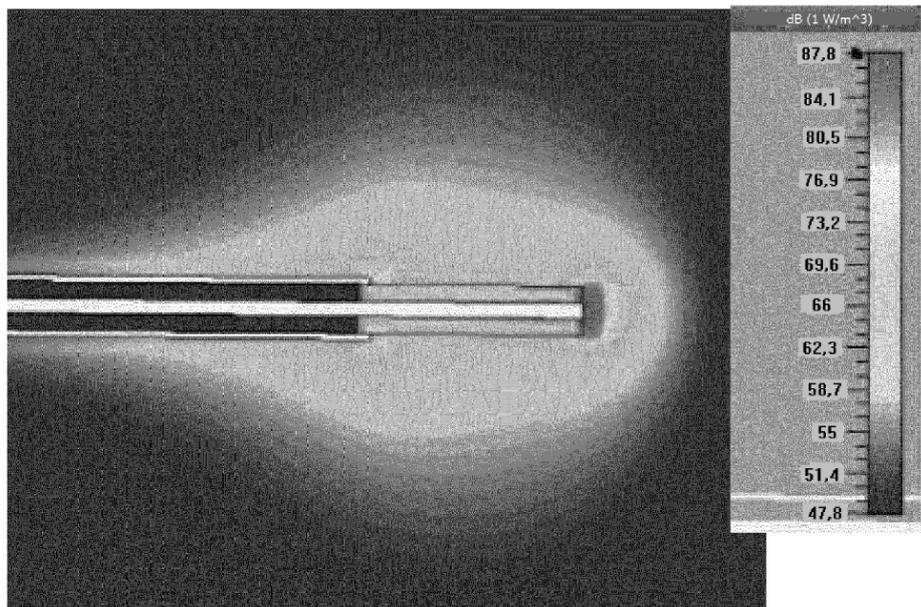


Fig. 4

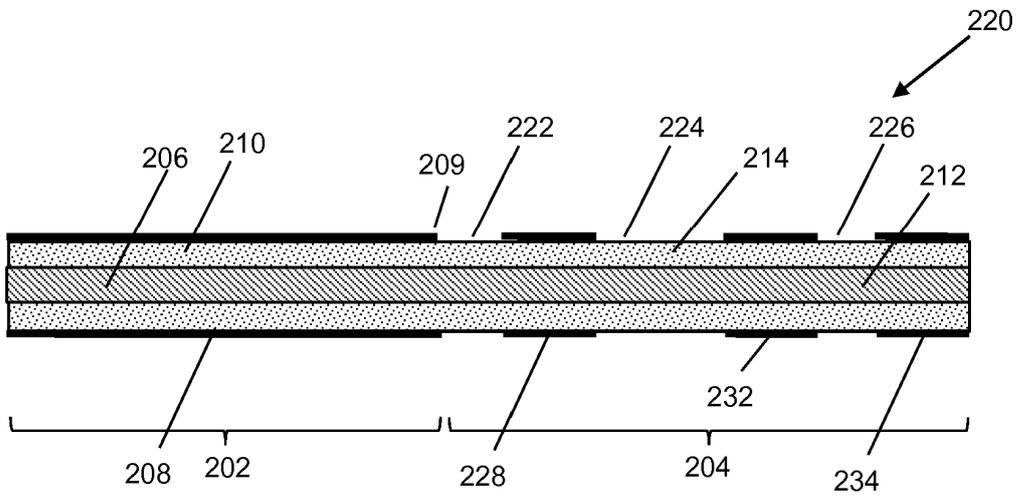


Fig. 5

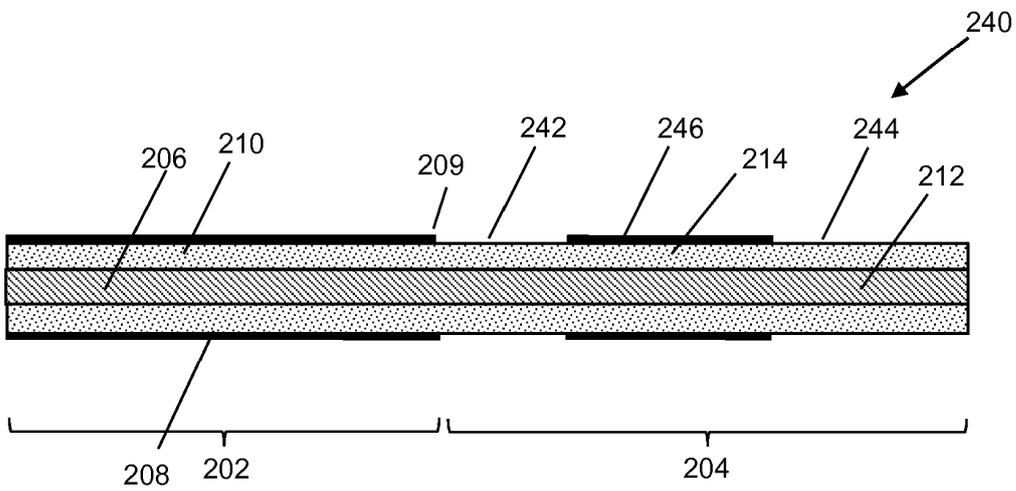


Fig. 6

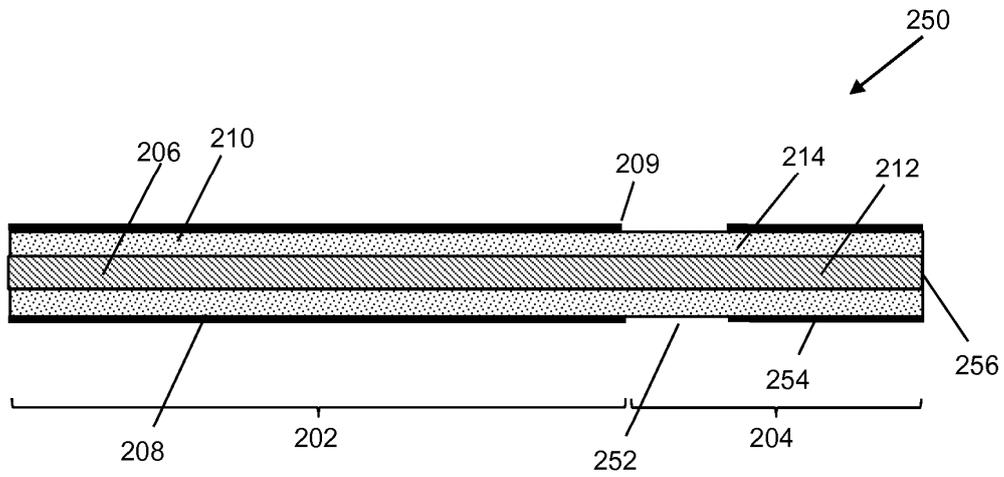


Fig. 7

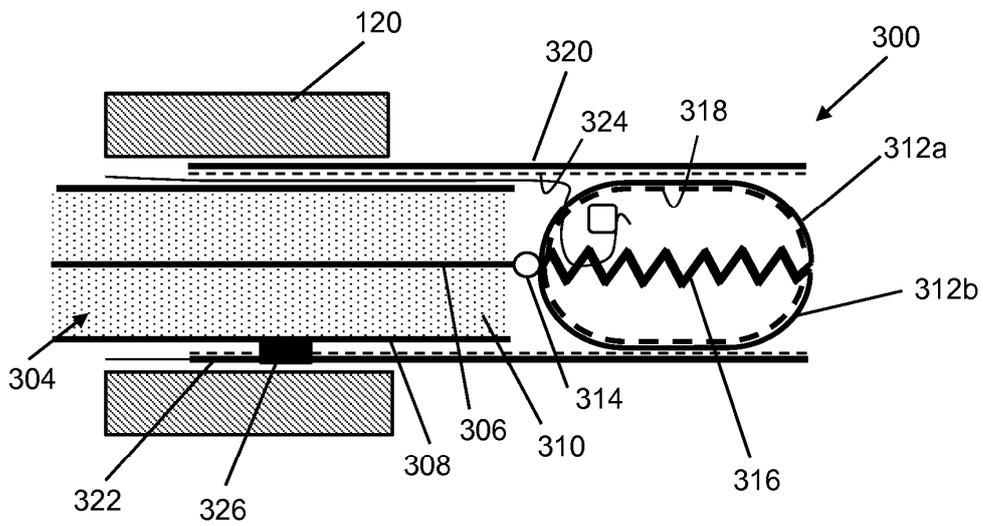


Fig. 8A

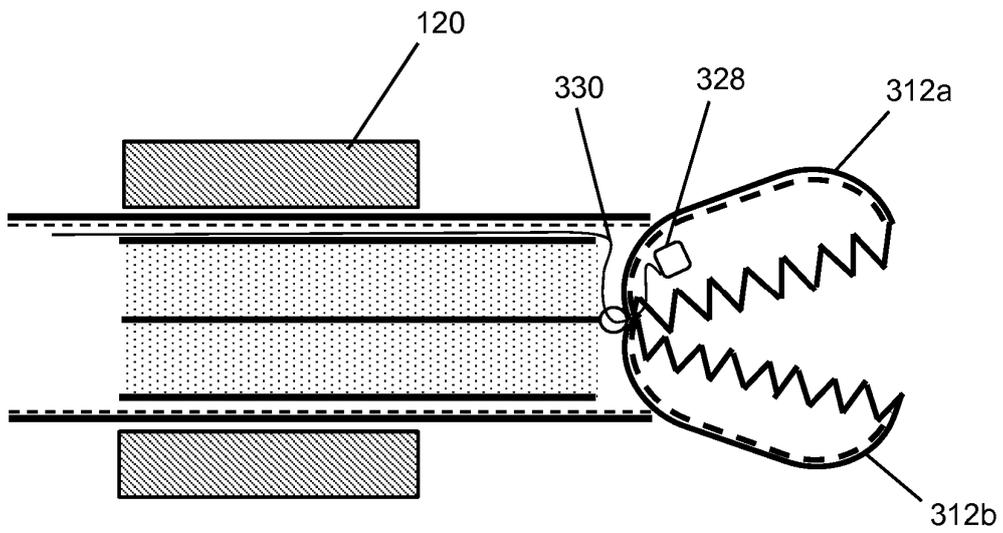


Fig. 8B