

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 976 453**

51 Int. Cl.:

A61B 18/02 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.10.2016 E 21152073 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.02.2024 EP 3841994**

54 Título: **Sistemas de suministro de energía**

30 Prioridad:

26.10.2015 US 201562246431 P

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

01.08.2024

73 Titular/es:

**NEUWAVE MEDICAL, INC. (100.0%)
3529 Anderson Street
Madison, WI 53704, US**

72 Inventor/es:

**THIEL, MATTHEW;
THOM, MARK;
SCHEFELKER, RICHARD W.;
BISSING, JEFF;
LAZIMY, YANIV;
SCHANING, MATT y
ANDERSON, DAVE**

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 976 453 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

Sistemas de suministro de energía

5 CAMPO DE LA INVENCION

Esta invención se refiere a un dispositivo para suministrar energía de microondas a una región distante de un cuerpo.

10 ANTECEDENTES

La ablación es una estrategia terapéutica importante para el tratamiento de ciertos tejidos, como tumores benignos y malignos, arritmias cardíacas, disritmias cardíacas y taquicardia. La mayoría de los sistemas de ablación aprobados utilizan energía de radiofrecuencia (RF) como fuente de energía de ablación. Por consiguiente, actualmente los médicos disponen de una variedad de catéteres basados en RF y fuentes de alimentación. Sin embargo, la energía de RF tiene varias limitaciones, incluyendo la rápida disipación de energía en los tejidos superficiales lo que provoca "quemaduras" superficiales y la imposibilidad de acceder a tumores o tejidos arrítmicos más profundos. Otra limitación de los sistemas de ablación por RF es la tendencia a la formación de escaras y coágulos en los electrodos emisores de energía lo que limita el depósito adicional de energía eléctrica.

La energía de microondas es una fuente de energía eficaz para calentar tejidos biológicos y se usa en aplicaciones tales como, por ejemplo, el tratamiento del cáncer y el precalentamiento de la sangre antes de las infusiones. Por consiguiente, en vista de los inconvenientes de las técnicas de ablación tradicionales, ha habido recientemente un gran interés en usar energía de microondas como fuente de energía de ablación. La ventaja de la energía de microondas sobre la RF es la penetración más profunda en el tejido, la insensibilidad a la carbonización, la falta de necesidad de conexión a tierra, el depósito de energía más fiable, el calentamiento del tejido más rápido y la capacidad de producir lesiones térmicas mucho más grandes que la RF, lo que simplifica en gran medida los procedimientos de ablación actuales. Por consiguiente, hay una serie de dispositivos en desarrollo que utilizan energía electromagnética en el rango de frecuencia de microondas como fuente de energía de ablación (ver, las Patentes de Estados Unidos N° 4.641.649, 5.246.438, 5.405.346, 5.314.466, 5.800.494, 5.957.969, 6.471.696, 6.878.147 y 6.962.586).

Desafortunadamente, los dispositivos actuales están limitados, por tamaño y flexibilidad, en cuanto a las regiones del cuerpo a las que son capaces de suministrar energía. Por ejemplo, en los pulmones, las vías respiratorias del árbol bronquial se estrechan progresivamente a medida que se ramifican con mayor profundidad hacia la periferia de los pulmones. La colocación precisa de dispositivos de suministro de energía en regiones tan difíciles de alcanzar no es factible con los dispositivos actuales. Además, los sistemas de microondas existentes son incapaces de suministrar suficiente energía de microondas a regiones objetivo de ablación distantes sin sobrecalentar y quemar tejido a lo largo de la trayectoria. Se necesitan sistemas y dispositivos mejorados para suministrar energía a regiones de tejido de difícil acceso.

La US 2011/213352 A1 describe una sonda de ablación quirúrgica electromagnética que tiene un elemento de antena helicoidal sintonizable. La sonda incluye una línea de alimentación coaxial que tiene un conductor interior dispuesto coaxialmente dentro de un dieléctrico, y un conductor exterior dispuesto coaxialmente alrededor del dieléctrico. El conductor interior y el dieléctrico se extienden distalmente más allá de un extremo distal del conductor exterior. Un elemento de antena helicoidal está acoplado operativamente a un extremo distal del conductor interior. Durante el uso, la antena puede sintonizarse cambiando por lo menos una dimensión del elemento de antena helicoidal. Se presentan realizaciones en las que las dimensiones del elemento de antena helicoidal se cambian por cambio de estado de una aleación con memoria de forma, por un cambio de temperatura, por activación de un pistón por presión fluidica, por movimiento lineal de una punta cónica, y por un ajuste de tipo tornillo manual.

La US 2013/281851 A1 describe un aparato de catéter que comprende un cable coaxial que tiene extremos proximal y distal. El cable incluye un conductor central hueco, un conductor exterior y una capa eléctricamente aislante entre los conductores. Hay una antena en el extremo distal del cable y un diplexor está conectado al cable, el diplexor incluyendo una ruta de transmisión para conectar la antena a un transmisor que transmite señales de primera frecuencia y una ruta de recepción para conectar la antena a un receptor que detecta señales de segunda frecuencia el diplexor aislando las señales en las dos rutas entre sí. Una línea de transmisión conecta el cable al diplexor, la línea de transmisión teniendo un segmento con un conductor interior tubular, un extremo del cual está conectado al conductor central y un segundo extremo del cual está adaptado para la conexión a una fuente de refrigerante, los conductores central e interior formando una ruta de refrigerante continua.

La US 2004/133254 A1 describe varias modificaciones de un diseño de catéter de globo inflable de estructura integrada que incluye una estructura longitudinal que tiene una aguja de inserción con punta afilada en un extremo distal de la estructura longitudinal y un globo inflable situado entre un extremo próximo y el extremo distal de la estructura longitudinal que está unido a dicha estructura longitudinal. Con el globo inflable en un estado

desinflado, la aguja de inserción puede usarse para perforar la piel del paciente y el tejido subcutáneo subyacente y colocar el globo desinflado cerca del tejido subcutáneo enfermo. Luego, el globo se infla para presionar contra el tejido subcutáneo enfermo y de este modo deformarlo espacialmente, después de lo cual el tejido subcutáneo enfermo deformado puede calentarse terapéuticamente. Este calentamiento puede ser suficiente para provocar la creación de una cavidad permanente en el tejido subcutáneo enfermo deformado que persiste después de que se haya retirado el catéter. Esto permite que se introduzca cualquiera seleccionada de varias sustancias terapéuticas en esta cavidad permanente. Una modificación emplea un globo que tiene una forma de patrón extraño no uniforme seleccionado que, cuando se infla, coopera con la forma del tejido subcutáneo enfermo. Esta modificación también puede usarse beneficiosamente en catéteres de globo para el tratamiento de la próstata, que no tienen una aguja de inserción con punta afilada en el extremo distal de los mismos.

SUMARIO DE LA INVENCION

La invención proporciona un dispositivo para administrar energía de microondas a una región distante de un cuerpo de acuerdo con la reivindicación 1. De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un sistema de acuerdo con la reivindicación 8. dispositivo para suministrar energía de microondas a una región distante de un cuerpo, que comprende:

En las reivindicaciones dependientes se definen características adicionales de acuerdo con las realizaciones de la invención.

Se proporcionan dispositivos, sistemas y métodos para suministrar energía a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, recogida de tejido, etc.). En ciertas realizaciones, se proporcionan dispositivos y sistemas para suministrar energía a regiones de tejido de difícil acceso (por ejemplo, tejidos pulmonares centrales y periféricos) y/o reducir la cantidad de calor no deseado emitido durante el suministro de energía. En algunas realizaciones, se proporcionan sistemas y dispositivos para reducir la liberación de calor a lo largo de las líneas de transmisión de energía.

En algunas realizaciones, los sistemas y dispositivos emplean componentes para el suministro de energía a una región de tejido (por ejemplo, tumor, luz, órgano, etc.). En algunas realizaciones, el sistema comprende un dispositivo de suministro de energía y uno o más de: un procesador, una fuente de alimentación, un componente para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imagenología, un sistema de sintonización, un sistema de ajuste de temperatura y un sistema de colocación de dispositivos.

Hay una serie de desafíos importantes para suministrar cantidades ablativas de energía a localizaciones distantes o de difícil acceso dentro de un cuerpo (por ejemplo, tejidos pulmonares centrales y periféricos). Por ejemplo, para terapias endobronquiales o transbronquiales, tales técnicas pueden requerir vías de suministro largas y flexibles y dispositivos de diámetro pequeño. Estos factores complican el suministro de cantidades suficientemente altas de energía al tejido objetivo. Aumentar el suministro de energía a lo largo de este camino genera un calentamiento significativo y plantea desafíos a los materiales usados. El calentamiento puede quemar tejido a lo largo de la vía y provocar daños no deseados o inaceptables. Los dispositivos y sistemas de acuerdo con las realizaciones de esta invención pueden superar estos desafíos y equilibrar los factores necesarios para lograr una ablación tisular con éxito con dispositivos de pequeño diámetro, largos, flexibles capaces de alcanzar áreas remotas del cuerpo (por ejemplo, endobronquial o transbronquialmente).

En algunas realizaciones, los dispositivos y sistemas emplean un dispositivo de suministro de energía de microondas coaxial o triaxial en el que el refrigerante fluye a través de un primer canal del dispositivo desde su extremo proximal hasta su extremo distal y en el que el refrigerante se invierte en el extremo distal y fluye hacia atrás a través del dispositivo de distal a proximal a través de un canal diferente. En algunas realizaciones, el primer canal se proporciona en un centro hueco de un conductor interior y el canal de retorno se proporciona entre los conductores interior y exterior.

Por ejemplo, en algunas realizaciones, se proporciona en la presente un dispositivo de suministro de energía para suministrar energía de microondas a una región distante de un cuerpo, que comprende uno o más o cada uno de: a) un extremo proximal conectable o conectado, directa o indirectamente, a un generador de energía de microondas y/o fuente de refrigerante; b) un extremo distal configurado para generar energía ablativa en una región definida que rodea el extremo distal para realizar la ablación de una región de tejido deseada; c) un conductor interior (por ejemplo, un conductor interior hueco); d) un espaciador que rodea una parte del conductor interior (por ejemplo, un tubo de monofilamento en espiral alrededor del conductor interior); e) un núcleo no conductor (por ejemplo, núcleo dieléctrico) que rodea al espaciador, por lo que se forma un espacio de aire entre el núcleo y el conductor interior en regiones no ocupadas por el espaciador; f) un conductor exterior que rodea el núcleo; y un intercambiador de flujo de refrigerante en el extremo distal configurado para recibir refrigerante de una fuente (por ejemplo, un conductor interior hueco) y devolver el refrigerante al espacio de aire.

5 En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía es suficientemente largo para extenderse desde el exterior del cuerpo hasta una región objetivo dentro del cuerpo. Por tanto, en algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía tiene por lo menos 20 centímetros de largo (por ejemplo, por lo menos 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180, 190, 200, etc. cm de largo o intervalos intermedios).

10 En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía comprende además una camisa no conductora que rodea al conductor exterior. En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía comprende además una funda conductora que rodea la camisa no conductora, formando la funda conductora una antena triaxial con el conductor exterior y el conductor interior.

15 En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía comprende además un trocar o una punta cónica u otra que penetra en el tejido en su extremo distal. En algunas realizaciones, la punta es conductora. En algunas realizaciones, el conductor interior no está conectado eléctricamente a la punta. En algunas realizaciones, el conductor interior está acoplado capacitivamente a la punta.

20 En algunas realizaciones, el intercambiador de flujo de refrigerante comprende una tapa que tiene un extremo proximal abierto que forma una abertura dentro de la tapa y un extremo distal cerrado. En algunas realizaciones, el conductor interior se inserta en la abertura de la tapa. En algunas realizaciones, la abertura en la tapa comprende uno o más canales que devuelven el refrigerante desde el conductor interior fuera del extremo proximal abierto de la tapa y dentro del espacio de aire.

25 En algunas realizaciones, el dispositivo tiene un diámetro exterior dimensionado para el suministro endobronquial de energía de microondas a un nódulo pulmonar central o periférico (por ejemplo, menos de 3 mm, 2,8 mm, 2,5 mm, 2,3 mm, 2,1 mm, 2 mm, 1,9 mm, 1,8 mm, 1,7 mm, 1,6 mm, 1,5 mm, 1,4 mm, etc.).

30 Se proporcionan además en la presente sistemas que comprenden tal dispositivo de suministro de energía y uno o más de otros componentes. Tales sistemas pueden comprender además un sistema de suministro para suministrar el dispositivo de suministro de energía desde el exterior del cuerpo a la región objetivo dentro del cuerpo (por ejemplo, desde la boca de un sujeto endobronquial o transbronquialmente a una región pulmonar central o periférica). En algunas realizaciones, el sistema comprende un tubo de suministro. En algunas realizaciones, el tubo de suministro es conductor. En algunas de tales realizaciones, el tubo de suministro proporciona un conductor más exterior que forma una antena triaxial con los conductores exterior e interior del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el tubo de suministro proporciona un conductor exterior y el dispositivo de suministro de energía incluye solo un conductor interior, el dispositivo de suministro completando la antena coaxial. En algunas realizaciones, el sistema comprende un generador (por ejemplo, un generador de microondas). En algunas realizaciones, el sistema comprende un suministro de refrigerante (por ejemplo, un suministro de gas presurizado como CO₂). En algunas realizaciones, el suministro de refrigerante suministra refrigerante a través del conductor interior u otro conducto de cero a 1000 psi (por ejemplo, 700 psi). En algunas realizaciones, el sistema comprende un ordenador de control que controla cualquier componente del sistema deseado, incluyendo el tiempo y la cantidad de energía y/o el suministro de refrigerante. En algunas realizaciones, el sistema comprende un dispositivo de imagenología. En algunas realizaciones, el sistema comprende una interfaz de energía y refrigerante para conectar el dispositivo de suministro de energía a los suministros de energía y refrigerante. En algunas realizaciones, la interfaz comprende: a) un conector de gas para conectarse a una fuente de refrigerante; b) un conector de alimentación para conectarse a una fuente eléctrica; y c) un conector de energía ablativa para conectarse a un generador de microondas.

50 Se proporcionan además métodos para usar los dispositivos de suministro de energía o sistemas asociados. En algunos ejemplos, en la presente se proporcionan métodos de ablación de tejido que comprenden: colocar el extremo distal de un dispositivo de suministro de energía cerca de un tejido objetivo y aplicar energía de ablación desde el dispositivo. En algunos ejemplos, el tejido está en un pulmón. En algunos ejemplos, el dispositivo de suministro de energía se coloca endobronquial o transbronquialmente. En algunos ejemplos, el tejido objetivo es un nódulo pulmonar central o periférico. En algunas realizaciones, los sistemas y dispositivos pueden acceder a nódulos pulmonares, tumores y/o lesiones en tejido pulmonar central o periférico (por ejemplo, sin entrar en el pulmón perforando el tejido pulmonar). En algunas realizaciones, los sistemas y dispositivos pueden proporcionar acceso a nódulos pulmonares, tumores y/o lesiones en tejido pulmonar central o periférico a través de la tráquea y/o árbol bronquial (por ejemplo, bronquios primarios, secundarios y terciarios y bronquiolos). En algunas realizaciones, los sistemas y dispositivos pueden suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a través del árbol bronquial al pulmón central o periférico sin dañar el tejido (por ejemplo, sin dañar significativamente el tejido a lo largo del recorrido).

60 Los sistemas no están limitados por la naturaleza del material refrigerante empleado. Los refrigerantes incluyen, pero no se limitan a, líquidos y gases. Los fluidos refrigerantes ejemplares incluyen, pero no se limitan a, uno o más o combinaciones de agua, glicol, aire, gases inertes, dióxido de carbono, nitrógeno, helio, hexafluoruro de azufre, soluciones iónicas (por ejemplo, cloruro de sodio con o sin potasio y otros iones), dextrosa en agua, lactato de Ringer, soluciones químicas orgánicas (por ejemplo, etilenglicol, dietilenglicol o propilenglicol), aceites (por

ejemplo, aceites minerales, aceites de silicona, aceites de fluorocarbono), metales líquidos, freones, halometanos, propano licuado, otros haloalcanos, amoniaco anhidro, dióxido de azufre. En algunas realizaciones, el fluido refrigerante también sirve como material dieléctrico. En algunas realizaciones, el refrigerante es un gas comprimido en o cerca de su punto crítico. En algunas realizaciones, la refrigeración se produce, por lo menos en parte, cambiando las concentraciones de refrigerante, presión, volumen o temperatura. Por ejemplo, la refrigeración puede lograrse mediante refrigerantes de gas usando el efecto Joule-Thompson. En algunas realizaciones, la refrigeración es proporcionada por una reacción química. Los dispositivos no se limitan a un tipo particular de reacción química reductora de temperatura. En algunas realizaciones, la reacción química reductora de temperatura es una reacción endotérmica. En algunas realizaciones, el refrigerante es un gas superenfriado. En algunas realizaciones, la refrigeración se controla mediante un sistema de control de presión. En algunas realizaciones, la refrigeración de un refrigerante emplea un enfriador termoeléctrico (por ejemplo, enfriador Peltier, intercambiador de calor, etc.).

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía evitan el calentamiento no deseado y/o mantienen las propiedades de suministro de energía deseadas ajustando la cantidad de energía emitida desde el dispositivo (por ejemplo, ajustando la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo) a medida que aumentan las temperaturas. Los dispositivos no se limitan a un método particular de ajustar la cantidad de energía emitida desde el dispositivo. En algunas realizaciones, los dispositivos se configuran de tal manera que cuando el dispositivo alcanza un cierto umbral de temperatura o cuando el dispositivo se calienta en un intervalo, se ajusta la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo. Los dispositivos no se limitan a un método particular para ajustar la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía evitan el calentamiento no deseado y/o mantienen las propiedades de suministro de energía deseadas ajustando el programa de suministro de energía sin ajustar (por ejemplo, disminuir) la longitud de onda de energía. En algunas realizaciones, los programas pulsados suministran ráfagas de energía al sitio de tratamiento (por ejemplo, ráfagas de energía suficiente para realizar la tarea deseada (por ejemplo, ablación)) sin inducir un calentamiento no deseado a lo largo de la ruta de transmisión. En algunas realizaciones, los programas pulsados reducen el calor a lo largo de la ruta de transmisión en comparación con los programas de suministro continuo. En algunas realizaciones, diferentes patrones de programas de pulsos equilibran eficazmente los deseos potencialmente conflictivos de grandes cantidades de energía suministrada al sitio de tratamiento y calor reducido a lo largo de la ruta de suministro. En algunas realizaciones, se utilizan diferentes patrones de pulsos (por ejemplo, duración del tiempo que se administra energía, duración del tiempo entre pulsos de energía) y diferentes niveles de energía (por ejemplo, longitudes de onda de energía) para optimizar el suministro de energía y el calentamiento de la ruta.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía comprenden una sonda de microondas triaxial con capacidades de sintonización optimizadas para reducir la pérdida de calor por reflexión (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos N° 7, 101,369; ver también, las Solicitudes de Patente de Estados Unidos N° 10/834.802, 11/236.985, 11/237.136, 11/237.430, 11/440.331, 11/452.637, 11/502.783, 11/514.628; y la Solicitud de Patente Internacional N° PCT/US05/14534). En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía emiten energía a través de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, cable coaxial) que tiene aire u otros gases como núcleo dieléctrico (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 11/236.985).

Los sistemas de control no se limitan a un tipo particular de controlador o procesador. En algunas realizaciones, el procesador está diseñado para, por ejemplo, recibir información de componentes del sistema (por ejemplo, sistema de monitorización de temperatura, dispositivo de suministro de energía, componente de monitorización de impedancia tisular, etc.), mostrar tal información a un usuario y manipular (por ejemplo, controlar) otros componentes del sistema. En algunas realizaciones, el procesador está configurado para operar dentro de un sistema que comprende un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura.

Los sistemas y dispositivos no se limitan a un tipo particular de fuente de alimentación. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo de energía deseada (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, energía criogénica, electroporación, ultrasonidos enfocados de alta intensidad y/o mezclas de los mismos). En algunas realizaciones, la fuente de alimentación utiliza un divisor de potencia para permitir el suministro de energía a dos o más dispositivos de suministro de energía. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para funcionar dentro de un sistema que comprende un divisor de potencia, un procesador, un dispositivo de suministro de energía, un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura.

Los sistemas y dispositivos no están limitados a un tipo particular de sistema de imagenología.

En algunas realizaciones, el sistema de imagenología utiliza dispositivos de imagenología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de frecuencia de movimiento, sistemas de cables de dirección, ultrasonidos intraprocedimiento, fluoroscopia, tomografía computarizada, imagenología por resonancia

magnética, dispositivos de imagenología de medicina nuclear, imagenología por triangulación, ultrasonido intersticial, imagenología por microondas, tomografía acústica, imagenología por energía dual, imagenología termoacústica, imagenología por infrarrojos y/o láser, imagenología electromagnética) (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.817.976, 6.577.903, y 5.697.949, 5.603.697 y la Solicitud de Patente Internacional N° WO 06/005.579).

5 En algunos ejemplos, los sistemas utilizan cámaras endoscópicas, componentes de imagenología y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan en la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con el sistema de energía. En algunos ejemplos, el sistema de imagenología está configurado para proporcionar información de la localización de componentes particulares del sistema de suministro de energía (por ejemplo, localización del dispositivo de suministro de energía). En algunos ejemplos, el sistema de
10 imagenología está configurado para funcionar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología está localizado dentro del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología proporciona información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de la sección transversal, el volumen). El sistema de imagenología no se limita a una técnica particular para proporcionar información cualitativa. En algunas realizaciones, las técnicas usadas para proporcionar información cualitativa incluyen, pero no se limitan a, reflectometría en el dominio del tiempo, detección de pulsos de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada en frecuencia, detección de frecuencia de resonancia o modo propio o reflexión y transmisión a cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial solo o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o
15 dispositivos externos. En algunas realizaciones, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para imagenología (por ejemplo, imagenología electroacústica, imagenología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica).

Los sistemas y dispositivos no se limitan a un sistema de sintonización en particular. En algunas
25 realizaciones, el sistema de sintonización está configurado para permitir el ajuste de variables (por ejemplo, cantidad de energía suministrada, frecuencia de energía suministrada, energía suministrada a uno o más de una pluralidad de dispositivos de energía que se proporcionan en el sistema, cantidad o tipo de refrigerante proporcionado, etc.) dentro del sistema de suministro de energía. En algunas realizaciones, el sistema de sintonización comprende un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función de un dispositivo de
30 suministro de energía de manera continua o en momentos puntuales. En algunas realizaciones, se monitoriza la energía reflejada para evaluar el suministro de energía. El sensor puede registrar y/o informar de cualquiera de una serie de propiedades, incluyendo, pero no limitado a, calor (por ejemplo, temperatura) en una o más posiciones de un componente del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido, información cualitativa de la región, y similares. El sensor puede tener la forma de un dispositivo de imagenología como CT, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia, imagenología de medicina nuclear o cualquier otro dispositivo de imagenología. En algunas realizaciones, particularmente para aplicaciones de investigación, el sistema registra y almacena la información para su uso en la optimización futura del sistema en general y/o para la optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región objetivo, localización de la región objetivo, etc.). En algunas realizaciones, el sistema de sintonización está
35 configurado para funcionar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un sistema de imagenología y/o de ajuste de temperatura. En algunas realizaciones, los componentes de imagenología u otros de control proporcionan retroalimentación al dispositivo de ablación de tal manera que puede ajustarse la salida de potencia (u otro parámetro de control) para proporcionar una respuesta del tejido óptima.

Los sistemas y dispositivos no se limitan a un sistema de ajuste de temperatura en particular. En algunas
45 realizaciones, los sistemas de ajuste de temperatura están diseñados para reducir el calor no deseado de varios componentes del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) durante procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejido) o mantener el tejido objetivo dentro de un cierto intervalo de temperatura. En algunas realizaciones, los sistemas de ajuste de temperatura están configurados para operar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, componentes para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de sintonización y/o un sistema de imagenología.

En algunas realizaciones, los sistemas comprenden además sistemas de monitorización de temperatura o de potencia reflejada para monitorizar la temperatura o potencia reflejada de varios componentes del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) y/o una región de tejido. En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización están diseñados para alterar (por ejemplo, prevenir, reducir) el suministro de energía a una región de tejido particular si, por ejemplo, la temperatura o cantidad de energía reflejada excede un valor predeterminado. En
50 algunas realizaciones, los sistemas de monitorización de temperatura están diseñados para alterar (por ejemplo, aumentar, reducir, mantener) el suministro de energía a una región de tejido particular para mantener el tejido o dispositivo de suministro de energía a una temperatura preferida o dentro de un intervalo de temperatura preferido.

En algunas realizaciones, los sistemas comprenden además un sistema de identificación o seguimiento configurado, por ejemplo, para evitar el uso de componentes usados anteriormente (por ejemplo, dispositivos de
65

suministro de energía no estériles), para identificar la naturaleza de un componente del sistema de tal manera que los otros componentes del sistema pueden ajustarse apropiadamente para compatibilidad o función optimizada. En algunas realizaciones, el sistema lee un código de barras u otro elemento de transmisión de información asociado con un componente de los sistemas de la invención. En algunas realizaciones, se alteran (por ejemplo, se rompen las conexiones entre los componentes del sistema) después del uso para evitar usos adicionales. La presente invención no está limitada por el tipo de componentes usados en los sistemas o los usos empleados. De hecho, los dispositivos pueden configurarse de cualquier manera deseada. De igual manera, los sistemas y dispositivos se pueden usar en cualquier aplicación en la que se suministre energía. Tales usos incluyen todas y cada una de las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación.

Los sistemas y dispositivos no están limitados por la naturaleza del tejido o región objetivo. Los usos incluyen, pero no se limitan a, el tratamiento de la arritmia cardíaca, la ablación de tumores (benignos y malignos), el control del sangrado durante la cirugía, después de un traumatismo, para cualquier otro control del sangrado, extracción de tejido blando, resección y extracción de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas como el esófago de Barrett y adenocarcinoma esofágico), tratamiento de tumores óseos, hueso normal y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía estética, tratamiento de patologías del sistema nervioso central sistema incluyendo tumores cerebrales y alteraciones eléctricas, procedimientos de esterilización (por ejemplo, ablación de las trompas de Falopio) y cauterización de vasos sanguíneos o tejido para cualquier propósito. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la terapia de ablación (por ejemplo, para lograr la necrosis coagulativa). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la ablación del tumor para dirigirse, por ejemplo, a tumores metastásicos. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para movimiento y posicionamiento, con un daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier localización deseada incluyendo, pero no limitado a, el cerebro, cuello, pecho, pulmón (por ejemplo, pulmón central o periférico), abdomen, y pelvis. En algunas realizaciones, los sistemas están configurados para administración guiada, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares.

Los sistemas y dispositivos se pueden usar junto con otros sistemas y dispositivos. Por ejemplo, los sistemas y dispositivos de la presente invención pueden usarse con otros dispositivos de ablación, otros dispositivos médicos, métodos y reactivos de diagnóstico, métodos y reactivo de imagenología s, sistemas de colocación de dispositivos, y métodos y agentes terapéuticos. El uso puede ser concurrente o puede producirse antes o después de otra intervención.

Además, se proporcionan sistemas de ablación e imagenología integrados que ofrecen retroalimentación al usuario y permiten la comunicación entre varios componentes del sistema. Los parámetros del sistema pueden ajustarse durante la ablación para optimizar el suministro de energía. Además, el usuario puede determinar con mayor precisión cuándo se ha completado con éxito el procedimiento, reduciendo la probabilidad de tratamientos fallidos y/o complicaciones relacionadas con el tratamiento.

En algunas realizaciones, la presente invención proporciona dispositivos y sistemas para colocar dispositivos de suministro de energía en estructuras, regiones de tejidos y/u órganos de difícil acceso (por ejemplo, una estructura ramificada (por ejemplo, pulmones humanos). Por consiguiente, en algunas realizaciones, la presente invención proporciona un sistema o dispositivo de múltiples catéteres que comprende: un catéter primario, que comprende una luz interna (la luz primaria); un catéter de canal, o funda, que comprende una luz interna (luz de canal), en donde el catéter de canal está configurado para caber dentro de la luz primaria; y una o más herramientas insertables (por ejemplo, catéter de navegación orientable, herramientas terapéuticas (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía, fórceps de biopsia, agujas, etc.), en donde una o más herramientas insertables están configuradas para caber dentro de la luz del canal.

Se divulga un método para acceder a regiones de tejido de difícil acceso (por ejemplo, tejido muy ramificado, por ejemplo, la periferia de los pulmones) que comprende: proporcionar un catéter de navegación orientable dentro de la luz del canal de un catéter de canal, en donde el catéter del canal está dentro de la luz primaria de un catéter primario. El catéter de navegación orientable puede comprender: i) una punta orientable que permite la manipulación de su posición dentro de un paciente, órgano, luz y/o tejido por un practicante clínico u operador, y ii) un sensor de posición, que permite hacer el seguimiento del catéter de navegación orientable a través de un paciente, órgano, luz y/o tejido. Una punta orientable de un catéter de navegación orientable puede funcionar apuntando la punta del catéter en la dirección de movimiento deseada. El movimiento manual o automático del catéter puede resultar en un movimiento dirigido en la dirección de la punta. Puede insertarse un catéter primario, un catéter de canal y un catéter de navegación orientable en una región de tejido (por ejemplo, bronquios) dentro de un paciente, y el catéter primario (por ejemplo, broncoscopio) puede insertarse en la región de tejido hasta el tamaño del espacio disponible (por ejemplo, luz (por ejemplo, luz de los bronquios)) y el tamaño del catéter primario (por ejemplo, broncoscopio) lo permitirán. El catéter primario, el catéter de canal y el catéter de navegación orientable pueden moverse a través del paciente, órgano, luz y/o tejido a través de la punta orientable del catéter de navegación orientable y/o mecanismos de dirección dentro del catéter primario. El catéter de canal y el catéter de navegación orientable pueden extenderse más allá del extremo del catéter primario para acceder a regiones de

tejido más pequeñas, más profundas y/o más difíciles de acceder (por ejemplo, bronquios centrales o periféricos, bronquiolos, etc.). El catéter de canal y el catéter de navegación orientable pueden moverse a través del paciente, órgano, luz y/o tejido mediante la punta orientable del catéter de navegación orientable. La posición del catéter de canal y del catéter de navegación orientable puede monitorizarse mediante el sensor de posición del catéter de navegación orientable. Los extremos distales del catéter de canal y el catéter de navegación orientable pueden colocarse en el sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento) en el paciente, órgano, luz y/o tejido (por ejemplo, bronquios centrales o periféricos del pulmón, nódulo pulmonar central o periférico, etc.). Tras la colocación adecuada de los extremos distales del catéter de canal y el catéter de navegación orientable en el sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento), el catéter de canal (por ejemplo, el extremo distal del catéter de canal) puede asegurarse en su posición. El extremo distal del catéter de canal puede asegurarse en el lugar apropiado usando cualquier mecanismo de estabilización adecuado (por ejemplo, tornillos, pinzas, alas, etc.), como se entiende en la técnica. Tras la colocación adecuada de los extremos distales del catéter de canal y el catéter de navegación orientable en el sitio objetivo (por ejemplo, el sitio de tratamiento), el catéter de navegación orientable puede retirarse a través del catéter de canal y salir por el extremo proximal del catéter de canal. Extraer el catéter orientable del extremo proximal del catéter de canal puede dejar el catéter de canal en su lugar como un canal para acceder al sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento) con cualquier herramienta insertable adecuada (por ejemplo, herramientas terapéuticas (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía, dispositivo de biopsia, etc.), etc.). Un catéter de canal apropiadamente colocado y asegurado con el catéter de navegación orientable extraído puede comprender un canal de guía para acceder al sitio objetivo (por ejemplo, bronquios centrales o periféricos del pulmón) con herramientas insertables (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía, dispositivo de biopsia, etc.) desde el exterior del cuerpo de un sujeto. Pueden insertarse una o más herramientas insertables (por ejemplo, herramientas terapéuticas (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía, dispositivo de biopsia, etc.) a través del catéter de canal vacío (por ejemplo, canal guía) y la punta distal de la herramienta insertable se coloca en el sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento). Puede insertarse un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un dispositivo de ablación por microondas) a través del catéter de canal libre (por ejemplo canal guía) y la punta distal del dispositivo de suministro de energía se coloca en el sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento). Puede suministrarse energía (por ejemplo, energía de microondas) a través del catéter de canal a través del dispositivo de suministro de energía insertado para suministrar energía al sitio objetivo (por ejemplo, para realizar ablación de tejido en el sitio objetivo).

Se divulga un método para dirigir un catéter a través de una estructura ramificada hasta una localización objetivo, que comprende: (a) proporcionar un catéter de navegación orientable, en donde el catéter de navegación orientable comprende un elemento sensor de posición localizado cerca de una punta distal del catéter, la posición el elemento sensor formando parte de un sistema que mide una posición y una dirección de apuntado de la punta del catéter con respecto a un marco tridimensional de referencia; (b) designar la localización objetivo con respecto al marco tridimensional de referencia; (c) hacer avanzar el catéter hacia la estructura ramificada; y (d) mostrar una representación de por lo menos un parámetro definido por una relación geométrica entre la dirección de apuntado de la punta del catéter y una dirección desde la punta del catéter hacia la localización objetivo. El catéter de navegación orientable puede residir en la luz de un catéter de canal. El catéter de navegación orientable puede dirigir el movimiento del catéter de canal mediante el mecanismo anterior. El catéter de navegación orientable y el catéter de canal pueden residir en la luz de un catéter primario (por ejemplo, broncoscopio). El catéter de navegación orientable puede dirigir el movimiento del catéter de canal y el catéter primario mediante el mecanismo anterior. Un catéter primario puede tener un mecanismo de control de dirección (orientación) separado del catéter de navegación orientable.

En algunos ejemplos, se muestra una representación de por lo menos un parámetro definido por una relación geométrica entre (i) la dirección de apuntado de la punta del catéter de navegación orientable y (ii) una dirección desde la punta del catéter de navegación orientable hacia la localización objetivo (por ejemplo, para proporcionar a los usuarios información referente a la posición y/o dirección del catéter de navegación orientable). El por lo menos un parámetro puede incluir una desviación angular entre la dirección de apuntado de la punta del catéter de navegación orientable y una dirección desde la punta del catéter de navegación orientable hacia la localización objetivo. El por lo menos un parámetro puede incluir una dirección de desviación requerida para alinear la dirección de apuntado del catéter de navegación orientable con la localización objetivo. La representación de por lo menos un parámetro puede visualizarse en el contexto de una representación de una vista tomada a lo largo de la dirección de apuntado de la punta del catéter de navegación orientable. El elemento sensor de posición puede ser parte de un sistema de medición de posición de seis grados de libertad que mide la posición y la actitud de la punta del catéter de navegación orientable en tres grados de libertad traslacional y tres rotacional. El catéter de navegación orientable puede estar provisto además de un mecanismo de orientación multidireccional configurado para desviar selectivamente una parte distal del catéter en cualquiera de por lo menos tres direcciones diferentes. El mecanismo de orientación puede ser controlado por un usuario mediante un dispositivo de control en el extremo proximal del catéter de navegación orientable. El mecanismo de orientación puede ser controlado por un usuario mediante un dispositivo de control remoto. Puede monitorizarse una ruta recorrida por la punta del catéter de navegación orientable mediante el uso del elemento sensor de posición y se muestra una representación de la ruta recorrida junto con una posición actual de la punta, la representación se proyecta como se ve desde por lo menos una dirección no paralela a la dirección de apuntado de la punta.

En algunos ejemplo, la localización objetivo (por ejemplo, la localización de tratamiento (por ejemplo, un tumor)) se designa mediante: (a) designando una localización objetivo mediante el uso de datos de tomografía computarizada de un sujeto; y (b) registrando los datos de tomografía computarizada con el marco tridimensional de referencia. Otros datos de mapeo (por ejemplo, MRI, rayos X, PET, etc.) pueden sustituirse por datos de tomografía computarizada. El registro puede realizarse: (a) proporcionando al catéter orientable una cámara; (b) generando una vista de cámara de cada una de por lo menos tres características distintivas dentro del sujeto; (c) generando a partir de los datos de tomografía computarizada una vista simulada de cada una de las por lo menos tres características distintivas, cada vista de cámara y una correspondiente de las vistas simuladas que constituyen un par de vistas similares; (d) permitiendo que un operador designe un punto de referencia visto dentro de cada una de las vistas de la cámara y un punto de referencia correspondiente visto dentro de cada vista simulada correspondiente; y (e) derivando de los puntos de referencia designados un registro de mejor ajuste entre los datos de tomografía computarizada y el marco tridimensional de referencia. Puede designarse una ruta prevista a través de un sujeto (por ejemplo, a través de una estructura ramificada (por ejemplo, una estructura pulmonar (por ejemplo, bronquios)) dentro de un sujeto) a una localización objetivo mediante el uso de los datos de tomografía computarizada y una representación de la ruta prevista se muestra junto con una posición actual de la punta, la representación siendo proyectada como se ve desde por lo menos una dirección no paralela a la dirección de apuntado de la punta. En algunos ejemplos: (a) se detecta una posición actual del elemento sensor de posición; (b) se genera una imagen de endoscopia virtual a partir de los datos de tomografía computarizada correspondientes a una imagen que sería vista por una cámara localizada en una relación espacial y alineación predefinidas con respecto al elemento sensor de posición; y (c) mostrando la imagen de endoscopia virtual.

En algunas realizaciones un sistema de catéter de la presente invención comprende un catéter de navegación orientable y un catéter de canal que tiene una luz que se extiende desde una abertura de inserción proximal hasta una abertura distal; y un elemento de guía configurado para su inserción a través de la abertura proximal de la funda hasta una posición insertada que se extiende a lo largo de la luz hasta la abertura distal. Un catéter de canal puede ser una funda a través de la cual puede insertarse y/o extraerse un catéter de navegación orientable (o un dispositivo de suministro de energía). En algunos ejemplos, el catéter de navegación orientable se usa para colocar el catéter de canal de tal manera que las puntas distales del catéter de navegación orientable y el catéter de canal estén adyacentes a la localización objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento (por ejemplo, tumor)). En algunos ejemplos, el catéter de canal se bloquea en la posición apropiada en la localización objetivo. En algunos ejemplos, el catéter de navegación orientable se extrae de la luz del canal dejando un canal abierto que se extiende desde el punto de inserción en el sujeto hasta el sitio objetivo. En algunos ejemplos, el catéter de canal está disponible para la inserción de una herramienta insertable (por ejemplo, herramienta médica (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía). Se divulga un método que comprende: (a) guiar un catéter de navegación orientable dentro de un catéter de canal a una posición con la punta adyacente a la localización objetivo y (b) extraer el catéter de navegación orientable del catéter de canal para dejar la luz del canal disponible para la inserción de una herramienta médica (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía).

En algunas realizaciones, un sistema de catéter proporciona un catéter primario (por ejemplo, endoscopio flexible, broncoscopio flexible, etc.) que tiene un mango de funcionamiento y una luz primaria, un catéter de canal desplegado dentro de la luz primaria y que tiene una luz de canal, y un catéter de navegación orientable desplegado dentro de la luz del canal. Se divulga un método que comprende: insertar el catéter primario, alojando el catéter de canal y el catéter de navegación orientable, en un sujeto, órgano, tejido y/o luz hasta que el catéter primario alcance su máxima distancia de inserción (por ejemplo, limitado por el tamaño de la inserción adicional; (b) bloquear el catéter de navegación orientable dentro de la luz del canal para evitar el movimiento del catéter de navegación orientable con respecto al catéter de canal; (c) guiar el catéter de navegación orientable y el catéter de canal más allá del extremo distal del catéter primario hasta la localización objetivo; (d) bloquear el catéter de canal dentro de la luz primaria para evitar el movimiento relativo del catéter de canal con respecto al catéter primario y/o al mango de funcionamiento; y (e) desbloquear y extraer el elemento de navegación orientable del catéter de canal para dejar el canal en su lugar como guía para insertar una herramienta (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía) en la localización objetivo. En algunos ejemplos, el sistema o dispositivo puede comprender un mecanismo de estabilización y/o anclaje para mantener uno o más elementos en su lugar cuando se despliegan en un sujeto y/o región del cuerpo. Puede asociarse un mecanismo de anclaje accionable selectivamente con una parte del catéter de canal. El mecanismo de anclaje accionable selectivamente puede incluir un elemento inflable. El mecanismo de anclaje accionable selectivamente puede incluir un elemento desplegado mecánicamente. Una parte del dispositivo puede enfriarse lo suficiente para congelar el tejido colindante, creando un bloqueo de tejido (ver por ejemplo, la Patente de Estados Unidos N° 9.119.649).

En algunas realizaciones, un catéter de canal y/o un catéter de navegación orientable incluyen un sensor de imagen desplegado para generar una imagen en la dirección de apuntado del catéter. El sensor de imagen puede configurarse para extraerse con el catéter de navegación orientable.

Se divulga un método para lograr el registro entre datos de tomografía computarizada (u otros datos de mapeo, por ejemplo, MRI, PET, rayos X, etc.) y un marco tridimensional de referencia de un sistema de medición de posición, el método comprendiendo: (a) proporcionar un catéter con: (i) un elemento sensor de posición que funciona

como parte del sistema de medición de posición para permitir la medición de una posición y una dirección de apuntado de la punta del catéter con respecto al marco tridimensional de referencia, y (ii) un sensor de imagen; (b) generar a partir de los datos de tomografía computarizada por lo menos tres vistas simuladas de características distintivas dentro de la estructura ramificada; (c) generar por lo menos tres vistas de cámara de las características distintivas, cada vista de cámara y una correspondiente de las vistas simuladas constituyendo un par de vistas similares; (d) permitir que un operador designe un punto de referencia visto dentro de cada una de las vistas de cámara y un punto de referencia correspondiente visto dentro de cada vista simulada correspondiente; y (e) derivar de los puntos de referencia designados un registro de mejor ajuste entre la imagen de tomografía computarizada y el marco tridimensional de referencia. La designación de un punto de referencia dentro de cada una de las vistas de cámara por parte del operador puede realizarla el operador acercando el elemento sensor de posición al punto de referencia. La designación de un punto de referencia dentro de cada vista simulada por parte del operador puede ser realizada por: (a) el operador seleccionando un punto de referencia de imagen simulada dentro de cada vista simulada; (b) calculando a partir del punto de referencia de la imagen simulada un vector de punto de vista simulado a punto de referencia; y (c) calculando un punto de intersección entre el vector simulado de punto de vista a punto de referencia y una superficie de tejido en un modelo numérico de una parte del cuerpo derivado de los datos de tomografía computarizada. En algunos ejemplos: (a) se identifica por lo menos una localización dentro de los datos de tomografía computarizada; (b) se calcula una posición de la por lo menos una localización dentro del marco tridimensional de referencia; y (c) se muestra una representación de la por lo menos una localización junto con una representación de una posición del elemento sensor de posición. La por lo menos una localización puede incluir una localización objetivo (por ejemplo, localización de tratamiento (por ejemplo, tumor, bronquios (por ejemplo, bronquios centrales o periféricos), etc.)) a la que se aplica una herramienta médica (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, dispositivo de ablación por microondas), etc.) debe ser dirigido. La por lo menos una localización puede ser una serie de localizaciones que definen una ruta planificada a lo largo de la cual se va a dirigir una herramienta médica. Se divulga un método para lograr el registro entre los datos de tomografía computarizada y un marco tridimensional de referencia de un sistema de medición de posición, el método comprendiendo: (a) proporcionar un catéter de navegación orientable con: (i) un elemento sensor de posición que opera como parte del sistema de medición de posición para permitir la medición de una posición y una dirección de apuntado de la punta del catéter con respecto al marco tridimensional de referencia, y (ii) un sensor de imagen; (b) mover la punta del catéter a lo largo de una primera parte de ramificación de una estructura ramificada y derivar una pluralidad de imágenes de la cámara, cada imagen estando asociada con los datos de posición correspondientes del sensor de posición en el marco tridimensional de referencia; (c) procesar las imágenes y los datos de posición correspondientes para derivar el mejor ajuste de un modelo geométrico predefinido a la primera parte de ramificación en el marco tridimensional de referencia; (d) repetir los pasos (b) y (c) para una segunda parte de ramificación de la estructura ramificada; y (e) correlacionar los modelos geométricos de la primera y segunda partes de ramificación con los datos de tomografía computarizada para derivar un registro de mejor ajuste entre los datos de tomografía computarizada y el marco tridimensional de referencia. El procesamiento de las imágenes y los datos de posición correspondientes puede incluir: (a) identificar características visibles, cada una de las cuales está presente en una pluralidad de imágenes tomadas en diferentes posiciones; (b) para cada una de las características visibles, derivar una dirección de cámara a característica en cada una de una pluralidad de imágenes; (c) emplear las direcciones de la cámara a la característica y los datos de posición correspondientes para determinar la posición de una característica para cada característica visible; y (d) derivar un mejor ajuste del modelo geométrico predefinido a las posiciones de las características. El modelo geométrico predefinido puede ser un cilindro. En algunos ejemplos: (a) se identifica por lo menos una localización dentro de los datos de tomografía computarizada; (b) se calcula una posición de la por lo menos una localización dentro del marco tridimensional de referencia; y (c) se muestra una representación de la por lo menos una localización junto con una representación de una posición del elemento sensor de posición. La por lo menos una localización puede incluir una localización objetivo (por ejemplo, localización de tratamiento (por ejemplo, tumor (por ejemplo, tumor en los bronquios centrales o periféricos))) hacia la que se va a dirigir una herramienta médica (por ejemplo dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, dispositivo de ablación por microondas). La por lo menos una localización puede ser una serie de localizaciones que definen una ruta planificada a lo largo de la cual se va a dirigir una herramienta médica.

En algunas realizaciones, la presente invención proporciona un mecanismo de orientación para desviar selectivamente una parte distal de un catéter de navegación orientable en cualquiera de por lo menos dos direcciones independientes, el mecanismo comprendiendo: (a) por lo menos tres elementos tensores alargados que se extienden a lo largo del catéter y configurados de tal manera que la tensión aplicada a cualquiera de los elementos tensores provoca la desviación de una punta del catéter en una dirección predefinida correspondiente; (b) un accionador desplazable desde una primera posición a una segunda posición; y (c) un mecanismo selector configurado para interconectar selectivamente mecánicamente uno seleccionado de por lo menos uno de los elementos tensores alargados y el accionador de tal manera que el desplazamiento del accionador desde la primera posición a la segunda posición aplica tensión al seleccionado de por lo menos uno de los elementos tensores alargados. Un primer estado del mecanismo selector puede interconectar mecánicamente uno solo de los elementos tensores alargados con el accionador de tal manera que el desplazamiento del accionador genere una desviación de la punta en una de las direcciones predefinidas, y un segundo estado del mecanismo selector interconecta mecánicamente dos de los elementos tensores alargados con el accionador de tal manera que el desplazamiento del accionador genera una desviación de la punta en una dirección intermedia entre dos de las direcciones predefinidas.

Los por lo menos tres elementos tensores pueden incluir un número par de elementos tensores, estando las parejas de elementos tensores implementadas como un único elemento alargado que se extiende desde el mecanismo selector a lo largo del catéter hasta la punta y de vuelta a lo largo del catéter de navegación orientable hasta el mecanismo selector. Los por lo menos tres elementos tensores pueden implementarse como cuatro elementos tensores desplegados de tal manera que cada elemento tensor, cuando se acciona solo, puede provocar la desviación de la punta en una diferente de las cuatro direcciones predefinidas separadas sustancialmente por múltiplos de 90°. Un primer estado del mecanismo selector puede interconectar mecánicamente uno solo de los elementos tensores alargados con el accionador de tal manera que el desplazamiento del accionador genere una desviación de la punta en una de las cuatro direcciones predefinidas, y un segundo estado del mecanismo selector interconecta mecánicamente dos de los elementos tensores alargados con el accionador de tal manera que el desplazamiento del accionador genera una desviación de la punta en una de las cuatro direcciones intermedias, cada una de las cuales se encuentra entre dos de las cuatro direcciones predefinidas. El accionador puede incluir un anillo que es deslizable con respecto al mango asociado con el catéter, y en donde el mecanismo selector incluye un deslizador unido a cada uno de los elementos tensores y desplegado de manera deslizando dentro del mango y por lo menos una proyección que se proyecta desde el anillo de tal manera que cuando se rota el anillo, la por lo menos una proyección se acopla selectivamente con por lo menos uno de los deslizadores de tal manera que el desplazamiento del anillo provoca el movimiento del por lo menos un deslizador.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La FIG. 1 muestra una vista en sección transversal de un dispositivo de suministro de energía con canales de refrigerante.

La FIG. 2 muestra una vista en corte de un dispositivo de suministro de energía con canales de refrigerante.

Las FIGS. 3A-C muestran una tapa de inversión del flujo de refrigerante. La FIG. 3A muestra una vista externa que muestra una abertura proximal. La FIG. 3B muestra una vista en corte. La FIG. 3C muestra una vista externa de las dimensiones.

Las FIGS. 4A-B muestran un dispositivo de suministro de energía con tapa de inversión del flujo de refrigerante. La FIG. 4A muestra un dispositivo completo. La FIG. 4B muestra tres pasos en la fabricación del dispositivo en la FIG. 4A.

La FIG. 5 muestra una vista en sección transversal de un dispositivo de suministro de energía con canales de refrigerante, algunos de los cuales son exteriores al conductor exterior.

La FIG. 6 muestra una vista en sección transversal de un dispositivo de suministro de energía con un tubo de refrigerante exterior al conductor exterior.

La FIG. 7 muestra una interfaz ejemplar para conectar un dispositivo de suministro de energía a fuentes de energía y refrigerante.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

En la presente se describen dispositivos, sistemas y métodos para suministrar energía a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos (por ejemplo, ablación de tumores, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, extracción de tejidos, etc.). En ciertas realizaciones, se proporcionan dispositivos para suministrar energía a regiones de tejido de difícil acceso (por ejemplo, tejidos pulmonares centrales o periféricos), y/o reducir la cantidad de calor no deseado proporcionado durante la administración de energía.

Los sistemas y dispositivos proporcionados en la presente proporcionan sistemas y dispositivos integrales para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos (por ejemplo, ablación de tumores), resección, cauterización, trombosis vascular, ablación intraluminal de una víscera hueca, ablación cardíaca para el tratamiento de arritmias, electrocirugía, extracción de tejidos, cirugía estética, uso intraocular, etc.). En particular, se proporcionan sistemas y dispositivos para tratar una región de tejido de difícil acceso (por ejemplo, un tumor pulmonar central o periférico).

Los dispositivos de suministro de energía descritos en la presente pueden combinarse dentro de varias realizaciones de sistema/kit. Por ejemplo, los sistemas comprenden uno o más de un generador, un sistema de distribución de energía, componentes para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), sistemas de colocación de dispositivos (por ejemplo, sistema de catéter múltiple), junto con uno o más componentes accesorios (por ejemplo, instrumentos quirúrgicos, software para ayudar en el procedimiento, procesadores, dispositivos de control de temperatura, etc.).

Los sistemas y dispositivos pueden usarse en cualquier procedimiento médico (por ejemplo, percutáneo o quirúrgico) que implique el suministro de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, láser, ultrasonido enfocado, etc.) a una región de tejido. Los sistemas no se limitan a tratar un tipo o clase particular de región de tejido (por ejemplo, cerebro, hígado, corazón, vasos sanguíneos, pie, pulmón, hueso, etc.). Por ejemplo, los sistemas de la presente invención encuentran uso en la ablación de regiones tumorales (por ejemplo,

tumores pulmonares (por ejemplo, tumores pulmonares centrales o periféricos)). Los tratamientos adicionales incluyen, pero no se limitan a, el tratamiento de la arritmia cardíaca, la ablación de tumores (benignos y malignos), el control del sangrado durante la cirugía, después de un traumatismo, para cualquier otro control del sangrado, extracción de tejido blando, resección y extracción de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas como esófago de Barrett y adenocarcinoma de esófago), tratamiento de tumores óseos, huesos normales y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía estética, tratamiento de patologías del sistema nervioso central, incluyendo tumores cerebrales y alteraciones eléctricas, procedimientos de esterilización (por ejemplo, ablación de las trompas de Falopio) y cauterización de vasos sanguíneos o tejidos para cualquier propósito. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende una terapia de ablación (por ejemplo, para lograr una necrosis coagulativa). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la ablación del tumor para dirigirse, por ejemplo, a tumores primarios o metastásicos o nódulos pulmonares centrales o periféricos. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende el control de la hemorragia (por ejemplo, electrocauterio). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende cortar o retirar tejido. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para movimiento y posicionamiento, con daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier localización deseada, incluyendo pero no limitado a, el cerebro, cuello, pecho, abdomen, pelvis y extremidades. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para administración guiada, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares. En algunas realizaciones, los dispositivos, sistemas y métodos colocan los dispositivos de suministro de energía en estructuras, regiones de tejido y/u órganos de difícil acceso (por ejemplo, una estructura ramificada (por ejemplo, pulmones humanos)).

Los componentes ejemplares de los sistemas de suministro de energía se describen con más detalle en las siguientes secciones: I. Fuente de alimentación; II. Dispositivos de suministro de energía; III. Procesador; IV. Sistemas de imagenología; V. Sistemas de sintonización; VI. Sistemas de ajuste de temperatura; VII. Sistemas de identificación; VIII. Dispositivos de control de temperatura; IX. Concentradores de dispositivos de procedimiento; X. Usos y XI. Sistemas de colocación de dispositivos.

I. Fuente de alimentación

La energía utilizada dentro de los sistemas de suministro de energía se suministra a través de una fuente de alimentación. La tecnología no se limita a un tipo o clase de fuente de alimentación en particular. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a uno o más componentes de los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía). La fuente de alimentación no se limita a proporcionar un tipo particular de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, energía de radiación, láser, ultrasonido enfocado, etc.). Sin embargo, en algunas realizaciones preferidas, se emplea energía de microondas. La fuente de alimentación no se limita a proporcionar cantidades particulares de energía o a una tasa de suministro particular. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía con propósitos de ablación de tejidos.

En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo de energía deseada (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, energía criogénica, electroporación, ultrasonido enfocado de alta intensidad y/o mezclas de los mismos). En algunas realizaciones, el tipo de energía proporcionada con la fuente de alimentación es energía de microondas. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación proporciona energía de microondas a los dispositivos de ablación con propósitos de ablación de tejidos. El uso de energía de microondas en la ablación de tejido tiene numerosas ventajas. Por ejemplo, las microondas tienen un amplio campo de densidad de potencia (por ejemplo, aproximadamente 2 cm alrededor de una antena dependiendo de la longitud de onda de la energía aplicada) con una zona correspondientemente grande de calentamiento activo, permitiendo de este modo una ablación tisular uniforme tanto dentro de una zona objetivo como en regiones perivasculares (ver, por ejemplo, la WO 2006/004585; incorporada en la presente como referencia en su totalidad). Además, la energía de microondas tiene la capacidad de someter a ablación zonas grandes o múltiples de tejido usando múltiples sondas con un calentamiento de tejido más rápido. La energía de microondas tiene la capacidad de penetrar en el tejido para crear lesiones profundas con menos calentamiento de la superficie. Los tiempos de suministro de energía son más cortos que con la energía de radiofrecuencia y las sondas pueden calentar el tejido lo suficiente como para crear una lesión uniforme y simétrica de profundidad predecible y controlable. La energía de microondas es generalmente segura cuando se usa cerca de vasos. Además, las microondas no dependen de la conducción eléctrica, ya que irradian a través del tejido, líquido/sangre y aire. Por lo tanto, la energía de microondas puede usarse en tejidos, luces, pulmones e intravascularmente.

En algunas realizaciones, la fuente de alimentación es un generador de energía. En algunas realizaciones, el generador está configurado para proporcionar hasta 100 vatios de potencia de microondas a una frecuencia de 915 MHz a 5,8 GHz, aunque la presente invención no está limitada a ello. En algunas realizaciones, se elige como generador un magnetrón convencional del tipo usado comúnmente en hornos microondas. En algunas realizaciones, se utiliza un generador basado en un solo magnetrón (por ejemplo, con la capacidad de generar 300W a través de un solo canal, o dividirlos en múltiples canales). Debe apreciarse, sin embargo, que en su lugar puede sustituirse

cualquier otra fuente de energía de microondas adecuada. En algunas realizaciones, los tipos de generadores incluyen, pero no se limitan a, los disponibles de Cober-Muegge, LLC, Norwalk, Connecticut, USA, generadores Sairem, y generadores Gerling Applied Engineering. En algunas realizaciones, el generador tiene por lo menos aproximadamente 60 vatios disponibles (por ejemplo, 50, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 65, 70, 100, 500, 1000 vatios). Para un funcionamiento de mayor potencia, el generador puede proporcionar aproximadamente 300 vatios (por ejemplo, 200 vatios, 280, 290, 300, 310, 320, 350, 400, 750 vatios). En algunas realizaciones, en las que se usan múltiples antenas, el generador es capaz de proporcionar tanta energía como sea necesaria (por ejemplo, 400 vatios, 500, 750, 1000, 2000, 10.000 vatios). En algunas realizaciones, el generador comprende módulos amplificadores de estado sólido que pueden funcionar por separado y controlarse por fase. En algunas realizaciones, las salidas del generador se combinan de manera constructiva para aumentar la potencia de salida total. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación distribuye energía (por ejemplo, recogida de un generador) con un sistema de distribución de energía. La presente invención no está limitada a un sistema de distribución de energía particular. En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía está configurado para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación de tejido) con el propósito de ablación de tejido. El sistema de distribución de energía no está limitado a una manera particular de recolectar energía de, por ejemplo, un generador. El sistema de distribución de energía no está limitado a una manera particular de proporcionar energía a los dispositivos de ablación. En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía está configurado para transformar la impedancia característica del generador de tal manera que coincida con la impedancia característica de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación de tejido).

En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía está configurado con un divisor de potencia variable para proporcionar niveles de energía variables a diferentes regiones de un dispositivo de suministro de energía o a diferentes dispositivos de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación de tejido). En algunas realizaciones, el divisor de potencia se proporciona como un componente separado del sistema. En algunas realizaciones, el divisor de potencia se usa para alimentar múltiples dispositivos de suministro de energía con señales de energía separadas. En algunas realizaciones, el divisor de potencia aísla eléctricamente la energía suministrada a cada dispositivo de suministro de energía de tal manera que, por ejemplo, si uno de los dispositivos experimenta un aumento de carga como resultado de una mayor desviación de temperatura, la energía suministrada a esa unidad se altera (por ejemplo, reduce, detiene) mientras que la energía suministrada a dispositivos alternativos no cambia. La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de divisor de potencia. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está diseñado por SM Electronics. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para recibir energía de un generador de energía y proporcionar energía a componentes adicionales del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía). En algunas realizaciones, el divisor de potencia puede conectarse con uno o más componentes del sistema adicionales. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para suministrar cantidades variables de energía a diferentes regiones dentro de un dispositivo de suministro de energía con el propósito de suministrar cantidades variables de energía desde diferentes regiones del dispositivo. En algunas realizaciones, el divisor de potencia se usa para proporcionar cantidades variables de energía a múltiples dispositivos de suministro de energía con el propósito de tratar una región de tejido. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para operar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, un sistema de ajuste de temperatura, un divisor de potencia, un sistema de sintonización y/o un sistema de imagenología. En algunas realizaciones, el divisor de potencia puede manejar las salidas máximas del generador más, por ejemplo, el 25% (por ejemplo, el 20%, 30%, 50%). En algunas realizaciones, el divisor de potencia es un divisor de potencia de 2 a 4 canales de 1000 vatios nominales.

En algunas realizaciones, donde se emplean múltiples antenas, el sistema puede configurarse para ejecutarlas simultánea o secuencialmente (por ejemplo, con conmutación). En algunas realizaciones, el sistema está configurado para poner en fase los campos para interferencia constructiva o destructiva. La puesta en fase también puede aplicarse a diferentes elementos dentro de una única antena. En algunas realizaciones, la conmutación se combina con la puesta en fase de tal manera que múltiples antenas estén activas simultáneamente, controladas por fase y luego conmutarse a un nuevo conjunto de antenas (por ejemplo, la conmutación no necesita ser completamente secuencial). En algunas realizaciones, el control de fase se logra con precisión. En algunas realizaciones, la fase se ajusta continuamente para mover las áreas de interferencia constructiva o destructiva en el espacio y el tiempo. En algunas realizaciones, la fase se ajusta aleatoriamente. En algunas realizaciones, el ajuste de fase aleatorio se realiza mediante interferencia mecánica y/o magnética.

II. Dispositivos de suministro de energía

Los sistemas de suministro de energía contemplan el uso de cualquier tipo de dispositivo configurado para suministrar (por ejemplo, emitir) energía (por ejemplo, dispositivo de ablación, dispositivo quirúrgico, etc.) (ver, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos N° 9.119.649, 9.072.532, 8.672.932, 7.467.015, 7.101.369, 7.033.352, 6.893.436, 6.878.147, 6.823.218, 6.817.999, 6.635.055, 6.471.696, 6.383.182, 6.312.427, 6.287.302, 6.277.113, 6.251.128, 6.245.062, 6.026.331, 6.016.811, 5.810.803, 5.800.494, 5.788.692, 5.405.346, 4.494.539, Solicitudes de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457, 11/728.428, 11/237.136, 11/236.985, 10/980.699, 10/961.994, 10/961.761, 10/834.802, 10/370.179, 09/847.181; Solicitudes de Patente de Gran Bretaña N° 2.406.521, 2,388,039; Patente europea N° 1395190; y Solicitudes de Patentes Internacionales N° WO2011/140087, WO

06/008481, WO 06/002943, WO 05/034783, WO 04/112628, WO 04/033039, WO 04/026122, WO 03/088858, WO 03/039385 WO 95/04385; cada una incorporada en la presente por referencia en su totalidad).

5 En algunas realizaciones, las antenas configuradas para emitir energía comprenden líneas de transmisión coaxiales. Los dispositivos no se limitan a configuraciones particulares de líneas de transmisión coaxiales. Los ejemplos de líneas de transmisión coaxiales incluyen, pero no se limitan a, líneas de transmisión coaxiales desarrolladas por Pastemack, Micro-coax, y SRC Cables. En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial tiene un conductor interior (es decir, central), un elemento dieléctrico y un conductor exterior (por ejemplo, una protección exterior). En algunas realizaciones, los sistemas utilizan antenas que tienen líneas de transmisión coaxiales flexibles (por ejemplo, con el propósito de colocarlas alrededor de, por ejemplo, venas pulmonares o a través de estructuras tubulares) (ver, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos N° 7.033.352, 6.893.436, 6.817.999, 6.251.128, 5.810.803, 5.800494; cada una incorporada en la presente como referencia en su totalidad).

15 En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen una línea de transmisión triaxial. En algunas realizaciones, un diseño de sonda de microondas triaxial tiene un conductor más exterior que permite una mejor sintonización de la antena para reducir la energía reflejada a través de la línea de transmisión. Esta sintonización mejorada reduce el calentamiento de la línea de transmisión, lo que permite usar más potencia a aplicar al tejido y/o utilizar una línea de transmisión más pequeña (por ejemplo, más estrecha). Además, el conductor exterior puede deslizarse con respecto a los conductores interiores para permitir el ajuste de la sintonización para corregir los efectos del tejido en la sintonización. En algunas realizaciones, un dispositivo que comprende un primer, segundo y tercer conductores es suficientemente flexible para navegar por una ruta sinuosa (por ejemplo, a través de una estructura ramificada dentro de un sujeto (por ejemplo, a través del árbol braquial)). En algunas realizaciones, el primer y el segundo conductores pueden caber deslizablemente dentro del tercer conductor.

25 En algunas realizaciones, uno o más componentes de una línea de transmisión coaxial o línea de transmisión triaxial comprenden un material flexible y/o plegable (por ejemplo, tereftalato de polietileno orientado biaxialmente (boPET) (por ejemplo, MYLAR, MELINEX, HOSTAPHAN, etc.), etc.). En algunas realizaciones, el conductor exterior de la línea de transmisión coaxial (o el segundo conductor (medio) de una línea de transmisión triaxial) comprende un material flexible y/o plegable (por ejemplo, boPET). En algunas realizaciones, un componente de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, conductor exterior) comprende boPET recubierto en una o más películas para proporcionar las características deseadas (por ejemplo, conductividad eléctrica, aislamiento térmico, etc.). En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable permite que la línea de transmisión adopte un perfil de sección transversal variable (por ejemplo, diámetro variable, forma variable, etc.). En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable rodea al conductor interior. En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable forma un saco cerrado alrededor del conductor interior. En algunas realizaciones, el fluido (por ejemplo, material dieléctrico y/o refrigerante) puede fluir a través del conductor exterior plegable para ajustar su perfil de sección transversal variable. En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable adopta una conformación colapsada cuando se extrae fluido del área dentro del conductor exterior, disminuyendo de este modo la presión dentro del conductor exterior. En algunas realizaciones, en una conformación colapsada el conductor exterior presenta un perfil de sección transversal minimizado. En algunas realizaciones, en una conformación colapsada, el conductor exterior abraza estrechamente la periferia del conductor interior. En algunas realizaciones, la conformación colapsada proporciona un perfil en sección transversal reducido y/o una flexibilidad aumentada para ayudar en la inserción, colocación y/o extracción de la línea de transmisión coaxial. En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable adopta una conformación expandida cuando el fluido fluye hacia el área dentro del conductor exterior, aumentando de este modo la presión dentro del conductor exterior. En algunas realizaciones, en una conformación expandida, el conductor exterior muestra un perfil en sección transversal maximizado. En algunas realizaciones, en una conformación expandida se maximiza la distancia entre el conductor interior y el conductor exterior. En algunas realizaciones, la conformación expandida proporciona un perfil en sección transversal aumentado y/o conducción optimizada para ayudar en el suministro de energía a lo largo de la línea de transmisión coaxial. En algunas realizaciones, la conformación expandida proporciona un volumen aumentado de refrigerante a lo largo de la línea de transmisión coaxial. En algunas realizaciones, el conductor exterior plegable adopta cualquier forma adecuada en la conformación expandida. En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial atraviesa una luz, cuya forma dicta la forma expandida del conductor exterior plegable. En algunas realizaciones, el conductor exterior plegable adopta cualquier forma adecuada en la conformación plegada. En algunas realizaciones, la forma o configuración del material dieléctrico dicta la forma colapsada del conductor exterior plegable. En algunas realizaciones, un conductor exterior plegable también comprende una funda de refrigerante, como se describe en la presente.

60 En algunas realizaciones, el núcleo de material dieléctrico está conformado para proporcionar canales dentro del espacio dieléctrico (por ejemplo, canales de aire, canales de refrigerante, canales vacíos, etc.). En algunas realizaciones, los canales están rodeados total o parcialmente por el material dieléctrico. En algunas realizaciones, el material dieléctrico divide el espacio dieléctrico en canales para crear una conformación de "rueda de carro". En algunas realizaciones, el material dieléctrico divide el espacio dieléctrico (por ejemplo, el espacio entre los conductores interior y exterior) en 1 o más canales (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 o más canales). En algunas realizaciones, los canales dentro del espacio dieléctrico sirven como canales de refrigerante. En algunas realizaciones, los canales dentro del espacio dieléctrico albergan tubos de refrigerante. En algunas realizaciones, un

5 tubo de refrigerante dentro de un canal distribuye refrigerante a lo largo de la línea de transmisión, y un canal de refrigerante proporciona la ruta de retorno, hasta el extremo proximal de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, un canal comprende múltiples tubos de refrigerante (por ejemplo, refrigerante y retorno). En alguna realización, los canales formados por el material dieléctrico comprenden un relleno no metálico. En algunas realizaciones, el relleno no metálico reside en los canales en la región distal de la línea de transmisión (por ejemplo, más allá del extremo del conductor exterior).

10 En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están provistos de una parte proximal y una parte distal, en donde la parte distal es desmontable y se proporciona en una variedad de configuraciones diferentes que pueden unirse a una parte proximal. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la parte proximal comprende un mango y una interfaz con otros componentes del sistema (por ejemplo, fuente de alimentación) y la parte distal comprende una antena desmontable que tiene las propiedades deseadas. Puede proporcionarse una pluralidad de antenas diferentes configuradas para diferentes usos y unidas a la unidad de mango para la indicación apropiada.

15 En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen sensores de protección en los mismos diseñados para evitar el uso no deseado de los dispositivos de suministro de energía. Los dispositivos de suministro de energía no están limitados a un tipo o clase particular de sensores de protección. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos un sensor de temperatura diseñado para medir la temperatura de, por ejemplo, el dispositivo de suministro de energía y/o el tejido que contacta con el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, a medida que la temperatura alcanza un cierto nivel, el sensor comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos un sensor de contacto con la piel diseñado para detectar el contacto del dispositivo de suministro de energía con la piel (por ejemplo, una superficie exterior de la piel). En algunas realizaciones, tras entrar en contacto con piel no deseada, el sensor de contacto con la piel comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos un sensor de contacto con aire diseñado para detectar el contacto del dispositivo de suministro de energía con el aire ambiente (por ejemplo, detección a través de la medición de la potencia reflectante de la electricidad que pasa a través del dispositivo). En algunas realizaciones, tras entrar en contacto con aire no deseado, el sensor de contacto con la piel comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los sensores están diseñados para evitar el uso del dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, reduciendo o previniendo automáticamente el suministro de energía) tras la detección de un suceso no deseado (por ejemplo, contacto con la piel, contacto con el aire, aumento/disminución de temperatura no deseado). En algunas realizaciones, los sensores se comunican con el procesador de tal manera que el procesador muestra una notificación (por ejemplo, una luz verde) en ausencia de un suceso no deseado. En algunas realizaciones, los sensores se comunican con el procesador de tal manera que el procesador muestra una notificación (por ejemplo, una luz roja) en presencia de un suceso no deseado e identifica el suceso no deseado.

40 En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía se usan por encima de la potencia nominal recomendada por el fabricante. En algunas realizaciones, las técnicas de refrigeración descritas en la presente se aplican para permitir un mayor suministro de energía. La presente invención no está limitada a una cantidad particular de aumento de potencia. En algunas realizaciones, las potencias nominales superan la recomendación del fabricante en 5x o más (por ejemplo, 5x, 6x, 10x, 15x, 20x, etc.).

45 En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un elemento de anclaje para asegurar la antena a una región de tejido particular. El dispositivo no está limitado a un tipo particular de elemento de anclaje. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje es un globo inflable (por ejemplo, en donde el inflado del globo asegura la antena en una región de tejido particular). Una ventaja adicional de utilizar un globo inflable como elemento de anclaje es la inhibición del flujo sanguíneo o del flujo de aire a una región particular tras el inflado del globo. Tal inhibición del flujo de aire o sangre es particularmente útil en, por ejemplo, procedimientos de ablación cardíaca y procedimientos de ablación que implican tejido pulmonar, tejido vascular y tejido gastrointestinal. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje es una extensión de la antena diseñado para acoplarse (por ejemplo, agarrarse a) una región de tejido particular. Ejemplos adicionales incluyen, pero no se limitan a, los elementos de anclaje descritos en las Patentes de Estados Unidos N° 6.364.876, y 5.741.249; cada una de ellas incorporadas en la presente como referencia en su totalidad. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje tiene un agente circulante (por ejemplo, un gas suministrado en o cerca de su punto crítico; CO₂) que congela la interfaz entre la antena y el tejido, pegando de este modo la antena en su lugar. En tales realizaciones, a medida que se funde el tejido, la antena permanece fijada a la región del tejido debido a la desecación del tejido.

60 En algunas realizaciones, los dispositivos se usan en la ablación de una región de tejido que tiene grandes cantidades de flujo de aire y/o sangre (por ejemplo, tejido pulmonar, tejido cardíaco, tejido gastrointestinal, tejido vascular). En algunas realizaciones que implican la ablación de regiones de tejido que tienen altas cantidades de flujo de aire y/o sangre, se utiliza además un elemento para inhibir el flujo de aire y/o sangre a esa región de tejido. La presente invención no está limitada a un elemento de inhibición del flujo de aire y/o sangre particular. En algunas

realizaciones, el dispositivo se combina con un tubo endotraqueal/endobronquial. En algunas realizaciones, se puede inflar un globo unido al dispositivo en la región del tejido con el propósito de asegurar el dispositivo o dispositivos dentro de la región del tejido deseada e inhibir el flujo de sangre y/o aire a la región del tejido deseada.

5 Por tanto, en algunas realizaciones, los sistemas, dispositivos y métodos de la presente invención proporcionan un dispositivo de ablación acoplado con un componente que proporciona la oclusión de un pasaje (por ejemplo, oclusión bronquial). El componente de oclusión (por ejemplo, balón inflable) puede montarse directamente en el sistema de ablación o puede usarse en combinación con otro componente (por ejemplo, un tubo endotraqueal o endobronquial) asociado con el sistema.

10 En algunas realizaciones, los dispositivos pueden montarse en dispositivos de procedimientos médicos adicionales. Por ejemplo, los dispositivos pueden montarse en endoscopios, catéteres intravasculares, broncoscopios o laparoscopios. En algunas realizaciones, los dispositivos se montan en catéteres direccionables. En algunas realizaciones, se monta un catéter flexible en un endoscopio, catéter intravascular o laparoscopio. Por ejemplo, el catéter flexible, en algunas realizaciones, tiene múltiples articulaciones (por ejemplo, como un ciempiés) que permiten doblarlo y dirigirlo como se desee para navegar hasta la localización deseada para el tratamiento. En algunas realizaciones, los dispositivos se despliegan a través de endoscopios, catéteres intravasculares, broncoscopios o laparoscopios.

20 En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos configurados para el suministro de energía de microondas con una impedancia característica optimizada. Tales dispositivos están configurados para funcionar con una impedancia característica de 50 Ω o más (por ejemplo, entre 50 y 90 Ω ; por ejemplo, 50, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62,... 90 Ω , preferiblemente a 77 Ω). Sin embargo, en otras realizaciones (por ejemplo, cuando se emplea un conductor interior más grande), se emplea una impedancia característica de menos de 50 Ω . En algunas realizaciones, la impedancia característica optimizada se logra mediante la selección de (o ausencia de) un material dieléctrico apropiado.

30 En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía comprende una antena que comprende un conductor interior; y una punta conductora en un extremo distal de dicha antena; en donde el conductor interior no está acoplado físicamente a dicha punta conductora (por ejemplo, en donde el conductor interior está acoplado de manera capacitiva a la punta conductora) (ver, por ejemplo, Publicación de Patente de Estados Unidos N° 2013/0165915, incorporada en la presente como referencia en su totalidad). En algunas realizaciones, la antena comprende un conductor exterior conductor que rodea por lo menos una parte del conductor interior. En algunas realizaciones, la punta conductora comprende un trocar.

35 En la FIG. 1 se muestra una vista en sección transversal de una realización de un dispositivo de suministro de energía optimizado y probado para el suministro endobronquial o transbronquial de energía ablativa a los tejidos pulmonares. La capa más externa es la camisa. Preferiblemente, la camisa está termosellada para minimizar la transferencia de calor desde el interior del dispositivo de suministro de energía al exterior del dispositivo y cualquier tejido en contacto o en las proximidades del mismo. La camisa puede estar hecha de cualquier material deseado. En algunas realizaciones, la camisa comprende poliéster.

40 La siguiente capa hacia adentro es una protección (por ejemplo, un conductor externo). La protección ayuda a minimizar la transferencia de calor desde el interior del dispositivo de suministro de energía al exterior del dispositivo y cualquier tejido en contacto o en sus proximidades. La protección también proporciona un conductor exterior o un conductor intermedio en una línea de transmisión coaxial o triaxial. La protección puede estar hecha de cualquier material deseado. En algunas realizaciones, la protección comprende uno o más materiales conductores de electricidad, como metales. En algunas realizaciones, la protección es de cobre. En algunas realizaciones, la protección es de cobre chapado. En algunas realizaciones, el chapado es de plata. En algunas realizaciones, el conductor exterior está construido de material trenzado o articulado para proporcionar tanto resistencia como flexibilidad.

45 La siguiente capa hacia adentro es un tubo central no conductor. El tubo central puede ser completamente de material dieléctrico. Pueden estar presentes uno o más canales en el material. En algunas realizaciones, el tubo central comprende un plástico. En algunas realizaciones, el tubo central comprende un fluoropolímero. En algunas realizaciones, el fluoropolímero es un fluoropolímero procesable fundido semicristalino totalmente fluorado (por ejemplo, MFA (Solvay)).

50 La siguiente capa hacia el interior es un espacio de aire que contiene un tubo de monofilamento que separa y espacia el núcleo de un conductor interior. En algunas realizaciones, se proporcionan una pluralidad de tubos (por ejemplo, dos, tres, cuatro, etc.). En algunas realizaciones, el tubo o los tubos se envuelven helicoidalmente alrededor del conductor interior. Los tubos pueden estar hechos de cualquier material deseado, preferiblemente no conductor. En algunas realizaciones, los tubos son de plástico. En algunas realizaciones, los tubos son tubos de perfluoroalcoxi alcano (PFA).

65

La siguiente capa hacia adentro es un conductor interior. El conductor interior puede estar hecho de cualquier material conductor deseado. En algunas realizaciones, el conductor interior es de cobre. En algunas realizaciones, el conductor interior es cobre recocido. En algunas realizaciones, el conductor interior es hueco, y contiene un pasaje en su centro que permite la transferencia de fluidos (por ejemplo, refrigerantes líquidos o gaseosos) a lo largo del conductor interior.

Las dimensiones absolutas y relativas de cada capa pueden seleccionarse según se desee. Preferiblemente, el diámetro exterior es suficientemente pequeño para permitir la entrada de la antena en las vías respiratorias pequeñas del pulmón interno u otras áreas biológicas deseadas a las que se dirija. Las dimensiones ejemplares se muestran en la FIG. 1 con el diámetro exterior medido en el exterior de la capa de la camisa de 1,65 mm (+/- 0,05 mm), el diámetro en el borde exterior de la protección de 1,6 mm (+/- 0,05 mm), el diámetro en el borde exterior del núcleo de 1,4 mm (+/- 0,025 mm), y el diámetro en el borde interior del núcleo de 1,0 mm (+/- 0,025 mm). En algunas realizaciones, la antena o sus capas individuales son más grandes o más pequeñas que las ejemplificadas en la FIG. 1 (por ejemplo, 5%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90%, etc.).

La FIG. 2 muestra un suministro de energía ejemplar de la FIG. 1 mostrado longitudinalmente con una vista en corte que muestra los componentes internos.

En algunas realizaciones, el conductor interior termina en su extremo distal con un intercambiador de flujo de refrigerante en forma de un pasador de retorno de gas. El pasador tiene un extremo proximal con una abertura y un extremo distal cerrado. La abertura en el extremo proximal está dimensionada para recibir el conductor interior. La abertura está dimensionada además para proporcionar uno o más canales que son exteriores a un conductor interior insertado en la abertura. El diámetro exterior del pasador está dimensionado para caber dentro del núcleo. El conductor interior hueco termina dentro del pasador de tal manera que el refrigerante que fluye fuera del extremo distal del conductor interior se introduce en la abertura dentro del pasador y se devuelve a través de uno o más canales hacia el extremo proximal del pasador. El refrigerante que sale de los canales se mueve hacia el espacio de aire entre el conductor interior y el núcleo. La presencia del tubo de monofilamento en esta región crea uno o más canales (por ejemplo, un canal en espiral) a lo largo del dispositivo de suministro de energía, proporciona una gran área superficial para el refrigerante a medida que se mueve de distal a proximal a lo largo del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la ruta del refrigerante se invierte, inicialmente desplazándose de proximal a distal a lo largo del espacio de aire entre el conductor interior y el núcleo y se invierte en la tapa hacia la ruta hueca del conductor interior donde vuelve de distal a proximal a lo largo del dispositivo de suministro de energía. La tapa puede estar hecha de cualquier material deseado y puede ser conductora o no conductora. En algunas realizaciones, la tapa está hecha de latón. En las FIGS. 3A-D se muestra una tapa ejemplar **100**. La FIG. 3A muestra una vista exterior de una tapa con una punta distal redondeada **110**. El interior de la tapa comprende cuatro rebordes **120** que se extienden a lo largo del interior de la tapa. Los rebordes crean cuatro canales de retorno de refrigerante **130** cuando se inserta un conductor interior en la tapa. La FIG. 3B muestra una estructura interior recortada de la tapa que tiene un conductor interior hueco **200** insertado en la misma. El interior de la tapa comprende un tope **140** para colocar el extremo distal del conductor interior. En algunas realizaciones, el tope no es conductor para evitar el flujo eléctrico desde el conductor interior a la tapa. En algunas realizaciones, el tope es conductor, lo que permite el flujo eléctrico desde el conductor interior a la tapa. Se proporcionan dimensiones ejemplares en mm y pulgadas (entre paréntesis). La FIG. 3C muestra dimensiones ejemplares del exterior de la tapa.

La FIG. 4A muestra una vista en corte de un dispositivo de suministro de energía con una tapa insertada en el mismo. La FIG. 4B muestra un proceso de fabricación ejemplar para insertar la tapa. El panel superior muestra un dispositivo de suministro de energía que termina en el conductor interior. El panel medio muestra la inserción de la tapa sobre el conductor interior con su extremo distal extendiéndose más allá del extremo del dispositivo de suministro de energía (1 mm en este ejemplo). El panel inferior muestra la adición de material para formar la punta exterior del dispositivo de suministro de energía. La punta redonda formada del dispositivo de suministro de energía se muestra en la FIG. 4A. En algunas realizaciones, se une un trocar u otra punta que penetra en el tejido sobre la punta redonda (no mostrado).

Pueden usarse una variedad de sistemas alternativos de gestión de refrigerante. La FIG. 5 muestra un ejemplo que proporciona una vista en sección transversal de un dispositivo de suministro de energía. En esta realización, el conductor interior **500** es macizo en lugar de hueco. Un núcleo **510** crea un espacio de aire **520** entre el núcleo y el conductor interior **500**. Un tubo monofilamento **530** en espiral alrededor del conductor interior dentro del espacio de aire adapta el espacio de aire **520** como un canal en espiral. Un conductor exterior **540** es exterior al núcleo **520**. En este diseño, se proporciona una camisa exterior **550** alrededor del conductor exterior. La camisa exterior puede estar hecha de material aislante no conductor o puede ser conductora (formando una antena triaxial con el conductor exterior y el conductor interior). Se crea un espacio de aire **560** entre la camisa exterior y el conductor exterior. El espacio de aire **560** se transforma en una pluralidad de canales mediante la adición de un tubo espaciador **570**. En algunas de tales realizaciones, el refrigerante fluye proximal a distal a lo largo del espacio de aire **520**. El refrigerante se devuelve de distal a proximal a través del espacio de aire **560**.

En la FIG. 6 se muestra otra realización. En esta realización, se proporciona un tubo de entrada de gas **600**

entre el conductor exterior y la camisa exterior. El refrigerante fluye de proximal a distal a través del tubo de entrada de gas 600 y retorna al espacio de aire entre el conductor interior y el núcleo.

III. Procesador

5
10
15
20
25
30
35

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan procesadores que monitorizan y/o controlan y/o proporcionan retroalimentación con respecto a uno o más de los componentes del sistema. En algunas realizaciones, el procesador se proporciona dentro de un módulo informático. El módulo informático también puede comprender software que es usado por el procesador para realizar una o más de sus funciones. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los sistemas proporcionan software para regular la cantidad de energía de microondas proporcionada a una región de tejido mediante la monitorización de una o más características de la región de tejido que incluyen, pero no se limitan a, el tamaño y la forma de un tejido objetivo, la temperatura de la región del tejido y similares (por ejemplo, a través de un sistema de retroalimentación) (ver, por ejemplo, las Solicitudes de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457, y 11/728.428; cada una de las cuales se incorpora en la presente como referencia en su totalidad). En algunas realizaciones, el software está configurado para proporcionar información (por ejemplo, información de monitorización) en tiempo real. En algunas realizaciones, el software está configurado para interactuar con los sistemas de suministro de energía de tal manera que pueda aumentar o disminuir (por ejemplo, ajustar) la cantidad de energía suministrada a una región de tejido. En algunas realizaciones, el software está diseñado para cebar refrigerantes para su distribución en, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de tal manera que el refrigerante esté a la temperatura deseada antes del uso del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el tipo de tejido que se está tratando (por ejemplo, pulmón) se introduce en el software con el propósito de permitir que el procesador regule (por ejemplo, sintonice) el suministro de energía de microondas a la región del tejido en base a métodos precalibrados para ese tipo particular de región del tejido. En otras realizaciones, el procesador genera un gráfico o diagrama en base a un tipo particular de región de tejido que muestra características útiles para un usuario del sistema. En algunas realizaciones, el procesador proporciona algoritmos de suministro de energía con el propósito de, por ejemplo, aumentar lentamente la potencia para evitar el agrietamiento del tejido debido a la rápida desgasificación creada por las altas temperaturas. En algunas realizaciones, el procesador permite al usuario elegir la potencia, la duración del tratamiento, diferentes algoritmos de tratamiento para diferentes tipos de tejido, aplicación simultánea de potencia a las antenas en modo de antena múltiple, suministro de potencia conmutado entre antenas, puesta en fase coherente e incoherente, etc. En algunas realizaciones, el procesador está configurado para la creación de una base de datos de información (por ejemplo, niveles de energía requeridos, duración del tratamiento para una región de tejido en base a las características particulares del paciente) relacionada con los tratamientos de ablación para una región de tejido en particular en base a tratamientos previos con pacientes con características similares o diferentes. En algunas realizaciones, el procesador es manejado por control remoto.

40

En algunas realizaciones, el procesador se usa para generar, por ejemplo, un gráfico de ablación en base a la entrada de características del tejido (por ejemplo, tipo de tumor, tamaño del tumor, localización del tumor, información vascular circundante, información del flujo sanguíneo, etc.). En tales realizaciones, el procesador dirige la colocación del dispositivo de suministro de energía para lograr la ablación deseada en base a la tabla de ablación. En algunas realizaciones, un procesador se comunica con sensores de posición y/o mecanismos de direccionamiento para proporcionar la localización apropiada de los sistemas y dispositivos.

45
50

En algunas realizaciones, se proporciona un paquete de software (por ejemplo, incorporado en cualquier forma deseada de medios legibles por ordenador no transitorios) para interactuar con el procesador que permite al usuario introducir parámetros del tejido a tratar (por ejemplo, tipo de tumor o sección de tejido a someter a ablación, tamaño, donde está localizado, localización de vasos o estructuras vulnerables e información del flujo sanguíneo) y luego extraer la zona de ablación deseada en una CT u otra imagen para proporcionar los resultados deseados. Las sondas pueden colocarse en el tejido y el ordenador genera la zona de ablación esperada en base a la información proporcionada. Tal aplicación puede incorporar retroalimentación. Por ejemplo, durante la ablación puede usarse imagenología por CT, MRI o ultrasonidos o termometría. Estos datos se devuelven a la ordenador y los parámetros se reajustan para producir el resultado deseado.

55
60

Como se usa en la presente, los términos "memoria de ordenador" y "dispositivo de memoria de ordenador" se refieren a cualquier medio de almacenamiento legible por un procesador informático. Ejemplos de memoria de ordenador incluyen, entre otros, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura (ROM), chips de ordenador, discos ópticos (por ejemplo, discos compactos (CD), discos de video digital (DVD), etc.), discos magnéticos (por ejemplo, unidades de disco duro (HDD), disquetes, discos ZIP.RTM, etc.), cinta magnética y dispositivos de almacenamiento en estado sólido (por ejemplo, tarjetas de memoria, medios "flash", etc.).

65

Como se usa en la presente, el término "medio legible por ordenador" se refiere a cualquier dispositivo o sistema para almacenar y proporcionar información (por ejemplo, datos e instrucciones) a un procesador informático. Los ejemplos de medios legibles por ordenador incluyen, pero no se limitan a, discos ópticos, discos magnéticos, cintas magnéticas, medios en estado sólido y servidores para transmitir medios a través de redes.

Como se usa en la presente, los términos "procesador" y "unidad central de procesamiento" o "CPU" se usan indistintamente y se refieren a un dispositivo que es capaz de leer un programa desde un dispositivo de memoria de ordenador (por ejemplo, ROM u otra memoria de ordenador) y realizar un conjunto de pasos de acuerdo con el programa.

5

IV. Sistemas de imagenología

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan sistemas de imagenología que comprenden dispositivos y/o software de imagenología. Los sistemas de suministro de energía no se limitan a tipos particulares de dispositivos de imagenología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de frecuencia de movimiento, sistemas de cables de dirección, ultrasonido intraprocedimiento, ultrasonido intersticial, imagenología por microondas, tomografía acústica, imagenología por energía dual, fluoroscopia, imagenología por resonancia magnética tomografía computarizada, dispositivos de imagenología de medicina nuclear, imagenología por triangulación, imagenología termoacústica, imagenología por infrarrojos y/o láser, imagenología electromagnética) (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.817.976, 6.577.903, y 5.697.949, 5.603.697 y la Solicitud de Patente Internacional N° WO 06/005.579; cada una incorporada en la presente como referencia en su totalidad). En algunas realizaciones, los sistemas utilizan cámaras endoscópicas, componentes de imagenología y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan en la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con los sistemas de energía de la presente invención.

10

15

20

25

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía proporcionan un software configurado para el uso de equipos de imagenología (por ejemplo, CT, MRI, ultrasonidos). En algunas realizaciones, el software del equipo de imagenología permite a un usuario realizar predicciones en base a propiedades termodinámicas y eléctricas conocidas del tejido, la vasculatura y la localización de la antena o antenas. En algunas realizaciones, el software de imagenología permite la generación de un mapa tridimensional de la localización de una región de tejido (por ejemplo, tumor, arritmia), localización de la antena o antenas y generar un mapa predicho de la zona de ablación.

30

35

40

45

50

55

60

65

En algunas realizaciones, los sistemas de imagenología se usan para monitorizar los procedimientos de ablación (por ejemplo, procedimientos de ablación térmica por microondas, procedimientos de ablación térmica por radiofrecuencia). La presente invención no se limita a un tipo particular de monitorización. En algunas realizaciones, los sistemas de imagenología se usan para monitorizar la cantidad de ablación que se produce dentro de una región o regiones de tejido particulares que se están sometiendo a un procedimiento de ablación térmica. En algunas realizaciones, la monitorización funciona junto con los dispositivos de ablación (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) de tal manera que la cantidad de energía suministrada a una región de tejido particular depende de la imagenología de la región de tejido. Los sistemas de imagenología no se limitan a un tipo particular de monitorización. La presente invención no se limita a lo que se está monitorizando con los dispositivos de imagenología. En algunas realizaciones, la monitorización es la imagenología de la perfusión sanguínea para una región particular para detectar cambios en la región, por ejemplo, antes, durante y después de un procedimiento de ablación térmica. En algunas realizaciones, la monitorización incluye, pero no se limita a, imagenología por MRI, imagenología por CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología de medicina nuclear e imagenología por fluoroscopia. Por ejemplo, en algunas realizaciones, antes de un procedimiento de ablación térmica, se suministra un agente de contraste (por ejemplo, yodo u otro agente de contraste de CT adecuado; quelato de gadolinio u otro agente de contraste de MRI adecuado, microburbujas u otro agente de contraste de ultrasonidos adecuado, etc.) a un sujeto (por ejemplo, un paciente) y el agente de contraste que se perfunde a través de una región de tejido particular que se está sometiendo al procedimiento de ablación se monitoriza para detectar cambios en la perfusión sanguínea. En algunas realizaciones, la monitorización es información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de la sección transversal, el volumen). El sistema de imagenología no se limita a una técnica particular para monitorizar información cualitativa. En algunas realizaciones, las técnicas usadas para monitorizar información cualitativa incluyen, pero no se limitan a, técnicas que no son de imagenología (por ejemplo, reflectometría en el dominio del tiempo, detección de pulsos de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada en frecuencia, detección de frecuencia de resonancia o modo propio o reflexión y transmisión a cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial solo o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o dispositivos externos). En algunas realizaciones, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para la imagenología (por ejemplo, imagenología electroacústica, imagenología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica). En algunas realizaciones, se usan técnicas que no son de imagenología para monitorizar las propiedades dieléctricas del medio que rodea la antena, detectar una interfaz entre la región sometida a ablación y el tejido normal a través de varios medios, incluyendo detección de frecuencia de resonancia, reflectometría o técnicas de búsqueda de distancia, reflexión/transmisión de potencia desde antenas intersticiales o antenas externas, etc. En algunas realizaciones, la información cualitativa es una estimación del estado de ablación, estado de suministro de energía, y/o comprobaciones simples de pasa/no pasa para asegurar que se está aplicando energía. En algunas realizaciones, los sistemas de imagenología están diseñados para monitorizar automáticamente una región de tejido particular a cualquier frecuencia deseada (por ejemplo, intervalos por segundo, intervalos de un minuto, intervalos de diez minutos, intervalos de una hora, etc.). En algunas realizaciones, la presente invención

proporciona software diseñado para obtener automáticamente imágenes de una región de tejido (por ejemplo, imagenología por resonancia magnética, imagenología por CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología de medicina nuclear, imagenología por fluoroscopia), detectar automáticamente cualquier cambio en la región del tejido (por ejemplo, perfusión sanguínea, temperatura, cantidad de tejido necrótico, etc.), y en base a la detección ajustar automáticamente la cantidad de energía suministrada a la región del tejido a través de los dispositivos de suministro de energía. De igual manera, puede aplicarse un algoritmo para predecir la forma y el tamaño de la región de tejido a someter a ablación (por ejemplo, la forma del tumor) de tal manera que el sistema recomiende el tipo, número y localización de las sondas de ablación para tratar eficazmente la región. En algunas realizaciones, el sistema está configurado con un sistema de navegación o guía (por ejemplo, empleando triangulación u otras rutinas de posición) para ayudar o dirigir la colocación de las sondas y su uso.

Por ejemplo, tales procedimientos pueden usar la mejora o la falta de mejora de un bolo de material de contraste para hacer un seguimiento del progreso de una ablación u otro procedimiento de tratamiento. También pueden usarse métodos de sustracción (por ejemplo, similares a los usados para la angiografía por sustracción digital). Por ejemplo, puede tomarse una primera imagen en un primer momento. Las imágenes posteriores restan parte o toda la información de la primera imagen para que los cambios en el tejido se observen más fácilmente. De igual manera, pueden usarse técnicas de imagenología aceleradas que aplican técnicas de "submuestreo" (al contrario que el muestreo de Nyquist). Se contempla que tales técnicas proporcionen una excelente relación señal-ruido usando múltiples imágenes de baja resolución obtenidas a lo largo del tiempo. Por ejemplo, un algoritmo denominado HYPER (reconstrucción por proyección altamente restringida) está disponible para la MRI que puede aplicarse a realizaciones de los sistemas de la invención.

Como los tratamientos térmicos coagulan los vasos sanguíneos cuando la temperatura del tejido supera, por ejemplo, 50° C, la coagulación disminuye el suministro de sangre al área que ha sido completamente coagulada. Las regiones de tejido que se coagulan no mejoran después de la administración de contraste. En algunas realizaciones, la presente invención utiliza los sistemas de imagenología para seguir automáticamente el progreso de un procedimiento de ablación administrando, por ejemplo, una pequeña inyección de prueba de contraste para determinar el tiempo de llegada del contraste en la región del tejido en cuestión y para establecer la mejora del valor de referencia. En algunas realizaciones, a continuación se realiza una serie de pequeñas inyecciones de contraste tras el inicio del procedimiento de ablación (por ejemplo, en el caso de la CT, se inyecta una serie de hasta quince bolos de 10 ml de contraste soluble en agua de 300 mg/ml), los escaneos se realizan en un tiempo posterior a la inyección apropiado deseado (por ejemplo, según se determina a partir de la inyección de prueba), y la mejora del contraste del área objetivo se determina usando, por ejemplo, una región de interés (ROI) para hacer un seguimiento de cualquiera de una serie de parámetros que incluyen, pero no se limitan a, atenuación (Unidades Hounsfield [HU]) para CT, señal (MRI), ecogenicidad (ultrasonidos), etc. Los datos de las imágenes no se limitan a una manera particular de presentación. En algunas realizaciones, los datos de imagenología se presentan como mapas codificados por colores o en escala de grises o superposiciones del cambio en la atenuación/señal/ecogenicidad, la diferencia entre tejido objetivo y no objetivo, diferencias en el tiempo de llegada del bolo de contraste durante el tratamiento, cambios en la perfusión del tejido, y cualquier otra propiedad del tejido que pueda medirse antes y después de la inyección de material de contraste. Los métodos de la presente invención no se limitan a ROI seleccionados, sino que pueden generalizarse a todos los píxeles dentro de cualquier imagen. Los píxeles pueden codificarse por colores o puede usarse una superposición para demostrar dónde se han producido y se están produciendo cambios en los tejidos. Los píxeles pueden cambiar de color (u otras propiedades) a medida que cambia la propiedad del tejido, proporcionando una visualización casi en tiempo real del progreso del tratamiento. Este método también puede generalizarse para métodos de visualización de imágenes 3d/4d.

En algunas realizaciones, el área a tratar se presenta en una superposición de ordenador, y una segunda superposición en un color o sombreado diferente produce una visualización casi en tiempo real del progreso del tratamiento. En algunas realizaciones, la presentación y la imagenología están automatizadas para que haya un circuito de retroalimentación para una tecnología de tratamiento (RF, MW, HIFU, láser, crio, etc.) para modular la potencia (o cualquier otro parámetro de control) en base a los descubrimientos de la imagenología. Por ejemplo, si la perfusión a un área objetivo se reduce a un nivel objetivo, la potencia podría reducirse o detenerse. Por ejemplo, tales realizaciones son aplicables a un sistema de aplicador múltiple ya que la potencia/tiempo/frecuencia/ciclo de trabajo, etc. se modula para cada aplicador o elemento individual en un sistema de matriz de puesta en fase para crear una zona esculpida con precisión de tratamiento de tejidos. Por el contrario, en algunas realizaciones, los métodos se usan para seleccionar un área que no se va a tratar (por ejemplo, estructuras vulnerables que deben evitarse, como los conductos biliares, el intestino, etc.). En tales realizaciones, los métodos monitorizan los cambios de tejido en el área a evitar y advierten al usuario (por ejemplo, médico tratante) usando alarmas (por ejemplo, alarmas visibles y/o audibles) que la estructura a preservar está en peligro de daño. En algunas realizaciones, el circuito de retroalimentación se usa para modificar la potencia o cualquier otro parámetro para evitar un daño continuo en una región de tejido seleccionada para no ser tratada. En algunas realizaciones, la protección de una región de tejido contra la ablación se logra estableciendo un valor umbral como un ROI objetivo en un área vulnerable, o usando una superposición de ordenador para definir una zona "sin tratamiento" según lo desee el usuario.

V. Sistemas de sintonización

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan elementos de sintonización para ajustar la cantidad de energía suministrada a la región de tejido. En algunas realizaciones, el elemento de sintonización es ajustado manualmente por un usuario del sistema. En algunas realizaciones, se incorpora un sistema de sintonización en un dispositivo de suministro de energía para permitir al usuario ajustar el suministro de energía del dispositivo como desee (ver, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos N° 5.957.969, 5.405.346; cada una incorporada en la presente como referencia en su totalidad). En algunas realizaciones, el dispositivo se presintoniza con el tejido deseado y se fija durante todo el procedimiento. En algunas realizaciones, el sistema de sintonización está diseñado para igualar la impedancia entre un generador y un dispositivo de suministro de energía (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos N° 5.364.392; incorporada en la presente como referencia en su totalidad). En algunas realizaciones, el elemento de sintonización se ajusta y controla automáticamente mediante un procesador. En algunas realizaciones, un procesador ajusta el suministro de energía a lo largo del tiempo para proporcionar energía constante a lo largo de un procedimiento, teniendo en cuenta cualquier número de factores deseados que incluyen, pero no se limitan a, el calor, la naturaleza y/o localización del tejido objetivo, el tamaño de la lesión deseada, duración del tiempo de tratamiento, proximidad a áreas de órganos sensibles o vasos sanguíneos, y similares. En algunas realizaciones, el sistema comprende un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función del dispositivo continuamente o en puntos temporales. El sensor puede registrar y/o informar de cualquier cantidad de propiedades, que incluyen, pero no se limitan a, el calor en una o más posiciones de un componente del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido y similares. El sensor puede tener la forma de un dispositivo de imagenología como CT, ultrasonidos, imagenología por resonancia magnética o cualquier otro dispositivo de imagenología. En algunas realizaciones, particularmente para aplicaciones de investigación, el sistema registra y almacena la información para su uso en la optimización futura del sistema en general y/o para la optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región objetivo, localización de la región objetivo, etc.).

VI. Sistemas de ajuste de temperatura

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan sistemas refrigerantes para reducir el calentamiento no deseado dentro y a lo largo de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, catéter de ablación de tejido). Los sistemas no se limitan a un mecanismo de sistema de refrigeración en particular. En algunas realizaciones, los sistemas están diseñados para hacer circular un refrigerante (por ejemplo, aire, líquido, etc.) a través de un dispositivo de suministro de energía, de modo que la temperatura(s) de la línea(s) de transmisión coaxial o línea(s) de transmisión triaxial y la antena(s) se reduzcan.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía utilizan patrones de energía de temperatura reducida para reducir el calentamiento no deseado a lo largo de la longitud de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, la transmisión constante de energía de baja potencia proporciona suficiente energía en el sitio objetivo (por ejemplo, suficiente para la ablación eficaz del tumor) sin un calentamiento indebido a lo largo de la ruta de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, la energía se administra en un patrón de pulsos para proporcionar ráfagas de energía suficiente en el sitio objetivo (por ejemplo, suficiente para una ablación tumoral eficaz) con menos acumulación de calor a lo largo de la línea de transmisión que la administración continua. En algunas realizaciones, la longitud y la intensidad del patrón de pulsos se establecen monitorizando la temperatura a lo largo de la línea de transmisión o en el tejido que rodea la línea de transmisión. En algunas realizaciones, un patrón de pulsos está predeterminado para equilibrar la cantidad de energía suministrada al sitio objetivo con la cantidad de calor liberado a lo largo de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, cualquier patrón de pulsos adecuado encontrará uso con los dispositivos, sistemas y métodos de la presente invención. En algunas realizaciones, se calcula o determina un algoritmo de ablación en base a una combinación de tiempo (por ejemplo, de tratamiento, de pulsos, de tiempo entre pulsos), potencia (por ejemplo, potencia generada, potencia suministrada, potencia perdida, etc.) y monitorización de temperatura.

En algunas realizaciones, se monitoriza el flujo de refrigerante para evaluar y controlar la temperatura. Por ejemplo, puede monitorizarse la presión del escape de refrigerante a través de una cámara de tamaño fijo. Midiendo el diferencial de flujo de entrada y salida, puede evaluarse el rendimiento del refrigerante. Si algún parámetro cae fuera de un rango de rendimiento aceptable, puede sonar una alarma y los controles del sistema pueden alterarse como se desee (apagado de emergencia, etc.).

En algunas realizaciones, un dispositivo de suministro de energía comprende un condensador y/o una compuerta de energía en el extremo distal de la línea de transmisión. El condensador y/o compuerta suministra energía (por ejemplo, energía de microondas) al sitio objetivo una vez que se ha acumulado un umbral de energía detrás del condensador y/o la compuerta. Se suministra energía de bajo nivel a lo largo de la línea de transmisión, reduciendo de este modo la acumulación de calor a lo largo de la ruta. Una vez que se ha acumulado suficiente energía en el condensador y/o compuerta, se envía una ráfaga de energía de alta energía (por ejemplo, energía de microondas) al sitio objetivo. El método de suministro de condensador y/o compuerta tiene la ventaja de un calentamiento reducido a lo largo de la ruta de transmisión debido a la transferencia de energía de bajo nivel, así

como ráfagas de alta energía que se administran en el sitio objetivo (por ejemplo, suficiente para la ablación del tumor).

5 En algunas realizaciones, todo o una parte del circuito de generación de energía está localizado en uno o más puntos a lo largo de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, todo o una parte del circuito de generación de microondas está localizado en uno o más puntos a lo largo de la línea de transmisión. En algunas realizaciones, la generación de energía (por ejemplo, energía de microondas) en uno o más puntos a lo largo de la línea de transmisión reduce la distancia que necesita desplazarse la energía, reduciendo de este modo la pérdida de energía y la generación de calor no deseado. En algunas realizaciones, generar energía (por ejemplo, energía de microondas) en uno o más puntos a lo largo de la línea de transmisión permite operar a niveles reducidos de energía a la vez que se proporciona el mismo nivel de energía al sitio de tratamiento.

VII. Sistemas de identificación

15 En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan elementos de identificación (por ejemplo, elementos de RFID, anillos de identificación (por ejemplo, fiduciaros), códigos de barras, etc.) asociados con uno o más componentes del sistema. En algunas realizaciones, el elemento de identificación transmite información sobre un componente particular del sistema. La presente invención no está limitada por la información transmitida. En algunas realizaciones, la información transmitida incluye, pero no se limita a, el tipo de componente (por ejemplo, fabricante, tamaño, clasificación energética, configuración del tejido, etc.), si el componente se ha utilizado antes (por ejemplo, para asegurarse que no se usen componentes no estériles), la localización del componente, información específica del paciente y similares. En algunas realizaciones, la información es leída por un procesador de la presente invención. En algunas de tales realizaciones, el procesador configura otros componentes del sistema para su uso con, o para el uso óptimo con, el componente que contiene el elemento de identificación.

30 En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen marcas en los mismos (por ejemplo, rayas, esquemas de color, grabados, marcas de agentes de contraste pintados, bandas radiopacas, anillos de identificación (por ejemplo, fiduciaros) y/o rugosidades) para mejorar la identificación de dispositivo de suministro de energía particular (por ejemplo, mejorar la identificación de un dispositivo particular localizado en las cercanías de otros dispositivos con apariencia similar). Las marcas encuentran un uso particular cuando se insertan múltiples dispositivos en un paciente. En tales casos, particularmente cuando los dispositivos pueden cruzarse entre sí en varios ángulos, es difícil para el médico tratante asociar qué extremo proximal del dispositivo, localizado fuera del cuerpo del paciente, corresponde a qué extremo distal del dispositivo, localizado dentro del cuerpo del paciente. En algunas realizaciones, una marca (por ejemplo, un número) presente en el extremo proximal del dispositivo para que sea visible por los ojos del médico y una segunda marca (por ejemplo, que corresponde al número) está presente en el extremo distal del dispositivo para que sea visible por un dispositivo de imagenología cuando está presente en el cuerpo. En algunas realizaciones, donde se emplea un conjunto de antenas, los miembros individuales del conjunto están numerados (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, etc.) tanto en los extremos proximales como distales. En algunas realizaciones, los mangos están numerados, se conectan unas antenas desmontables (por ejemplo, desechables) numeradas a los mangos antes de su uso. En algunas realizaciones, un procesador del sistema asegura que los mangos y las antenas coincidan correctamente (por ejemplo, mediante una etiqueta RFID u otros medios). En algunas realizaciones, donde la antena es desechable, el sistema proporciona una advertencia si se intenta reutilizar un componente desechable, cuando debería haberse desechado. En algunas realizaciones, las marcas mejoran la identificación en cualquier tipo de sistema de detección incluyendo, pero no limitado a, detección de MRI, CT y ultrasonidos.

50 Los sistemas de suministro de energía de la presente invención no se limitan a tipos particulares de dispositivos de seguimiento. En algunas realizaciones, se usan GPS y dispositivos relacionados con GPS. En algunas realizaciones, se usan dispositivos de RFID y relacionados con RFID. En algunas realizaciones, se usan códigos de barras.

55 En tales realizaciones, se requiere autorización (por ejemplo, introducción de un código, escaneo de un código de barras) antes del uso de un dispositivo con un elemento de identificación antes del uso de dicho dispositivo. En algunas realizaciones, el elemento de información identifica que un componente se ha usado antes y envía información al procesador para desactivar (por ejemplo, bloquear) el uso del sistema hasta que se proporciona un nuevo componente estéril.

VIII. Sistemas de monitorización de temperatura

60 En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan sistemas de monitorización de temperatura. En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización de la temperatura se usan para monitorizar la temperatura de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, con un sensor de temperatura). En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización de temperatura se usan para monitorizar la temperatura de una región de tejido (por ejemplo, tejido que se está tratando, tejido circundante). En algunas realizaciones, los sistemas de

monitorización de temperatura están diseñados para comunicarse con un procesador con el propósito de proporcionar información de temperatura a un usuario o al procesador para permitir que el procesador ajuste el sistema apropiadamente. En algunas realizaciones, las temperaturas se monitorizan en varios puntos a lo largo de la antena para estimar el estado de ablación, el estado de refrigeración o las comprobaciones de seguridad. En algunas realizaciones, las temperaturas monitorizadas en varios puntos a lo largo de la antena se usan para determinar, por ejemplo, las características geográficas de la zona de ablación (por ejemplo, diámetro, profundidad, longitud, densidad, anchura, etc.) (por ejemplo, en base al tipo de tejido, y la cantidad de energía usada en el dispositivo de suministro de energía). En algunas realizaciones, las temperaturas monitorizadas en varios puntos a lo largo de la antena se usan para determinar, por ejemplo, el estado del procedimiento (por ejemplo, el final del procedimiento). En algunas realizaciones, la temperatura se monitoriza usando termopares o medios electromagnéticos a través de la antena intersticial. En algunas realizaciones, los datos recopilados de la monitorización de la temperatura se usan para iniciar uno o más procedimientos de refrigeración descritos en la presente (por ejemplo, flujo de refrigerante, potencia reducida, programa de impulsos, apagado, etc.).

15 IX. Concentradores de dispositivos de procedimiento

El sistema puede emplear además uno o más componentes adicionales que, directa o indirectamente, aprovechan o ayudan a las características de otros componentes. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se usan uno o más dispositivos de monitorización para monitorizar y/o informar de la función de uno cualquiera o más de los componentes del sistema. Además, cualquier dispositivo o sistema médico que pueda usarse, directa o indirectamente, junto con los dispositivos puede incluirse con el sistema. Tales componentes incluyen, pero no se limitan a, sistemas, dispositivos y componentes de esterilización, otros dispositivos o sistemas quirúrgicos, de diagnóstico o de monitorización, equipos informáticos, manuales, instrucciones, etiquetas y directrices, equipos robóticos y similares.

En algunas realizaciones, los sistemas emplean bombas, depósitos, tuberías, cableado u otros componentes que proporcionan materiales sobre la conectividad de los varios componentes de los sistemas de la presente invención. Por ejemplo, puede usarse cualquier tipo de bomba para suministrar refrigerantes gaseosos o líquidos a las antenas de la presente invención. En el sistema pueden emplearse tanques de manipulación de gases o líquidos que contienen refrigerante. En algunas realizaciones, se usa más de un tanque de tal manera que cuando un tanque se vacía, se usarán tanques adicionales automáticamente para evitar una interrupción en un procedimiento (por ejemplo, cuando un tanque de CO₂ se vacía, se usa un segundo de los tanques de CO₂ automáticamente evitando de este modo la interrupción del procedimiento). En ciertas realizaciones, los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, el dispositivo de suministro de energía, el procesador, la fuente de alimentación, el sistema de imagenología, el sistema de ajuste de temperatura, el sistema de monitorización de temperatura y/o los sistemas de identificación) y todas las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía relacionadas (por ejemplo, cables, alambres, cordones, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y elementos de comunicación) se proporcionan de una manera que reduce los problemas de presentación no deseados (por ejemplo, enredos, desorden y compromiso de la esterilidad asociado con fuentes de utilización del sistema de suministro de energía no organizadas). La presente invención no se limita a una manera particular de proporcionar sistemas de suministro de energía y fuentes de utilización de los sistemas de suministro de energía de tal manera que se reducen los problemas de presentación no deseados.

En algunas realizaciones, se emplea un concentrador de dispositivo de procedimiento que organiza y centraliza los cables y minimiza el desorden, a la vez que centraliza y consolida las funciones de control. Por ejemplo, puede usarse una caja de importación/exportación. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación contiene la fuente de alimentación y el suministro de refrigerante. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación está localizada fuera de un campo estéril en el que se está tratando al paciente. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación está localizada fuera de la habitación en la que se está tratando al paciente. En algunas realizaciones, uno o más cables conectan la caja de importación/exportación con un módulo del dispositivo de procedimiento, que a su vez está conectado y suministra energía y refrigerante a un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, se usa un solo cable (por ejemplo, una funda de transporte). Por ejemplo, en algunas de tales realizaciones, una funda de transporte contiene componentes para el suministro de energía y refrigerante hacia y/o desde la caja de importación/exportación. En algunas realizaciones, la funda de transporte se conecta al módulo del dispositivo de procedimiento sin causar un obstáculo físico para los practicantes médicos (por ejemplo, se desplaza por debajo del suelo, por encima de la cabeza, etc.). En algunas realizaciones, el cable es un cable de baja pérdida (por ejemplo, un cable de baja pérdida que conecta la fuente de alimentación al concentrador del dispositivo de procedimiento). En algunas realizaciones, el cable de baja pérdida se fija (por ejemplo, al concentrador del dispositivo de procedimiento, a una mesa de procedimiento, a un techo) para evitar lesiones en el caso de un tirón accidental del cable. En algunas realizaciones, el cable que conecta el generador de energía (por ejemplo, el generador de energía de microondas) y el concentrador del dispositivo de procedimiento es un cable reutilizable de baja pérdida. En algunas realizaciones, el cable que conecta el concentrador del dispositivo de procedimiento al dispositivo de suministro de energía es un cable desechable flexible. En algunas realizaciones, se emplea un sistema de ablación por microondas CERTUS 140 (NeuWave Medical, Madison, Wisconsin).

La presente invención no se limita a un tipo o clase particular de módulo del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para recibir energía, refrigerante u otros elementos de la caja de importación/exportación u otras fuentes. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento proporciona un centro de control, localizado físicamente cerca del paciente, para uno cualquiera o más de: suministrar energía a un dispositivo médico, hacer circular refrigerante a un dispositivo médico, recopilar y procesar datos (por ejemplo, datos de imagenología, datos de suministro de energía, datos de monitorización de seguridad, datos de temperatura y similares) y proporcionar cualquier otra función que facilite un procedimiento médico. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para acoplar la funda de transporte para recibir las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía asociadas. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para recibir y distribuir las varias fuentes de utilización del sistema de suministro de energía a los dispositivos aplicables (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía, sistemas de imagenología, sistemas de ajuste de temperatura, sistemas de monitorización de temperatura, y/o sistemas de identificación). Por ejemplo, en algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para recibir energía de microondas y refrigerante de fuentes de utilización del sistema de suministro de energía y distribuir la energía de microondas y el refrigerante a un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para encender o apagar, calibrar y ajustar (por ejemplo, automática o manualmente) la cantidad de una fuente de utilización del sistema de suministro de energía particular como se desee. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene un divisor de potencia en el mismo para ajustar (por ejemplo, encender, apagar, calibrar manual o automáticamente) la cantidad de una fuente de utilización del sistema de suministro de energía en particular como se desee. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene en el mismo un software diseñado para proporcionar fuentes de utilización del sistema de suministro de energía de la manera deseada. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene una región de visualización que indica las características asociadas para cada fuente de utilización del sistema de suministro de energía (por ejemplo, qué dispositivos se están usando/no se están usando actualmente, la temperatura para una región particular del cuerpo, la cantidad de gas presente en un tanque de CO₂ particular, etc.). En algunas realizaciones, la región de visualización tiene capacidad táctil (por ejemplo, una pantalla táctil). En algunas realizaciones, el procesador asociado con el sistema de suministro de energía está localizado en el módulo del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación asociada con los sistemas de suministro de energía se encuentra dentro del módulo del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene un sensor configurado para inhibir automáticamente una o más fuentes de utilización del sistema de suministro de energía ante la aparición de un evento no deseado (por ejemplo, calentamiento no deseado, fuga no deseada, cambio de presión no deseado, etc.). En algunas realizaciones, el peso del concentrador del dispositivo de procedimiento es tal que podría colocarse sobre un paciente sin causar molestias y/o daño al paciente (por ejemplo, menos de 15 libras, menos de 10 libras, menos de 5 libras).

La FIG. 7 proporciona un ejemplo de un componente de un módulo para conectar un dispositivo de suministro de energía a suministros de energía y refrigerante. El componente contiene una carcasa **700** (mostrada en corte para revelar los componentes internos). Un suministro de componente de conexión de refrigerante **710** (por ejemplo, Swagelok, SS-QM2-S-100 para una conexión rápida) se extiende fuera de la carcasa para conectarse a un refrigerante. Un componente de conexión de energía ablativa **720** (por ejemplo, un conector QMA para una conexión rápida) se extiende fuera de la carcasa para conectarse a un generador. Un componente de conexión eléctrica **730** se extiende fuera de la carcasa para conectarse a una fuente eléctrica. Se proporciona un alivio de tensión **740** a través del cual se inserta el extremo proximal de un cable del dispositivo de suministro de energía y se conecta a los suministros de energía y refrigerante.

En algunas realizaciones, un conductor interior hueco del dispositivo de suministro de energía está acoplado directamente con el componente de conexión de refrigerante **710** (por ejemplo, soldados entre sí). En algunas de tales realizaciones, la fuente de energía ablativa también está acoplada al componente de conexión de refrigerante **710** mediante un cable que se une en un extremo al extremo interior del componente de conexión de energía **720** y en el otro extremo al conductor interior a través del componente de conexión de refrigerante **710**. Como tal, tanto el refrigerante como la energía están enlazadas entre sí en el mismo interconector (**710**). En algunas de tales realizaciones, el cable de energía se une al conductor interior en ángulo recto a una distancia de $\frac{1}{4}$ de longitud de onda desde su extremo. Como tal, una onda reflejada hacia atrás se cancela, evitando que la energía se refleje.

En algunas realizaciones, la carcasa **700** comprende además un sensor de presión (no mostrado). El sensor de presión monitoriza el flujo de refrigerante a través de cualquier mecanismo deseado (por ejemplo, sensor de flujo; sensor de presión; análisis diferencial en dos puntos diferentes; cambio de flujo en un punto; etc.). En caso de que se identifique un flujo de refrigerante anómalo, se activa una alarma y/o se alteran automáticamente los parámetros del sistema (por ejemplo, se apaga la energía, se apaga el refrigerante).

En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está diseñado para su localización dentro de un entorno estéril. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento se coloca en la cama de un paciente, una mesa en la que está el paciente (por ejemplo, una mesa usada para imagenología por

- CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología por MRI, etc.) u otra estructura cercana al paciente (por ejemplo, la estructura de CT). En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento se coloca en una mesa separada. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento se fija al techo. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento se fija a un techo de tal manera que un usuario (por ejemplo, un médico) pueda moverlo a la posición deseada (evitando de este modo tener que colocar las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía (por ejemplo, cables, alambres, cordones, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión, y elementos de comunicación) en o cerca de un paciente mientras está en uso). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se coloca para apoyarse sobre un paciente (por ejemplo, sobre las piernas, los muslos, la cintura, el pecho de un paciente). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se coloca por encima de la cabeza de un paciente o por debajo de los pies de un paciente. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene velcro que permite la fijación en una región deseada (por ejemplo, una mesa de procedimiento, un paño y/o bata de un paciente).
- En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a una correa del procedimiento usada para procedimientos médicos (por ejemplo, una correa de seguridad de CT). En algunas realizaciones, la correa del procedimiento se une a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT) (por ejemplo, a través de una ranura en los lados de la mesa de procedimiento, a través de Velcro, a través de adhesivo, a través de succión) y se usa para asegurar un paciente a la mesa de procedimiento (por ejemplo, envolviendo al paciente y conectándolo con, por ejemplo, Velcro). El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a una manera particular de fijación con una correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une a la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une a una correa separada que permite el reemplazo de la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une a una correa separada configurada para unirse a la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une a una correa separada configurada para unirse a cualquier región de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une a una correa separada que tiene aislamiento y/o acolchado para asegurar la comodidad del paciente.
- En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a un anillo de procedimiento. La presente invención no se limita a un tipo o clase particular de anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento está configurado para colocarse alrededor de un paciente (por ejemplo, alrededor del torso, la cabeza, los pies, el brazo, etc. de un paciente). En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento está configurado para unirse a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT). El anillo del dispositivo de procedimiento no se limita a una forma particular. En algunas realizaciones, el anillo del dispositivo de procedimiento es, por ejemplo, ovalado, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunas realizaciones, el anillo del dispositivo de procedimiento tiene aproximadamente la mitad de una forma cíclica (por ejemplo, el 25% de una forma cíclica, el 40% de una forma cíclica, el 45% de una forma cíclica, el 50% de una forma cíclica, 55 de una forma cíclica, 60 de una forma cíclica, 75 de una forma cíclica). En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento es, por ejemplo, metal, plástico, grafito, madera, cerámica o cualquier combinación de los mismos. El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a una manera particular de unión al anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une al anillo de procedimiento (por ejemplo, con Velcro, fijación a presión, con un agente adhesivo). En algunas realizaciones que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida se unen adicionalmente al anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, puede ajustarse el tamaño del anillo de procedimiento (por ejemplo, retraerse, extenderse) para adaptarse al tamaño de un paciente. En algunas realizaciones, pueden añadirse elementos adicionales al anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento puede moverse fácilmente hacia y desde las cercanías de un paciente.
- En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a un paño estéril personalizado. La presente invención no se limita a un tipo o clase particular de paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado está configurado para ser colocado en un paciente (por ejemplo, en el torso, cabeza, pies, brazo, cuerpo entero, etc. de un paciente). En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado está configurado para unirse a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT). El paño estéril personalizado no se limita a una forma particular. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado es, por ejemplo, ovalado, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunas realizaciones, la forma del paño estéril personalizado es tal que se adapta a una región particular del cuerpo de un paciente. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento es, por ejemplo, tela, plástico, o cualquier combinación de los mismos. El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a una forma particular de unión al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une al paño estéril personalizado (por ejemplo, con Velcro, con fijación a presión, con un agente adhesivo, pinzas (por ejemplo, pinzas de cocodrilo)). En algunas realizaciones que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida se unen adicionalmente al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, pueden unirse artículos adicionales al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado puede moverse fácilmente hacia y desde las cercanías de un paciente. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado tiene una o más fenestraciones con el propósito de realizar procedimientos médicos.

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado con patas para colocar el concentrador en las proximidades de un paciente. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene patas ajustables (por ejemplo, lo que permite colocar el concentrador del dispositivo de procedimiento en una variedad de posiciones). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene tres patas ajustables, lo que permite colocar el dispositivo en varias posiciones de trípode. En algunas realizaciones, las patas tienen velcro que permite la unión sobre una región deseada (por ejemplo, una mesa de procedimiento, un paño y/o bata de un paciente). En algunas realizaciones, las patas están formadas de un material elástico configurado para formar un arco sobre la mesa de procedimiento (por ejemplo, mesa de CT) y apretar los rieles de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, las patas están configuradas para unirse sobre los rieles de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador de procedimiento se une directa o indirectamente a un brazo, que puede conectarse a un armazón de cama o riel de mesa de procedimiento.

En algunas realizaciones, el dispositivo de procedimiento está configurado para comunicarse (de forma inalámbrica o por cable) con un procesador (por ejemplo, un ordenador, con Internet, con un teléfono móvil, con una PDA). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento puede manejarse mediante control remoto. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene una o más luces. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento proporciona una señal detectable (por ejemplo, auditiva, visual (por ejemplo, luz pulsante)) cuando la energía fluye desde el concentrador del dispositivo de procedimiento a un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene una entrada auditiva (por ejemplo, un reproductor MP3). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene altavoces para proporcionar sonido (por ejemplo, sonido de un reproductor MP3). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene una salida auditiva para proporcionar sonido a un sistema de altavoces externos. En algunas realizaciones, el uso de un módulo del dispositivo de procedimiento permite el uso de cables, alambres, cordones, tubos y/o tuberías más cortos (por ejemplo, menos de 4 pies, 3 pies, 2 pies). En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento y/o uno más de los componentes conectados al mismo, o partes de los mismos, están cubiertos por una funda estéril. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene un amplificador de potencia para suministrar energía (por ejemplo, a un dispositivo de suministro de energía).

En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para comprimir los refrigerantes transportados (por ejemplo, CO₂) a cualquier presión deseada para, por ejemplo, retener el refrigerante a una presión deseada (por ejemplo, el punto crítico para un gas) para mejorar la refrigeración o el mantenimiento de la temperatura. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se proporciona un gas en o cerca de su punto crítico con el propósito de mantener la temperatura de un dispositivo, línea, cable u otro componente en o cerca de una temperatura definida constante. En algunas de tales realizaciones, un componente no se enfría per se, en el sentido de que su temperatura no desciende de una temperatura inicial (por ejemplo, temperatura ambiente), sino que se mantiene a una temperatura constante que es más fría que donde estaría el componente, sino fuese por la intervención. Por ejemplo, puede usarse CO₂ en o cerca de su punto crítico (por ejemplo, 31,1 grados Celsius a 78,21 kPa) para mantener la temperatura de manera que los componentes del sistema estén lo suficientemente fríos como para no quemar tejido, pero tampoco se enfríen ni se mantengan significativamente por debajo de la temperatura ambiente o la temperatura corporal de manera que dicha piel en contacto con el componente se congele o resulte dañada por el frío. El uso de tales configuraciones permite el uso de menos aislamiento, ya que no hay componentes "fríos" que deban protegerse de las personas o del medio ambiente. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene un elemento retráctil diseñado para rebobinar cables, alambres, cordones, tubos y tuberías usados y/o no usados que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y/o elementos de comunicación. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento está configurado para cebar refrigerantes para su distribución en, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de manera que el refrigerante esté a la temperatura deseada antes de que se use el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el módulo del dispositivo de procedimiento tiene en el mismo un software configurado para cebar refrigerantes para su distribución en, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de tal manera que el sistema esté a la temperatura deseada antes de que se use el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la circulación de refrigerantes en o cerca del punto crítico permite la refrigeración de los elementos electrónicos de los dispositivos de suministro de energía sin tener que usar mecanismos de refrigeración adicionales (por ejemplo, ventiladores).

En una realización ilustrativa, una caja de importación/exportación contiene una o más fuentes de energía de microondas y un suministro de refrigerante (por ejemplo, gas de dióxido de carbono presurizado). Esta caja de importación/exportación está conectada a una única funda de transporte que suministra tanto la energía de microondas como el refrigerante a un dispositivo de procedimiento. La línea de refrigerante o la línea de energía dentro de la funda de transporte pueden enrollarse una alrededor de la otra para permitir una refrigeración máxima de la propia funda de transporte. La funda de transporte se lleva al campo estéril donde se va a realizar un procedimiento a lo largo del suelo en una localización que no interfiera con el movimiento del equipo médico que atiende al paciente. La funda de transporte se conecta a una mesa localizada cerca de una mesa de imagenología sobre la que se acuesta el paciente. La mesa es portátil (por ejemplo, sobre ruedas) y puede conectarse a la mesa

de imagenología para que se muevan juntas. La mesa contiene un brazo, que puede ser flexible o telescópico, para permitir la colocación del brazo por encima y sobre el paciente. La funda de transporte, o los cables conectados a la funda de transporte, discurren a lo largo del brazo hasta la posición superior. Al final del brazo está el módulo del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, se proporcionan dos o más brazos con dos o más módulos del dispositivo de procedimiento o dos o más subcomponentes de un único módulo del dispositivo de procedimiento. El módulo del dispositivo de procedimiento es pequeño (por ejemplo, menos de 1 pie cúbico, menos de 10 cm cúbicos, etc.) para permitir un fácil movimiento y colocación por encima del paciente. El módulo del dispositivo de procedimiento contiene un procesador para controlar todos los aspectos informáticos del sistema. El módulo del dispositivo contiene uno o más puertos de conexión para conectar cables que conducen a dispositivos de suministro de energía. Los cables están conectados a los puertos. Los cables son retráctiles y de menos de tres pies de longitud. El uso de cables cortos reduce los gastos y evita la pérdida de energía. Cuando no se usan, los cables cuelgan en el aire por encima del paciente, fuera de contacto con el cuerpo del paciente. Los puertos se configuran con una carga ficticia cuando no están en uso (por ejemplo, cuando un dispositivo de suministro de energía no está conectado a un puerto en particular). El módulo del dispositivo de procedimiento está al alcance del médico tratante para que los controles del ordenador puedan ajustarse y la información mostrada pueda verse en tiempo real durante un procedimiento.

X. Usos de los sistemas de suministro de energía

Los sistemas de la presente invención no se limitan a usos particulares. De hecho, los sistemas de suministro de energía de la presente invención están diseñados para su uso en cualquier entorno en el que sea aplicable la emisión de energía. Tales usos incluyen todas y cada una de las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Además, los sistemas y dispositivos de la presente invención pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación en la que se deba suministrar energía.

En algunas realizaciones, la presente invención proporciona sistemas que acceden a una región del cuerpo de difícil acceso (por ejemplo, la periferia o las regiones centrales de los pulmones). En algunas realizaciones, el sistema navega a través de una estructura corporal ramificada (por ejemplo, árbol bronquial) para llegar a un sitio objetivo. En algunas realizaciones, los sistemas, dispositivos y métodos proporcionan suministro de energía (por ejemplo, energía de microondas, energía para ablación de tejidos) a regiones de difícil acceso de un cuerpo, órgano o tejido (por ejemplo, la periferia o región central de los pulmones). En algunas realizaciones, el sistema suministra energía (por ejemplo, energía de microondas, energía para la ablación de tejidos) a un sitio objetivo a través de una estructura ramificada (por ejemplo, árbol bronquial). En algunas realizaciones, el sistema suministra energía (por ejemplo, energía de microondas, energía para la ablación de tejidos) a la periferia o región central de los pulmones a través de los bronquios (por ejemplo, bronquios primarios, bronquios secundarios, bronquios terciarios, bronquiolos, etc.). En algunas realizaciones, acceder a los pulmones a través de los bronquios proporciona un enfoque preciso y exacto a la vez que minimiza el daño colateral a los pulmones. Acceder al pulmón (por ejemplo, el pulmón central o la periferia del pulmón) desde el exterior del pulmón requiere perforar o cortar el pulmón, lo que puede evitarse mediante un acceso bronquial.

En algunas realizaciones, se hace avanzar un catéter primario (por ejemplo, endoscopio, broncoscopio, etc.), que contiene un catéter de canal y un catéter de navegación orientable hacia el árbol bronquial (por ejemplo, a través de la tráquea) hasta que la circunferencia decreciente de los bronquios no permita un mayor avance del catéter primario. En algunas realizaciones, se hace avanzar un catéter primario (por ejemplo, endoscopio, broncoscopio, etc.), que contiene un catéter de canal y un catéter de navegación orientable, hacia el árbol bronquial (por ejemplo, a través de la tráquea) hasta el punto deseado para el despliegue del catéter de canal. En algunas realizaciones, el catéter primario se hace avanzar hacia la tráquea, los bronquios primarios y/o los bronquios secundarios, pero no más allá. En algunas realizaciones, se hace avanzar un catéter de canal que contiene un catéter de navegación orientable a través del catéter primario, y más allá de la punta distal del catéter primario, hacia el árbol bronquial (por ejemplo, a través de la tráquea, a través de los bronquios primarios, a través de los bronquios secundarios, a través de los bronquios terciarios, a través de los bronquiolos, etc.) hasta la localización objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento, tumor, etc.). En algunas realizaciones, se hace avanzar un catéter de canal que contiene un catéter de navegación orientable hacia el árbol bronquial (por ejemplo, a través de la tráquea, bronquios primarios, etc.) hasta que el tamaño decreciente de los bronquios no permita un avance adicional (por ejemplo, en los bronquios terciarios, en los bronquiolos, en el sitio de tratamiento). En algunas realizaciones, el catéter de canal se hace avanzar hacia la tráquea, los bronquios primarios, los bronquios secundarios, los bronquios terciarios y/o los bronquiolos. En algunas realizaciones, el catéter de navegación orientable se hace avanzar hacia la tráquea, los bronquios primarios, los bronquios secundarios, los bronquios terciarios, y/o los bronquiolos hasta el sitio de tratamiento. En algunas realizaciones, el catéter de navegación orientable se extrae a través del catéter de canal, dejando la luz del canal abierto que se extiende desde el punto de inserción (por ejemplo, en el sujeto, en la tráquea, en el árbol bronquial, etc.), a través del árbol bronquial (por ejemplo, a través de la tráquea, bronquios primarios, bronquios secundarios, bronquios terciarios, bronquiolos, etc.) hasta el sitio objetivo (por ejemplo, sitio de tratamiento, tumor, tumor pulmonar central o periférico). En algunas realizaciones, se inserta un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un dispositivo de ablación por microondas) a través de la luz del canal abierto para acceder al sitio objetivo. En algunas realizaciones, la presente invención proporciona sistemas, dispositivos y

métodos para acceder a tumores pulmonares centrales o periféricos a través del árbol bronquial con un dispositivo de ablación por microondas.

5 En algunas realizaciones, se emplea tratamiento transbronquial. En tales realizaciones, los dispositivos se colocan a través de las vías respiratorias (por ejemplo, siguiendo el árbol bronquial) hasta la mejor línea recta u otra trayectoria deseada hacia el objetivo. Luego, se perfora la pared de la vía respiratoria y se hace avanzar el dispositivo cerca del objetivo para facilitar la ablación.

10 En algunas realizaciones, la presente invención proporciona sistemas, métodos y dispositivos para la colocación de un dispositivo de suministro de energía en una región de tejido de difícil acceso dentro de un sujeto. En algunas realizaciones, la presente invención proporciona la colocación de un dispositivo de suministro de energía para la terapia de ablación de tejidos (por ejemplo, ablación de tumores). En algunas realizaciones, la presente invención proporciona acceso, y/o tratamiento de tumores, crecimientos y/o nódulos en la periferia de los pulmones o en los pulmones centrales. En algunas realizaciones, la presente invención proporciona acceso, y ablación de, nódulos pulmonares periféricos. Los nódulos pulmonares periféricos y los nódulos centrales son de difícil acceso a través del árbol bronquial debido a su localización cerca de los bronquios terciarios y los bronquiolos, fuera del alcance de los dispositivos y técnicas convencionales. En algunas realizaciones, los dispositivos, sistemas y métodos de la presente invención proporcionan acceso a nódulos pulmonares centrales y periféricos a través del árbol bronquial. Los nódulos pulmonares periféricos tienen generalmente menos de 25 mm de diámetro (por ejemplo, <25 mm, <20 mm, <10 mm, <5 mm, <2 mm, <1 mm, etc.). En algunas realizaciones, los nódulos pulmonares periféricos tienen un diámetro de 0,1 mm - 25 mm (por ejemplo, 0,1 mm ... 0,2 mm 0,5 mm. 1,0 mm .. 1,4 mm ... 2,0 mm .. 5,0 mm . 10 mm ... 20 mm ... 25 mm, y diámetros en los mismos). En algunas realizaciones, la presente invención proporciona acceso y tratamiento de tumores, crecimientos y nódulos de cualquier tamaño y cualquier localización dentro de un sujeto (por ejemplo, dentro de los pulmones de un sujeto). En algunas realizaciones, la presente invención proporciona tratamiento curativo y/o tratamiento paliativo de tumores (por ejemplo, nódulos) en el pulmón central o periférico.

XI. Sistemas de colocación de dispositivos

30 En algunas realizaciones, la presente invención proporciona un catéter primario (por ejemplo, endoscopio, broncoscopio, etc.). En algunas realizaciones, cualquier endoscopio o broncoscopio adecuado conocido por los expertos en la técnica encuentra uso como catéter primario en la presente invención. En algunas realizaciones, un catéter primario adopta características de uno o más endoscopios y/o broncoscopios conocidos en la técnica, así como características descritas en la presente. Un tipo de broncoscopio flexible convencional se describe en la Patente de Estados Unidos N° 4.880.015, incorporada en la presente como referencia en su totalidad. El broncoscopio mide 790 mm de longitud y tiene dos partes principales, un cabezal de trabajo y un tubo de inserción. El cabezal de trabajo contiene un ocular; una lente ocular con un anillo de ajuste de dioptrías; accesorios para tubería de succión, una válvula de succión y una fuente de luz; y un puerto de acceso o entrada de biopsia, a través del cual pueden pasarse varios dispositivos y fluidos hacia el canal de trabajo y fuera del extremo distal del broncoscopio. El cabezal de trabajo está unido al tubo de inserción, que normalmente mide 580 mm de longitud y 6,3 mm de diámetro. El tubo de inserción contiene haces de fibra óptica, que terminan en la lente del objetivo en la punta distal, guías de luz y un canal de trabajo. Otros endoscopios y broncoscopios que pueden encontrar uso en realizaciones de la presente invención, o partes que pueden encontrar uso en la presente invención, se describen en la Patente de Estados Unidos N° 7.473.219; Patente de Estados Unidos N° 6.086.529; Patente de Estados Unidos N° 4.586.491; Patente de Estados Unidos N° 7.263.997; Patente de Estados Unidos N° 7.233.820; y Patente de Estados Unidos N° 6.174.307.

50 En algunas realizaciones, la presente invención proporciona un catéter de canal (también conocido como catéter de guía, funda, catéter de funda, etc.). En algunas realizaciones, un catéter de guía está configurado para caber dentro de la luz de un catéter primario y contiene una luz de canal de diámetro suficiente (por ejemplo, 1 mm . 2 mm ... 3 mm .. 4 mm . 5 mm) para acomodar un catéter de navegación orientable y/o una o más herramientas adecuadas (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía). En algunas realizaciones, un catéter de canal tiene la longitud suficiente para extenderse desde un sitio de inserción (por ejemplo, boca, incisión en el cuerpo del sujeto, etc.) a través de la tráquea y/o árbol bronquial hasta un sitio de tratamiento en el pulmón central o periférico (por ejemplo 50 cm... 75 cm... 1 m... 1,5 m... 2 m). En algunas realizaciones, un catéter de canal tiene la longitud suficiente para extenderse más allá del alcance de un catéter primario para alcanzar un sitio de tratamiento (por ejemplo, tejido pulmonar central o periférico). En algunas realizaciones, un catéter de canal es altamente flexible para acceder a una ruta tortuosa a través de un sujeto (por ejemplo, a través de una estructura ramificada, a través del árbol bronquial, etc.). En algunas realizaciones, se construye un catéter de canal de material trenzado para proporcionar tanto resistencia como flexibilidad, como se entiende en la técnica. En algunas realizaciones, un catéter de canal comprende el conductor exterior de una línea de transmisión triaxial o coaxial. En algunas realizaciones, un catéter de canal comprende un mecanismo de navegación y/o dirección. En algunas realizaciones, un catéter de canal no tiene un medio independiente de navegación, reconocimiento de posición o maniobra. En algunas realizaciones, un catéter de canal se basa en el catéter primario o catéter de navegación orientable para su colocación.

En algunas realizaciones, la presente invención proporciona un catéter de navegación orientable. En algunas realizaciones, un catéter de navegación orientable está configurado para caber dentro de la luz de un catéter de canal. En algunas realizaciones, un catéter de navegación orientable tiene un diámetro similar a las líneas de transmisión de energía descritas en la presente (por ejemplo, 0,2 mm ... 0,5 mm ... 1,0 mm ... 1,5 mm ... 2,0 mm).

5 En algunas realizaciones, un catéter de navegación orientable tiene la longitud suficiente para extenderse desde un sitio de inserción (por ejemplo, boca, incisión en el cuerpo del sujeto, etc.) hasta un sitio de tratamiento (por ejemplo, a través de la tráquea y/o árbol bronquial hasta un sitio de tratamiento en el pulmón central o periférico (por ejemplo, 10 50 cm... 75 cm... 1 m... 1,5 m... 2 m). En algunas realizaciones, un catéter de canal tiene la longitud suficiente para extenderse más allá del alcance de un catéter primario para llegar a un sitio de tratamiento (por ejemplo tejido pulmonar central o periférico). En algunas realizaciones, un catéter de navegación orientable se acopla a un catéter de canal de tal manera que el movimiento del catéter de navegación orientable da como resultado un movimiento sincrónico del catéter de canal. En algunas realizaciones, a medida que se inserta un catéter de navegación orientable a lo largo de una ruta en un sujeto, el catéter de canal que rodea al catéter de navegación orientable se mueve con él. En algunas realizaciones, un catéter de canal se coloca dentro de un sujeto mediante un catéter de navegación orientable. En algunas realizaciones, un catéter de navegación orientable puede desacoplarse de un catéter de canal. En algunas realizaciones, el desacoplamiento de un catéter de navegación orientable y un catéter de canal permite el movimiento del catéter de navegación orientable adicionalmente a lo largo de una ruta sin movimiento del catéter de canal. En algunas realizaciones, el desacople de un catéter de navegación orientable y un catéter de canal permite la retracción del catéter de navegación orientable a través del catéter de canal sin movimiento del catéter de canal.

15
20

En algunas realizaciones, todos los componentes insertados de un sistema o dispositivo están configurados para moverse a lo largo de una ruta estrecha y tortuosa a través de un sujeto (por ejemplo, a través de una estructura ramificada, a través del árbol bronquial, etc.). En alguna realización, los componentes comprenden un material flexible configurado para radios de giro estrechos. En alguna realización, los componentes necesariamente rígidos se reducen en tamaño (por ejemplo, una longitud corta) para permitir radios de giro estrechos.

25

Aunque la invención se ha descrito en relación con realizaciones específicas, debe entenderse que la invención tal como se reivindica no debe limitarse indebidamente a tales realizaciones específicas.

30

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo para suministrar energía de microondas a una región distante del cuerpo, que comprende:
 - 5 un extremo proximal conectable a un generador de energía de microondas y una fuente de refrigerante; un extremo distal configurado para generar energía ablativa en una región definida que rodea dicho extremo distal;
 - 10 un conductor interior (500), en donde dicho conductor interior es hueco; una región central que comprende un núcleo no conductor (510) que rodea el conductor interior de tal manera que haya un espacio de aire (520) entre el núcleo no conductor y el conductor interior; y
 - 15 un conductor exterior que rodea dicho núcleo no conductor; en donde el conductor exterior comprende un material flexible y/o plegable; y un intercambiador de flujo de refrigerante en el extremo distal configurado para recibir refrigerante desde dicho conductor interior y devolver dicho refrigerante a través de dicho espacio de aire.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el dispositivo es capaz de navegación endobronquial y/o navegación transbronquial.
3. El dispositivo de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde el diámetro del dispositivo está dimensionado para la administración endobronquial de energía de microondas a un nódulo pulmonar central o periférico.
4. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, en donde el diámetro del dispositivo es menor de 3 mm.
5. El dispositivo de la reivindicación 4, en donde el diámetro del dispositivo es menor de 1,4 mm.
6. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, en donde el conductor exterior comprende tereftalato de polietileno orientado biaxialmente.
7. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, que comprende además un tubo de monofilamento (530) rodeando en espiral dicho conductor interior para formar un canal espiral en el espacio de aire entre el núcleo no conductor y el conductor interno.
8. Un sistema que comprende el dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1-7 y uno o más de un tubo de administración, un generador de microondas, un suministro de refrigerante, un ordenador de control, un dispositivo de imagenología y una interfaz de potencia y refrigerante.

FIG. 1

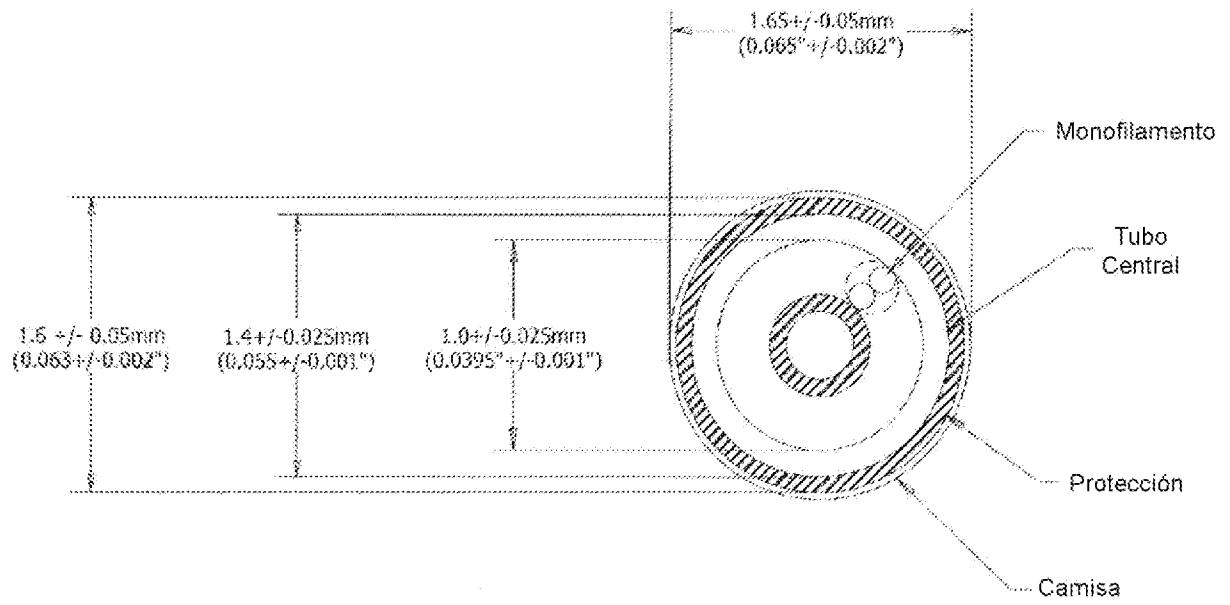


FIG. 2

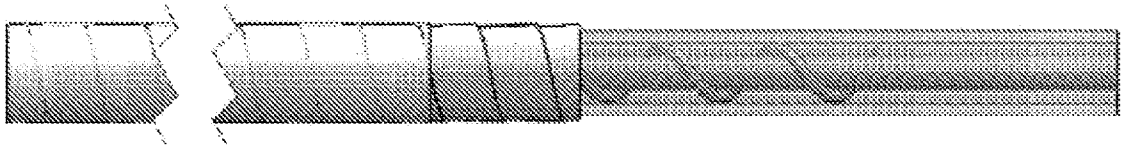


FIG. 3A

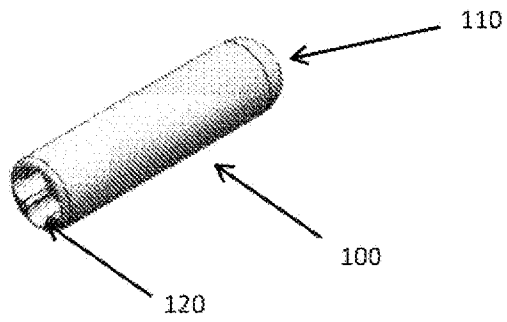


FIG. 3B

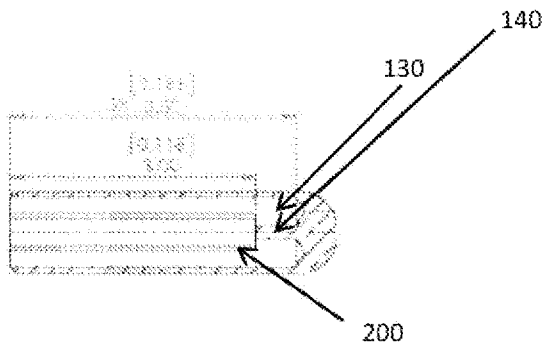


FIG. 3C

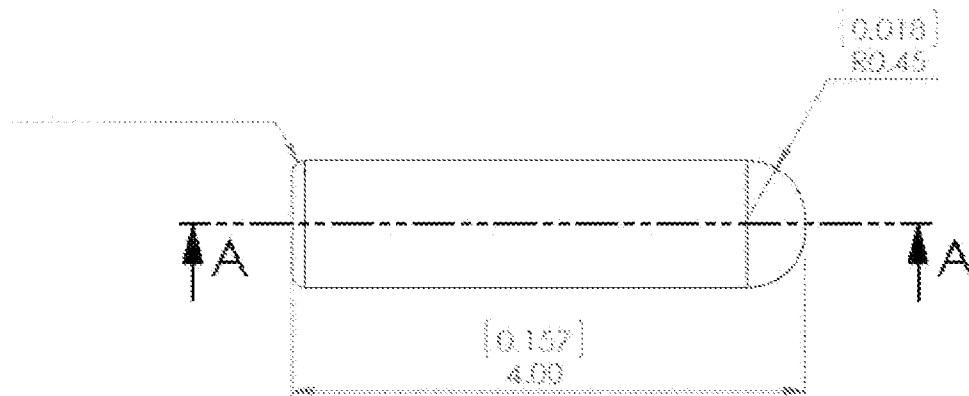


FIG. 4A

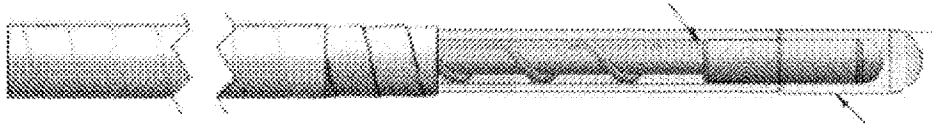


FIG. 4B

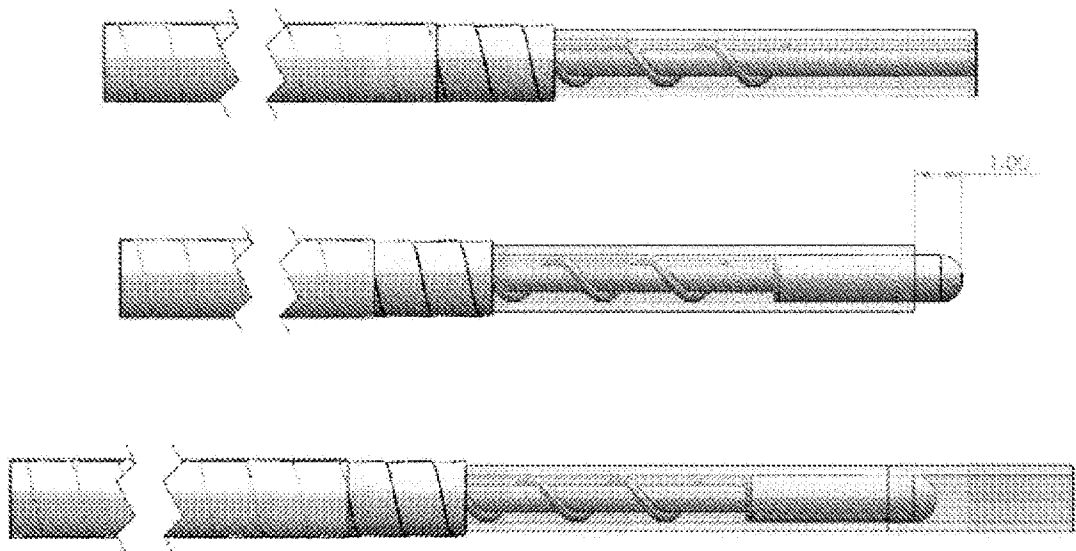


FIG. 5

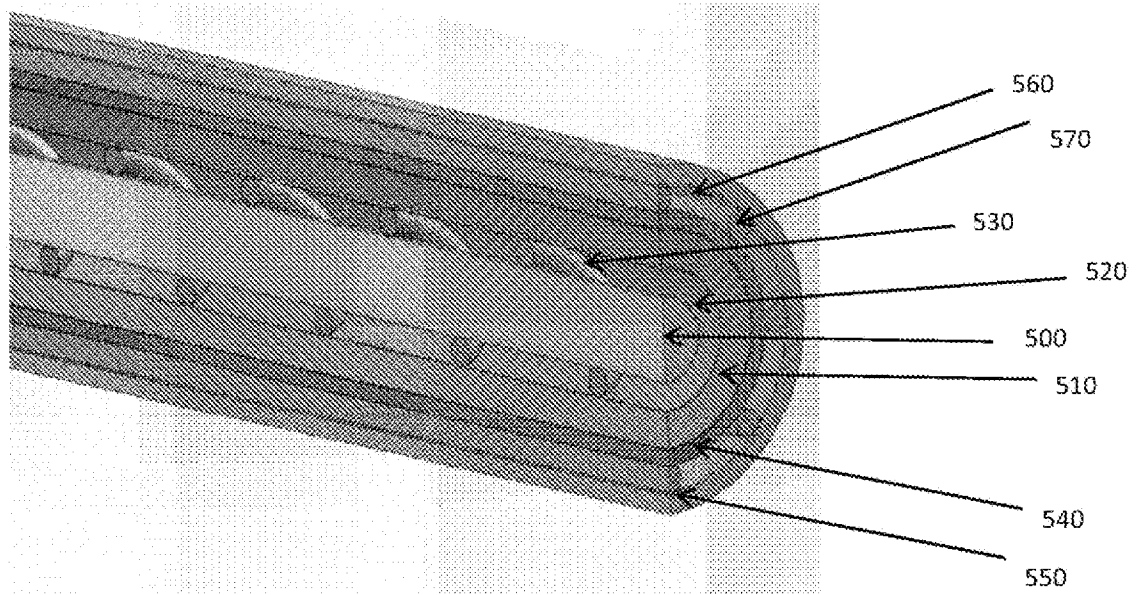


FIG. 6

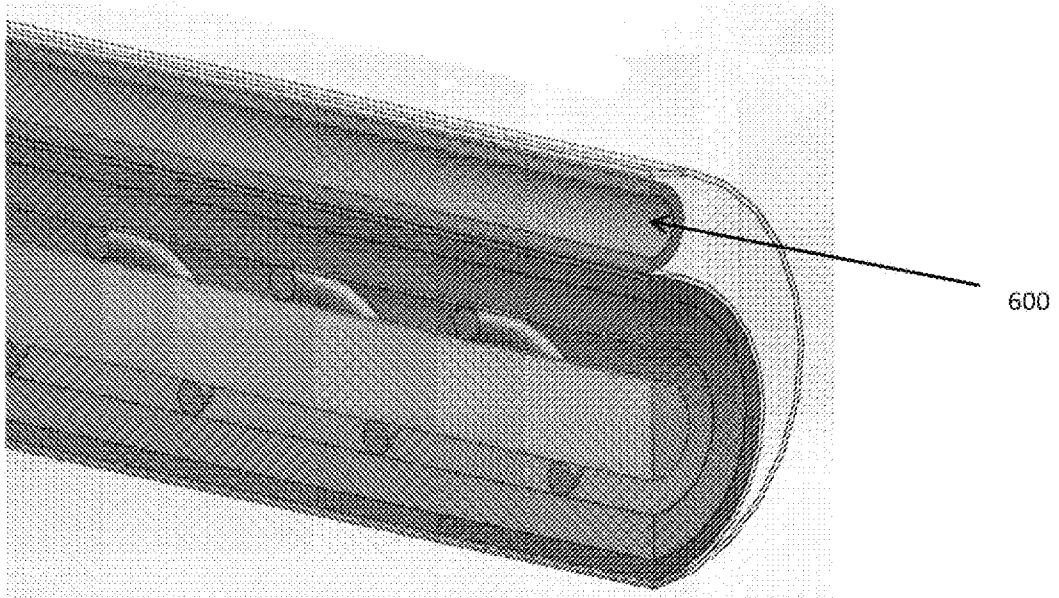


FIG. 7

