

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 914**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/08 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.05.2017** **E 19205049 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.08.2024** **EP 3616639**

54 Título: **Aparato electroquirúrgico**

30 Prioridad:

31.05.2016 GB 201609537

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

13.11.2024

73 Titular/es:

CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
Riverside Court, Beaufort Park
Chepstow, Monmouthshire NP16 5UH, GB

72 Inventor/es:

MEADOWCROFT, SIMON;
HANCOCK, CHRISTOPHER;
ULLRICH, GEORGE;
WEBB, DAVID;
TURNER, LOUIS y
EBBUTT, JULIAN MARK

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 986 914 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

Aparato electroquirúrgico

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un aparato electroquirúrgico para tratar tejido biológico con energía de microondas. En particular, la presente invención se refiere a suministrar energía de microondas a tejido biológico en el tubo gastrointestinal, especialmente el duodeno. La invención proporciona un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 1.

Antecedentes de la invención

Existe un gran interés en el posible tratamiento de la diabetes de tipo 2 (T2). Esto es un problema cada vez mayor en la mayoría de los países desarrollados debido a la obesidad y un estilo de vida más sedentario. También contribuye a un gasto sanitario significativo. Casi el 20 % del presupuesto de los NHS se gasta en la diabetes y sus enfermedades asociadas.

Normalmente, en la actualidad la diabetes solo se identifica y se maneja. Aparte de la cirugía gastrointestinal reconstructiva mayor, no existe tratamiento.

Sin embargo, investigación más reciente en este campo ha investigado la remodelación del duodeno aplicando energía térmica a la pared del duodeno. La energía térmica se aplica suministrando agua caliente a un globo insertado en una localización apropiada en el tubo gastrointestinal. La energía térmica actúa extirpando la mucosa del duodeno. Resultados previos indican que provocar el recrecimiento de la mucosa de esta forma puede cambiar la forma en la que el cuerpo responde al azúcar de un modo que pueda restaurar la salud metabólica, y, en particular, invertir una resistencia a la insulina [1]. Esta tecnología representa un posible tratamiento para la diabetes T2.

El documento US 2015/0305809 A1 divulga un sistema de ablación quirúrgica que emplea una sonda de ablación que tiene un plano de tierra desplegable. El sistema divulgado incluye una fuente de energía de ablación y una fuente de energía electroquirúrgica, y un conjunto de conmutación configurado para seleccionar entre los modos de ablación y electroquirúrgico. La sonda incluye una cánula que tiene un eje dispuesto de manera deslizante en la misma. El eje incluye un conjunto de electrodos de plano de tierra desplegable y un electrodo de aguja dispuesto en el extremo distal del eje. A medida que el eje se extiende distalmente desde la cánula, el electrodo de plano de tierra se despliega y el electrodo de aguja queda expuesto. Se aplica energía electroquirúrgica al tejido a través del electrodo de aguja para facilitar su inserción en el tejido. Se aplica energía de ablación al tejido a través del electrodo de aguja para lograr el resultado quirúrgico deseado. El eje, el electrodo de plano de tierra y el electrodo de aguja se retraen dentro de la cánula y se retiran del sitio quirúrgico.

El documento US 2012/0259326 A1 divulga un método para formar una estructura resonante dentro de una luz corporal, incluyendo el método avanzar un catéter de microondas flexible dentro de una luz corporal de un paciente, incluyendo el catéter de microondas flexible una porción radiante en el extremo distal del catéter de microondas flexible, la porción radiante configurada para recibir energía de microondas, y al menos un dispositivo de centrado próximo a la porción radiante configurado para desplegarse radialmente hacia afuera desde el catéter de microondas flexible; posicionar la porción radiante cerca del tejido de interés; desplegar el al menos un dispositivo de centrado radialmente hacia afuera desde el catéter de microondas flexible dentro de la luz corporal de modo que un eje longitudinal de la porción radiante sea sustancialmente paralelo y esté a una distancia fija de un eje longitudinal de la luz corporal cerca del tejido objetivo; y suministrar energía de microondas a la porción radiante de modo que se forme una estructura resonante equilibrada circunferencialmente con la luz corporal.

Sumario de la invención

El alcance de la invención se define en las reivindicaciones. Para una mejor comprensión de la invención, la presente divulgación proporciona también otros ejemplos que no entran dentro del alcance de las reivindicaciones y que no forman parte de la invención. En particular, los métodos divulgados no se reivindican.

En algunos ejemplos, el aplicador se dispone para suministrar energía de microondas, por ejemplo por radiación, que es directamente recibida por tejido biológico. Una ventaja de uso de la energía de microondas es que la profundidad que penetra en el tejido es poco profunda, que puede garantizar que solo se afecta la superficie del tubo GI. La naturaleza directa y de profundidad limitada de la energía de microondas puede ser más eficaz que los tratamientos que se basan en conducción térmica.

Según un ejemplo, se puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico que está configurado para extirpar tejido de la mucosa duodenal, comprendiendo el instrumento: un cable coaxial flexible para transmitir energía de microondas desde un generador situado externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento situado dentro del duodeno de un paciente; y un aplicador situado en un extremo distal del cable coaxial flexible, teniendo el aplicador una estructura de

suministro de energía conectada para recibir energía de microondas del cable coaxial y para suministrar la energía de microondas recibida en el tejido biológico en el sitio de tratamiento, en donde el aplicador incluye una porción radialmente extensible dispuesta para mover la estructura de suministro de energía en contacto con el tejido de la mucosa duodenal en la región de tratamiento. Un método de tratamiento de tejido de la mucosa duodenal con energía de microondas, por ejemplo usando dicho instrumento, puede ser un ejemplo. La aplicación de energía de microondas también se puede usar para tratar tejido por debajo de la superficie, por ejemplo para realizar la modificación de tejido o desnaturalizar una o más capas de submucosa.

El aplicador puede comprender un globo, por ejemplo, formado a partir de un material eléctrico flexiblemente deformable (por ejemplo, elástico). El globo puede ser inflable, por ejemplo llenándolo con un medio de inflado, que puede ser un gas o líquido. Un canal de inflado puede transcurrir dentro de o a lo largo del cable coaxial para suministrar el medio de inflado. Se pueden seleccionar las propiedades (por ejemplo, permitividad relativa o similares) del medio de inflado para facilitar el suministro de la energía de microondas.

El globo puede ser o puede llevar la estructura de suministro de energía. Por ejemplo, la estructura de suministro de energía puede comprender una porción de un conductor eléctrico del cable coaxial flexible que sobresale en el volumen encerrado por el globo para formar una antena monopolo para impulsar la energía de microondas en el tejido biológico en el sitio de tratamiento. El campo emitido por la antena monopolar se puede formar proporcionando material conductor sobre la superficie del globo.

Alternativamente, el globo puede formar parte de o puede llevar una estructura de suministro de energía de microondas de tipo bipolar. Por ejemplo, se puede formar una estructura conductora externa sobre una superficie externa del globo. La estructura conductora externa se puede poner a tierra, por ejemplo, siendo eléctricamente conectada a un conductor externo del cable coaxial flexible.

La estructura de suministro de energía puede comprender una estructura emisora de microondas bipolar formada por la estructura conductora externa y un elemento conductor interno situado dentro del volumen encerrado por el globo, estando el elemento conductor interno eléctricamente conectado a un conductor eléctrico del cable coaxial. El elemento conductor interno puede ser una extensión del conductor interno del cable coaxial, o puede ser un bucle conductor dispuesto para hacer corresponder la forma del globo cuando está en una configuración inflada. Alternativamente, el elemento conductor interno puede ser una capa conductora formada sobre una superficie interna del globo, por lo que la piel del globo es un material eléctrico en una estructura radiante bipolar. En otro ejemplo, el elemento conductor interno puede ser una capa conductora formada sobre una superficie externa de un globo inflable auxiliar situado dentro del volumen encerrado por el globo. Se puede encerrar un material eléctrico, por ejemplo PTFE de baja densidad u otro material de baja pérdida, en el volumen entre la superficie externa del globo auxiliar y la superficie interna del globo (principal).

La estructura emisora de microondas bipolar puede operar como un radiador ranurado, por ejemplo proporcionando una pluralidad de ranuras radiantes en la estructura conductora externa.

Las estructuras conductoras pueden ser capas de metalización, por ejemplo de Ag, Au, Pt, Cu o Cu chapado con Ag, formadas sobre la piel del globo.

En algunos ejemplos, el material del globo forma parte de la estructura emisora de microondas bipolar, pero esto no necesita ser esencial. Por ejemplo, el globo puede actuar como mecanismo de transporte para mover estructuras de suministro de energía que están montadas encima en estrecha proximidad o en contacto con el tejido que se va a tratar. En un ejemplo, las estructuras radiantes fabricadas usando material eléctrico flexible (tratado más abajo en más detalle) se pueden montar sobre una superficie externa del globo.

En otro ejemplo, el aplicador puede comprender una pala y un mecanismo de movimiento configurado para mover la pala en una dirección radial, y en donde la estructura de suministro de energía comprende una antena bipolar montada sobre la pala. La pala puede ser una estructura alargada plana o flexible dispuesta para situarse a lo largo de, por ejemplo en contacto con, la pared del tubo GI (y en particular, el duodeno). La estructura se puede parecer a la mitad de unas pinzas, que disponen la antena bipolar para radiar radialmente hacia afuera. La antena bipolar puede tener una estructura similar a la usada en las pinzas electroquirúrgicas descritas en los documentos de patente WO 2015/097472 o WO 2015/052502.

Puede ser una pluralidad de palas dispuestas para moverse en direcciones radiales que están angularmente desplazadas entre sí. Por ejemplo, puede haber cuatro palas que se mueven en direcciones que están 90° entre sí. Una o más de la pluralidad de palas pueden estar inactivas, es decir, no tener una estructura de suministro de energía formada encima o asociada a ella. Alternativamente, cada una de la pluralidad de palas puede ser independientemente activable, de manera que sea posible el tratamiento direccional. La complicada naturaleza de una superficie de tejido en el duodeno puede hacer deseable que el aplicador aplique una fuerza lateral para distender y aplanar el área superficial de tratamiento. Se pueden usar palas inactivas para este fin. Esto puede ser particularmente útil para el tratamiento en y alrededor de áreas tales como la papila mayor/menor de las vías biliares.

El mecanismo de movimiento se puede controlar por una varilla de control o hilo de tracción que se extiende a lo largo del cable coaxial. El mecanismo de movimiento puede comprender un mecanismo de bisagra, por ejemplo en forma de una pantografía o similares, que transforma una fuerza de tracción longitudinal en movimiento radial hacia afuera de la(s) pala(s).

La estructura de suministro de energía puede comprender un sustrato dieléctrico flexible que tiene: una capa conductora formada sobre una primera superficie del mismo, estando la capa conductora eléctricamente conectada a un conductor eléctrico del cable coaxial, y una pluralidad de elementos conductores formados sobre una segunda superficie del mismo, en donde la pluralidad de elementos conductores están eléctricamente puestos a tierra y dimensionados para actuar de elementos radiantes para la energía de microondas recibida por la estructura de suministro de energía. La pluralidad de elementos conductores se puede configurar, por ejemplo dimensionar, como alimentadores de fugas o como antenas de parches radiantes.

El sustrato dieléctrico flexible puede estar en forma de una hoja, y la pluralidad de elementos conductores están dispuestos en una matriz bidimensional sobre la hoja. La hoja se puede enrollar en una forma cilíndrica.

Alternativamente, el sustrato dieléctrico flexible puede estar en forma de una o más tiras, donde la pluralidad de elementos conductores está dispuesta en una fila a lo largo de cada tira. El aplicador se puede disponer para desplegar una o más de estas tiras en diferentes formas. Por ejemplo, una tira puede tomar la forma de un bucle retraíble, o una bobina helicoidal. En otro ejemplo, se puede disponer una pluralidad de tiras flexibles longitudinalmente dispuestas para flexionar radialmente hacia afuera después de la aplicación de una fuerza de despliegue.

En otro ejemplo, se puede proporcionar un aparato electroquirúrgico para extirpar tejido de la mucosa duodenal, comprendiendo el aparato: un dispositivo exploratorio quirúrgico (por ejemplo, un gastroscopio) que tiene un cordón de instrumento para inserción en un paciente a un sitio de tratamiento situado dentro del duodeno del paciente; un generador para suministrar energía de microondas; y un instrumento electroquirúrgico como se ha descrito anteriormente, en donde el cable coaxial flexible está conectado en su extremo proximal al generador, y en donde el cable coaxial flexible y el aplicador son insertables junto con el cordón de instrumento en el sitio de tratamiento. El cordón de instrumento tiene un canal de instrumento longitudinal que se extiende a su través. En la disposición preferida, el cable coaxial flexible y el aplicador se pueden dimensionar para montarse en forma desplazable en el canal del instrumento. Sin embargo, en otros ejemplos, el aplicador puede no desplazarse a través del canal del instrumento antes del tratamiento. Se puede proporcionar un soporte en o adyacente a un extremo distal del cordón de instrumento para soportar el aplicador. Similarmente, el cable coaxial flexible y cualquier otra alimentación requerida por el aplicador pueden o pueden no desplazarse a través del canal del instrumento.

En otro ejemplo, se puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía para remodelar tejido biológico en el tubo gastrointestinal de un paciente, comprendiendo el instrumento: un cable coaxial flexible para transmitir energía de microondas desde un generador situado externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento situado dentro del tubo gastrointestinal del paciente; y un aplicador situado en un extremo distal del cable coaxial flexible, teniendo el aplicador una estructura de suministro de energía conectada para recibir energía de microondas del cable coaxial y para suministrar la energía de microondas recibida en el tejido biológico en el sitio de tratamiento, en donde el aplicador comprende una estructura radiante giratoria que es rodable a lo largo de tejido biológico en el sitio de tratamiento.

El aplicador puede comprender una carcasa de sonda que encierra el cable coaxial, en donde la estructura radiante está giratoriamente montada en un extremo distal de la carcasa de sonda. La estructura radiante puede estar en forma de un cilindro o bola que tiene un eje de rotación lateralmente orientado.

La estructura radiante comprende: un anillo conductor interno eléctricamente conectado a un conductor eléctrico del cable coaxial, un elemento anular dieléctrico montado para cubrir el anillo conductor interno alrededor de la circunferencia de la estructura radiante, y una pluralidad de parches conductores puestos a tierra formados sobre una superficie externa del elemento anular. Los parches conductores pueden actuar de antenas radiantes o como alimentador de fugas.

En otro ejemplo, se puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía para remodelar tejido biológico en un tubo gastrointestinal del paciente, comprendiendo el instrumento: un cable coaxial flexible para transmitir energía de microondas desde un generador situado externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento situado dentro del tubo gastrointestinal del paciente; y un aplicador situado en un extremo distal del cable coaxial flexible, teniendo el aplicador una estructura de suministro de energía conectada para recibir energía de microondas del cable coaxial; y una alimentación de gas dispuesta para transportar gas al aplicador desde un suministro de gas situado externamente al paciente, en donde el aplicador está dispuesto para suministrar la energía de microondas recibida en el gas recibido en el aplicador para establecer o mantener un plasma para el suministro de un tejido biológico en el sitio de tratamiento.

El aplicador puede comprender una carcasa de sonda que encierra el cable coaxial y define una trayectoria de flujo de gas en comunicación con la alimentación de gas, teniendo la carcasa de sonda una o más aberturas de salida de

gas en su extremo distal. Se puede configurar un campo eléctrico dentro de la carcasa de sonda para establecer un plasma en las aberturas de salida de gas. Por ejemplo, la carcasa de sonda se puede conectar eléctricamente a un conductor externo del cable coaxial, y la estructura de suministro de energía puede comprender un elemento conductor que se extiende dentro de la carcasa de sonda lejos de un extremo distal del cable coaxial y eléctricamente conectado a un conductor eléctrico del cable coaxial. El elemento conductor se puede conectar eléctricamente a una punta distal de la carcasa de sonda para configurar una condición de cortocircuito en la que un campo eléctrico presenta máximos a distancias predeterminadas desde el punto de contacto en la punta distal. Las aberturas de salida de gas se pueden localizar en los máximos de campo eléctrico para permitir que se establezca el plasma.

Otros ejemplos pueden usar diferentes fuentes de energía. Por ejemplo, en un ejemplo, se puede proporcionar un instrumento quirúrgico para suministrar energía a una superficie de un tubo gastrointestinal del paciente, comprendiendo el instrumento: un cable de alimentación de energía flexible para transmitir energía desde una fuente de energía que se sitúa externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento; y un aplicador situado en un extremo distal del cable de alimentación de energía flexible, en donde el cable de alimentación de energía flexible comprende un haz de cables de grafeno, y en donde el aplicador comprende una matriz de terminaciones de cable de grafeno para suministrar energía térmica en el tejido biológico en el sitio de tratamiento.

En otro ejemplo, se puede proporcionar un instrumento quirúrgico para suministrar energía a una superficie de un tubo gastrointestinal del paciente, comprendiendo el instrumento: un cable de alimentación de energía flexible para transmitir energía desde una fuente de energía que se sitúa externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento; y un aplicador situado en un extremo distal del cable de alimentación de energía flexible, en donde el aplicador comprende un dispositivo termoelectrónico dispuesto para introducir un gradiente térmico en el sitio de tratamiento, suministrando así energía térmica en el tejido biológico en el sitio de tratamiento.

La divulgación en el presente documento también trata de una estructura portadora que asegura un dispositivo quirúrgico (por ejemplo, un aplicador como se trata en el presente documento) a un extremo distal de un cordón de instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. La estructura portadora puede comprender un soporte flexible o deformable, por ejemplo una carcasa en forma de copa o empotrada, que se asegura en el extremo distal del cordón de instrumento y o se proyecta distalmente lejos del mismo o se encuentra por ahí. La estructura portadora puede engancharse al cordón de instrumento, por ejemplo usando un anillo anular. En otros ejemplos, la estructura portadora se puede adherir al cordón de instrumento o se forma integralmente con él.

La estructura portadora se puede extender a lo largo de la longitud del cordón de instrumento. Por ejemplo, puede ser un manguito que se extiende a lo largo de toda la longitud del cordón de instrumento y se asegura (por ejemplo, se engancha) al mismo en intervalos a lo largo de su longitud. Alternativamente, la estructura portadora puede ser un manguito que encierra (es decir, define una luz para soportar) el cordón de instrumento.

En esta memoria descriptiva, "microondas" se puede usar ampliamente para indicar un intervalo de frecuencias de 400 MHz a 100 GHz, pero preferentemente el intervalo 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias específicas que se han considerado son: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. Se puede preferir una frecuencia de 14,5 GHz debido a su profundidad de penetración en el tejido biológico en el tubo gastrointestinal, y en particular en la pared del duodeno.

Referencias en el presente documento a material "conductor" o "conductores" se refieren a conductividad eléctrica, a menos que el contexto lo deje claro de otro modo.

Breve descripción de los dibujos

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

La Fig. 1 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de electrocirugía para su uso en una realización de la invención;

las Figs. 2A y 2B son vistas esquemáticas en sección transversal de un ensamblaje de extremo distal para un sistema electroquirúrgico como se muestra en la Fig. 1 en una configuración retraída y expandida, respectivamente;

la Fig. 3 muestra una estructura de aplicador de globo expansible adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

la Fig. 4 muestra una estructura de aplicador de globo expansible adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

la Fig. 5 muestra una vista esquemática de otra estructura de aplicador de globo expansible adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

la Fig. 6 muestra otro aplicador de globo expansible adecuado para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

la Fig. 7 muestra otra estructura de aplicador de globo expansible adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

las Figs. 8A y 8B muestran una vista lateral esquemática de un ensamblaje de extremo distal para un instrumento electroquirúrgico;

la Fig. 8C muestra vistas laterales y frontales esquemáticas de un miembro giratorio adecuado para su uso en el ensamblaje del extremo distal mostrado en las Figs. 8A y 8B;

las Figs. 9A y 9B son vistas laterales esquemáticas de un ensamblaje de extremo distal que tiene una estructura de palas radialmente extensibles;

las Figs. 10A y 10B son una ilustración esquemática de un ensamblaje de extremo distal para un instrumento electroquirúrgico que tiene una pluralidad de palas radialmente extensibles.

la Fig. 11 es una vista lateral esquemática de un ensamblaje de extremo distal para un instrumento electroquirúrgico que comprende un sustrato flexible rodable;

las Figs. 12A, 12B y 12C ilustran vistas laterales esquemáticas de un ensamblaje de extremo distal que tiene un sustrato flexible adecuado para su uso en un instrumento electroquirúrgico;

las Figs. 13A, 13B, 13C y 13D son vistas laterales esquemáticas de aplicadores de extremo distal que comprenden tiras de sustrato flexible y elementos radiantes formados encima, que se pueden usar en los instrumentos electroquirúrgicos;

la Fig. 14 es una vista lateral esquemática de un ensamblaje de extremo distal para un instrumento electroquirúrgico en el que se usa plasma para suministrar energía en el tejido biológico;

la Fig. 15 es una vista lateral esquemática de un ensamblaje de extremo distal formado a partir de una pluralidad de cables de grafeno;

la Fig. 16 es una vista esquemática de un ensamblaje de extremo distal para un instrumento electroquirúrgico que incorpora un dispositivo de enfriamiento termoeléctrico;

la Fig. 17 es una vista lateral esquemática de un ensamblaje;

la Fig. 18 es una vista lateral esquemática de otro ensamblaje montado distal que se puede usar con la presente invención;

la Fig. 19 es una vista esquemática de un manguito de soporte; y

la Fig. 20 es una vista esquemática de otro manguito de soporte.

Descripción detallada; opciones adicionales y preferencias

La Fig. 1 es un diagrama esquemático de un sistema de electrocirugía 100 completo que es capaz de suministrar energía electromagnética (por ejemplo, energía de microondas) al extremo distal de un instrumento electroquirúrgico. El sistema 100 comprende un generador 102 para suministrar energía de forma controlada, que puede ser una cualquiera o más de energía de microondas, energía térmica (por ejemplo, radiación infrarroja) o energía eléctrica (por ejemplo, una corriente CC). En un ejemplo, el generador 102 puede tomar la forma de aquél descrito en el documento de patente WO 2012/076844, que está dispuesto para suministrar energía de microondas. El generador 102 se puede disponer para monitorizar señales reflejadas (es decir, potencia reflejada) recibida de nuevo del instrumento electroquirúrgico para determinar una señal apropiada para ser transmitida al instrumento.

El generador 102 está conectado a una interfaz conjunta 106 por un cable de interfaz 104. La interfaz conjunta 106 también se puede conectar para recibir un suministro de fluido 107 de un dispositivo de suministro de fluido 108, tal como una jeringa, por ejemplo para inflar un aplicador expansible usando líquido o gas (por ejemplo, aire), como se trata más adelante. Si se necesita, la interfaz conjunta 106 puede alojar un mecanismo de control del instrumento que es operable deslizando un gatillo 110, por ejemplo para controlar el movimiento longitudinal (de un lado para otro) de uno o más hilos de control o varillas de empuje (no mostradas). Si existe una pluralidad de hilos de control, puede haber múltiples gatillos deslizantes en la interfaz conjunta para proporcionar control completo. La función de la interfaz conjunta 106 es combinar las entradas del generador 102, dispositivo de suministro de fluido 108 y mecanismo de control del instrumento en un solo eje 112, que se extiende desde el extremo distal de la interfaz conjunta 106.

El eje flexible 112 es insertable a través de toda la longitud de un canal (de funcionamiento) del instrumento de un

dispositivo exploratorio quirúrgico 114, tal como un endoscopio, gastroscopio, laparoscopio o similares. Para el tratamiento del duodeno contemplado en el presente documento, se puede preferir un gastroscopio.

El dispositivo exploratorio quirúrgico 114 comprende un cuerpo 116 que tiene varios puertos de entrada y un puerto de salida desde el que se extiende un cordón de instrumento 120. El cordón de instrumento 120 comprende una camisa externa que rodea una pluralidad de luces. La pluralidad de luces transporta diversas cosas desde el cuerpo 116 hasta un extremo distal del cordón de instrumento 120. Una de la pluralidad de luces es el canal del instrumento tratado anteriormente. Otras luces pueden incluir un canal para transmitir radiación óptica, por ejemplo para proporcionar iluminación en el extremo distal o para reunir imágenes del extremo distal. El cuerpo 116 puede incluir un visor 122 para ver el extremo distal. Para proporcionar iluminación en el extremo distal, se puede conectar una fuente de luz 124 (por ejemplo, LED o similares) al cuerpo 116 por un puerto de entrada de iluminación 126.

El eje flexible 112 tiene un ensamblaje distal 118 (no dibujado a escala en la Fig. 1) que está moldeado para pasar a través del canal del instrumento del dispositivo exploratorio quirúrgico 114 y sobresalir (por ejemplo, dentro del paciente) en el extremo distal del mismo. El ensamblaje de extremo distal incluye medios para suministrar energía del generador 102 en el tejido biológico.

La estructura del ensamblaje distal 118 se puede disponer para tener un diámetro externo máximo adecuado para pasar a través del canal del instrumento. Normalmente, el diámetro de un canal de instrumento en un gastroscopio es inferior a 4,0 mm, por ejemplo uno cualquiera de 2,8 mm, 3,2 mm, 3,7 mm, 3,8 mm. La longitud del eje flexible puede ser igual o superior a 1,2 m, por ejemplo 2 m o más. En otros ejemplos, el ensamblaje distal 118 se puede montar en el extremo distal del eje flexible 112 después de que el eje se haya insertado a través del canal del instrumento (y antes de que el cordón de instrumento se introduzca en el paciente). Alternativamente, el eje flexible 112 se puede insertar en el canal del instrumento del extremo distal antes de hacer sus conexiones proximales. En esta disposición, se puede permitir que el ensamblaje de extremo distal 118 tenga dimensiones superiores al canal del instrumento del dispositivo exploratorio quirúrgico 114.

Si la energía del generador 102 es energía de microondas, el cuerpo 116 incluye un puerto de entrada de potencia 128 para conectar con el eje flexible, que comprende un cable coaxial (por ejemplo, un cable coaxial convencional) capaz de transportar la energía de radiofrecuencia y de microondas del generador 102 al ensamblaje distal 118.

Puede ser conveniente controlar la posición de al menos el extremo distal del cordón de instrumento 120. El cuerpo 116 puede incluir un actuador de control 130 que se acopla mecánicamente al extremo distal del cordón de instrumento 120 por uno o más hilos de control (no mostrados), que se extienden a través del cordón de instrumento 120. Los hilos de control se pueden desplazar dentro del canal del instrumento o dentro de sus propios canales dedicados. El actuador de control 130 puede ser una palanca o botón giratorio, o cualquier otro dispositivo de manipulación de catéteres conocido. La manipulación del cordón de instrumento 120 puede estar asistida por software, por ejemplo, usando un mapa tridimensional virtual ensamblado a partir de imágenes de tomografía computerizada (TAC).

En la siguiente discusión, se describen varias configuraciones diferentes para el ensamblaje distal 118 mencionado anteriormente. En el presente documento, el ensamblaje distal 118 se puede denominar un ensamblaje de extremo distal o un aplicador. Su función es suministrar energía, por ejemplo energía de microondas, energía térmica o similares, en tejido biológico.

Los ejemplos tratados más adelante se pueden separar en aplicadores que están dispuestos para suministrar energía de microondas, y aquellos aplicadores que están dispuestos para suministrar energía térmica (por ejemplo, radiación infrarroja) o para excitar otros efectos térmicos en el tejido biológico. Los presentes inventores empiezan con una discusión de las estructuras de aplicador que utilizan energía de microondas, que se describe en las Figs. 2 a 14.

Las Figs. 2 a 7 ilustran varias estructuras de aplicador que utilizan un globo expansible en el extremo distal del canal del instrumento. Como se muestra en la Fig. 2A, una estructura de aplicador 200 de este tipo puede comprender un manguito 202 que está dentro del canal del instrumento del dispositivo exploratorio, que define una luz 204 a través de la que se llevan los componentes del aplicador. La Fig. 2A (y dibujos posteriores) muestra solo una corta sección distal del manguito 202. Se puede entender que el manguito 202 puede extender la longitud entera del canal del instrumento. En el ejemplo mostrado en la Fig. 2A, la luz 204 lleva un cable coaxial 206 y un tubo de inflado 208. El tubo de inflado se puede integrar en el cable coaxial 206, por ejemplo como un paso hueco a través del centro de un conductor eléctrico del cable coaxial 206. Un extremo proximal del canal de inflado 208 está conectado a un suministro de fluido (líquido o gas).

Se monta una estructura de globo flexible sobre el extremo distal del cable coaxial 206. La estructura de globo flexible comprende una piel deformable (por ejemplo, elástica) 210 que define un volumen encerrado en un extremo distal del cable coaxial 206. El conductor interno 212 de un cable coaxial se extiende dentro del volumen definido por la piel 210. El canal de inflado 208 tiene una abertura en su extremo distal que proporciona comunicación fluida con el volumen encerrado. El fluido se puede suministrar a través del canal de inflado 208 para expandir (inflar) o retraer (desinflar) el globo. El aplicador 200 se puede disponer de manera que el cable coaxial 208 y el globo sean móviles con respecto al manguito 202. Por ejemplo, el manguito 202 puede ser retraíble con respecto al cable coaxial para

exponer el globo.

La Fig. 2B muestra el aplicador 200 en una configuración expandida, donde el manguito 202 se ha movido proximalmente con respecto al cable coaxial 206 para exponer el globo. Se ha suministrado un medio de inflado a través del canal de inflado 208 para expandir el globo. En este ejemplo, el cable coaxial 206 se dispone para transmitir la energía de microondas. La porción expuesta del conductor interno 212 en el extremo distal del cable coaxial actúa de antena monopolo. El medio de inflado 214 puede ser un material de baja pérdida dispuesto para facilitar la eficiente transferencia de energía de microondas a la piel 210 del globo.

En uso, el aplicador 200 se puede situar dentro del tubo GI (por ejemplo, en el duodeno) cuando está en la posición retraída mostrada en la Fig. 2A. Una vez en posición, el aplicador 200 se puede cambiar a la configuración expandida mostrada en la Fig. 2B. Tras el movimiento a la configuración expandida, el globo se puede extender radialmente hacia afuera para ponerse en contacto con la pared del tubo GI. La piel 210 se puede estirar de manera que se forme un buen contacto entre el globo y el tejido biológico. De este modo, el aplicador 200 puede ser capaz de suministrar una dosis uniforme de energía de microondas alrededor de la circunferencia del globo para extirpar o remodelar el tejido biológico que lo rodea.

El material de baja pérdida 214 puede ser aire, o PTFE de baja densidad, o una espuma. El proporcionar un material de baja pérdida garantiza que la pérdida de energía de microondas en el medio de inflado 214 no provoque un calentamiento no deseado del medio de inflado.

El globo inflable puede adoptar cualquier forma. La forma seleccionada puede depender del tipo de tratamiento deseado. Por ejemplo, el globo puede tener una forma cilíndrica alargada si se desea el tratamiento circunferencial a lo largo de una sección del tubo GI. En otras realizaciones, el globo puede ser más corto (por ejemplo, esférico) para restringir el grado longitudinal del tratamiento.

La Fig. 3 es una vista esquemática y parcial en sección transversal de otro aplicador 250 que incorpora un globo inflable. A las características en común con el dispositivo mostrado en las Figs. 2A y 2B se les dan los mismos números de referencia y no se describen otra vez. Se omiten el manguito y el canal de inflado por claridad. El aplicador 250 está configurado como un radiador "ranurado". Se fabrican una pluralidad de elementos conductores 252 sobre la piel 210 del globo. Por ejemplo, los elementos conductores 252 pueden ser regiones metalizadas o parches sobre el exterior del globo. Los elementos conductores 252 pueden estar eléctricamente conectados al conductor externo del cable coaxial 206. Los elementos conductores 252 sirven para restringir el suministro de energía de microondas. En la realización mostrada en la Fig. 3, la energía de microondas se suministra desde los huecos (ranuras) entre los elementos conductores 252. De esta forma, se puede obtener un patrón de tratamiento deseado configurando adecuadamente la forma y la localización de los elementos conductores 252. Por ejemplo, una cara del globo puede estar metalizada para proteger una cara del tubo GI de la energía de microondas. Las porciones metalizadas pueden ser capaces de expandirse con el globo a medida que se infla. Por ejemplo, los elementos conductores 252 se pueden formar de una capa de polímero flexible metalizado.

En cualquiera de las estructuras de aplicador basadas en globo desveladas en el presente documento, la forma y la configuración del globo inflable se pueden disponer para actuar de transformador de la impedancia para ayudar en el eficiente acoplamiento de la energía de microondas del cable coaxial 206 en el tejido biológico.

En una condición compatible, las impedancias cumplen la siguiente relación:

$$Z_t = \frac{Z_0^2}{Z_a} \quad \text{..(1)}$$

en donde Z_t es la impedancia del tejido, Z_0 es la impedancia característica del cable coaxial y Z_a es la impedancia del aplicador. Para la estructura de aplicador mostrada en la Fig. 3, Z_a se puede expresar como

$$Z_a = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{D_2}{D_1} \quad \text{..(2)}$$

en donde ϵ_r es la permitividad relativa del material en el globo, D_1 es el diámetro externo del conductor interno y D_2 es la separación diametral de las superficies internas de los elementos conductores montados sobre la superficie del globo. Por consiguiente, por selección adecuada de la geometría del globo y el material que infla el globo, la estructura de aplicador 250 se puede disponer para suministrar eficientemente la energía de microondas en el tejido biológico.

La Fig. 4 es una vista en sección transversal esquemática y parcial de otro aplicador 260 que se puede usar en la invención. Nuevamente, a las características en común con los aplicadores tratados anteriormente se les dan los

misimos números de referencia y no se describen otra vez. El manguito y el canal de inflado también se omiten en la Fig. 4 por claridad.

El aplicador 260 en la Fig. 4 tiene una estructura similar a la mostrada en la Fig. 3, en la que se proporciona una estructura conductora 262 sobre la superficie de la piel del globo 210. Sin embargo, en esta realización, el conductor interno 212 del cable coaxial 206 no lanza energía en un volumen definido por la piel del globo 210. En su lugar, un conector eléctricamente conductor, que en este ejemplo es un bucle de hilo 264, se extiende más allá de un extremo distal del cable coaxial 206 para conectar el conductor interno con un extremo distal de la estructura conductora 262, que a su vez tiene un extremo proximal conectado al conductor externo del cable coaxial 206. Esto crea una condición de cortocircuito. Se proporcionan ranuras 266 en la estructura conductora 262 en localizaciones que corresponden a los máximos del campo eléctrico que se genera como resultado de la condición de cortocircuito. Así, la primera ranura está separada por un cuarto de una longitud de onda desde un punto de conexión entre el bucle de hilo 264 y la estructura conductora externa 262. Las ranuras 266 posteriores están separadas por la mitad de una longitud de onda. En este caso, la longitud de onda depende de las propiedades dieléctricas del medio de inflado. Por consiguiente, por selección adecuada del medio de inflado y la base de ranuras, la estructura mostrada en la Fig. 4 puede radiar eficientemente energía de microondas.

La Fig. 5 muestra una vista lateral esquemática de un aplicador 280 que se puede usar en otra realización de la invención. Como antes, a las características en común con los ejemplos previos se les da el mismo número de referencia, y no se describen otra vez. El aplicador 280 es similar al ejemplo mostrado en la Fig. 3. El conductor interno 212 del cable coaxial 206 sobresale dentro del globo inflable que se forma de piel expansible 210. El canal de inflado para inflar el globo se omite por claridad.

En este ejemplo, se forma una estructura eléctricamente conductora 282 que tiene una configuración plegable o montada sobre la superficie externa de la piel expansible 210. La estructura eléctricamente conductora 282 comprende dos conjuntos de bandas conductoras que se enrollan alrededor de la circunferencia del globo. Cada conjunto comprende una pluralidad de bandas paralelas que están separadas en una dirección longitudinal. Las bandas en un primer conjunto están sobre las bandas en un segundo conjunto en un modo entrecruzado. La anchura de las bandas se selecciona de manera que después de inflar el globo, los huecos 284 parezcan adyacentes al empalme en el que intersecan las bandas. En el ejemplo, los huecos 284 tienen una forma de diamante. La piel expansible 210 se expone en los huecos, que presentan orificios radiantes a través de los que se puede suministrar la energía de microondas. La naturaleza entrecruzada de las bandas proporciona flexibilidad suficiente para el globo cuando está en una configuración desinflada (retraída) para ayudar en la retirada a través del canal del instrumento o de nuevo en el manguito (no mostrado).

En el ejemplo mostrado en la Fig. 5, las bandas de material conductor 282 se pueden conectar al conductor externo del cable de alimentación coaxial 206. Con el fin de que la estructura mostrada en la Fig. 5 funcione como una estructura de suministro de energía de tipo alimentador de fugas, se puede establecer la anchura de las bandas eléctricamente conductoras para ser la mitad de la longitud de onda de la energía de microondas mientras que los huecos 284 pueden tener una dimensión más grande igual o inferior a 1/8 de la longitud de onda de la longitud de onda. Como se trata anteriormente, la longitud de onda de la energía de microondas depende del medio de inflado contenido dentro de la piel inflable 210. Por consiguiente, seleccionando el medio de inflado junto con los tamaños de las bandas eléctricamente conductoras y los huecos que aparecen sobre la superficie del globo cuando se infla, se puede hacer que la estructura como se muestra en la Fig. 5 funcione como un alimentador de fugas.

La Fig. 6 muestra una vista lateral esquemática de otro aplicador 290 que se puede usar en un instrumento electroquirúrgico según una realización de la invención. Como antes, a las características en común con las realizaciones previas se les da el mismo número de referencia, y no se describen otra vez. El manguito y el canal de inflado se omiten por claridad.

El aplicador 290 mostrado en la Fig. 6 es similar al aplicador 280 de la Fig. 5 en que incluye una serie de bandas circunferenciales entrecruzadas formadas sobre la superficie externa de la piel inflable 210. Sin embargo, en esta realización, el conductor interno 212 del cable coaxial 206 no está dispuesto para impulsar la energía de microondas en el volumen interno del globo. En su lugar, las bandas entrecruzadas se forman de tiras de material dieléctrico (aislante) 292 que tienen una tira conductora fina formada encima. Las tiras entrecruzadas comprenden una tira superior enrollada en una dirección alrededor de la circunferencia del globo, y una tira inferior alrededor en una dirección opuesta. Las tiras conductoras sobre cada una de estas bandas están conectadas a un conductor diferente del cable coaxial 206. Así, en el ejemplo mostrado, la tira conductora 294 sobre la banda superior está conectada al conductor interno, y la tira conductora 296 sobre la banda inferior está conectada al conductor externo. En esta disposición, las estructuras de tipo microtira radiante se forman en los empalmes donde la capa de más arriba pasa sobre la capa de más abajo. Estos empalmes pueden, por tanto, radiar energía de microondas en el tejido circundante.

La Fig. 7 muestra una vista en sección transversal parcial esquemática de un aplicador 300 que se puede usar en un instrumento electroquirúrgico según otra realización de la invención. Como antes, a las características en común con los ejemplos previos se les da los mismos números de referencia y no se describen otra vez. El manguito y el canal de inflado se omiten por claridad. En este ejemplo, el conductor interno 212 del cable coaxial 206 está conectado a un

conductor que cubre una superficie interna expansible 304 que define un volumen inflable 303. La superficie interna 303 se separa de una superficie externa 305 por una capa de material eléctrico 302. La capa externa 305 puede tener uno o más elementos conductores 306 formados encima. Estos elementos conductores 306 se pueden dimensionar para actuar de antenas radiantes, por ejemplo parches radiantes o similares.

La capa de material eléctrico 302 puede ella misma ser la piel inflable 201 tratada anteriormente, es decir, la superficie interna 304 y la superficie externa 305 son simplemente superficies opuestas del mismo trozo de material expansible. Sin embargo, en otra realización, la superficie interna 304 y la superficie externa 305 se pueden proporcionar sobre capas de material separadas, que tienen el dieléctrico 302 intercalado entremedias. En este ejemplo, la estructura se puede parecer a un globo dentro de un globo (es decir, un globo inflable formado por la superficie 304 anidada dentro de un globo externo formado por la superficie 305). El material eléctrico 302 puede ser fluido. Puede tener un volumen fijado, o puede ser inflable por separado, por ejemplo para controlar una distancia entre la superficie del conductor interno 304 y los elementos conductores externos 306.

Los ejemplos tratados anteriormente se refieren todos a aplicadores en los que un globo expansible se usa como parte de una estructura de suministro de energía. Sin embargo, la invención no se necesita limitar al uso de un globo inflable. Las estructuras alternativas para suministrar energía de microondas se tratan ahora con referencia a las Figs. 8 a 13.

Las Figs. 8A y 8B muestran las vistas en sección transversal parciales esquemáticas a través de un aplicador 320 que es adecuado para su uso en un instrumento electroquirúrgico que es una realización en la invención. En lugar de usar un globo inflable, el aplicador 320 tiene una rueda radiante giratoria 324 que se puede extender y retraer fuera de un manguito 202 montado dentro de un canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. La Fig. 8A muestra el aplicador 320 en una configuración retraída, donde la rueda radiante está dentro del manguito 202. La Fig. 8B muestra el aplicador 320 en una configuración ampliada, donde la rueda radiante 324 está fuera del manguito 202, donde se puede poner en contacto con tejido biológico adyacente. La rueda radiante 324 está montada giratoriamente en una carcasa 322 que es deslizable dentro del manguito 202. La carcasa 322 tiene una abertura 323 en un extremo distal de la misma de que la sobresale la rueda radiante 324. En este ejemplo, la abertura 323 está en un lado del extremo distal de la carcasa 322. Sin embargo, se puede localizar en otras posiciones.

La rueda radiante 324 puede tener cualquier forma adecuada. Puede ser una esfera, cilindro u otro objeto simétrico rotacionalmente. El eje de rotación de la rueda radiante 324 puede ser parte de la estructura de transporte de energía. Por ejemplo, el eje de rotación se puede conectar al conductor interno 212 de un cable coaxial 206 que se transporta a través de la carcasa 322. Alternativamente, se puede montar un eje separado en la carcasa 322, y se puede usar un medio diferente de conexión con el cable coaxial.

La Fig. 8C ilustra esquemáticamente una estructura adecuada para la rueda radiante en un ejemplo. La Fig. 8C muestra vistas laterales y frontales esquemáticas de una estructura de rueda radiante 324 adecuada. En este ejemplo, la estructura de rueda comprende un cilindro o disco que tiene un cubo interno 326 con un agujero 328 para recibir un eje de manera que el cubo pueda girar con respecto a la carcasa 322. Una superficie externa del cubo 326 tiene una capa de material conductor 330 formada encima, que se expone como anillo eléctricamente conductor 330 sobre uno o ambos lados de la rueda. El conductor interno 212 del cable coaxial 206 se moldea para poner en contacto con el conductor anillo 330. A medida que gira la rueda 324, se mantiene el punto de contacto entre el anillo 330 y el conductor interno, aun cuando la rueda esté girando con respecto al cable coaxial. Se proporciona un trozo anular de material eléctrico 332 encima del anillo conductor 330. Sobre la superficie externa del trozo anular dieléctrico 332 están una pluralidad de parches eléctricamente conductores 334, que se pueden poner a tierra. El espesor de la capa dieléctrica 332 y las dimensiones de los parches 334 se seleccionan de manera que los parches 334 radien energía de microondas suministrada a través del cable coaxial.

El dispositivo mostrado en las Figs. 8A, 8B y 8C puede ser adecuado para extirpar una tira longitudinal de tejido biológico del tubo GI provocando el movimiento longitudinal de la carcasa 332 con respecto al manguito 202, mientras se suministra la energía de microondas a través del cable coaxial. En otros ejemplos, el eje de rotación de la rueda radiante puede ser diferente, por ejemplo, para permitir el tratamiento de una tira de tejido circunferencial.

Las Figs. 9A y 9B muestran una vista lateral esquemática de un aplicador 350 que se puede usar en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. En este ejemplo, el aplicador incluye una estructura de pala que se puede mover longitudinalmente a través del canal del instrumento (o manguito 202) de un dispositivo exploratorio quirúrgico. La pala puede ser radialmente móvil entre una configuración plana (mostrada en la Fig. 9A) donde tiene un perfil que se puede ajustar dentro del canal del instrumento o manguito 202 y una configuración ampliada radialmente (mostrada en la Fig. 9B) donde se puede poner en contacto con tejidos biológicos que rodean el extremo distal del cordón de instrumento.

Como se muestra en la Fig. 9B, el aplicador 350 comprende una pala 352, que puede ser una tira de material eléctrico rígido sobre la que se monta o fabrica una estructura radiante 354. La estructura radiante 354 puede ser una estructura bipolar que tiene un par de tiras conductoras paralelas separadas por un material eléctrico. Las tiras conductoras pueden estar eléctricamente conectadas por pistas conductoras adecuadas (no mostradas) con un conductor interno y externo de un cable coaxial 206 que está montado dentro del manguito 202. Para mover la pala 352 entre las

configuraciones plana y radialmente extendida, se proporciona un mecanismo de bisagra de tipo pantógrafo 356 entre el cable coaxial y la pala 352. La estructura pantográfica se puede formar a partir de un par de elementos de bisagra cooperantes (que pueden ser bisagras vivas formadas a partir de un material rígido adecuado, por ejemplo acero inoxidable). La estructura puede ser operada por una varilla de tracción 358 que se extiende a través del manguito.

Las Figs. 10A y 10B ilustran una estructura de aplicador 360 que opera con el mismo principio que el mostrado en las Figs. 9A y 9B. A las características en común entre estos dos ejemplos se les da los mismos números de referencia y no se describen otra vez. En las Figs. 10A y 10B, existen cuatro palas dispuestas para extenderse radialmente en direcciones que están angularmente separadas 90° de una a otra, como se muestra en la vista frontal del dispositivo representado en la Fig. 10B. La forma del aplicador 360 cuando está en una configuración plana se muestra por las líneas de puntos 362 en las Figs. 10A y 10B.

Los ejemplos de palas tratados anteriormente se pueden adaptar para incluir un globo inflable, por ejemplo montado sobre la pala 352 y que tiene la estructura radiante 354 asegurada al mismo. El inflado del globo se puede controlar independientemente del mecanismo de movimiento radial, para permitir que se aplique presión adicional a la región de tratamiento.

Las Figs. 11, 12 y 13 se refieren a las estructuras de aplicador en las que se suministran energía de microondas desde uno o más elementos radiantes fabricados sobre un sustrato flexible. Los elementos radiantes pueden ser, por ejemplo, antenas de parche. En un ejemplo, el sustrato flexible representa una capa dieléctrica, que tiene una capa conductora (por ejemplo, formada a partir de una capa de metalización) conectada a un conductor eléctrico de un cable coaxial sobre una cara, y uno o más parches conductores (que se ponen a tierra o eléctricamente flotantes) formados sobre una cara opuesta. Los parches conductores pueden ser porciones discretas de metalización formadas sobre el sustrato flexible (con pistas de conexión sobre o por debajo de la superficie del sustrato). Las dimensiones de los parches de material conductor se seleccionan de manera que radien energía de microondas suministrada a través del cable coaxial.

El sustrato flexible puede ser móvil entre una configuración de almacenamiento en la que es adecuada para inserción a través del canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico y una posición desplegada en la que es adecuada para suministrar energía de microondas en el tejido biológico que forma la pared del tubo GI.

La Fig. 11 muestra un ejemplo de una estructura de aplicador 380 que usa un sustrato flexible. La estructura de aplicador comprende un catéter 382 que está montado en forma desplazable en un sentido longitudinal dentro del canal del instrumento de dispositivo exploratorio quirúrgico (por ejemplo, gastroscopio). El catéter 382 puede estar montado en forma desplazable en un manguito 202 que se extiende a través del canal del instrumento, o se puede montar en el canal del instrumento solo. Un cable coaxial 206 para transmitir energía de microondas se extiende a lo largo de la longitud del catéter. Un extremo distal del cable coaxial termina con una hoja de material eléctrico flexible 384, tal como Rflex®, fabricado por Rogers Corporation. Se forma una ranura longitudinal 385 en una superficie lateral del catéter 382. La ranura está dimensionada para permitir que la hoja dieléctrica flexible 384 pase a través de manera que se exponga sobre el exterior del catéter 382. La hoja dieléctrica flexible 384 puede ser giratoria alrededor del eje del catéter entre una configuración enrollada en la que está contenido dentro del catéter 382, y una configuración desplegada (o abierta) donde ha pasado a través de la ranura 385 y se localiza alrededor de una parte o toda la circunferencia del catéter 382.

La hoja dieléctrica flexible 384 se puede formar previamente en un modo curvado de manera que se enrolle preferencialmente alrededor del cuerpo del catéter 382 cuando está en la configuración abierta.

Una superficie de la hoja dieléctrica flexible 384 tiene una pluralidad de parches eléctricamente conductores 386 formados en una matriz regularmente separada encima. Los parches pueden ser regiones metalizadas de la superficie dieléctrica. Sobre una cara opuesta de la hoja dieléctrica flexible 384 (no mostrada en la Fig. 11), se forma una capa continua de material conductor (por ejemplo, metalización) detrás de la matriz de elementos conductores 306. La capa conductora continua está eléctricamente conectada al conductor interno del cable coaxial 206. Los parches eléctricamente conductores 386 están dimensionados para actuar de elementos radiantes para energía de microondas suministrada a través del cable coaxial. Los elementos radiantes se localizan sobre la superficie orientada hacia afuera de la hoja dieléctrica flexible 384 cuando está en la configuración vacía.

La Fig. 12A muestra una vista esquemática de un aplicador 400 que tiene un mecanismo de despliegue diferente para un sustrato flexible 384. En este ejemplo, el sustrato flexible 384 está fijado al extremo distal de un cable coaxial. Se monta un manguito 402 alrededor del cable coaxial 206. El manguito 402 y el cable coaxial 206 son mutuamente deslizables de manera que el sustrato flexible 384 pase a través de una boca distal 406 del manguito 402. La hoja flexible 384 tiene un par de superficies curvadas proximalmente orientadas 404 que se acoplan con la boca 406 de un modo que provoca que la hoja flexible adopte una configuración enrollada, como se muestra en la Fig. 12C. El diámetro de la porción enrollada puede depender de cuánta de la hoja flexible se localice dentro del manguito 402.

La Fig. 12B muestra una forma alternativa para la hoja flexible 304. En este ejemplo, la hoja flexible tiene un borde plano que se extiende longitudinalmente y un borde curvado proximalmente orientado 408 que está dispuesto para

acoplarse con la boca 406 del manguito 402 para provocar que la hoja flexible adopte la configuración enrollada mostrada en la Fig. 12C.

Para los aplicadores flexibles tratados anteriormente, también puede ser conveniente incluir un medio para controlar la forma o la posición de la hoja flexible, por ejemplo para forzarla a adoptar una cierta posición, tal como orientada contra el tejido que se va a tratar. Estos aplicadores pueden así incluir un mecanismo de control de la forma de la hoja. Este puede adoptar cualquier forma adecuada. Por ejemplo, puede comprender un resorte radialmente enrollado que está adaptado para instar a la hoja flexible hacia afuera. Se puede proporcionar una varilla de control para permitir que el resorte se retraiga, por ejemplo durante la inserción a través del manguito. En otro ejemplo, el mecanismo de control de la forma de la hoja puede comprender uno o más elementos bimetálicos, por ejemplo aplicados a la cara posterior de la hoja flexible. En un tercer ejemplo, el mecanismo de control de la forma de la hoja puede comprender un globo enrollado que está adaptado para abrirse al inflarse. La hoja flexible se puede asegurar al globo de manera que adopte la posición requerida al inflarse el globo.

En los ejemplos anteriores, los elementos radiantes se fabricaron en una matriz sobre la superficie de una hoja de material eléctrico flexible. En otros ejemplos, el material de sustrato flexible se puede proporcionar como una o más tiras que tienen una línea de elementos radiantes formados a lo largo. La Fig. 13A ilustra una representación esquemática de esta idea. En la Fig. 13A existen tres tiras 410 formada de material eléctrico flexible. Cada tira tiene una línea de material eléctricamente conductor formado sobre una superficie posterior (no mostrada) de la misma que está conectada al conductor interno de un cable coaxial 206 por cableado o pistas 414 adecuadas. En la superficie delantera de cada tira 410 se forma una línea de parches eléctricamente conductores 412. Los parches eléctricamente conductores 412 están configurados para actuar de elementos radiantes de un modo similar a los tratados anteriormente.

En las estructuras de aplicador que son adecuadas para su uso en instrumentos electroquirúrgicos según la invención, se pueden usar una o más de dichas tiras flexibles, como se trata más adelante.

La Fig. 13B muestra una estructura de aplicador 420 que es adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. La estructura de aplicador 420 hace uso de tiras de sustrato flexible 410 como se trata anteriormente con respecto a la Fig. 13A. En este ejemplo, la estructura de aplicador 420 comprende una carcasa de sonda alargada 422 que está montada en forma desplazable dentro del canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. La carcasa de sonda 422 puede tener una punta distal redondeada para prevenir que ocurra el daño cuando se inserta en la posición. La carcasa de sonda 422 se puede montar en y es deslizable con respecto a un manguito 202 que está presente dentro del canal del instrumento, o se puede insertar directamente en el canal del instrumento sin soporte circundante.

En el ejemplo mostrado en la Fig. 13B, se forma una pluralidad de ranuras longitudinales 424 a una porción distal de la carcasa de sonda 422. Las ranuras longitudinales 424 se dimensionan para permitir que una tira flexible 410 tenga una pluralidad de elementos radiantes 412 formados encima para pasar a través de y sobresalir radialmente de las mismas.

Las tiras flexibles 410 son móviles entre una configuración plana en la que se localizan dentro del cuerpo de la carcasa de sonda 422 y una configuración desplegada (mostrada en la Fig. 13B) en la que sobresalen fuera de las ranuras longitudinales 424, por ejemplo, para ponerse en contacto con tejido biológico y suministrar energía de microondas a las mismas. Para moverse entre estas dos posiciones, las tiras flexibles 410 están fijadas en sus extremos proximales a una varilla de control deslizable que se puede montar dentro de la carcasa de sonda. En un ejemplo, la varilla de control deslizable es el cable coaxial 206 que suministró la energía de microondas a la estructura radiante.

La Fig. 13C es una vista lateral esquemática de una estructura de aplicador 430 que es adecuada para su uso en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. La estructura de aplicador 430 usa una tira flexible 410 como se trata anteriormente enrollada en una configuración de bobina helicoidal alrededor de un eje longitudinal del dispositivo. Los elementos radiantes (no mostrados en la Fig. 13c) están dispuestos para orientarse radialmente hacia afuera de la bobina helicoidal. En este ejemplo, el material usado para el sustrato flexible se puede seleccionar para garantizar que la bobina helicoidal posea rigidez suficiente para que mantenga su forma en uso. La estructura de bobina puede estar montada en forma desplazable en un manguito 202 que se extiende a través del canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. En un ejemplo, el diámetro de la estructura de bobina puede ser variable, por ejemplo controlando la distancia entre un extremo distal 434 de la estructura de bobina y un extremo proximal 436 de la estructura de bobina. El extremo proximal 436 puede ser donde la estructura de bobina se encuentra con (por ejemplo se fija a) un extremo distal de un cable coaxial 206. El extremo distal 434 de la estructura de bobina se puede fijar a una varilla de control 432 que es deslizable con respecto al extremo proximal 436. El acercar los extremos de la estructura de bobina puede provocar que las espiras en la bobina aumenten de diámetro. Así, cuando la estructura de bobina está en una posición desplegada, es decir, fuera del canal del instrumento y/o manguito 202, la varilla de control 432 se puede usar para acercar las estructuras radiantes al tejido biológico que se va a tratar.

La Fig. 13D muestra una estructura de aplicador 440 que se puede usar en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. La estructura de aplicador 440 usa una tira flexible 410 como se trata anteriormente.

En este ejemplo, la tira flexible 410 forma un bucle que se puede extender y retraer de una carcasa de sonda 442. La carcasa de sonda 442 puede estar montada en forma desplazable en el canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico de una manera similar a los ejemplos tratados anteriormente. La carcasa de sonda puede tener un par de aberturas en una superficie distal de la misma a través de la que pasan dos extremos del bucle. La tira flexible 410 se puede meter en la carcasa a través de estas aberturas mediante la operación de una varilla de control deslizante montada dentro de la carcasa de sonda 412. En un ejemplo, la varilla de control puede ser el cable coaxial 206.

La Fig. 14 muestra una vista lateral esquemática de un aplicador 460 que se puede usar en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. En este ejemplo, se suministra energía en tejido biológico a través de un plasma que se puede establecer en el extremo distal del instrumento. El aplicador comprende una carcasa de sonda 442 que está montada en forma desplazable dentro de un canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico, por ejemplo solo o junto con un manguito de guiado 202. La carcasa de sonda define una luz interna que lleva un cable coaxial 206 y forma una trayectoria de flujo de gas 445. Un extremo proximal de la carcasa de sonda 442 está conectado a un suministro de gas, por ejemplo argón o similares. En un extremo distal de la carcasa de sonda 442, se pueden formar una o más ranuras 444 o aberturas en las paredes laterales de la misma para permitir que el gas escape. El cable coaxial 206 está dispuesto para transmitir energía de microondas a la parte distal de la carcasa de sonda 442. Un conductor externo del cable coaxial se conecta eléctricamente a la carcasa de sonda 446 por uno o más conectores 446. El conductor interno 212 del cable coaxial sobresale más allá de un extremo distal del conductor externo y se conecta eléctricamente a una punta distal de la carcasa de sonda 442. Esta disposición provoca una condición de cortocircuito que establece un campo eléctrico dentro de la carcasa de sonda 442. Las ranuras 444 se localizan en máximos esperados en el campo eléctrico de manera que se pueda establecer un plasma desde el gas suministrado a lo largo de la trayectoria de flujo de gas 445.

La estructura de aplicadores tratados anteriormente se refiere a formas de suministro de energía de microondas en el tejido. Las Figs. 15 y 16 presentan las estructuras de aplicador que pueden usar diferentes formas de energía.

La Fig. 15 es una vista lateral esquemática de un aplicador 500 que es adecuado para su uso con la invención. El aplicador 500 comprende un haz 502 de cables de grafeno. El haz de cables 502 puede tener una longitud adecuada para pasar a través del canal del instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. Por ejemplo, puede ser igual o superior a dos metros en longitud. Se conocen los cables de grafeno por transmitir energía térmica muy eficientemente. Así, un extremo proximal del haz de cables 502 está en comunicación térmica con una fuente de calor (no mostrada). La energía térmica de la fuente de calor puede ser transportada por el haz de cables a través del canal del instrumento con muy poca pérdida, limitando o minimizando así el riesgo de calentamiento endoluminal no deseado.

En un extremo distal del haz de cables 502, los cables de grafeno individuales 504 se separan en una estructura de cepillo que se puede manipular para dirigir el calor transferido a través del cable 502 en el tejido biológico.

La Fig. 16 muestra una vista lateral esquemática de una estructura de aplicador 510 que se puede usar en la invención. El aplicador 510 hace uso del efecto de enfriamiento termoelectrónico para transferir calor entre caras opuestas de una punta distal para inducir efectos de enfriamiento y/o calentamiento en el tejido biológico. El aplicador 510 comprende una sonda 512 que está montada en forma desplazable dentro de un canal de instrumento de un dispositivo exploratorio quirúrgico. La sonda 512 se puede montar directamente en el canal del instrumento, o se puede mantener dentro de un manguito 202 adecuado. La sonda 512 tiene una punta distal redondeada 514 para prevenir el daño al tejido cuando la sonda se mueve a su posición. Se monta un dispositivo termoelectrónico 516 en una porción distal de la sonda 512. El dispositivo termoelectrónico 516 tiene un par de placas térmicamente conductoras 518, 520 dispuestas sobre caras opuestas de la sonda 512. Las placas térmicamente conductoras 518, 520 se separan por una estructura semiconductor que está adaptada para usar el efecto de Peltier para crear un flujo de calor entre las placas 518, 520 tras la aplicación de una corriente a las mismas. La corriente se proporciona desde una fuente de CC adecuada en el extremo proximal del dispositivo mediante un cable 522.

Aunque puede ser posible fabricar la estructura de aplicadores desvelada anteriormente en un tamaño adecuado para inserción a través de un canal de instrumento en un endoscopio, en algunos casos puede ser conveniente que la estructura de aplicador sea más grande. De hecho, dada la construcción apilada, la complejidad y el consecuente volumen de algunas estructuras, puede no ser posible alimentarlos a través del canal del instrumento de un endoscopio de vídeo flexible GI típico desde su extremo proximal. La divulgación en el presente documento contempla varios medios alternativos de introducción y control para dicha estructura de aplicadores. Los ejemplos de dichas estructuras se tratan a continuación con referencia a las Figs. 17 a 20. Se debe entender que estas ideas pueden encontrar aplicabilidad en cualquier procedimiento trans-oral o rectal GI donde se requiere un endoscopio flexible y visualización, y donde la construcción de aplicador distal es tal que previene su introducción a través del canal del instrumento (o de trabajo) de un endoscopio GI flexible.

Las Figs. 17 y 18 se refieren a estructuras portadoras para un aplicador (por ejemplo, cualquiera de los aplicadores tratados anteriormente) que se pueden montar en el extremo distal de un cordón de instrumento antes de la inserción en un paciente.

La Fig. 17 es una vista en sección transversal esquemática a través de un extremo distal de un cordón de instrumento 600 de un dispositivo exploratorio quirúrgico (por ejemplo, endoscopio o gastroscopio). El cordón de instrumento comprende una o más luces de visualización 602 para transmitir señales ópticas a y desde una región de tratamiento, y un canal de instrumento 604 (también denominado en el presente documento un canal de trabajo) para transportar una sonda 606 a la región de tratamiento.

En la Fig. 17, un soporte 608 para un aplicador 612 adopta la forma de una sujeción con clip conformada que se puede montar sobre o alrededor del extremo distal del cordón de instrumento 600. El soporte 608 tiene una porción de copa 610 que sobresale hacia adelante para formar una cavidad en la que el aplicador 612 (que puede ser un globo colapsado y cualquier otro de los ensamblajes de aplicador distal tratados en el presente documento) está anidado. La porción de copa presenta un perfil conformado curvado externo suave al paciente para la introducción. El aplicador plegado / colapsado 612 puede estar situado contra y/o sujeto a la cara interna de la porción de copa 610 de tal forma que se evite la ocultación de la luz (luces) de visualización 602 para garantizar la buena visibilidad durante la introducción.

La porción de copa 610 se asegura al extremo distal del cordón de instrumento 600 por una pinza 614. La sonda 606 se inserta a través del canal de trabajo 604 antes de que el cordón de instrumento 600 se inserte en un paciente. Esto se puede hacer alimentando la sonda 606 (que puede comprender un eje de múltiples luces como se trata anteriormente) de vuelta al canal de trabajo 604 del extremo distal. Después de esto, se pueden hacer las conexiones proximales de la sonda, y el soporte 608 se fija al extremo distal del cordón de instrumento 600 antes de que el cordón de instrumento 600 se introduzca en un paciente. En una configuración alternativa, el aplicador 612 se puede fijar a un extremo distal de la sonda 606, por ejemplo al mismo tiempo que se fija el soporte 608.

Una vez en el sitio de tratamiento, el aplicador 612 se puede desplegar y usar en una localización justo delante de la porción de copa 610 o retirarse sobre la porción de copa en donde la porción de copa puede actuar de protección para el tratamiento.

La retirada del dispositivo del paciente se realiza cambiando el aplicador 612 en una configuración de volumen retraído o reducido (por ejemplo, inflando un globo) antes de sacar tanto el cordón de instrumento 600 como el aplicador 612 *in situ* del paciente simultáneamente.

La Fig. 18 es una vista en sección transversal esquemática a través de un extremo distal de un cordón de instrumento 600 de un dispositivo exploratorio quirúrgico (por ejemplo, endoscopio o gastroscopio). A las características en común con la Fig. 17 se les suministra el mismo número de referencia y no se describen otra vez.

En la Fig. 18, se proporciona un soporte 616 sobre o alrededor del extremo distal del cordón de instrumento 600 de forma que su extremo más distal esté alineado eficazmente con el extremo del cordón de instrumento. El soporte 616 es una pared montada sobre el exterior del cordón de instrumento 600 para definir un bolsillo 618 para retener el aplicador 612. El bolsillo 618 se puede extender alrededor de toda o parte de la circunferencia del cordón de instrumento 600. El perfil externo del bolsillo puede ser liso y conformado para ayudar en la introducción. El aplicador 612 está dentro del bolsillo 616 y conectado a la sonda 606 que se alimenta de nuevo a través del canal de trabajo 604 a la conexión proximal. La operación y la retirada del aplicador son los mismos que se trata anteriormente con referencia a la Fig. 17.

La Fig. 19 es una vista en sección transversal parcial esquemática de un sistema de soporte 650 que es adecuado para su uso con la invención. El sistema comprende un dispositivo exploratorio quirúrgico que tiene un cuerpo 652 con un cordón de instrumento flexible 654 que se extiende a partir del mismo. El sistema de soporte 650 en este ejemplo proporciona un manguito flexible 656 que se ajusta a lo largo de la longitud completa del cordón de instrumento, ya sea concéntrica o excéntrica.

El manguito 656 proporciona un conducto externo personalizado para transportar una o más alimentaciones requeridas, por ejemplo medio de inflado, cable coaxial, hilos de control, etc., hasta un aplicador distal 660. El aplicador 660 se puede montar en un extremo distal del manguito 656 usando una de las estructuras de soporte tratadas anteriormente con referencia a las Figs. 17 o 18. El manguito 656 puede ser una parte integral del aplicador 660 o un componente separado.

En uso, el manguito 656 con el aplicador colapsado 660, por ejemplo montado dentro de un soporte, se alimenta primero mediante el cordón de instrumento flexible 654 antes de la inserción en el paciente.

Con esta disposición, las alimentaciones para el aplicador no están limitadas a estar dentro del canal de trabajo del cordón de instrumento. Esto puede permitir que el dispositivo se use con un videoscopio flexible de diámetro mucho más pequeño. Por ejemplo, el manguito se puede usar con un dispositivo exploratorio que no tiene un canal de trabajo. Alternativamente, si se usa con un dispositivo exploratorio que tiene un canal de trabajo, el canal de trabajo se puede usar para introducción de un instrumento (adicional) separado.

La Fig. 20 es una vista en sección transversal parcial esquemática de un sistema de soporte 670 que es adecuado

para su uso con la invención. A las características en común con la Fig. 19 se les da el mismo número de referencia y no se describen otra vez.

En este ejemplo, un manguito de soporte 672 para transportar alimentaciones para el aplicador 660 se asegura (por ejemplo sujeta) al cordón de instrumento 654 del dispositivo exploratorio quirúrgico. El manguito de soporte 672 puede comprender un tubo de eje de múltiples luces, idealmente de disposición de bajo perfil. Se puede asegurar al cordón de instrumentos por una pluralidad de pinzas 674 en intervalos a lo largo de su longitud. Se puede montar un soporte (no mostrado) similar a los tratados anteriormente con referencia a las Figs. 17 y 18 en un extremo distal del manguito de soporte 672 y sujetar al extremo distal del cordón de instrumento 654.

Como se trata anteriormente, el soporte y el manguito de soporte 672 pueden proporcionar una localización compacta para la introducción del cordón de instrumento combinado 654 y el aplicador 660 en el paciente, mientras se asegura la buena visibilidad del operario durante la introducción. Proporcionando una forma externa conformada de bajo perfil y lisa, el ensamblaje de soporte y las pinzas pueden garantizar una molestia mínima al paciente durante la introducción.

Similarmenente al sistema mostrado en la Fig. 19, el sistema de soporte 670 no hace uso del canal de trabajo del videoscopio, que significa que se puede usar o un videoscopio de diámetro más pequeño (sin canal de trabajo), o que el canal de trabajo se puede usar para un fin diferente, por ejemplo instrumento separado u otro tipo de alimentación, por ejemplo fluido.

En otros ejemplos, el aparato de la invención puede comprender un introductor flexible para inserción en un paciente para llevar el aplicador a un sitio de tratamiento. El introductor flexible puede obviar el requisito de un endoscopio flexible separado. El introductor flexible puede comprender un manguito que puede encerrar el cable coaxial. Alternativamente, el introductor flexible puede comprender una varilla o púa flexible a la que se pueden fijar las líneas de alimentación asociadas al aplicador. El introductor flexible puede ser orientable, por ejemplo puede tener uno o más hilos de control que se extienden a lo largo de su longitud. El introductor se puede formar por separado o íntegramente con el aplicador.

El introductor puede incluir un canal óptico interno para transmitir radiación óptica al sitio de tratamiento. Por ejemplo, el introductor o el aplicador pueden comprender una cámara montada en el extremo distal del aparato. El canal óptico puede incluir fibras ópticas para transmitir una señal de iluminación y una señal de imagen de la cámara.

El proporcionar un introductor a medida para el aplicador puede permitir que se proporcione un canal de trabajo de diámetro más grande para transportar el aplicador y las líneas de alimentación asociadas. El introductor puede ser desechable o reutilizable de bajo volumen.

El aparato no se necesita usar con un dispositivo exploratorio que proporciona visualización directa de la región de tratamiento. Por ejemplo, el aparato se puede usar con un ecógrafo o medio de visualización externa de tipo similar. El introductor flexible o la cánula usada en dicho ejemplo pueden comprender gradaciones de los marcadores a lo largo de su longitud en regiones proximales y distales de los mismos. Las marcas distales pueden ser radiopacas para mejorar la visibilidad sobre las imágenes escaneadas. Así, las marcas se pueden usar como referencia posicional para el tratamiento.

Referencias

- [1] Cherrington, et al. 13º Congreso Mundial sobre Resistencia a la Insulina, Diabetes y Enfermedad Cardiovascular. Los Angeles, Calif., EE. UU., Diciembre de 2015.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico configurado para extirpar tejido de la mucosa duodenal, comprendiendo el instrumento:

un cable coaxial (206) flexible para transmitir energía de microondas desde un generador (102) situado externamente al paciente hasta un sitio de tratamiento situado dentro del duodeno de un paciente; y un aplicador (350, 360) situado en un extremo distal del cable coaxial flexible, teniendo el aplicador una estructura de suministro de energía (354) conectada para recibir energía de microondas del cable coaxial (206) y para suministrar la energía de microondas recibida en el tejido biológico en el sitio de tratamiento, en donde el aplicador (350, 360) incluye una porción radialmente extensible dispuesta para mover la estructura de suministro de energía (354) en contacto con tejido de la mucosa duodenal en la región de tratamiento, y en donde la porción radialmente extensible (350, 360) comprende una pala y un mecanismo de movimiento (356) configurado para mover la pala (352) en una dirección radial, y en donde la estructura de suministro de energía (354) comprende: una antena bipolar montada en la pala.

2. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde el aplicador (360) comprende una pluralidad de palas (352) dispuestas para moverse en direcciones radiales que están desplazadas angularmente entre sí.

3. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 2, en donde una o más de la pluralidad de palas (352) no tienen una estructura de suministro de energía (354) formada sobre ellas o asociada a ellas.

4. Un instrumento electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el mecanismo de movimiento (356) comprende un mecanismo de bisagra.

5. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 4, en donde el mecanismo de bisagra comprende un pantógrafo.

6. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 5, en donde el pantógrafo comprende un par de elementos de bisagra cooperantes.

7. Un instrumento electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde al menos una pala (352) comprende una estructura alargada plana o flexible.

8. Un instrumento electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cable coaxial (206) comprende un conductor interno (212) y un conductor externo separados por un primer material dieléctrico, y la antena bipolar comprende un par de tiras conductoras paralelas separadas por un segundo material dieléctrico, estando una de las tiras conductoras conectada eléctricamente a un conductor interno del cable coaxial, y estando la otra de las tiras conductoras conectada eléctricamente a un conductor externo del cable coaxial.

9. Un aparato electroquirúrgico para extirpar tejido de la mucosa duodenal, comprendiendo el aparato:

un dispositivo exploratorio quirúrgico (114) que tiene un cordón de instrumento (120) para inserción en un paciente a un sitio de tratamiento situado dentro del duodeno del paciente;
un generador (102) para suministrar energía de microondas;
un instrumento electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cable coaxial (206) flexible está conectado en su extremo proximal al generador (102), en donde el cable coaxial (206) flexible y el aplicador (350, 360) pueden insertarse, junto con el cordón de instrumento (120), al sitio de tratamiento.

10. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 9, en donde el cordón de instrumento (120) tiene un canal de instrumento longitudinal que se extiende a su través, y en donde el cable coaxial (206) flexible y el aplicador (350, 360) están dimensionados para ser montados de forma desplazable en el canal del instrumento.

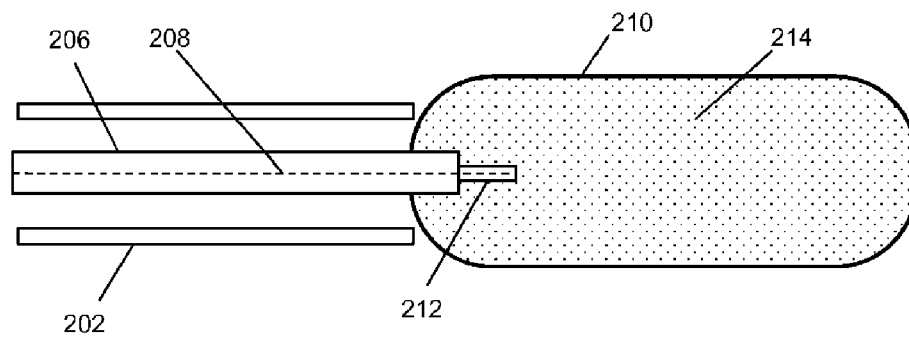
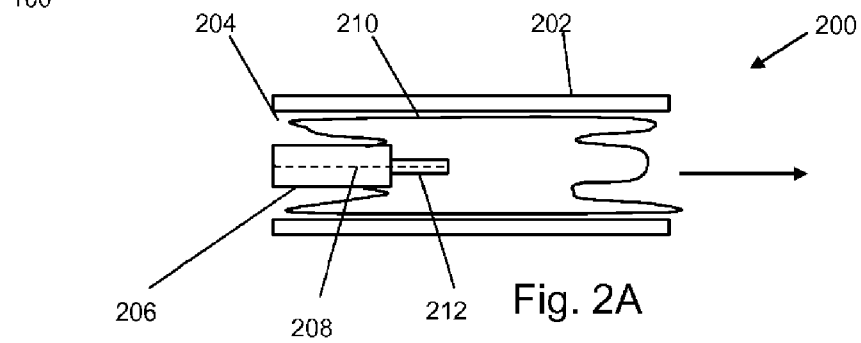
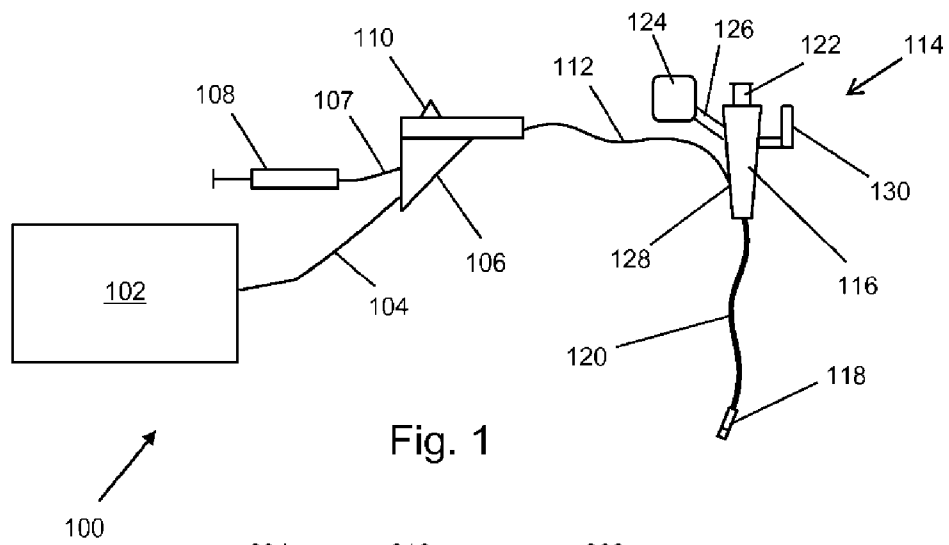
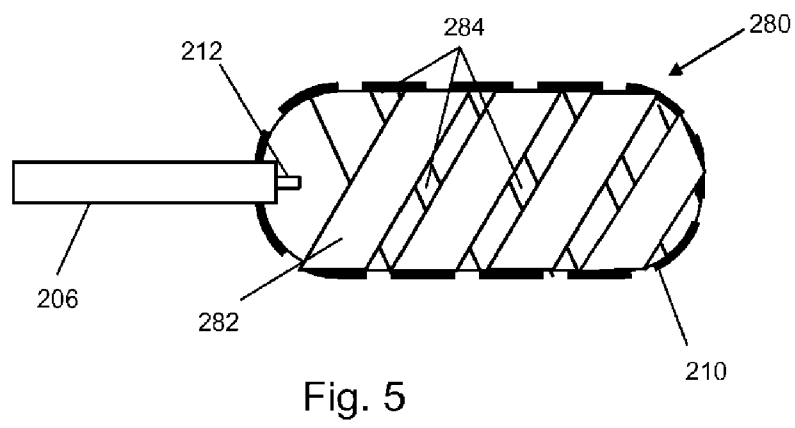
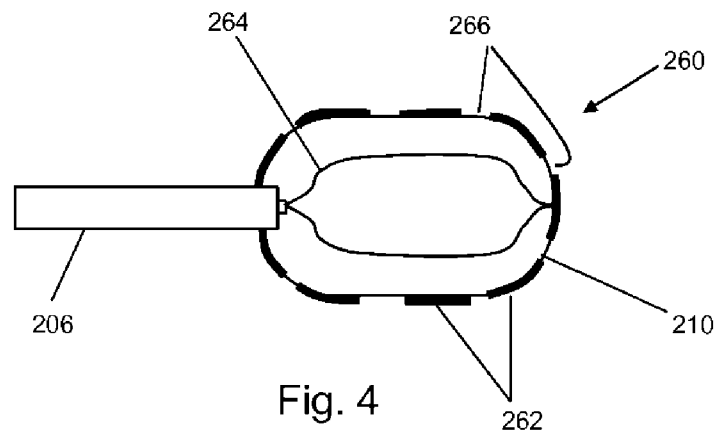
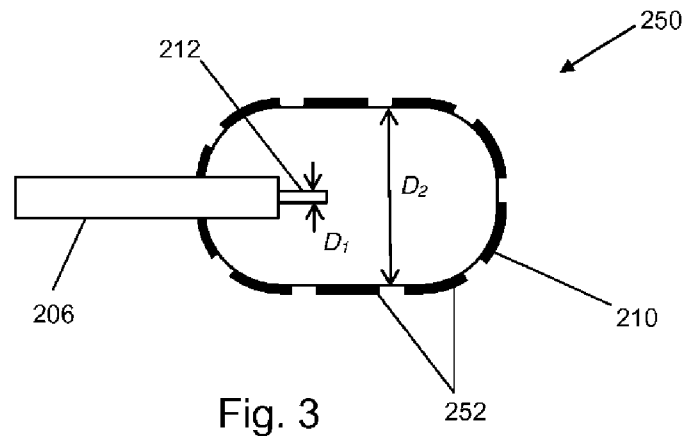


Fig. 2B



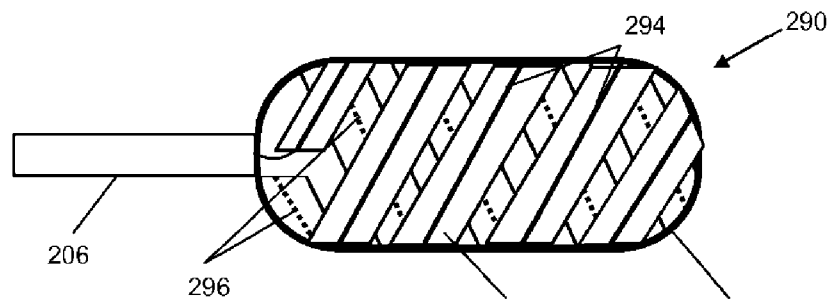


Fig. 6

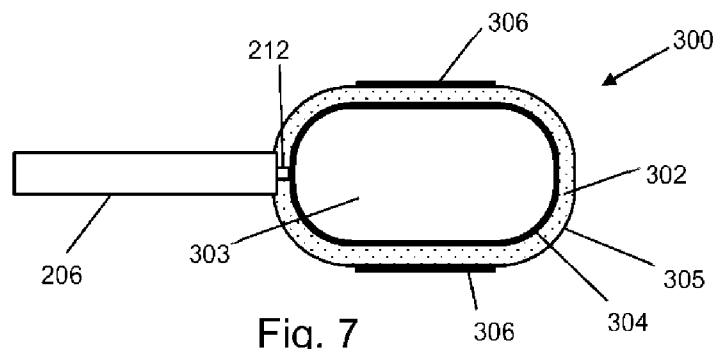


Fig. 7

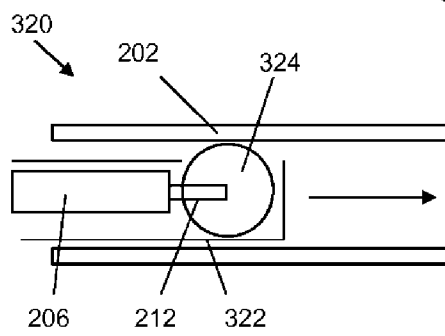


Fig. 8A

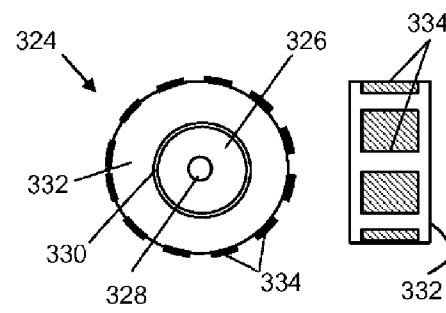


Fig. 8C



Fig. 8B

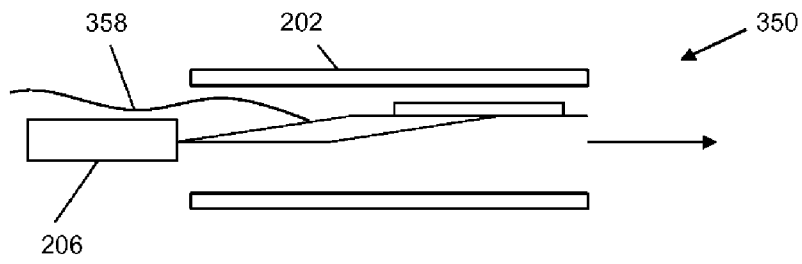


Fig. 9A

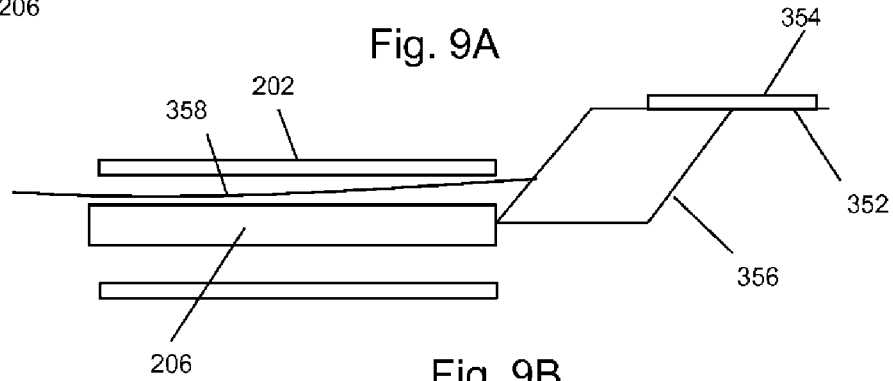


Fig. 9B

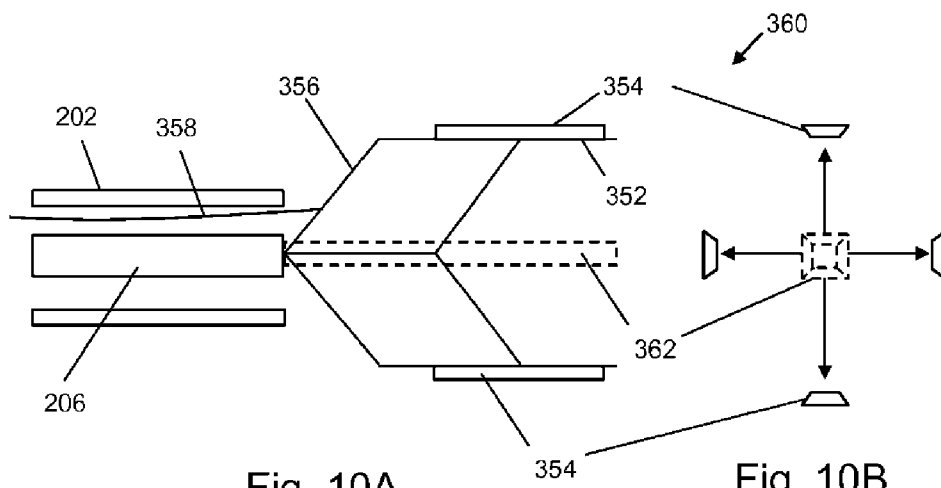


Fig. 10A

Fig. 10B

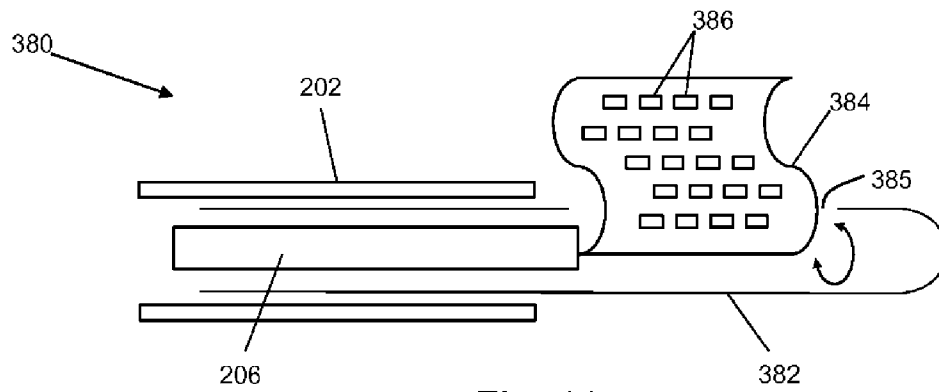


Fig. 11

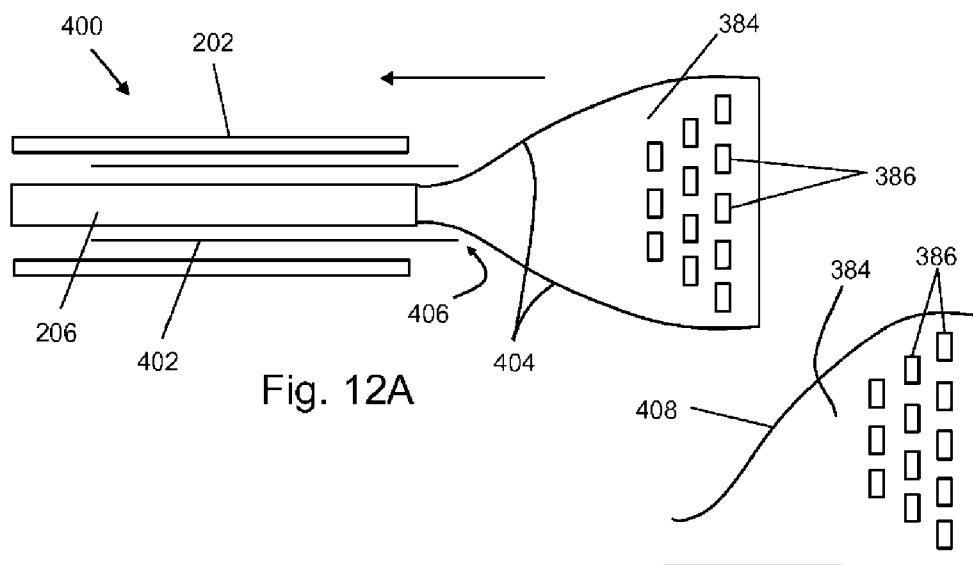


Fig. 12A

Fig. 12B

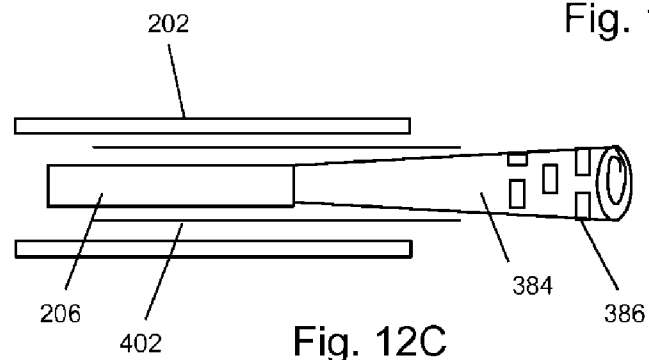


Fig. 12C

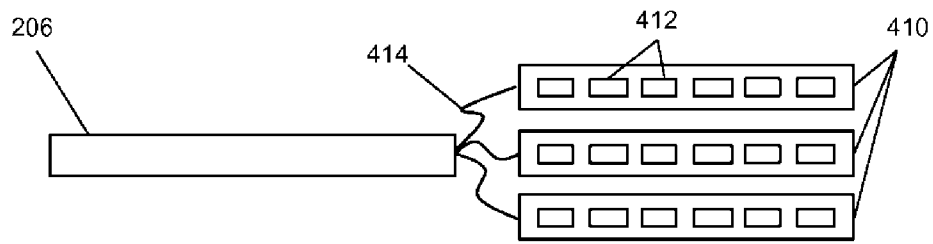


Fig. 13A

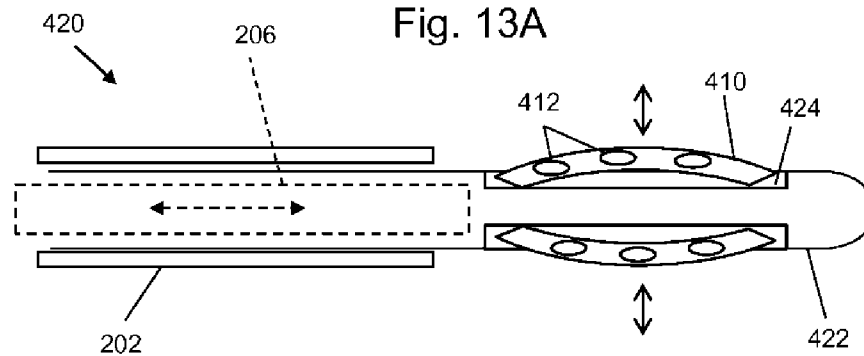


Fig. 13B

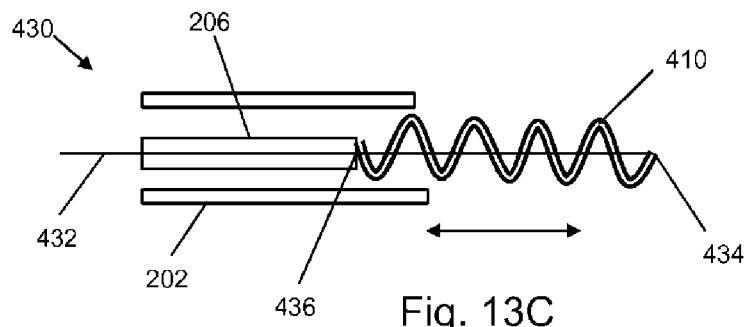


Fig. 13C

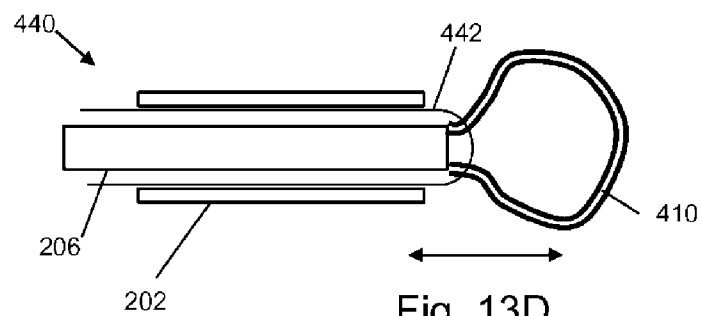
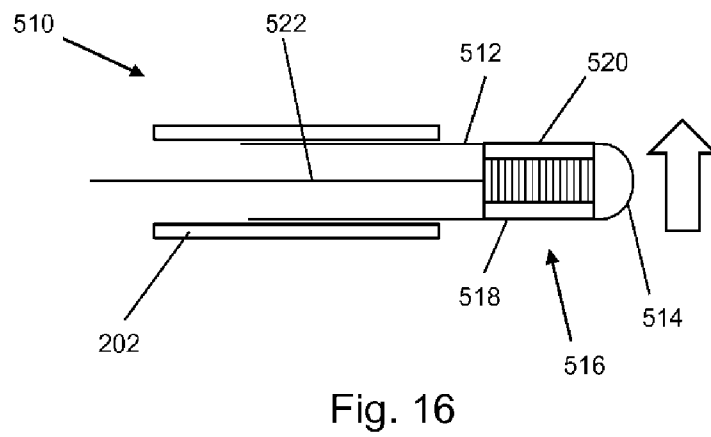
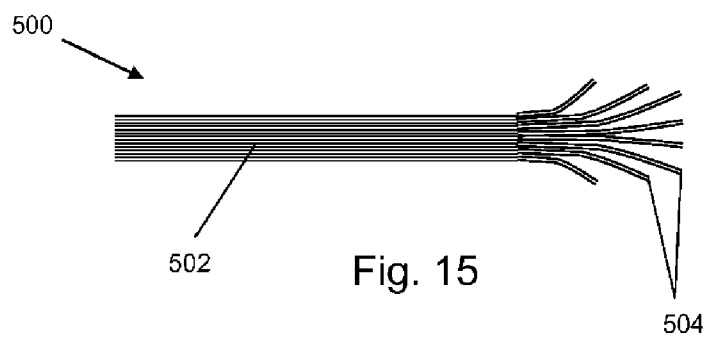
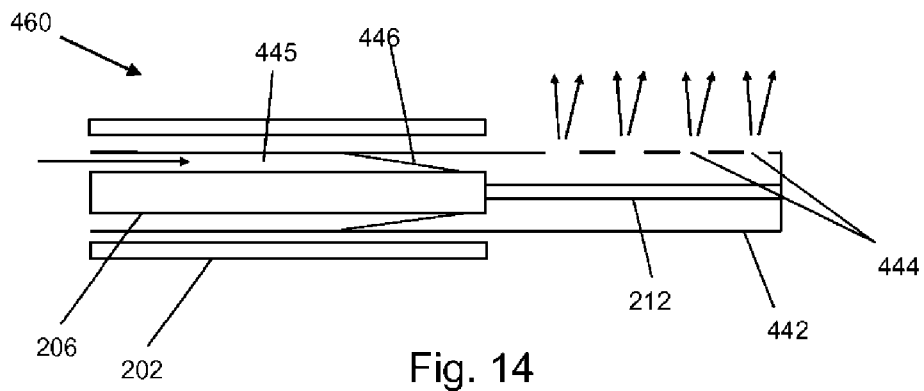
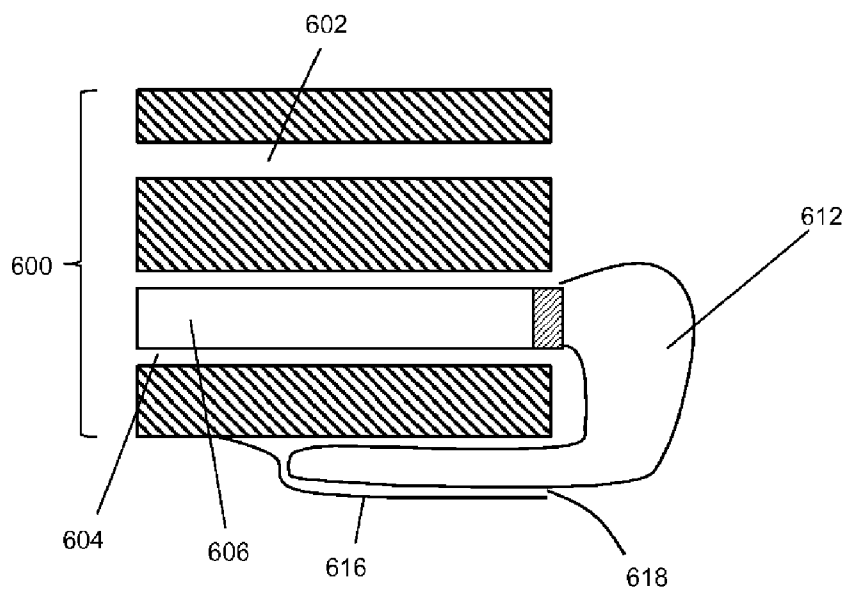
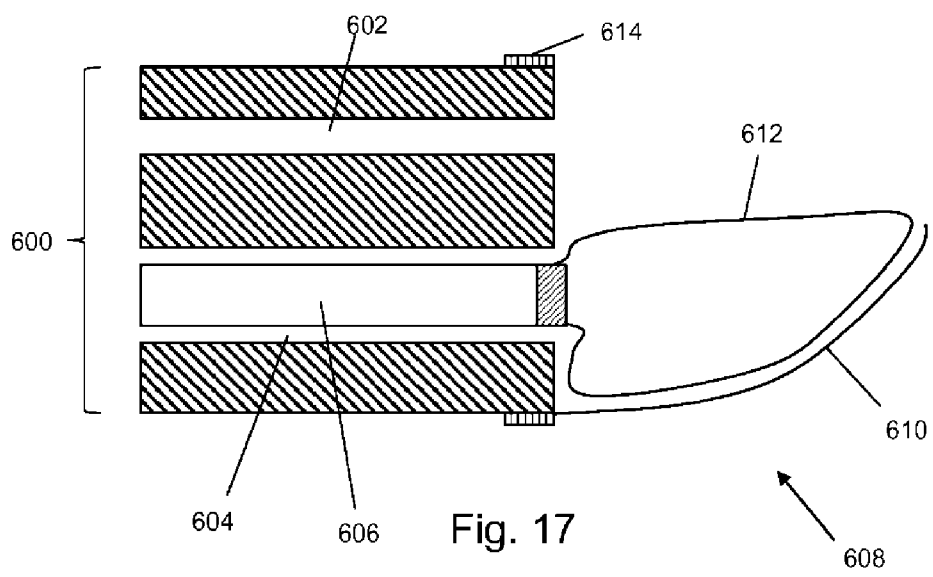


Fig. 13D





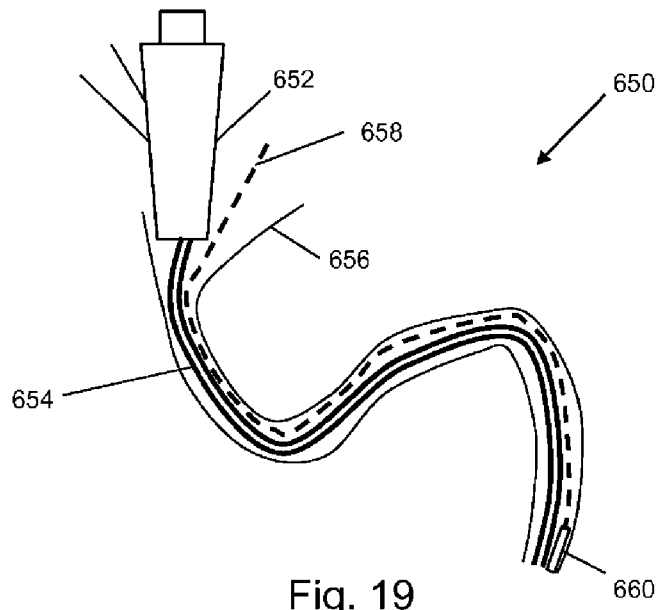


Fig. 19

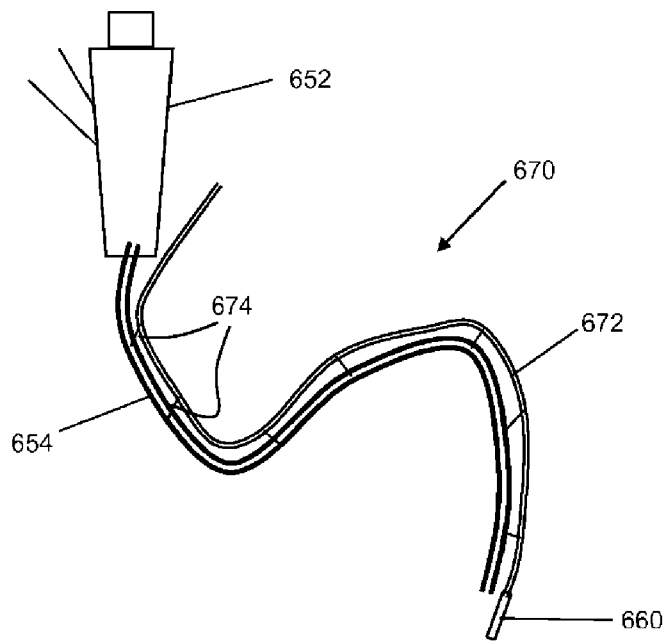


Fig. 20