

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 987 738**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.04.2020 PCT/EP2020/059625**

87 Fecha y número de publicación internacional: **05.11.2020 WO20221552**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.04.2020 E 20717614 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.07.2024 EP 3962390**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico con transferencia térmica no líquida**

30 Prioridad:

30.04.2019 GB 201906011

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

18.11.2024

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL y
BURN, PATRICK**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 987 738 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

Instrumento electroquirúrgico con transferencia térmica no líquida

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética a un tejido biológico con el fin de extirpar o coagular un tejido diana. El instrumento electroquirúrgico puede ser parte de un sistema electroquirúrgico que incluya un generador electroquirúrgico para suministrar energía de RF y/o de microondas, donde el instrumento electroquirúrgico está dispuesto para recibir la energía de microondas y/o de RF y suministrarla al tejido diana. El instrumento electroquirúrgico puede estar dispuesto para extirpar o coagular o extirpar y coagular tejidos, tales como un tumor, un quiste u otra lesión. En el caso de la coagulación, la energía de microondas puede utilizarse para crear un tapón que corte el suministro de sangre a un tumor; puede ser conveniente extirpar también la masa tumoral una vez que se haya cortado el suministro. El instrumento electroquirúrgico puede ser especialmente adecuado para el tratamiento de tejidos en el páncreas, el pulmón, el riñón, el cerebro o el hígado.

Antecedentes de la invención

Se ha descubierto que la energía electromagnética (EM) y, en especial, la energía de microondas y de radiofrecuencia (RF), es útil en operaciones electroquirúrgicas, por su capacidad para cortar, coagular y extirpar tejido corporal. Normalmente, el dispositivo para suministrar energía EM al tejido corporal incluye un generador que comprende una fuente de energía EM y un instrumento electroquirúrgico conectado al generador para suministrar la energía al tejido. Los instrumentos electroquirúrgicos convencionales a menudo están diseñados para insertarse por vía percutánea en el cuerpo del paciente. Sin embargo, puede ser difícil ubicar el instrumento por vía percutánea en el cuerpo, por ejemplo, si el sitio diana está en un pulmón en movimiento o en una sección de paredes delgadas del tracto gastrointestinal (GI). Se pueden suministrar otros instrumentos electroquirúrgicos a un sitio diana mediante un dispositivo de exploración quirúrgica (por ejemplo, un endoscopio) que se puede pasar a través de canales en el cuerpo, como las vías respiratorias o la luz del esófago o el colon. Con esto se pueden realizar tratamientos mínimamente invasivos, lo cual puede reducir el índice de mortalidad de los pacientes y reducir los índices de complicaciones intraoperatorias y posoperatorias.

La extirpación de tejido con energía EM de microondas se basa en el hecho de que el tejido biológico está compuesto en gran parte por agua. El tejido de los órganos blandos humanos tiene habitualmente entre el 70 % y el 80 % de contenido en agua. Las moléculas de agua tienen un momento dipolar eléctrico permanente, lo que significa que existe un desequilibrio de carga a través de la molécula. Este desequilibrio de carga hace que las moléculas se muevan en respuesta a las fuerzas generadas por la aplicación de un campo eléctrico variable en el tiempo a medida que las moléculas giran para alinear su momento dipolar eléctrico con la polaridad del campo aplicado. En las frecuencias de microondas, las oscilaciones moleculares rápidas producen un calentamiento por fricción y la consiguiente disipación de la energía de campo en forma de calor. Esto se conoce como calentamiento dieléctrico. El agua (un componente principal de la sangre) tiene un momento dipolar mucho más elevado que el tejido graso y, por lo tanto, para el mismo campo eléctrico, el calentamiento de las moléculas de agua en la sangre se producirá más rápidamente que el calentamiento de la molécula de grasa.

Este principio se emplea en tratamientos de extirpación por microondas, en donde las moléculas de agua en el tejido diana se calientan rápidamente mediante la aplicación de un campo electromagnético localizado en frecuencias de microondas, produciendo la coagulación del tejido y la muerte celular. Se conoce el uso de sondas emisoras de microondas para tratar diversas afecciones en los pulmones y otros órganos. Por ejemplo, en los pulmones puede utilizarse radiación de microondas para tratar el asma y extirpar tumores o lesiones.

Uno de los desafíos que enfrenta el suministro de energía de microondas a los sitios de tratamiento ubicados dentro del cuerpo es cómo impedir efectos no deseados provocados por pérdidas en el cable que transporta la energía de microondas hasta el sitio de tratamiento. Estas pérdidas suelen manifestarse como calentamiento del cable, que puede, a su vez, calentar y potencialmente dañar el tejido biológico.

Tales efectos de calentamiento se pueden mejorar enfriando el cable. Habitualmente, esto se realiza haciendo circular un refrigerante líquido (véase el documento US2011/0319880 A1), por ejemplo.

Sin embargo, el espacio necesario para la circulación de refrigerante dentro de un cable presenta una barrera para una mayor miniaturización del propio cable y de cualquier sonda distal que también pueda necesitar enfriamiento. Por otra parte, es deseable que las sondas y los cables sean lo más pequeños posibles para poder acceder a las zonas de tratamiento en las partes más finas de la estructura del árbol bronquial de los pulmones, por ejemplo.

Sumario de la invención

La invención se define en el conjunto de reivindicaciones adjuntas.

En su forma más general, la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que tiene un mecanismo de transferencia de energía térmica no líquida que funciona para extraer el calor lejos de su extremo distal. El mecanismo de transferencia de energía térmica puede proporcionar un gradiente térmico para el instrumento que proporciona una ruta preferente para la transferencia de energía térmica. El gradiente térmico puede proporcionarse mediante un
5 disipador de calor (o masa térmica) dispuesto en un extremo distal de un cable coaxial que transporta energía de microondas. El disipador de calor puede estar hecho a partir de un material que tenga una conductividad térmica más elevada que la punta de instrumento distal. El disipador de calor se puede enfriar de manera activa proporcionando una conexión térmicamente conductora a un dispositivo de enfriamiento o una fuente de refrigerante ubicada en un extremo proximal del cable (es decir, lejos de la zona de tratamiento).

En un aspecto, la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que comprende: una línea de transmisión coaxial flexible dispuesta para transportar energía de microondas; una parte de punta radiante conectada a un extremo distal de la línea de transmisión coaxial flexible y configurada para recibir la energía de microondas, comprendiendo la parte de punta radiante comprende: una línea de transmisión coaxial distal para transportar la energía de
15 microondas; y una punta de aguja montada en un extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, estando la punta de aguja distal dispuesta para suministrar la energía de microondas pulsada al tejido biológico; y un disipador de calor montado en una interfaz entre la línea de transmisión coaxial flexible y la parte de punta radiante, en donde el disipador de calor está en comunicación térmica con un extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal y configurado para extraer energía térmica de la parte de punta radiante, y en donde un diámetro externo máximo de la parte de punta radiante es más pequeño que un diámetro externo de la línea de transmisión coaxial flexible. De esta manera, el disipador de calor funciona para extraer energía térmica en la parte de punta radiante (es decir, el calor generado por pérdidas en la línea de transmisión coaxial distal) en una dirección proximal lejos de la parte de punta radiante. Esta técnica puede impedir que se produzca una concentración de pérdida térmica alrededor de la punta radiante, lo que evita daños no deseados al tejido circundante, sin tener efectos negativos sobre la energía de
20 microondas suministrada.

El disipador de calor es un cuerpo sólido. Por tanto, a diferencia de los sistemas de enfriamiento basados en fluidos conocidos, el instrumento no necesita espacio dentro de la varilla flexible para el suministro y la extracción de líquido. Esto permite que se logre el efecto de enfriamiento para dispositivos con un diámetro mucho más pequeño.

El cuerpo sólido puede disponerse entre un conductor externo de la línea de transmisión coaxial distal y un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible. Preferentemente, existe una conexión física entre los conductores externos y el disipador de calor, por lo que el disipador de calor forma parte de una trayectoria de transmisión térmica continua lejos de la parte de punta radiante.

El disipador de calor puede ser un cuerpo anular montado alrededor del extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal. El disipador de calor puede estar formado a partir de un material con una conductividad térmica elevada, por ejemplo, un metal tal como cobre o plata.

El instrumento puede comprender, además, una tapa aislante térmica montada sobre la interfaz entre la línea de transmisión coaxial flexible y la parte de punta radiante. El aislante térmico puede proporcionarse para aislar el disipador de calor del tejido biológico circundante. Esto puede ayudar, además, a definir la ruta preferente para el flujo de calor lejos de la parte radiante, al inhibir el flujo de calor fuera del extremo distal de la varilla flexible. La tapa aislante térmica también puede ser útil en situaciones donde el disipador de calor se enfría activamente a través del elemento de transmisión térmica (que se analiza con más detalle a continuación). En estos ejemplos, la tapa aislante térmica puede inhibir que el efecto de enfriamiento del disipador de calor tenga efectos negativos sobre el efecto de extirpación del campo emitido por la antena, y también puede impedir que el efecto de enfriamiento dañe el tejido circundante.

La tapa de aislante térmico puede estar formada a partir de resina epoxi u otro aislante térmico adecuado que pueda moldearse sobre el extremo distal de la varilla flexible.

La parte de punta radiante puede tener un diámetro externo máximo que es de 1,0 mm o menos. Por ejemplo, la parte de punta radiante puede ser de calibre 19. En algunos ejemplos, el diámetro externo máximo puede ser de 0,95 mm, de 0,9 mm o menos. El diámetro externo máximo puede referirse al diámetro externo más grande de la parte de punta radiante a lo largo de la longitud de la parte de punta radiante. Por tanto, el instrumento podría acceder a regiones más profundas de los pulmones que los dispositivos de extirpación convencionales.

La línea de transmisión coaxial distal puede ser un transformador de media longitud de onda para facilitar la transferencia de energía de microondas a la antena. Una ventaja de configurar la punta de aguja distal como un transformador de media longitud de onda puede ser que se minimizan las reflexiones en la interfaz entre los componentes, por ejemplo, entre la línea de transmisión coaxial y la línea de transmisión coaxial distal, y entre la línea de transmisión coaxial distal y la punta de aguja. Un coeficiente de reflexión en esta última interfaz suele ser mayor debido a una mayor variación en la impedancia. La configuración de media longitud de onda puede minimizar estas reflexiones de tal manera que el coeficiente de reflexión dominante se convierte en el de la interfaz entre la línea de transmisión coaxial distal y el tejido. La impedancia de la línea de transmisión coaxial distal puede seleccionarse para que sea idéntica o cercana a la impedancia prevista del tejido para proporcionar una buena coincidencia con la

frecuencia de la energía de microondas. La parte de punta radiante puede tener una longitud igual o superior a 30 mm, por ejemplo, 40 mm. De esta forma, la parte de punta radiante puede ser lo suficientemente larga para que la punta de aguja distal alcance una zona de tratamiento, sin tener que insertar una parte de la línea de transmisión coaxial en el tejido. En algunos casos, la parte de punta radiante puede tener una longitud de 140 mm o mayor.

5 El instrumento puede comprender, además, un elemento de transferencia térmica dispuesto a lo largo de la línea de transmisión coaxial flexible, en donde el elemento de transferencia térmica proporciona un gradiente térmico que extrae energía térmica de la parte de punta radiante. El elemento de transferencia térmica se enfría, preferentemente, de manera activa (por ejemplo, se expone a una fuente de refrigerante o se enfría a la fuerza mediante un refrigerador
10 o un efecto de enfriamiento termoeléctrico) en su extremo proximal, por ejemplo, en un extremo proximal del instrumento. En un ejemplo, el elemento de transferencia térmica puede ser un manguito de material térmicamente conductor montado alrededor de un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible. El manguito puede ser trenzado, por ejemplo, estar hecho a partir de un metal tal como cobre u oro. En un ejemplo, el elemento de transferencia térmica puede ser un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible. En otros ejemplos, el
15 elemento de transferencia térmica está separado del conductor externo y puede estar separado de este por una capa de aislamiento térmico, por ejemplo, una capa de PTFE u otro aislante térmico adecuadamente flexible. En otro ejemplo, el elemento de transferencia térmica puede estar hecho a partir de óxido de itrio-bario-cobre o un compuesto similar, que los inventores han descubierto que es muy eficaz para transferir por conducción un efecto de enfriamiento de una fuente de refrigerante proximal, tal como nitrógeno líquido o helio líquido, a un extremo distal de un instrumento.

20 Una parte distal del elemento de transferencia térmica puede estar en comunicación térmica con el disipador de calor para extraer energía térmica en una dirección proximal a lo largo de la línea de transmisión coaxial flexible. En otras palabras, el elemento de transferencia térmica enfría de manera activa el disipador de calor en la interfaz entre la línea de transmisión coaxial flexible y la línea de transmisión coaxial distal. Esto puede actuar para mantener la ruta de flujo
25 preferente de energía térmica lejos de la parte de punta radiante a través del instrumento (en lugar del tejido circundante) en una dirección proximal.

El elemento de transferencia térmica comprende un cuerpo sólido. En otras palabras, se diferencia de los sistemas de circulación de refrigerante basados en fluidos de los dispositivos convencionales y, por ende, no requiere el mismo
30 volumen dentro del instrumento.

En otro aspecto, la invención proporciona un sistema electroquirúrgico que comprende: un generador electroquirúrgico configurado para generar energía de microondas para la extirpación de tejido biológico; un instrumento electroquirúrgico que tiene un elemento de transferencia térmica como se ha analizado anteriormente, en donde el
35 instrumento está conectado para recibir la energía de microondas desde el generador electroquirúrgico; y un dispositivo de enfriamiento dispuesto para enfriar a la fuerza una parte proximal del elemento de transferencia térmica del instrumento electroquirúrgico. Cualquier medio adecuado por el utilizado para enfriar el elemento de transferencia térmica. El dispositivo de enfriamiento puede ser un enfriador termoeléctrico, por ejemplo. En otros ejemplos, el elemento de transferencia térmica puede mantenerse frío poniéndolo en contacto térmico con un cuerpo frío, por
40 ejemplo, una fuente de nitrógeno líquido, helio líquido o similares. Por ejemplo, el elemento de transferencia térmica puede sumergirse en, o rociarse con, nitrógeno líquido o helio líquido. En tales ejemplos, puede que no sea necesario enfriar a la fuerza el elemento de transferencia térmica; puede producirse un enfriamiento a medida que el sistema intenta encontrar el equilibrio térmico. En tales ejemplos, una temperatura de un extremo proximal del elemento de transferencia térmica puede ser menos de -50 °C, p. ej., -100 °C o menos.

45 El sistema puede comprender, además, un dispositivo de exploración quirúrgica que tiene un tubo de inserción flexible para insertarlo en el cuerpo de un paciente, teniendo el tubo de inserción flexible un canal de instrumentos que avanza a lo largo de su longitud, y en donde el instrumento electroquirúrgico tiene unas dimensiones que le permiten ser recibido dentro del canal de instrumentos. El instrumento puede ser utilizable con canales de instrumentos de diámetro
50 más pequeño que los instrumentos convencionales porque la varilla que se inserta en el canal de instrumentos no necesita contener un sistema de circulación de refrigerante basado en fluidos.

El sistema puede comprender, además, una pieza de mano que tiene un alojamiento para recibir un extremo proximal del instrumento electroquirúrgico. La pieza de mano puede comprender un mecanismo de control dispuesto para
55 mover el instrumento electroquirúrgico con relación al alojamiento para desplegar un extremo distal del instrumento electroquirúrgico en un extremo distal del canal de instrumentos. La pieza de mano puede adaptarse para combinar el mecanismo de control, un cable de alimentación para proporcionar energía de microondas desde el generador electroquirúrgico y una entrada desde el dispositivo de enfriamiento dentro del alojamiento, por lo que la línea de transmisión coaxial flexible y el elemento de transferencia térmica se combinan en una única varilla flexible que se
60 puede insertar en, y deslizar con respecto a, el canal de instrumentos del dispositivo de exploración.

En el presente documento, el término "interno" significa radialmente más cerca del centro (por ejemplo, eje) del canal de instrumentos y/o del cable coaxial. El término "externo" significa radialmente más alejado del centro (eje) del canal de instrumentos y/o del cable coaxial.

65 En el presente documento, el término "conductor" se usa con el significado de conductor de la electricidad, a menos

que el contexto indique lo contrario.

En el presente documento, los términos "proximal" y "distal" se refieren a los extremos del instrumento alargado. En uso, el extremo proximal está más cerca de un generador para suministrar la energía de RF y/o de microondas, mientras que el extremo distal está más alejado del generador.

En la presente memoria descriptiva, "microondas" puede utilizarse ampliamente para indicar un intervalo de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, aunque, preferentemente, el intervalo de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía EM de microondas incluyen: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. Puede preferirse 5,8 GHz. El dispositivo puede suministrar energía en más de una de estas frecuencias de microondas.

El término "radiofrecuencia" o "RF" se puede utilizar para indicar una frecuencia de entre 300 kHz y 400 MHz.

15 Breve descripción de los dibujos

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

- 20 la figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico para la extirpación de tejido que es una realización de la invención;
- la figura 2 es una vista en sección esquemática a través de un tubo de instrumentos de un endoscopio que puede usarse con la presente invención;
- 25 la figura 3 es una vista lateral en sección transversal esquemática del tubo de instrumentos de la figura 2 con una varilla flexible de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención pasando a través de su canal de instrumentos;
- la figura 4 es una vista lateral en sección transversal esquemática de un conjunto distal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;
- 30 la figura 5 es una vista en sección transversal lateral esquemática del tubo de instrumentos de la figura 2 con una varilla flexible de un instrumento electroquirúrgico que es otra realización de la invención pasando a través de su canal de instrumentos; y
- la figura 6 es una vista esquemática lateral en sección transversal de una pieza de mano de un sistema electroquirúrgico que es una realización de la invención.

35 Descripción detallada; otras opciones y preferencias

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico 100 que es una realización de la invención. El sistema electroquirúrgico 100 es capaz de suministrar energía de microondas a un extremo distal de un instrumento electroquirúrgico invasivo para realizar la extirpación de tejido. El sistema electroquirúrgico también es capaz de suministrar un líquido, por ejemplo, un medicamento líquido o un líquido refrigerante, al extremo distal de un instrumento electroquirúrgico invasivo. El sistema 100 comprende un generador electroquirúrgico 102 para suministrar de forma controlada energía de microondas. El generador electroquirúrgico puede estar configurado para suministrar energía de microondas pulsada. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO 2012/076844. El generador electroquirúrgico 102 puede disponerse para controlar las señales reflejadas recibidas desde el instrumento para determinar un nivel de potencia apropiado para el suministro. Por ejemplo, el generador 102 puede disponerse para calcular una impedancia observada en el extremo distal del instrumento con el fin de determinar un nivel óptimo de potencia de suministro.

El sistema electroquirúrgico 100 incluye además una junta de interfaz 106 que está conectada al generador electroquirúrgico 102 a través de un cable de interfaz 104. La junta de interfaz 106 también puede estar conectada a través de una línea de flujo de fluido 107 a un dispositivo de suministro de fluido 108, tal como una jeringa, aunque esto no es imprescindible. En algunos ejemplos, el sistema puede estar dispuesto, además o como alternativa, para aspirar un líquido de la zona de tratamiento. En este contexto, la línea de flujo de líquido 107 puede transportar líquido lejos de la junta de interfaz 106 hasta un colector adecuado (no mostrado). El mecanismo de aspiración puede estar conectado en un extremo proximal de la línea de flujo de líquido 107.

La junta de interfaz 106 puede alojar un mecanismo de control 109 del instrumento para controlar la posición del instrumento electroquirúrgico. El mecanismo de control puede usarse para controlar la posición longitudinal del instrumento electroquirúrgico y/o la flexión de un extremo distal del instrumento electroquirúrgico. El mecanismo de control se puede hacer funcionar al deslizar un gatillo, para controlar el movimiento longitudinal (hacia delante y hacia atrás) de uno o más cables de control o barras de empuje (no mostradas). Si hay una pluralidad de cables de control, puede haber múltiples gatillos deslizantes en la junta de interfaz para proporcionar un control total.

En este ejemplo, el sistema electroquirúrgico 100 incluye, además, un dispositivo de enfriamiento activo 130 que está configurado para enfriar un elemento de transferencia térmica alargado flexible 148, como se analiza con más detalle a continuación. El dispositivo de enfriamiento activo 130 puede ser cualquier dispositivo adecuado para proporcionar

un efecto de enfriamiento térmico. Por ejemplo, puede ser un refrigerador o puede funcionar mediante enfriamiento termoeléctrico, por ejemplo, un enfriador Peltier o similares. En otros ejemplos, el dispositivo de enfriamiento 130 puede ser un cuerpo frío, por ejemplo, de nitrógeno líquido o helio líquido en el que se pone en contacto el elemento de transferencia térmica 148, por lo que el "efecto" de enfriamiento del cuerpo frío se transfiere por conducción a lo largo de la longitud del elemento de transferencia térmica 148 a medida que intenta alcanzar el equilibrio térmico.

La función de la junta de interfaz 106 es combinar las entradas del generador 102, el dispositivo de suministro de fluido 108, el dispositivo de enfriamiento 130 y el mecanismo de control del instrumento en una única varilla flexible 112 (que puede ser parte del instrumento electroquirúrgico analizado en el presente documento), que se extiende desde el extremo distal de la junta de interfaz 106.

El sistema electroquirúrgico 100 incluye, además, un dispositivo de exploración quirúrgica 114, que en este ejemplo comprende un dispositivo de ultrasonido endoscópico, aunque debe entenderse que la invención puede utilizarse con cualquier tipo de dispositivo de exploración quirúrgica 114 o catéter flexible (es decir, un tubo de inserción sin funcionalidad de exploración).

La varilla flexible 112 se puede insertar a lo largo de todo un canal de instrumentos (de trabajo) de un dispositivo de exploración quirúrgica 114.

El dispositivo de exploración quirúrgica 114 comprende un cuerpo 116 que tiene varios puertos de entrada y un puerto de salida desde el cual se extiende un tubo de instrumentos 120. El tubo de instrumentos 120, que se ilustra con más detalle en la figura 2, comprende una cubierta externa que rodea una pluralidad de lúmenes. La pluralidad de lúmenes transmite diferentes cosas desde el cuerpo 116 hasta un extremo distal del tubo de instrumentos 120. Uno de la pluralidad de lúmenes es el canal de instrumentos comentado anteriormente. Otros lúmenes pueden incluir un canal para transmitir radiación óptica, por ejemplo, para proporcionar iluminación en el extremo distal o para recopilar imágenes del extremo distal. El cuerpo 116 puede incluir una pieza ocular 122 para ver el extremo distal.

Un dispositivo de ultrasonidos endoscópico, en general, proporciona un transductor de ultrasonidos en una punta distal del tubo de instrumentos, más allá de una abertura de salida del canal de instrumentos. Las señales del transductor de ultrasonidos pueden transmitirse mediante un cable adecuado 126 de regreso a lo largo del tubo de instrumentos hasta un procesador 124, que puede generar imágenes de manera conocida. El canal de instrumentos puede conformarse dentro del tubo de instrumentos para dirigir un instrumento que sale del canal de instrumentos a través del campo de visión del sistema de ultrasonidos para proporcionar información sobre la ubicación del instrumento en el sitio diana.

La varilla flexible 112 tiene un conjunto distal 118 (no dibujado a escala en la figura 1) que está conformado para pasar a través del canal de instrumentos del dispositivo de exploración quirúrgica 114 y sobresalir (por ejemplo, dentro del paciente) en el extremo distal del tubo de instrumentos. El conjunto distal 118 también puede denominarse en el presente documento parte de punta radiante.

La estructura del conjunto distal 118 que se explica a continuación puede diseñarse especialmente para su uso con un dispositivo de ultrasonidos endoscópico (USE). El diámetro externo máximo del conjunto distal 118 es igual o inferior a 1,0 mm, por ejemplo, menos de 0,95 mm o 0,90 mm. La longitud de la varilla flexible puede ser igual o superior a 1,2 m.

El cuerpo 116 incluye un puerto de entrada 128 para conectarse a la varilla flexible 112. Tal como se explica a continuación, una parte proximal de la varilla flexible puede comprender un cable coaxial convencional capaz de transportar la energía de microondas pulsada desde el generador electroquirúrgico 102 al conjunto distal 118. Los cables coaxiales que son físicamente capaces de ajustarse en el canal de instrumentos de un dispositivo USE están disponibles con los siguientes diámetros externos: 1,19 mm (0,047 pulgadas), 1,35 mm (0,053 pulgadas), 1,40 mm (0,055 pulgadas), 1,60 mm (0,063 pulgadas), 1,78 mm (0,070 pulgadas). También se pueden usar cables coaxiales de tamaño a medida (es decir, fabricados por encargo).

Para controlar una posición de un extremo distal del tubo de instrumentos 120, el cuerpo 116 puede incluir además un accionador de control que se acopla mecánicamente al extremo distal del tubo de instrumentos 120 mediante uno o más cables de control (no mostrados), que se extienden a través del tubo de instrumentos 120. Los cables de control pueden desplazarse dentro del canal de instrumentos o dentro de sus propios canales específicos. El accionador de control puede ser una palanca o botón rotatorio, o cualquier otro dispositivo de manipulación de catéter conocido. La manipulación del tubo de instrumentos 120 puede estar asistida por software, por ejemplo, usando un mapa tridimensional virtual ensamblado a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC).

Un ejemplo de uso de la invención es el tratamiento del páncreas. Para alcanzar un sitio diana en el páncreas, el tubo de instrumentos 120 puede necesitar ser guiado a través de la boca, el estómago y el duodeno. El instrumento electroquirúrgico está dispuesto para acceder al páncreas atravesando la pared del duodeno.

Otro ejemplo de uso de la invención es el tratamiento del pulmón. Para alcanzar un sitio diana en el pulmón, es posible

que sea necesario guiar el tubo de instrumentos 120 a través de las vías respiratorias de un paciente (a través de la nariz o la boca) hasta el árbol bronquial. El instrumento electroquirúrgico se puede desplegar desde un extremo distal del tubo de instrumentos 120 para tratar tejido dentro de la estructura del árbol bronquial.

5 La figura 2 es una vista hacia abajo del eje del tubo de instrumentos 120. En esta realización, hay cuatro lúmenes dentro del tubo de instrumentos 120. El lumen más grande es el canal de instrumentos 132 en el que se recibe la varilla flexible 112. Los otros lúmenes comprenden un canal de señal de ultrasonidos 134, un canal de iluminación 136 y un canal de cámara 138, pero la invención no se limita a esta configuración. Por ejemplo, puede haber otros lúmenes, por ejemplo, para cables de control o suministro o succión de líquidos. Como alternativa, el tubo de instrumentos 120 puede ser un catéter flexible sencillo que define un único lumen para la varilla flexible.

10 La figura 3 es una vista lateral en sección transversal esquemática del tubo de instrumentos 120. El canal de instrumentos 132 tiene la varilla flexible 112 pasando a través del mismo. La varilla flexible 112 comprende una línea de transmisión coaxial 140 formada a partir de un conductor interno que se extiende longitudinalmente 146 que está rodeado por, y separado de, un conductor externo 142 por un material dieléctrico 144. La línea de transmisión coaxial 140 puede ser un cable coaxial disponible comercialmente, por ejemplo, disponible con la marca Sucoform de Huber+Suhner. El conductor externo puede tener un diámetro externo igual a, o menor que, 2,0 mm, p. ej., cualquiera de 1,19 mm (0,047 pulgadas), 1,35 mm (0,053 pulgadas), 1,40 mm (0,055 pulgadas), 1,60 mm (0,063 pulgadas) y 1,78 mm (0,070 pulgadas).

15 La varilla flexible 112 también incluye un elemento de transferencia térmica alargado flexible 148, que en este ejemplo es un manguito conductor térmico montado sobre el conductor externo 142. El manguito puede estar hecho a partir de un metal trenzado, tal como cobre o plata, para mantener la flexibilidad.

20 Tal como se ha explicado anteriormente, un extremo proximal del elemento de transferencia térmica 148 está en comunicación térmica con el dispositivo de enfriamiento 130. El elemento de transferencia térmica 148 está configurado para proporcionar un gradiente térmico a lo largo de la longitud de la varilla flexible 112 que extrae el calor lejos del conjunto distal 118 preferentemente en una dirección a lo largo de la varilla.

25 El dispositivo de enfriamiento 130 puede funcionar para enfriar a la fuerza el extremo proximal del elemento de transferencia térmica 148 a temperaturas inferiores a 0 °C, p. ej. menos de -50 °C, tal como, por ejemplo, -100 °C. El elemento de transferencia térmica 148 puede entonces actuar tanto para enfriar la línea de transmisión coaxial 140 a lo largo de su longitud como para proporcionar un gradiente térmico para extraer el calor lejos del conjunto distal 118.

30 En un ejemplo, una capa de aislamiento térmico (no mostrada) puede proporcionarse entre el conductor externo y el elemento de transferencia térmica 148. Esto puede restringir la transferencia de energía térmica desde la línea de transmisión coaxial 140 al elemento de transferencia térmica 148, para optimizar o maximizar el gradiente térmico a lo largo de la longitud de la varilla flexible 112. En otras palabras, la disposición de esta capa mejora el efecto de enfriamiento disponible en el conjunto distal 118. La capa de aislamiento térmico puede estar hecha a partir de PTFE u otro aislante flexible adecuado.

35 La figura 4 es una vista lateral en sección transversal esquemática del conjunto distal 118 (es decir, la parte de punta radiante) de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. El conjunto de extremo distal 118 está ubicado en el extremo distal de la varilla flexible 112. El conjunto de extremo distal 118 comprende una sonda rígida alargada que tiene un diámetro externo que es menor que el diámetro externo de la línea de transmisión coaxial 140. La sonda rígida alargada incluye una línea de transmisión coaxial distal 150 formada a partir de un conductor interno 156 que está separado de un conductor externo 152 por un material dieléctrico 154. El conductor interno 156 está conectado eléctricamente al conductor interno 146 de la línea de transmisión coaxial 140 en la varilla flexible 112. En este ejemplo, el conductor interno 156 en la línea de transmisión coaxial distal 150 tiene un diámetro externo más pequeño que el conductor interno 146 de la línea de transmisión coaxial 140 en la varilla flexible 112.

40 El material dieléctrico 154 de la línea de transmisión coaxial distal 150 puede ser el mismo o diferente del material dieléctrico 144 de la línea de transmisión coaxial 140 en la varilla flexible 112. En un ejemplo, el material dieléctrico 154 tiene una rigidez mayor que la del material dieléctrico 144, para facilitar la inserción de la sonda alargada en el tejido.

45 La sonda alargada puede comprender, además, un elemento de punta 158 lo más distal, por ejemplo, formado a partir de un material dieléctrico rígido (aislante eléctricamente). El elemento de punta 158 puede tener un extremo puntiagudo como se muestra en la figura 4, para penetrar el tejido. En otro ejemplo, el extremo puede ser redondeado, por ejemplo, de manera hemisférica.

50 El conductor interno 156 se extiende dentro del elemento de punta 158 más allá de un extremo distal del conductor externo 152 y el material dieléctrico 154 para formar una antena para irradiar energía de microondas recibida desde la línea de transmisión coaxial 140 en la varilla flexible 112. El conductor externo 152 puede extenderse sobre una parte de la superficie externa del elemento de punta 158. Esto puede ayudar a afianzar el elemento de punta 158 al conjunto distal 118 y a garantizar que el campo emitido por la antena tenga una forma aproximadamente esférica

alrededor de la punta distal.

La longitud de la línea de transmisión coaxial distal 150 se puede seleccionar para garantizar una transferencia eficiente de energía de microondas desde la línea de transmisión coaxial 140 en la varilla flexible 112 a la antena. En un ejemplo, la línea de transmisión coaxial distal 150 puede estar configurada como un transformador de media onda.

En realizaciones de la invención, una interfaz entre la varilla flexible 112 y el conjunto distal 118 está configurada para extraer energía térmica lejos de la sonda alargada y, en particular, lejos de la línea de transmisión coaxial distal 150. La solución que se muestra en la figura 4 tiene dos aspectos.

El primer aspecto es la provisión de un disipador de calor en un extremo distal de la sonda alargada. En este ejemplo, el disipador de calor es un anillo 160 formado a partir de un material que tiene una conductividad térmica más elevada que el tejido biológico circundante. El material puede ser cobre o plata, por ejemplo. El anillo 160 está en contacto físico directo con el conductor externo 152 de la línea de transmisión coaxial distal 150. El disipador de calor puede funcionar como una masa térmica absorbente. En otras palabras, la masa térmica del anillo 160 (es decir, la capacidad del anillo para absorber energía térmica) es mayor que la masa térmica de la sonda alargada (especialmente la línea de transmisión coaxial distal 150). Por consiguiente, para lograr el equilibrio térmico, el calor generado en la línea de transmisión coaxial 150 tiende a fluir de regreso al anillo 160. El disipador de calor no necesita tener forma de anillo. Por ejemplo, puede ser una capa conductora formada sobre una sección distal de la varilla flexible 112 o la línea de transmisión coaxial 140. En un ejemplo, la línea de transmisión coaxial 140, o una parte distal de esta, puede estar formada a partir de un cable Sucoform 86 de cobre revestido de estaño.

El segundo aspecto se proporciona mediante el elemento de transferencia térmica 148. En este ejemplo, el elemento de transferencia térmica 148 está en contacto físico con una superficie externa del anillo 160. El efecto de esto es que la energía térmica es extraída del anillo 160 por el elemento de transferencia térmica 148, lo que mejora así la capacidad de absorción de energía térmica de este componente.

El primer aspecto puede implementarse solo, es decir, la transferencia térmica lejos de la sonda alargada puede proporcionarse mediante el disipador de calor distal. En este ejemplo, no se necesita ningún dispositivo de enfriamiento separado. Sin embargo, el efecto de enfriamiento del anillo 160 se puede mejorar mediante la provisión del dispositivo de enfriamiento y el elemento de transferencia térmica 148.

Para impedir que el efecto de enfriamiento del elemento de transferencia térmica 148 o el anillo 160 afecte al tejido biológico que pueda estar presente en el extremo distal de la varilla flexible 112, una tapa aislante térmica 162 puede proporcionarse sobre la interfaz entre la varilla flexible 112 y el conjunto distal 118. La tapa 162 puede estar hecha a partir de resina epoxi u otro material con una conductividad térmica mucho menor que el anillo 160.

La tapa aislante térmica 162 también puede impedir que el efecto de enfriamiento del anillo 160 y el elemento de transferencia térmica 148 afecten a la forma del campo emitido por la antena.

La figura 5 es una vista lateral en sección transversal esquemática del tubo de instrumentos de la figura 2 con una varilla flexible 112 de un instrumento electroquirúrgico que es otra realización de la invención pasando a través de su canal de instrumentos. En esta realización, el elemento de transferencia térmica 148 está formado a partir de un material conductor que también actúa como conductor externo de la línea de transmisión coaxial 140. En este ejemplo, la transferencia térmica lejos del conjunto distal se logra mediante el enfriamiento forzado de un extremo distal del conductor externo de la línea de transmisión coaxial. En ejemplos adicionales, el efecto de enfriamiento se puede mejorar aún más enfriando a la fuerza el conductor interno 146.

La figura 6 es una vista esquemática lateral en sección transversal de una pieza de mano 180 de un sistema electroquirúrgico que es una realización de la invención. La pieza de mano 180 puede realizar la función de la junta de interfaz 106 analizada anteriormente, por el hecho de que combina, en una única varilla flexible 112, las entradas desde un dispositivo de enfriamiento 130, un generador electroquirúrgico (a través del cable de interfaz 104) y un mecanismo de control 109.

El mecanismo de control 109 comprende un deslizador 182 que se puede mover hacia delante y hacia atrás con respecto a un alojamiento 184 de la pieza de mano 180. El deslizador 182 está conectado a una barra conductora 170 que se mueve dentro del alojamiento 184 dentro del primer elemento de transferencia de señal 168. En este ejemplo, el primer elemento de transferencia de señal 168 es un manguito conductor dentro del que se desliza la barra 170. La barra 170 está en contacto eléctrico con el manguito, que a su vez está conectado a un conductor interno del cable de interfaz 104 a través del conector 166. La barra conductora 170 está conectada en su extremo distal al extremo proximal de la línea de transmisión coaxial 140. La barra conductora 170 está conectada eléctricamente al conductor interno 146 de la línea de transmisión coaxial 140. Un extremo proximal de la línea de transmisión coaxial 140 se recibe de manera deslizable en un segundo elemento de transferencia de señal 172, que está en contacto eléctrico con una parte proximal 174 del conductor externo de la línea de transmisión coaxial 140. El segundo elemento de transferencia de señal 172 está conectado eléctricamente a un conductor externo del cable de interfaz 104 a través del conector 166.

Por el mecanismo anterior, la línea de transmisión coaxial 140 se puede deslizar longitudinalmente mediante el mecanismo de control 109, al mismo tiempo que también recibe energía de microondas desde el cable de interfaz 104.

5 En este ejemplo, el elemento de transferencia térmica 148 es un manguito formado sobre, y fijado o afianzado de otro modo a, la línea de transmisión coaxial 140. La parte proximal 174 del conductor externo de la línea de transmisión coaxial 140 se extiende en una dirección proximal más allá de un extremo proximal del elemento de transferencia térmica 148 para ser recibida por el segundo elemento de transferencia de señal 172. Entretanto, una parte proximal
10 del elemento de transferencia térmica 148 se recibe de manera deslizable en una cubierta de enfriamiento 164, que en este caso es un elemento de enfriamiento anular en comunicación térmica con el dispositivo de enfriamiento 130. El dispositivo de enfriamiento 130 funciona para extraer calor de la cubierta de enfriamiento 164, que a su vez extrae calor y, por lo tanto, enfría el elemento de transferencia térmica 148.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico que comprende:

5 una línea de transmisión coaxial flexible (140) dispuesta para transportar energía de microondas; una parte de punta radiante (118) conectada a un extremo distal de la línea de transmisión coaxial flexible (140) y configurada para recibir la energía de microondas, comprendiendo la parte de punta radiante (118):

10 una línea de transmisión coaxial distal (150) para transportar la energía de microondas; y una punta de aguja (158) montada en un extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal (150), estando la punta de aguja (158) dispuesta para suministrar la energía de microondas al tejido biológico; y

15 un disipador de calor (160) montado en una interfaz entre la línea de transmisión coaxial flexible (140) y la parte de punta radiante (118), en donde el disipador de calor (160) es un cuerpo sólido que está en comunicación térmica con un extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal (150) y configurado para extraer energía térmica de la parte de punta radiante (118), y en donde un diámetro externo máximo de la parte de punta radiante (118) es más pequeño que un diámetro externo de la línea de transmisión coaxial flexible (140).

20 2. El instrumento electroquirúrgico de la reivindicación 1, en donde el cuerpo sólido está dispuesto entre un conductor externo (152) de la línea de transmisión coaxial distal (150) y un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible (140).

25 3. El instrumento electroquirúrgico de cualquier reivindicación anterior, en donde el disipador de calor (160) es un cuerpo anular montado alrededor del extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal (150).

30 4. El instrumento electroquirúrgico de cualquier reivindicación anterior comprende, además, una tapa aislante térmica (162) montada sobre la interfaz entre la línea de transmisión coaxial flexible (140) y la parte de punta radiante (118); opcionalmente, en donde la tapa aislante térmica (162) está formada a partir de epoxi.

5. El instrumento electroquirúrgico de cualquier reivindicación anterior, en donde la parte de punta radiante (118) tiene un diámetro externo máximo que es de 1,0 mm o menos.

35 6. El instrumento electroquirúrgico de cualquier reivindicación anterior, en donde la línea de transmisión coaxial distal (150) es un transformador de media longitud de onda.

40 7. El instrumento electroquirúrgico de cualquier reivindicación anterior, que comprende, además, un elemento de transferencia térmica (148) dispuesto a lo largo de la línea de transmisión coaxial flexible (140), en donde el elemento de transferencia térmica (148) proporciona un gradiente térmico que extrae energía térmica de la parte de punta radiante (118).

45 8. El instrumento electroquirúrgico de la reivindicación 7, en donde el elemento de transferencia térmica (148) es un manguito de material térmicamente conductor montado alrededor de un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible (140); opcionalmente, en donde el manguito está hecho a partir de metal trenzado.

9. El instrumento electroquirúrgico de la reivindicación 7, en donde el elemento de transferencia térmica (148) es un conductor externo de la línea de transmisión coaxial flexible (140).

50 10. El instrumento electroquirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 9, en donde una parte distal del elemento de transferencia térmica (148) está en comunicación térmica con el disipador de calor (160) para extraer energía térmica en una dirección proximal a lo largo de la línea de transmisión coaxial flexible (140).

55 11. El instrumento electroquirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 10, en donde el elemento de transferencia térmica (148) comprende un cuerpo sólido.

12. Un sistema electroquirúrgico (100) que comprende:

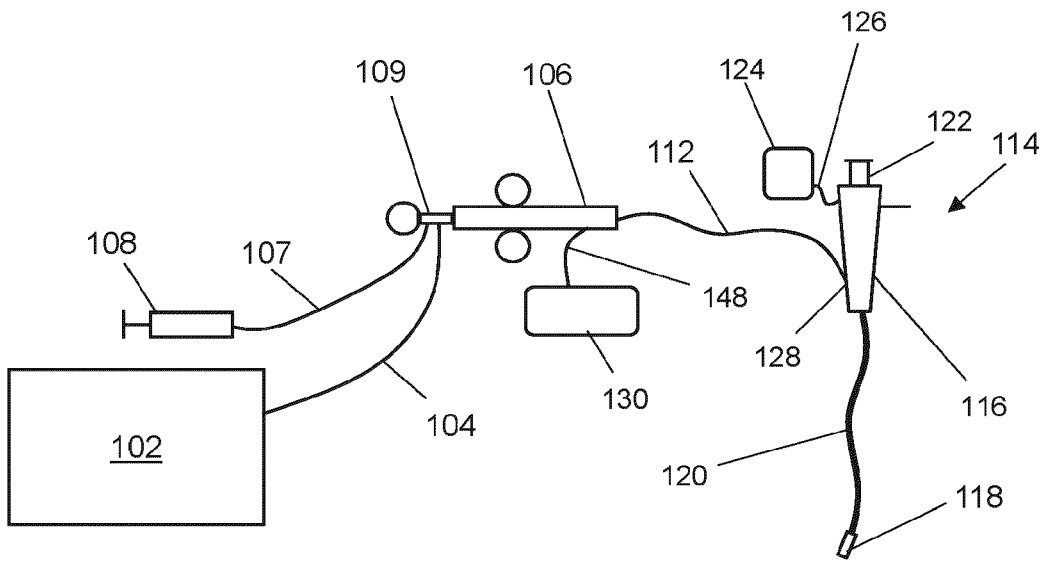
60 un generador electroquirúrgico (102) configurado para generar energía de microondas para la extirpación de tejido biológico; un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 11 conectado para recibir la energía de microondas desde el generador electroquirúrgico (102); y un dispositivo de enfriamiento (130) dispuesto para enfriar a la fuerza una parte proximal del elemento de transferencia térmica (148) del instrumento electroquirúrgico.

65 13. El sistema electroquirúrgico (100) de la reivindicación 15, en donde el dispositivo de enfriamiento (130) es un

enfriador termoeléctrico.

5 14. El sistema electroquirúrgico (100) de la reivindicación 12 o 13, que incluye, además, un dispositivo de exploración quirúrgica (114) que tiene un tubo de inserción flexible (120) para su inserción en el cuerpo de un paciente, teniendo el tubo de inserción flexible (120) un canal de instrumentos (132) que avanza a lo largo de su longitud, y en donde el instrumento electroquirúrgico tiene unas dimensiones que le permiten ser recibido dentro del canal de instrumentos (132).

10 15. El sistema electroquirúrgico (100) de la reivindicación 14, que comprende, además, una pieza de mano (180) que tiene un alojamiento (184) para recibir un extremo proximal del instrumento electroquirúrgico, en donde la pieza de mano (180) comprende un mecanismo de control (109) dispuesto para mover el instrumento electroquirúrgico con respecto al alojamiento (184) para desplegar un extremo distal del instrumento electroquirúrgico en un extremo distal del canal de instrumentos (132).



100 ↗

Fig. 1

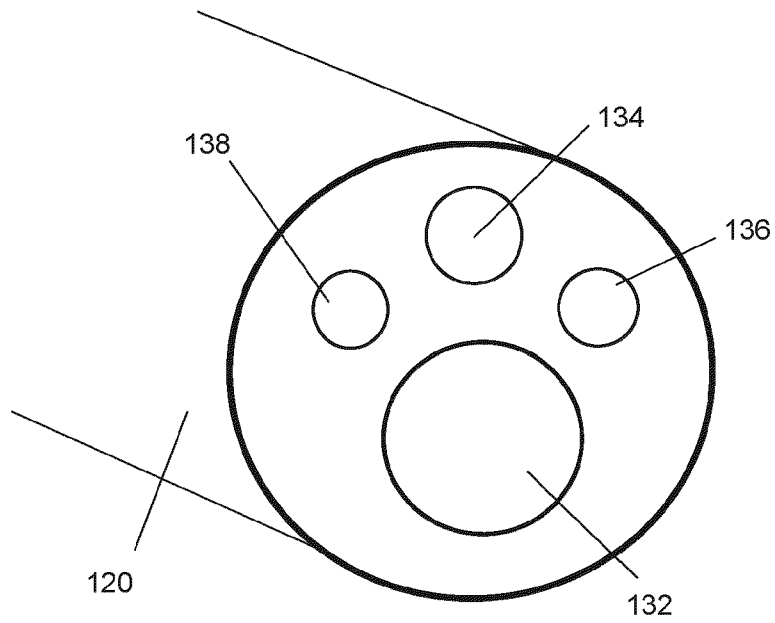


Fig. 2

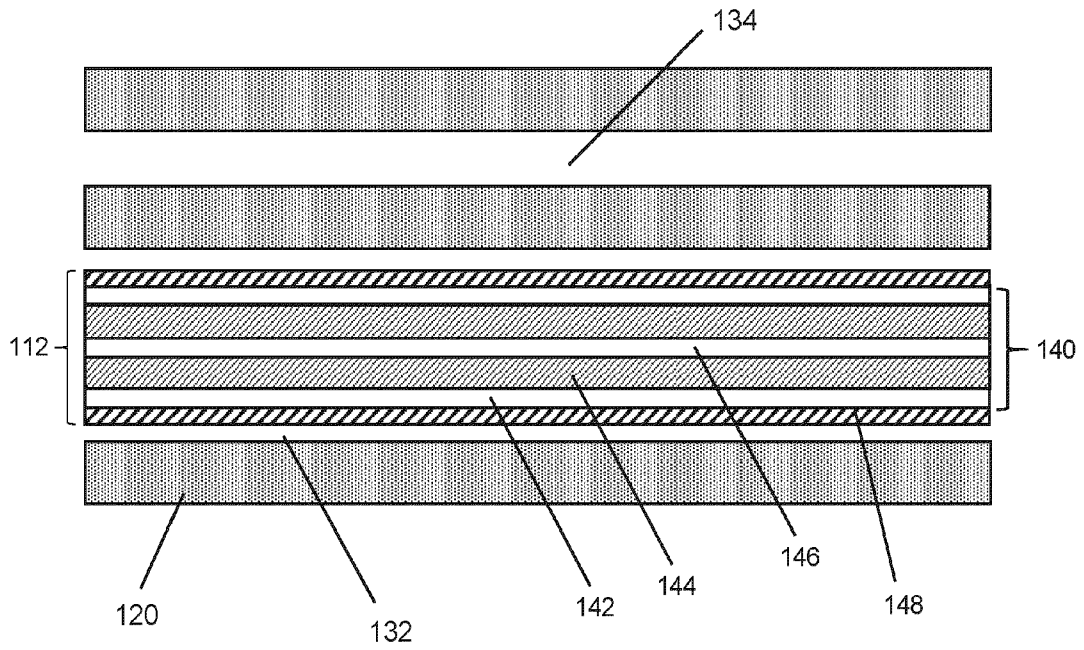


Fig. 3

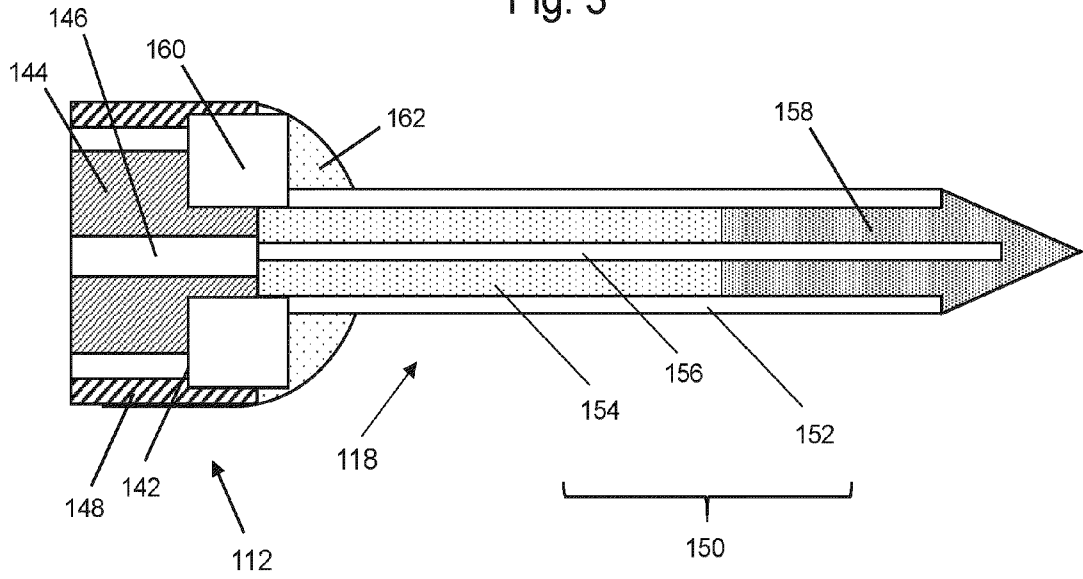


Fig. 4

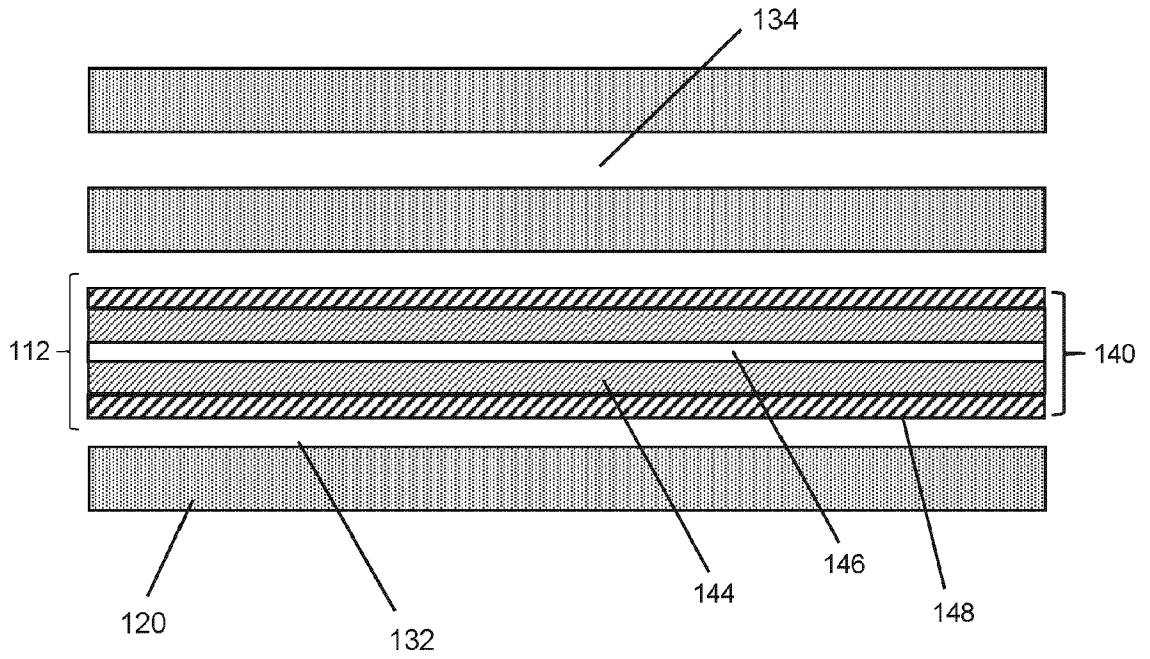


Fig. 5

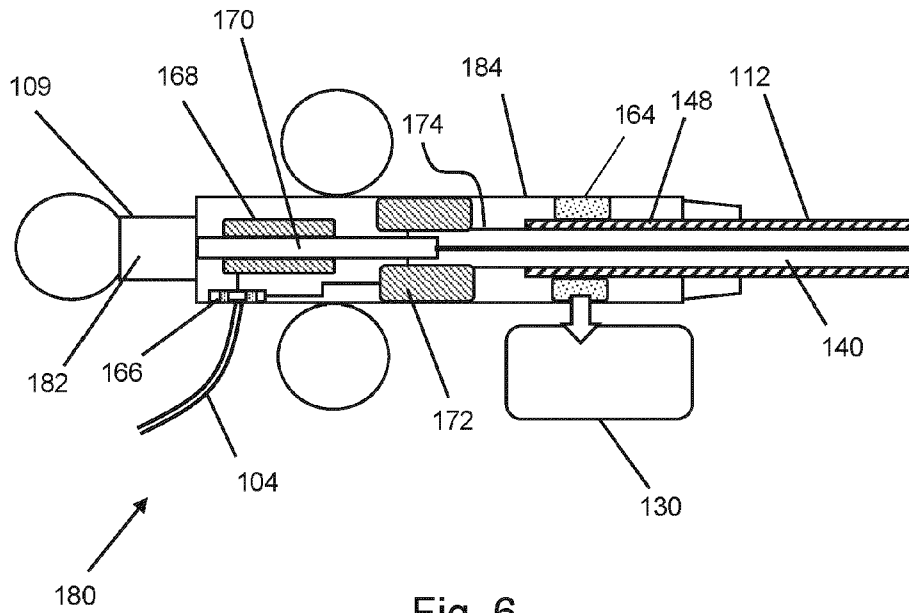


Fig. 6