

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 958 632**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

H01R 24/56 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.10.2015** **PCT/EP2015/074001**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.04.2016** **WO16059209**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.10.2015** **E 15783999 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.07.2023** **EP 3206611**

54 Título: **Una estructura de transporte de energía de RF y/o de microondas, y un dispositivo de exploración electroquirúrgico invasivo que incorpora la misma**

30 Prioridad:

17.10.2014 GB 201418474

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.02.2024

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
WHITE, MALCOLM;
ULLRICH, GEORGE CHRISTIAN;
WEBB, DAVID EDWARD;
PRESTON, SHAUN y
MORRIS, STEVEN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 958 632 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

Una estructura de transporte de energía de RF y/o de microondas, y un dispositivo de exploración electroquirúrgico invasivo que incorpora la misma

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a una estructura de transporte de energía (por ejemplo, guía de ondas o cable) para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o de microondas de un generador electroquirúrgico a un instrumento electroquirúrgico. En particular, la invención se refiere a instrumentos electroquirúrgicos que se usan en procedimientos invasivos, por ejemplo, introducidos a través de un canal para instrumentos de un endoscopio, laparoscopio o dispositivo similar. Por ejemplo, la invención puede encontrar un uso particular en cirugía endoscópica transluminal por orificios naturales (NOTES).

15 **Antecedentes de la invención**

Los instrumentos electroquirúrgicos son instrumentos que se utilizan para suministrar energía de radiofrecuencia y/o de frecuencia de microondas al tejido biológico, para fines tales como cortar tejido biológico o coagular sangre. La energía de radiofrecuencia y/o de frecuencia de microondas se suministra normalmente al instrumento electroquirúrgico utilizando un cable. Los cables convencionales usados para este fin tienen una estructura de línea de transmisión coaxial que comprende un conductor interior cilíndrico sólido o multifilar, una capa tubular de material dieléctrico alrededor del conductor interior, y un conductor exterior tubular alrededor del material dieléctrico.

20 Cuando se utilizan muchos instrumentos electroquirúrgicos, es habitual que sea necesario proporcionar suministros o componentes adicionales (por ejemplo, medios de control) al instrumento electroquirúrgico, tales como una alimentación de líquido o gas, líquidos o gases, o alambres guías o de tracción para manipular (por ejemplo, abrir/cerrar, girar o extender/retraer) una o más partes del instrumento electroquirúrgico.

30 Para proporcionar estos suministros o componentes adicionales al instrumento electroquirúrgico, se han proporcionado estructuras adicionales junto con el cable convencional, tales como tubos adicionales adyacentes al cable convencional. Por ejemplo, se conoce el suministro de un tubo adicional que aloja un alambre de tracción para el instrumento electroquirúrgico junto con el cable convencional, y el alojamiento del cable convencional y el tubo que aloja el alambre de tracción dentro de una única camisa/carcasa protectora.

35 Normalmente, el diámetro de un canal para instrumentos de un dispositivo de exploración (por ejemplo, endoscopio o laparoscopio) es inferior a 3 mm, por ejemplo, 2,8 mm. Es un desafío continuo proporcionar suficiente potencia y los suministros o componentes adicionales mencionados anteriormente en una forma lo suficientemente compacta como para caber dentro de un canal para instrumentos manteniendo al mismo tiempo la flexibilidad y restringiendo la atenuación de potencia a niveles aceptables (es decir, seguros). La técnica anterior relevante se describe en el documento WO 00/35363 A1, US 6 230 060 B1, US 2003/088242 A1, US 2009/299360 A1 y WO 2009/039093 A2.

40

Sumario de la invención

45 En su forma más general, la presente invención propone incorporar una estructura de transporte de energía para un instrumento electroquirúrgico en un tubo de inserción de un dispositivo de exploración quirúrgico (por ejemplo, endoscopio, laparoscopio o similar) como se describe en las reivindicaciones independientes adjuntas 1 y 19.

El tubo de inserción es el conducto flexible que se introduce en el cuerpo de un paciente durante un procedimiento invasivo. Normalmente incluye un canal para instrumentos y un canal óptico (por ejemplo, para transmitir luz para iluminar y/o capturar imágenes de una zona de tratamiento) en el extremo distal del tubo de inserción. El canal para instrumentos puede tener un diámetro adecuado para recibir herramientas quirúrgicas invasivas. El diámetro puede ser el mismo que el encontrado en los dispositivos de exploración quirúrgico convencionales, por ejemplo, 1 mm o más, preferiblemente 1,4 mm o más, preferiblemente 2,8 mm o más, preferiblemente 3,2 mm o más. El diámetro preferiblemente no supera los 5 mm, por ejemplo, en el intervalo de 1 a 5 mm, o de 1,4 a 5 mm, o de 2,8 a 5 mm, o de 3,2 mm a 5 mm.

50

En la invención, la energía puede transmitirse por tanto a través del tubo de inserción a un instrumento electroquirúrgico independientemente de cualquier línea de control o línea de alimentación que discorra hasta el instrumento electroquirúrgico a través del canal para instrumentos. Por consiguiente, la invención puede aumentar el espacio disponible para suministros adicionales (por ejemplo, alimentaciones de fluidos) o componentes (por ejemplo, alambres de control) que se utilizarán con el instrumento electroquirúrgico. Es más, la invención puede reducir o eliminar el efecto que dichos suministros o componentes adicionales tienen sobre la energía transportada.

60

La invención puede proporcionar la estructura de transporte de energía alrededor del canal para instrumentos dentro de la pared del propio tubo de inserción, o como un revestimiento (por ejemplo, una cubierta desmontable) para el canal para instrumentos, o como una combinación de ambos.

65

Al proporcionar la estructura de transporte de energía fuera del canal para instrumentos, la invención permite el uso de estructuras conductoras (por ejemplo, coaxiales) de mayor diámetro. Estas estructuras pueden tener una pérdida menor que los cables convencionales de menor diámetro, lo que a su vez puede permitir que se entregue más energía de forma segura al instrumento electroquirúrgico.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona una estructura de transporte de energía para electrocirugía invasiva de acuerdo con la reivindicación 1.

El diámetro del canal para instrumentos formado en la capa aislante más interior es preferiblemente de 3 mm o menos, por ejemplo, 2,8 mm.

La estructura de transporte de energía incluye, por ejemplo, en un extremo distal de la misma, un primer terminal que está conectado eléctricamente a la capa conductora interior y que se extiende a través de la capa aislante más interior en el canal para instrumentos, y un segundo terminal que está conectado eléctricamente a la capa conductora exterior y que se extiende a través de la capa dieléctrica y la capa aislante más interior en el canal para instrumentos. El primer terminal y el segundo terminal pueden estar dispuestos para formar la conexión eléctrica (por ejemplo, acoplarse físicamente) en correspondencia con los contactos formados en un instrumento electroquirúrgico que es insertable en el canal para instrumentos o a través del mismo. El primer terminal y el segundo terminal pueden estar formados en el extremo distal de la capa conductora interior y de la capa conductora exterior, respectivamente. La capa conductora exterior puede extenderse longitudinalmente más en dirección distal que la capa conductora interior, por lo que el primer terminal está situado proximalmente al segundo terminal.

En el presente documento, el término "interior" significa radialmente más cercano al centro (por ejemplo, el eje) del canal para instrumentos. El término "exterior" significa radialmente más alejado del centro (eje) del canal para instrumentos.

El término "conductor" se utiliza con el significado eléctricamente conductor, a menos que el contexto indique otra cosa.

En el presente documento, los términos "proximal" y "distal" se refieren a los extremos de la estructura de transmisión de energía situados más lejos y más cerca del sitio de tratamiento, respectivamente. Por tanto, durante su uso, el extremo proximal está más cerca de un generador para proporcionar la energía de RF y/o de microondas, mientras que el extremo distal está más cerca del sitio de tratamiento, es decir, del paciente.

Un instrumento electroquirúrgico puede ser cualquier instrumento o herramienta que se usa durante la cirugía y que usa energía de RF o de microondas. En el presente documento, la radiofrecuencia (RF) puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la energía de microondas puede significar una energía electromagnética que tiene una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La energía de RF debe tener una frecuencia lo suficientemente alta como para evitar que la energía provoque la estimulación nerviosa y lo suficientemente baja como para evitar que la energía provoque el blanqueo del tejido o un margen térmico innecesario o daño a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de microondas incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz.

El canal para instrumentos formado por la capa aislante más interior puede actuar como un canal para instrumentos convencional, por ejemplo, para recibir un catéter que transporta un instrumento electroquirúrgico hasta el extremo distal del mismo. El catéter puede ser un tubo hueco para transportar otros componentes necesarios durante el uso del instrumento electroquirúrgico, tales como una alimentación de gas o líquido, o un alambre de tracción u otros medios de control, se puede introducir por el interior del catéter. Al proporcionar la estructura de transporte de energía en la pared del canal para instrumentos, la invención puede maximizar el espacio disponible para estos componentes.

La estructura en capas coaxial puede formar un revestimiento que se puede recibir en el tubo de inserción flexible del dispositivo de exploración quirúrgico. En una realización, la capa conductora exterior y una porción de la capa dieléctrica pueden formarse directamente (por ejemplo, de forma permanente) sobre una superficie interior de un orificio longitudinal a través del tubo de inserción flexible. En este caso, el revestimiento puede comprender una estructura coaxial que comprende la capa más interior, la capa conductora interior y otra porción de la capa dieléctrica. El revestimiento puede insertarse en el orificio longitudinal para ajustarse cómodamente contra la porción de la capa dieléctrica formada en el mismo. Se pueden utilizar efectos térmicos para contraer y expandir el revestimiento para crear un ajuste perfecto sin espacios de aire.

Los revestimientos analizados anteriormente pueden ser de uso único o múltiple. Una ventaja de formar la estructura de transporte de energía en parte en el tubo de inserción flexible y en parte como un revestimiento es que facilita la fabricación y el montaje, especialmente en los casos donde ambas capas conductoras quedan cubiertas (protegidas) durante el montaje.

En otro aspecto de la invención, la estructura de transporte de energía puede fabricarse como una parte integral del

tubo de inserción flexible, es decir, un componente permanente del dispositivo de exploración quirúrgico como se describe en la reivindicación 19 adjunta.

5 El tubo de inserción flexible puede incluir una brida de tope en su extremo distal, teniendo la brida de tope una proyección que sobresale de la entrada del canal para instrumentos para limitar el grado en que el instrumento electroquirúrgico puede ser empujado fuera del extremo distal. El tubo de inserción flexible también puede tener un sello resiliente montado sobre la entrada del canal para instrumentos. El sello resiliente puede comprender una membrana anular que es deformable para permitir que el instrumento electroquirúrgico salga del canal para instrumentos pero para evitar el ingreso de materia desde el sitio de tratamiento de regreso al canal para instrumentos.

10 El instrumento electroquirúrgico puede comprender un primer elemento conductor y un segundo elemento conductor en su extremo distal, que juntos forman una estructura de transmisión bipolar para entregar energía de RF y/o de microondas al tejido biológico en el sitio de tratamiento. Como se ha analizado anteriormente, puede ser deseable conectar la estructura de transporte de energía al instrumento electroquirúrgico para transmitir energía de RF y/o de microondas a la estructura de transmisión bipolar. Para lograr esta conexión, el instrumento electroquirúrgico puede incluir un collarín de conexión que tiene un primer contacto para conectarse al primer terminal y un segundo contacto para conectarse al segundo terminal. El primer contacto y el segundo contacto pueden estar conectados eléctricamente al primer elemento conductor y al segundo elemento conductor respectivamente.

20 El instrumento electroquirúrgico puede introducirse en el extremo distal del canal para instrumentos mediante un catéter que se alimenta a través del canal para instrumentos. El collarín de conexión puede montarse en el catéter y puede comprender un cuerpo cilíndrico que tiene un diámetro mayor que el diámetro del catéter. La superficie exterior del cuerpo cilíndrico puede estar muy próxima (por ejemplo, tocando) a la capa más interior de la estructura de transporte de energía, para garantizar un acoplamiento seguro entre el primer contacto y el primer terminal y entre el segundo contacto y el segundo terminal. El primer terminal y el segundo terminal pueden sobresalir ligeramente hacia dentro desde la capa más interior. El collarín de conexión puede incluir un hombro para hacer tope con la brida de tope para ubicar de forma segura el collarín en su posición.

30 El instrumento electroquirúrgico puede incluir un manguito de extensión que se extiende axialmente desde el collarín de conexión hacia la estructura de transmisión bipolar en el extremo distal del instrumento electroquirúrgico. Durante el uso, el manguito de extensión puede sobresalir por tanto del extremo del canal para instrumentos. El manguito de extensión puede comprender un tubo de material dieléctrico y puede llevar estructuras conductoras (por ejemplo, varillas conductoras o similares) que proporcionan conexión eléctrica entre el primer contacto y el primer elemento conductor y entre el segundo contacto y el segundo elemento conductor respectivamente. La estructura conductora puede comprender un tramo corto de cable coaxial convencional.

40 Si el instrumento electroquirúrgico está dispuesto para recibir energía de microondas desde la estructura de transporte de energía, puede ser deseable que el instrumento electroquirúrgico esté configurado para hacer coincidir la impedancia de la estructura de transporte de energía con la impedancia del instrumento electroquirúrgico a la frecuencia de la energía de microondas. Esto se puede lograr seleccionando la geometría (por ejemplo, tamaños y/o formas) del primer y segundo terminales, el collarín de conexión y la conexión entre la estructura conductora del manguito de extensión y la estructura de transmisión bipolar, por ejemplo, basándose en simulaciones de campo de microondas, mediciones experimentales, etc. Proporcionar una coincidencia de impedancia reduce o elimina los reflejos de potencia en los puntos de transición entre diferentes geometrías en la trayectoria de transporte de energía y, por tanto, puede permitir que la potencia se entregue de manera más eficiente al instrumento electroquirúrgico. La estructura conductora en el manguito de extensión puede tener una longitud eléctrica de un múltiplo de la mitad de una longitud de onda de la energía de microondas para hacerla efectivamente invisible en cualquier geometría de adaptación de impedancia.

50 Si el instrumento electroquirúrgico está dispuesto para recibir energía de RF desde la estructura de transporte de energía, puede ser deseable evitar que se produzca una interrupción de tensión entre la capa conductora interior y la capa conductora exterior. Esto se puede lograr utilizando un material con un alto umbral de rotura (por ejemplo, cinta de poliimida Kapton®) como capa dieléctrica. Como alternativa, si el instrumento electroquirúrgico está dispuesto para recibir tanto energía de RF como energía de microondas desde la estructura de transporte de energía, puede ser deseable crear vías separadas para la energía de RF y la energía de microondas, porque el material dieléctrico de bajas pérdidas adecuado para soportar la propagación de la energía de microondas puede no tener un umbral de ruptura lo suficientemente alto para aislar de forma segura los conductores que transportan energía de RF. Por consiguiente, la estructura de transporte de energía puede incluir un conductor adicional que forma un primer polo de una línea de transmisión bipolar portadora de RF, y en donde la capa conductora interior y la capa conductora exterior forman un segundo polo de la línea de transmisión bipolar portadora de RF. Por ejemplo, el conductor adicional puede ser un hilo conductor transportado dentro del canal para instrumentos. En esta disposición, la capa aislante más interior puede estar hecha de un material (por ejemplo, poliimida) con las propiedades de degradación requeridas. Cuando se proporciona un conductor adicional para transportar la energía de RF, la capa conductora interior y la capa conductora exterior de la estructura de transporte de energía pueden estar conectadas eléctricamente (en cortocircuito) en el extremo proximal de las mismas.

El conductor adicional colocado en el canal para instrumentos puede ser una varilla o tubo conductor usado específicamente para este fin. Como alternativa, un componente adicional que pasa a través del canal para instrumentos puede funcionar como conductor adicional. Por ejemplo, un tubo utilizado para suministrar líquido o gas al instrumento electroquirúrgico, o un alojamiento para un alambre guía o de tracción puede estar formado o recubierto con, un material conductor y puede actuar como conductor adicional. Después se puede usar un generador para introducir una señal de radiofrecuencia en el cable usando la capa conductora exterior (o capa conductora interior) y el conductor adicional por separado de una señal de frecuencia de microondas, que ingresa a la capa conductora interior y a la capa conductora exterior. El instrumento electroquirúrgico puede incluir un contacto o puerto dedicado para conectarse eléctricamente al conductor adicional.

Con una disposición como esta puede ser necesario proporcionar una configuración, tal como un diplexor, en el extremo distal de la estructura de transporte de energía para evitar que la señal de radiofrecuencia de mayor tensión regrese a lo largo de la capa conductora interior y la capa conductora exterior, y/o para evitar que la señal de microondas regrese a lo largo del conductor adicional.

La capa dieléctrica puede comprender un tubo sólido de material dieléctrico o un tubo de material dieléctrico que tiene una estructura porosa. Un tubo sólido de material dieléctrico puede indicar que el material dieléctrico es sustancialmente homogéneo. Una estructura porosa puede indicar que el material dieléctrico es sustancialmente no homogéneo, con un número o cantidad significativa de bolsas de aire o vacíos. Por ejemplo, una estructura porosa puede indicar una estructura de panal, una estructura de malla o una estructura de espuma. El material dieléctrico puede comprender PTFE u otro dieléctrico de microondas de baja pérdida. El material dieléctrico puede comprender un tubo con un espesor de pared de al menos 0,2 mm, preferiblemente al menos 0,3 mm, más preferiblemente al menos 0,4 mm, por ejemplo, entre 0,3 y 0,6 mm.

La capa conductora interior y/o la capa conductora exterior pueden comprender: un recubrimiento de metal en el interior o exterior de un tubo de material; un tubo sólido de metal colocado contra el interior o el exterior de un tubo de material; o una capa de material conductor trenzado incrustado en un tubo de material. La capa conductora interior y/o la capa conductora exterior pueden comprender un recubrimiento de plata. La capa conductora interior y/o la capa conductora exterior pueden tener un espesor de aproximadamente 0,01 mm.

En lugar de ser proyecciones, uno o ambos del primer terminal y el segundo terminal pueden comprender un rebaje, por ejemplo, formado en la capa aislante más interior. El collarín de conexión (analizado anteriormente) formado, por ejemplo, en una cara de extremo del cable, para recibir una protuberancia conductora correspondiente en una cara de extremo del instrumento electroquirúrgico.

En una configuración, la estructura de transporte de energía puede fabricarse como una pluralidad de capas, por ejemplo, una capa tubular interior hueca (la capa más interior); una capa de material conductor sobre una superficie exterior de la capa tubular interior hueca (capa conductora interior); un tubo de material dieléctrico sobre una superficie exterior del material conductor (capa dieléctrica); y una capa de material conductor sobre una superficie exterior del tubo del material dieléctrico (capa conductora exterior). La estructura puede, o no, comprender espacios de aire entre algunas o todas estas capas. Una ventaja de evitar los espacios de aire es que se pueden minimizar las pérdidas en el cable. En un ejemplo, esta estructura podría fabricarse revistiendo secuencialmente cada capa posterior sobre la capa anterior (interior). Como alternativa, esta estructura podría fabricarse formando una o más de las capas como una primera parte y una o más de las capas como una segunda parte, y luego deslizando una parte dentro de la otra. La capa tubular interior hueca comprende preferiblemente poliimida, pero puede ser de PTFE u otro material aislante adecuado. La capa tubular interior hueca puede tener un espesor de 0,1 mm.

Al proporcionar una estructura de transporte de energía dentro de las paredes de un canal para instrumentos de un aparato de exploración quirúrgico invasivo, la invención puede permitir instrumentos tanto electroquirúrgicos como no electroquirúrgicos. Dicho de otro modo, el dispositivo de exploración quirúrgico invasivo puede funcionar de manera convencional (no electroquirúrgica).

Breve descripción de los dibujos

A continuación, se analizan en detalle ejemplos de la invención con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la Figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico para un procedimiento invasivo en el que se puede usar una estructura de transporte de energía de acuerdo con la invención;

la Figura 2 es una vista en sección transversal a través de un tubo de inserción de un endoscopio que es una realización de la invención;

la Figura 3A es una vista en sección transversal a través de una porción de punta distal de un endoscopio que es una realización de la invención con un instrumento electroquirúrgico en un canal para instrumentos del mismo;

la Figura 3B es una vista en sección transversal únicamente del instrumento electroquirúrgico mostrado en la Figura 3A;

la Figura 3C es una vista en sección transversal de sólo la porción de punta distal del endoscopio mostrado en la Figura 3A;

la Figura 4A es un diagrama esquemático que muestra el revestimiento de transporte de energía para un endoscopio que es una realización de la invención;
 la Figura 4B es un diagrama esquemático que muestra otro revestimiento de transporte de energía para un endoscopio que es una realización de la invención;
 5 la Figura 5 es una vista esquemática en sección transversal de un tubo de inserción endoscópico que tiene una estructura coaxial de transporte de energía formada integralmente en el mismo;
 la Figura 6 es un gráfico que muestra cómo la pérdida por metro a lo largo de una estructura de transporte de energía coaxial varía con el espesor de una pared dieléctrica que separa los conductores interiores y exteriores coaxiales;
 10 la Figura 7 es un gráfico que muestra cómo el área utilizable dentro de una estructura hueca de transporte de energía coaxial varía como una función del diámetro exterior para diferentes valores de pérdida por metro; y
 las Figuras 8A, 8B y 8C muestran una vista esquemática en sección transversal de tres geometrías del revestimiento de transporte de energía de acuerdo con la invención, cada una de las que es adecuada para su montaje en el canal para instrumentos de un endoscopio.

Descripción detallada; opciones y preferencias adicionales

La Figura 1 es una vista esquemática de un sistema electroquirúrgico invasivo 100 en el que se puede usar la presente invención. El sistema 100 comprende un endoscopio que tiene un cuerpo principal 102 y un tubo de inserción flexible 104 que se extiende desde el cuerpo principal 102, que es adecuado para su inserción en el cuerpo para acceder al sitio de tratamiento. El tubo de inserción 104 aloja varios canales, por ejemplo, un canal para instrumentos y un canal de observación. El canal de observación puede portar equipos ópticos adecuados para suministrar una imagen del sitio de tratamiento a un puerto 106 de observación. El canal para instrumentos 104 puede incluir medios para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o de microondas. Un generador electroquirúrgico 118 está conectado al cuerpo principal 102 a través de un cable 120 que transporta la energía de RF y/o de microondas al cuerpo principal 102 y está conectado eléctricamente a los medios de transporte de energía en el canal para instrumentos. Esta conexión eléctrica puede realizarse mediante una conexión en "T" entre un cable coaxial del generador y la línea de transmisión de la estructura de transporte de energía. Preferiblemente hay un filtro o estrangulador entre la unión en "T" y un puerto de instrumento del generador para evitar fugas de microondas al puerto de instrumento. Debe colocarse a media longitud de onda de la frecuencia de microondas de la unión en "T", de modo que la unión en "T" tenga una elevada atenuación de equilibrado, es decir, que no retrorefleje una proporción significativa de la energía de microondas al generador. El extremo proximal de la línea de transmisión en la estructura de transporte de energía es un circuito abierto si se va a transmitir energía de RF, para no cortocircuitar la tensión de RF. También está aislado y protegido para que no se averíe por tensiones de RF ni exponga al operador a tensiones de RF elevadas.

El cuerpo principal 102 incluye un puerto de instrumento 108 para recibir un instrumento electroquirúrgico en el canal para instrumentos. El instrumento electroquirúrgico comprende un catéter flexible 110 que tiene en su extremo distal una punta de instrumento 112 que está dispuesta para recibir la energía de RF y/o de microondas desde los medios de transporte de energía en el tubo de inserción flexible 104. La punta del instrumento 112 incluye una porción de suministro de energía para suministrar la energía de RF y/o de microondas recibida hacia el tejido biológico, por ejemplo, para ayudar en el tratamiento, por ejemplo, corte o coagulación.

El catéter 110 está conectado en su extremo proximal a un rotador 114, que actúa para rotar el catéter (y por lo tanto la punta del instrumento 112) en relación con el canal para instrumentos. El catéter 110 puede contener uno o más alambres de control, por ejemplo, varillas de tracción/empuje o similares. Los alambres de control pueden salir del extremo proximal del catéter para acoplarse a una corredera 116, que opera para extender y retraer los alambres de control para efectuar la acción en la punta del instrumento.

En esta realización, el catéter 110 está dispuesto además para recibir una tubería de alimentación de fluido flexible 122 que está conectada a un mecanismo de suministro de fluido 124 (por ejemplo, una jeringa o bomba, que puede operarse manual o automáticamente). La tubería de alimentación de fluido flexible 122 puede extenderse, por ejemplo, dentro o junto al catéter 110, a través del canal para instrumentos del tubo de inserción flexible 104. La punta del instrumento 112 puede incluir un puerto de suministro de fluido (no mostrado), por ejemplo, una aguja retráctil, en comunicación fluida con la tubería de alimentación de fluido flexible 122. El puerto de suministro de fluido puede ser operable para suministrar fluido (por ejemplo, solución salina) al sitio de tratamiento, por ejemplo, para enjuagar o limpiar el área, o para inyectarlo en un tejido, por ejemplo, para rellenar un pólipo sécil como etapa preliminar en un procedimiento de polipectomía.

La tubería de alimentación de fluido 122 puede terminar en una unión sellada en un extremo proximal del catéter 110. En esta disposición, el propio catéter 110 puede proporcionar una trayectoria de flujo de fluido para el fluido entre el extremo proximal y la punta del instrumento 112. En esta disposición, la punta del instrumento puede proporcionar una unión sellada en un extremo distal del catéter 110, y el puerto de suministro de fluido puede incluir una entrada proximal (que puede ser abierta y cerrada por un operador) en comunicación fluida con el interior del catéter 110 para crear la trayectoria de flujo de fluido hacia el sitio de tratamiento.

De acuerdo con la invención, hay una estructura de transporte de energía en el tubo de inserción flexible 104, por

ejemplo, en las paredes del canal para instrumentos, para transportar la energía de RF y/o de microondas a la punta del instrumento 112. Esta disposición tiene dos ventajas. En primer lugar, significa que el catéter 110 no necesita llevar un cable u otro medio de transporte de energía. Como resultado, hay más espacio para transportar alambres de control, fluido, etc. a la punta del instrumento 112, y además la presencia de los alambres de control, el fluido no tiene ningún efecto sobre la energía de RF y/o de microondas. En segundo lugar, esta disposición permite que la estructura de transporte de energía tenga un tamaño mayor que el que sería necesario si encajara dentro del catéter. Como resultado, la estructura de transporte de energía puede tener una pérdida menor que en los sistemas electroquirúrgicos convencionales, lo que a su vez permite entregar más potencia de forma segura a la punta del instrumento 112.

La Figura 2 es una vista esquemática en sección transversal a través de una porción corta del tubo de inserción flexible 104 mostrado en la Figura 1. La escala de algunas características del dibujo se ha exagerado para mayor claridad. El tubo de inserción flexible 104 está formado por un miembro cilíndrico resiliientemente deformable 126 que tiene al menos dos conductos longitudinales formados a su través. Un primer paso forma un canal de observación 128, a través del que puede pasar un haz de fibras ópticas para entregar luz y/o devolver imágenes capturadas. Un segundo paso forma un canal para instrumentos 130, a través del que pasa el catéter 110 descrito anteriormente. El canal para instrumentos 130 puede tener un diámetro 132 de 3 mm o menos, por ejemplo, 2,8 mm.

En los dispositivos de exploración convencionales, la superficie interior del canal para instrumentos estaba formada por el miembro cilíndrico elásticamente deformable 126. Sin embargo, de acuerdo con la invención, el tubo de inserción flexible 104 incluye una pared 134 alrededor del canal para instrumentos 130 que está formada por una pluralidad de capas que actúan como una estructura de transporte de energía, que en este ejemplo es una estructura coaxial de transporte de energía.

La pared 134 comprende una capa conductora exterior 136, por ejemplo, formada de plata o cobre plateado, una capa dieléctrica 138 (por ejemplo, formada a partir de PTFE u otro material flexible adecuado de baja pérdida) en contacto con la superficie interior de la capa conductora exterior 136, una capa conductora interior 140, por ejemplo, formada de plata o cobre plateado, en contacto con la superficie interior de la capa dieléctrica 138, y una capa aislante más interior 142, por ejemplo, formada de poliimida o PEEK, en contacto con la superficie interior de la capa conductora interior 140.

La capa conductora exterior 136 y la capa conductora interior 140 tienen un espesor mayor que la profundidad de la piel de la energía de microondas que deben transmitir, pero todavía lo suficientemente fino como para permitir que el tubo de inserción 104 se flexione. Por ejemplo, la capa conductora exterior 136 y la capa conductora interior 140 pueden formarse a partir de una lámina o material trenzado.

La capa conductora exterior 136, la capa conductora interior 140 y la capa dieléctrica 138 que las separa forman juntas una estructura coaxial adecuada para transportar energía de RF y/o de microondas. En algunas realizaciones, la estructura de transporte de energía puede usarse únicamente para transportar energía de RF. En tales disposiciones, es deseable evitar la interrupción de tensión entre la capa conductora exterior 136 y la capa conductora interior 140. En tales ejemplos de solo RF, la capa dieléctrica 138 puede formarse preferiblemente a partir de un dieléctrico con una alta resistencia a la interrupción. Por ejemplo, se puede usar una película de poliimida de Kapton®, que tiene resistencia a la interrupción de 118 kVmm^{-1} en el intervalo de espesores inferiores a mm.

Cuando se va a suministrar energía de microondas, es deseable que la capa dieléctrica 138 presente bajas pérdidas a la frecuencia de la energía de microondas. Por ejemplo, a 5,8 GHz, el PTFE es un dieléctrico de bajas pérdidas adecuado.

La Figura 3A es un diagrama esquemático del extremo distal del tubo de inserción flexible 104 mostrado en la Figura 2, ahora con un catéter 110 y una punta de instrumento 112 insertada en el canal para instrumentos 130.

La punta del instrumento 112, que se muestra solo en la Figura 3B, comprende un collarín de conexión 152 unido al extremo distal del catéter 110, un manguito de extensión 154 que se extiende distalmente desde el collarín de conexión 152, y un instrumento de resección conectado en un extremo distal del manguito de extensión 154. El instrumento de resección está formado a partir de una pieza de dieléctrico rígido 144 que tiene un recubrimiento conductor (no mostrado) en su superficie superior 146 y superficie inferior 148 y un dieléctrico 150 que se estrecha suavemente formado debajo de la superficie inferior 148.

El collarín de conexión 152 comprende una porción cilíndrica rígida corta que tiene un diámetro seleccionado para encajar cómodamente en el canal para instrumentos de modo que su superficie exterior esté en contacto físico con la superficie que define el canal para instrumentos 130 (es decir, la superficie interior de la pared 134). El collarín de conexión 152 puede tener un diámetro mayor que el catéter 110.

Un par de contactos 156, 158 están formados en la superficie exterior del collarín de conexión 152. Los contactos 156, 158 pueden extenderse alrededor de toda o parte de la superficie exterior. En esta realización, un contacto posterior (es decir, proximal) 156 está dispuesto para conectarse eléctricamente a la capa conductora interior 140 de la estructura de transporte de energía en la pared 134 del canal para instrumentos 130, y un contacto anular delantero

(es decir, distal) 158 está dispuesto para conectarse eléctricamente a la capa conductora exterior 136 de la estructura de transporte de energía en la pared 134 del canal para instrumentos 130.

Para lograr estas conexiones eléctricas, la pared 134 tiene un par de terminales espaciados longitudinalmente 160, 162 que sobresalen a través de la capa más interior 142 en el extremo distal del canal para instrumentos 130, como se muestra en la Figura 3C. Los terminales 160, 162 pueden extenderse alrededor de toda o parte de la superficie interior del canal para instrumentos 130. En esta realización, un terminal posterior (es decir, proximal) 160 se extiende a través de la capa más interior 142 desde un extremo distal de la capa conductora interior 140, y un terminal delantero (es decir, distal) 162 se extiende a través de la capa dieléctrica 138 y la capa más interior 142 desde un extremo distal de la capa conductora exterior 136.

La capa conductora exterior 136 se extiende longitudinalmente más allá de un extremo distal de la capa conductora interior 140. La capa conductora interior 140 termina por tanto en el terminal posterior 160, es decir, hay un espacio 164 (por ejemplo, un espacio de aire u otro material aislante) ubicado más allá del extremo distal de la capa conductora interior 140 antes del terminal delantero 162.

Una varilla conductora 166 se extiende desde el contacto posterior 156 a través del manguito de extensión 154 para proporcionar una conexión eléctrica para el recubrimiento conductor en la superficie superior 146 de la pieza de dieléctrico rígido 144. Por lo tanto, la superficie superior 146 está conectada eléctricamente a la capa conductora interior 140 de la estructura de transporte de energía en la pared 134 del canal para instrumentos 130. De forma similar, una varilla conductora 168 se extiende desde el contacto delantero 158 a través del manguito de extensión 154 para proporcionar una conexión eléctrica para el recubrimiento conductor en la superficie inferior 148 de la pieza de dieléctrico rígido 144. Por lo tanto, la superficie inferior 148 está conectada eléctricamente a la capa conductora exterior 136 de la estructura de transporte de energía en la pared 134 del canal para instrumentos 130.

El manguito de extensión 154 puede ser un tubo rígido de material dieléctrico para proteger y aislar eléctricamente las varillas conductoras 166, 168. La longitud del manguito de extensión 154 se puede elegir para permitir que el instrumento sobresalga una distancia útil desde el extremo distal del canal para instrumentos 130. El manguito de extensión 154 puede tener una longitud eléctrica que corresponde a la mitad de una longitud de onda de la energía de microondas que es transportada por el manguito de extensión 154. Las varillas conductoras 166, 168 pueden estar encerradas por separado (por ejemplo, recubiertas o cubiertas de otro modo) por dieléctrico, por ejemplo, pegamento, plástico o algún otro aislante, para evitar averías, especialmente cuando están muy juntas.

Un extremo distal del collarín de conexión 152 puede hacer tope contra una brida de tope 170 formada en el extremo distal del canal para instrumentos 130. Por lo tanto, la punta del instrumento 112 se puede asegurar en su lugar con una conexión eléctrica entre los contactos 156, 158 y los terminales 160, 162, por ejemplo, manteniendo una fuerza de empuje sobre el catéter 110. Aunque en esta realización el collarín de conexión 152 realiza una doble función de conexión eléctrica y tope físico, es posible que estas funciones se realicen mediante funciones independientes, en cuyo caso el collarín de conexión 152 puede estar ubicado más atrás en el canal para instrumentos 130 y el manguito de extensión 154 puede ser más largo.

Para evitar que el material del lugar de tratamiento se escape hacia atrás al canal para instrumentos, se puede formar un sello 172 sobre la entrada al canal para instrumentos 130. El sello 172 puede comprender una aleta resiliente a través de la que se puede empujar el instrumento pero que se cierra para formar una cubierta hermética a los fluidos cuando se retira el instrumento (como se muestra en la Figura 3C).

El catéter 110 puede ser un tubo hueco para transportar líneas de control o una alimentación de fluido 178 al instrumento. En esta realización, la línea de fluido se extiende hasta el extremo distal del instrumento, por ejemplo, para suministrar solución salina al sitio de tratamiento.

En la práctica, puede ser deseable formar la pared 134 por separado del tubo de inserción flexible 104, por ejemplo como un revestimiento insertable de uso único o múltiple que se puede introducir en el tubo de inserción flexible 104 en una etapa de montaje separada.

La Figura 4A es un diagrama esquemático en sección transversal que muestra un primer ejemplo de dicho revestimiento 174 insertado en un tubo de inserción flexible 104. En este ejemplo, el revestimiento 174 tiene la misma estructura que la pared 134 descrita anteriormente. En particular, el canal interno a través del revestimiento 174 tiene las dimensiones requeridas del canal para instrumentos (por ejemplo, un diámetro de 2,8 mm). El revestimiento puede formarse extruyendo la capa más interior 142, recubriendo la superficie exterior del mismo con material conductor para formar la capa conductora interior 140, extruyendo o formando de otro modo la capa dieléctrica 138 en la superficie exterior de la capa conductora interior 140, y por último, recubriendo la superficie exterior de la misma con material conductor para formar la capa conductora exterior 136. El revestimiento 174 puede fijarse al tubo de inserción flexible mediante ajuste de interferencia, por ejemplo, mediante el uso de efectos térmicos para hacer que el revestimiento 174 se expanda y encaje firmemente dentro del espacio disponible.

La Figura 4B es un diagrama esquemático en sección transversal que muestra un segundo ejemplo de un

revestimiento 176 insertado en un tubo de inserción flexible 104. En este ejemplo, parte de la pared 134 se forma (por ejemplo, permanentemente) en el tubo de inserción 104 y parte se inserta como un revestimiento 176. Por tanto, la superficie interior de un conducto longitudinal en el tubo de inserción flexible 104 puede recubrirse con material conductor para formar la capa conductora exterior 136. Se puede formar una capa de dieléctrico 137, por ejemplo, extruida en la superficie interior de la capa conductora exterior 136. Por separado, el revestimiento 176 puede formarse extruyendo la capa más interior 142, recubriendo la superficie exterior del mismo con material conductor para formar la capa conductora interior 140, y extruyendo o formando de otro modo la capa dieléctrica 139 en la superficie exterior de la capa conductora interior 140. Cuando el revestimiento 176 se inserta en el tubo de inserción flexible 104, las capas dieléctricas 136, 137 se acoplan físicamente entre sí para formar una única capa dieléctrica que realiza la misma función que la capa dieléctrica 138 analizada anteriormente. Este ejemplo puede ser deseable porque evita exponer las capas conductoras durante el montaje, lo que por tanto puede reducir el riesgo de daños.

La Figura 5 muestra otra realización de la invención, en la que una estructura de transporte de energía coaxial, por ejemplo, una estructura de transmisión coaxial se incorpora en las capas exteriores de un tubo de inserción de un endoscopio. La Figura 5 es una vista en sección transversal de un tubo de inserción endoscópico 200. El tubo de inserción 200 comprende un cuerpo tubular principal 202 en el que se forman el canal para instrumentos 204, dos canales de iluminación 206, un canal óptico 208 y un canal de fluido 210. Se forma una línea de transmisión coaxial fuera del cuerpo tubular principal 202. La línea de transmisión coaxial comprende un conductor interior 212 formado en la superficie exterior del cuerpo tubular principal 202, una capa de material dieléctrico 214 sobre el conductor interior 212, y un conductor exterior 216 sobre el material dieléctrico 214. Esta información se refiere al diseño y desarrollo de un súper cable de mayor diámetro adecuado para su uso en esta aplicación. El conductor exterior 216 puede tener una capa protectora formada sobre el mismo.

Por tanto, el diámetro exterior de la línea de transmisión coaxial en esta realización puede corresponder al diámetro exterior típico del tubo de inserción. Los diferentes tipos de dispositivos de exploración pueden tener diferentes diámetros exteriores. Dependiendo del tipo de dispositivo de exploración, el diámetro exterior de la línea de transmisión coaxial puede estar en el intervalo de 5 mm a 20 mm. Como se analiza a continuación, el espesor del material dieléctrico se puede determinar basándose en el diámetro exterior para lograr una pérdida óptima (es decir, mínima). El tubo de inserción puede tener una longitud de hasta 2,35 m.

La Figura 5 muestra esquemáticamente cómo la línea de transmisión coaxial puede conectarse eléctricamente a una herramienta montada en el canal para instrumentos 204. Tanto el conductor interior 212 como el conductor exterior 216 tendrán respectivas porciones de conector radial 218, 220 que viajan dentro del dispositivo para unirse eléctricamente a una primera almohadilla 222 (para el conductor interior) y una segunda almohadilla 224 (para el conductor exterior) que están expuestos en el canal para instrumentos 204.

Después, la herramienta puede fijarse en el canal para instrumentos 204 y proporcionarse energía a través de la primera almohadilla 222 y la segunda almohadilla 224. El canal para instrumentos se puede usar aún como en un endoscopio normal si la herramienta no necesita energía eléctrica. Para evitar cortocircuitos en los conductores, la primera almohadilla y la segunda almohadilla pueden estar en diferentes posiciones axiales a lo largo del canal para instrumentos, como se analiza anteriormente. Preferiblemente están aisladas eléctricamente entre sí, por ejemplo, al proporcionar un material aislante en la superficie interior del canal para instrumentos entre la primera y segunda almohadillas. Dependiendo de la geometría, el material aislante puede ser el mismo que el material dieléctrico 214. Si se requiere un material de mayor resistencia, entonces se podría usar un material Kapton®.

La Figura 6 muestra un gráfico de pérdida por metro en la estructura de línea de transmisión coaxial analizada con referencia a la Figura 5 como una función del espesor del material dieléctrico 214. Esto muestra que para un diámetro exterior dado, la pérdida del conductor disminuye al principio a medida que aumenta el espesor, pero finalmente se aplanan hasta un límite. Para estos datos se ha supuesto que el diámetro interior del conductor exterior es de 10 mm, lo que da un dispositivo de aproximadamente 10,3 mm de diámetro al incluir el conductor de 0,5 mm de espesor y la camisa protectora de 1 mm de espesor. También se ha supuesto que el material dieléctrico es PTFE de baja densidad con una constante dieléctrica de 2,1 y una tangente de delta de 0,0002 a 5,8 GHz.

En general, la pérdida total se puede determinar basándose en la geometría de la línea de transmisión. A medida que los conductores se hacen más grandes, la pérdida de inserción debería disminuir debido a la resistencia. De manera similar, cuanto más material dieléctrico se utiliza, las pérdidas disminuyen. Cuanto mayor sea la distancia entre conductores mayor será la impedancia. A medida que aumenta el espesor dieléctrico, hay menos pérdidas, mayor impedancia debido a la geometría del conductor y mayor rigidez dieléctrica (es decir, la estructura puede soportar un voltaje más alto antes de fallar).

La Figura 7 es un gráfico que muestra el área de la sección transversal dentro de una línea de transmisión coaxial del tipo analizado anteriormente que está disponible para otros componentes o canales del tubo de inserción mientras se logra un cierto nivel de rendimiento de pérdida. Esto demuestra un resultado importante del efecto de la geometría de las pérdidas. Es decir, para un diámetro exterior determinado, una porción sustancial del volumen interno de la línea de transmisión coaxial está disponible incluso para pérdidas muy bajas. En particular, las Figuras 6 y 7 muestran la importancia de no adelgazar demasiado la capa dieléctrica de la línea de transmisión. Esto significa que puede ser

necesario encontrar un equilibrio entre hacer que esta capa sea lo suficientemente gruesa para limitar las pérdidas y al mismo tiempo lo suficientemente delgada como para dejar espacio para otras capas o proporcionar el nivel requerido de flexibilidad.

- 5 Principios similares con respecto a la pérdida se aplican a la estructura de tipo revestimiento que se puede montar en el canal para instrumentos de un dispositivo de exploración. Las Figuras 8A, 8B y 8C ilustran tres geometrías posibles. La Figura 8A muestra una vista en sección transversal a través de una primera línea de transmisión coaxial 300 de tipo revestimiento que tiene un paso hueco 302 que la atraviesa para recibir un instrumento electroquirúrgico (no mostrado). La línea de transmisión coaxial comprende un conductor interior 306 separado de un conductor exterior 310 por una capa de material dieléctrico 308. Se forma una capa protectora interior 302 sobre la superficie interior del conductor interior 306 y de ese modo proporciona la superficie del paso hueco. Se forma una capa protectora exterior 312 sobre la superficie exterior del conductor exterior 310 y se acopla a la superficie interior del canal para instrumentos.
- 10
- 15 La Figura 8B muestra una vista en sección transversal a través de una segunda línea de transmisión coaxial 314 de tipo revestimiento. Tiene la misma estructura que la Figura 8A, por lo que se usan los mismos números de referencia.

La Figura 8C muestra una vista en sección transversal a través de una tercera línea de transmisión coaxial 316 de tipo revestimiento. Tiene también la misma estructura que la Figura 8A, por lo que se usan los mismos números de referencia.

La siguiente tabla describe la geometría de las estructuras mostradas en las Figuras 8A, 8B y 8C y enumera los valores correspondientes de pérdida por metro, impedancia, pérdida en un tramo de cable convencional de 2,35 m y potencia suministrada a través de dicho cable (suponiendo una potencia de entrada CW de 60 W).

Tabla 1: Propiedades de las estructuras de líneas de transmisión coaxiales de tipo revestimiento

Capa	Figura 8A		Figura 8B		Figura 8C	
	Espesor (mm)	Diámetro (mm)	Espesor (mm)	Diámetro (mm)	Espesor (mm)	Diámetro (mm)
302	-	4	-	6	-	7,8
304	1	6	1	8	1	9,8
306	0,5	7	0,5	9	0,5	10,8
308	2	11	4	17	0,6	12
310	0,5	12	0,5	18	0,5	13
312	1	14	1	20	1	15
Impedancia (n)	18,714		26,332		4,362	
Pérdida por metro (dB/m)	0,436		0,280		1,156	
Pérdida* (dB)	1,025		0,658		2,717	
Potencia (W)	47,390		51,565		32,099	

REIVINDICACIONES

1. Una estructura de transporte de energía para electrocirugía invasiva, comprendiendo la estructura de transporte de energía una estructura en capas coaxial que tiene:

una capa aislante más interior (142);
una capa conductora interior (140) formada sobre la capa aislante más interior;
una capa conductora exterior (136) formada coaxialmente con la capa conductora interior; y
una capa dieléctrica (138) que separa la capa conductora interior y la capa conductora exterior,
en donde la capa conductora interior, la capa conductora exterior y la capa dieléctrica forman una línea de transmisión para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o de microondas,
caracterizada por que:

la estructura en capas coaxial se puede insertar en un tubo de inserción flexible (104) de un dispositivo de exploración quirúrgico invasivo,
en donde la capa aislante más interior es hueca para formar un canal para instrumentos (130) del dispositivo de exploración quirúrgico invasivo, y
caracterizada por que
la estructura de transporte de energía incluye:

un primer terminal (160) que está conectado eléctricamente a la capa conductora interior y que se extiende a través de la capa aislante más interior hacia el canal para instrumentos; y
un segundo terminal (162) que está conectado eléctricamente a la capa conductora exterior y que se extiende a través de la capa dieléctrica y la capa aislante más interior hacia el canal para instrumentos.

2. Una estructura de transporte de energía de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el canal para instrumentos tiene un diámetro de entre 1 mm y 5 mm.

3. Una estructura de transporte de energía de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el primer terminal está situado proximalmente al segundo terminal.

4. Un dispositivo electroquirúrgico que comprende:

una estructura de transporte de energía de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores; y
un instrumento electroquirúrgico (112) montado en el canal para instrumentos de la estructura de transporte de energía, en donde el instrumento electroquirúrgico comprende:

un primer contacto (156) que se puede conectar eléctricamente al primer terminal (160);
un segundo contacto (158) que está conectado eléctricamente al segundo terminal (162);
una estructura de transmisión bipolar distal conectada eléctricamente al primer contacto y al segundo contacto para suministrar la energía de RF y/o de microondas hacia un tejido biológico.

5. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en donde la estructura de transmisión bipolar distal comprende un primer elemento conductor (166) que está conectado eléctricamente al primer contacto y un segundo elemento conductor (168) que está conectado eléctricamente al primer contacto.

6. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en donde el primer contacto y el segundo contacto están formados en un collarín de conexión (152) situado proximalmente a la estructura de transmisión bipolar.

7. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, que incluye un catéter (110) para transportar un alambre de control (178) y/o una alimentación de fluido al instrumento electroquirúrgico, estando el catéter montado de forma deslizable en el canal para instrumentos.

8. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, que incluye un catéter para transportar un alambre de control y/o una alimentación de fluido al instrumento electroquirúrgico, estando el catéter montado de forma deslizable en el canal para instrumentos, y en donde el collarín de conexión está montado en una superficie exterior del catéter.

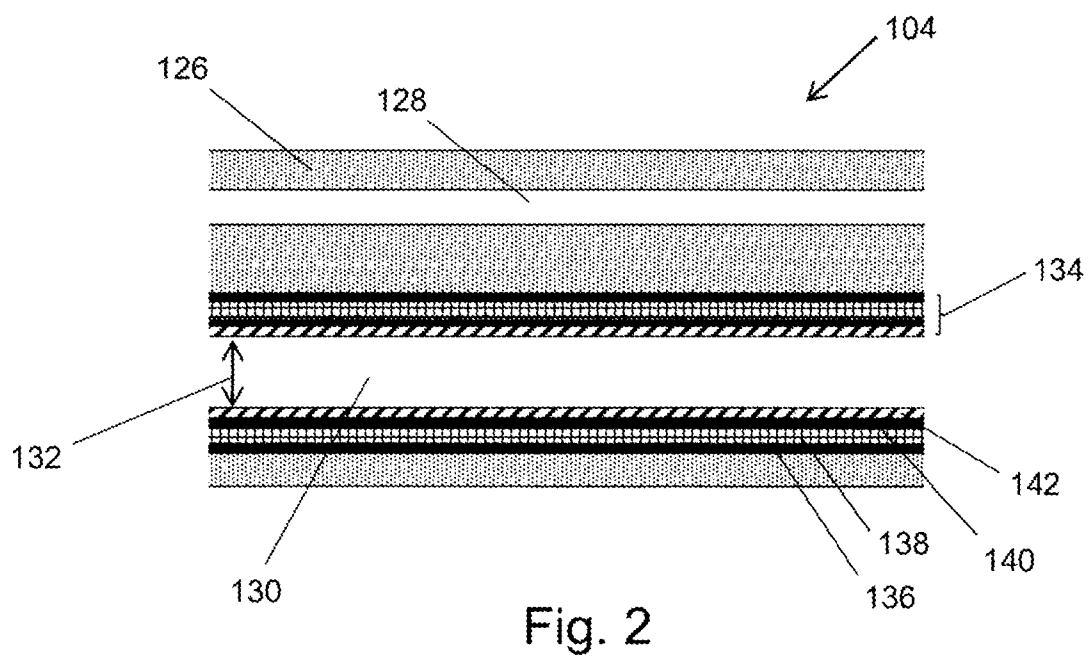
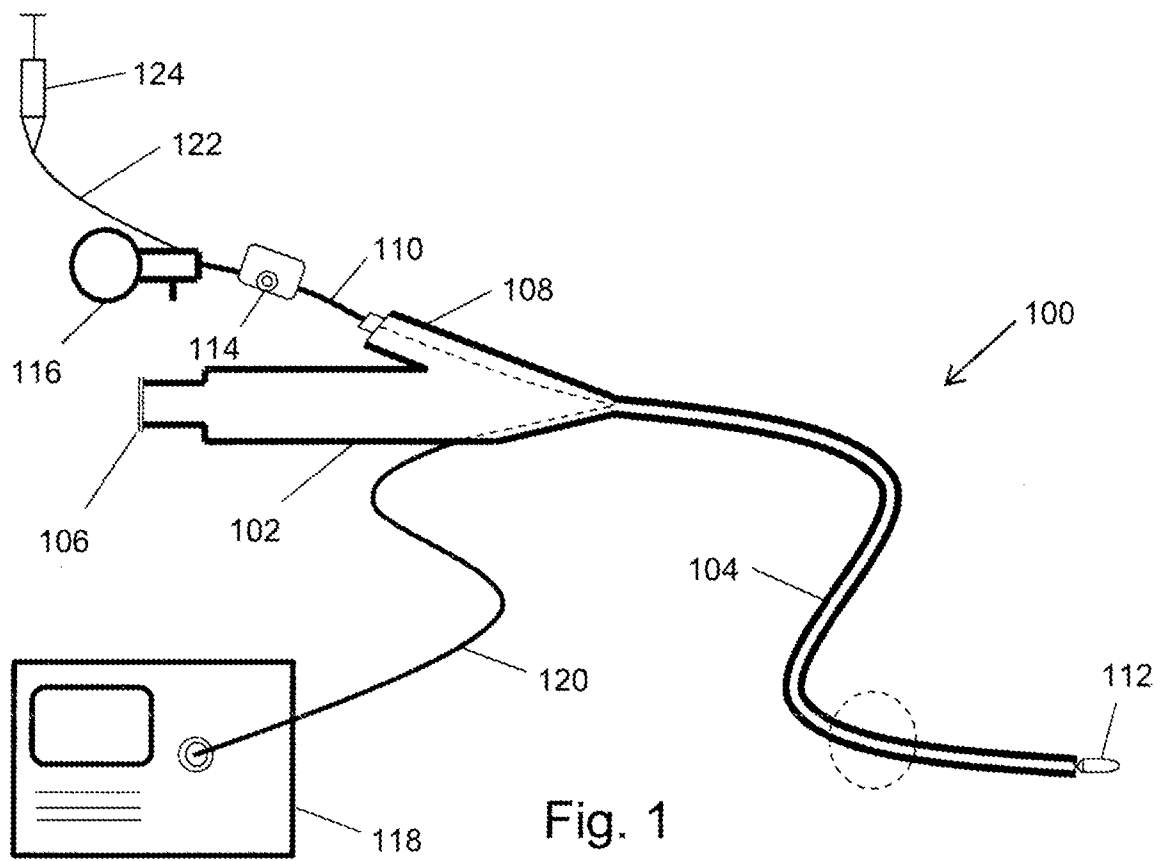
9. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, en donde el collarín de conexión incluye un hombro para hacer tope con una proyección (170) en el extremo distal del canal para instrumentos.

10. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, que incluye un manguito de extensión (154) que se extiende axialmente desde el collarín de conexión hacia la estructura de transmisión bipolar en el extremo distal del instrumento electroquirúrgico.

11. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 10, en donde el manguito de extensión comprende

un tubo de material dieléctrico y lleva una estructura conductora que proporciona conexión eléctrica entre el primer contacto y el primer elemento conductor y entre el segundo contacto y el segundo elemento conductor respectivamente.

- 5 12. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 11, en donde una geometría de una interconexión entre el instrumento electroquirúrgico y la estructura de transporte de energía está configurada para crear una coincidencia de impedancia entre el instrumento electroquirúrgico y la estructura de transporte de energía a la frecuencia de la energía de microondas transportada por la estructura de transporte de energía.
- 10 13. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 11, en donde la estructura de transporte de energía está dispuesta para transportar energía de RF únicamente, y en donde el material dieléctrico está formado a partir de poliimida.
- 15 14. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 11, en donde la estructura de transporte de energía comprende un conductor adicional que forma un primer polo de una línea de transmisión bipolar portadora de RF, y en donde la capa conductora interior y la capa conductora exterior forman un segundo polo de la línea de transmisión bipolar portadora de RF.
- 20 15. Un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 14, en donde el conductor adicional es un hilo conductor transportado dentro del canal para instrumentos.
16. Un dispositivo de exploración electroquirúrgico invasivo que comprende:
 - 25 un tubo de inserción flexible que tiene un orificio longitudinal formado a través del mismo;
 - un dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 15, insertado en el orificio longitudinal.
- 30 17. Un dispositivo de exploración electroquirúrgico invasivo de acuerdo con la reivindicación 16, en donde el tubo de inserción flexible incluye una brida de tope en su extremo distal, teniendo la brida de tope una proyección que sobresale de una entrada del canal para instrumentos.
- 35 18. Un dispositivo de exploración electroquirúrgico invasivo de acuerdo con la reivindicación 16 o 17, en donde el tubo de inserción flexible incluye un sello resiliente (172) montado sobre una entrada del canal para instrumentos.
- 40 19. Un dispositivo de exploración quirúrgico invasivo (100) que comprende un cuerpo (102) que tiene un tubo de inserción flexible (104) que se extiende desde el mismo, en donde el tubo de inserción flexible comprende:
 - un orificio longitudinal formado a través del mismo, y
 - una estructura de transporte de energía en la pared del orificio longitudinal, comprendiendo la estructura de transporte de energía una estructura en capas coaxial que tiene:
 - 45 una capa aislante más interior (142);
 - una capa conductora interior (140) formada sobre la capa aislante más interior;
 - una capa conductora exterior (136) formada coaxialmente con el conductor interior; y
 - una capa dieléctrica (138) que separa la capa conductora interior y la capa conductora exterior,en donde la capa conductora interior, la capa conductora exterior y la capa dieléctrica forman una línea de transmisión para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o de microondas,
- 50 en donde la capa aislante más interior es hueca para formar un canal para instrumentos (130) del dispositivo de exploración quirúrgico invasivo, y en donde la estructura de transporte de energía incluye:
 - 55 un primer terminal (160) que está conectado eléctricamente a la capa conductora interior y que se extiende a través de la capa aislante más interior hacia el canal para instrumentos; y
 - un segundo terminal (162) que está conectado eléctricamente a la capa conductora exterior y que se extiende a través de la capa dieléctrica y la capa aislante más interior hacia el canal para instrumentos.
- 60 20. Un dispositivo de exploración quirúrgico invasivo de acuerdo con la reivindicación 19, en donde la estructura de transporte de energía está formada integralmente en la pared del orificio longitudinal.
- 65 21. Un dispositivo de exploración quirúrgico invasivo de acuerdo con la reivindicación 19, en donde la capa conductora exterior y una primera porción de la capa dieléctrica están formadas integralmente en la pared del orificio longitudinal, y en donde la capa aislante más interior, la capa conductora interior y una segunda porción de la capa dieléctrica forman un revestimiento que puede montarse de forma desmontable en el orificio longitudinal.



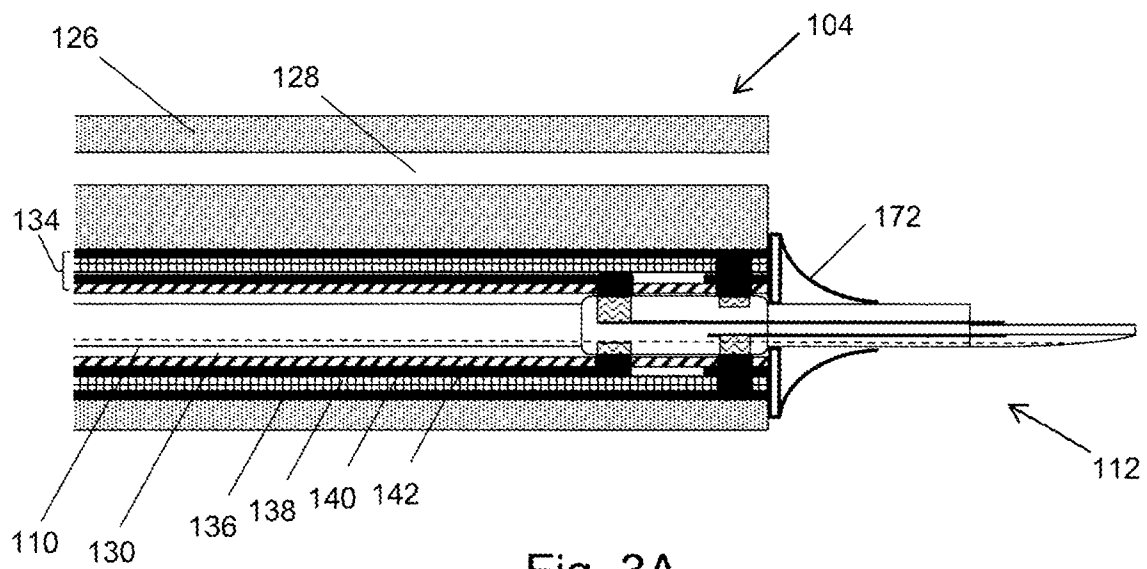


Fig. 3A

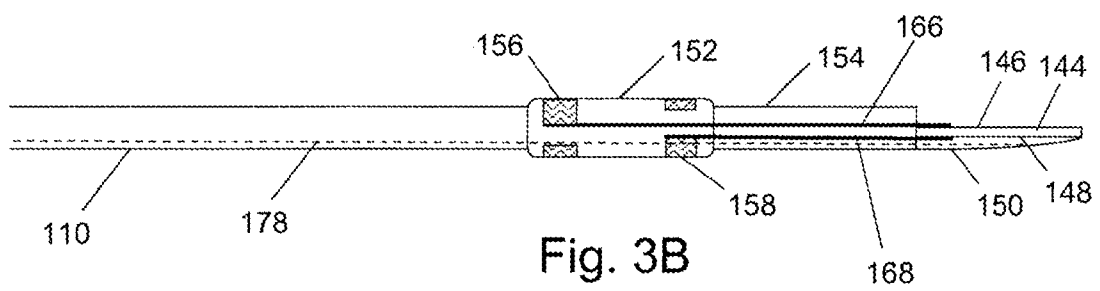


Fig. 3B

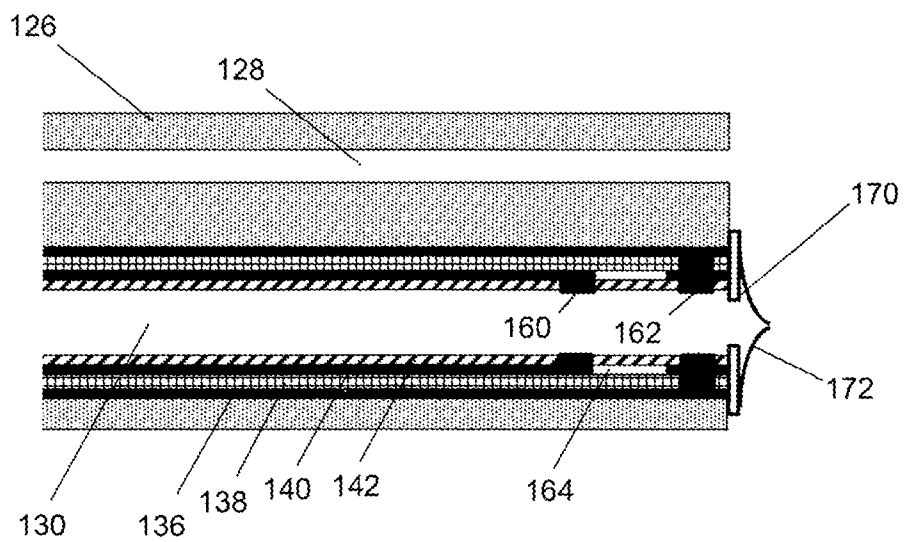


Fig. 3C

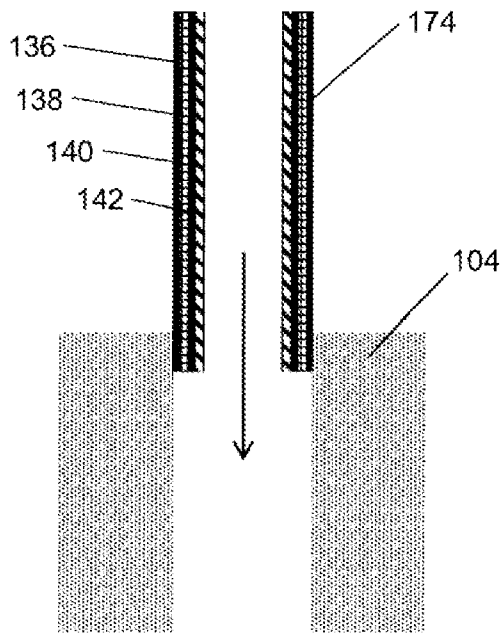


Fig. 4A

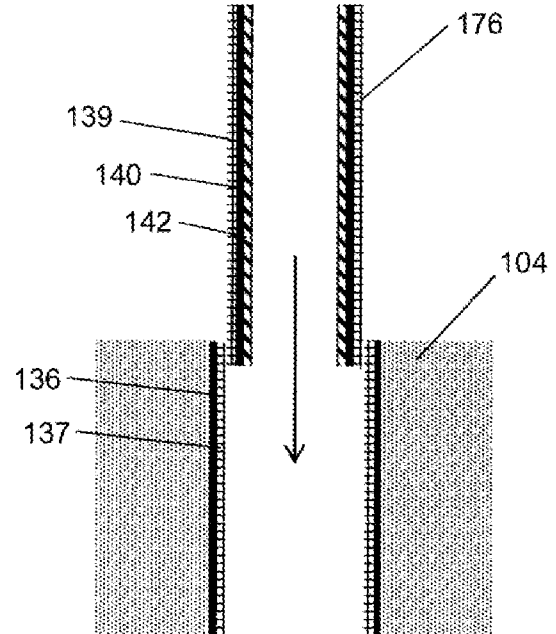


Fig. 4B

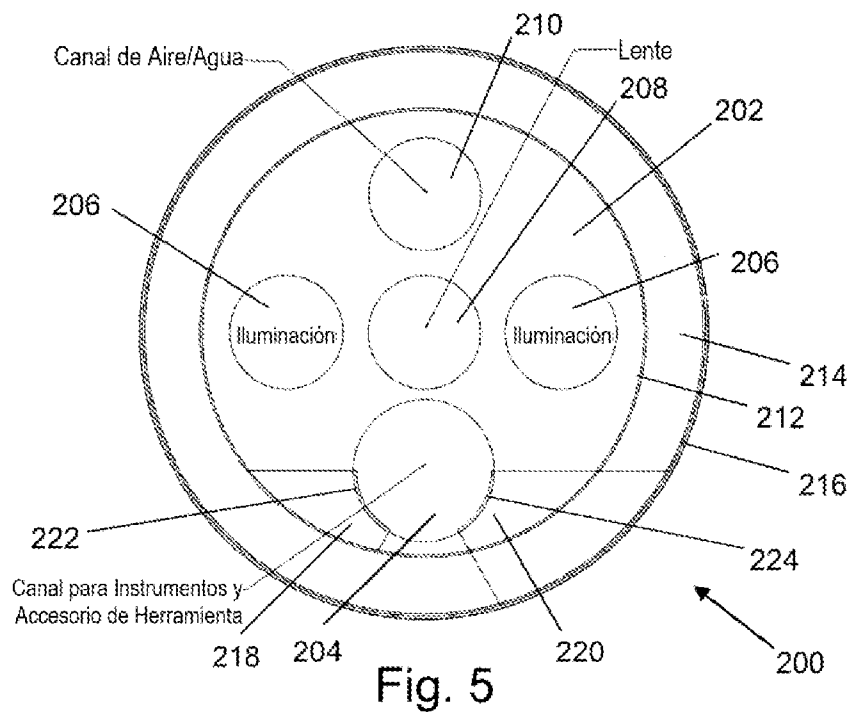


Fig. 5

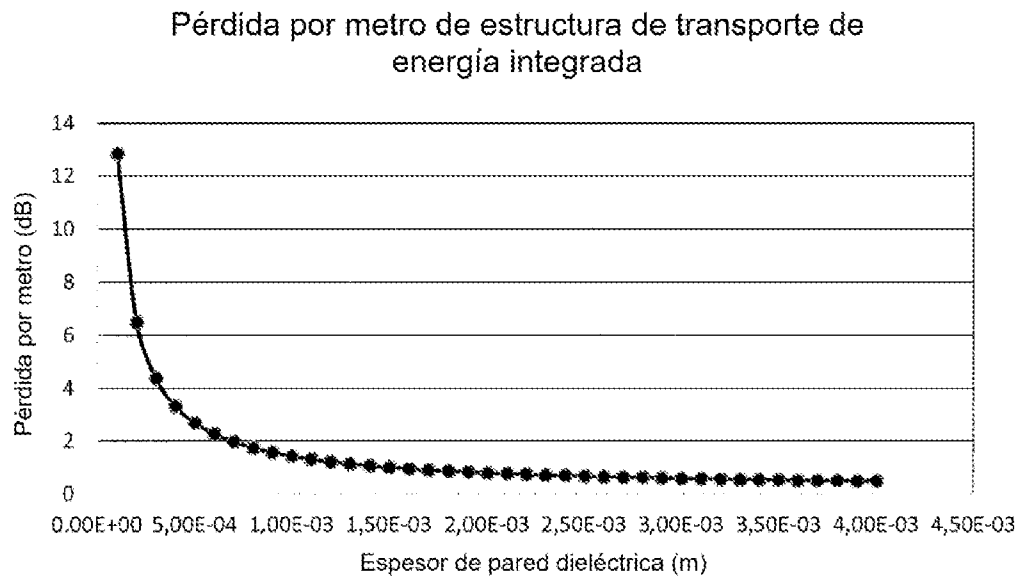


Fig. 6

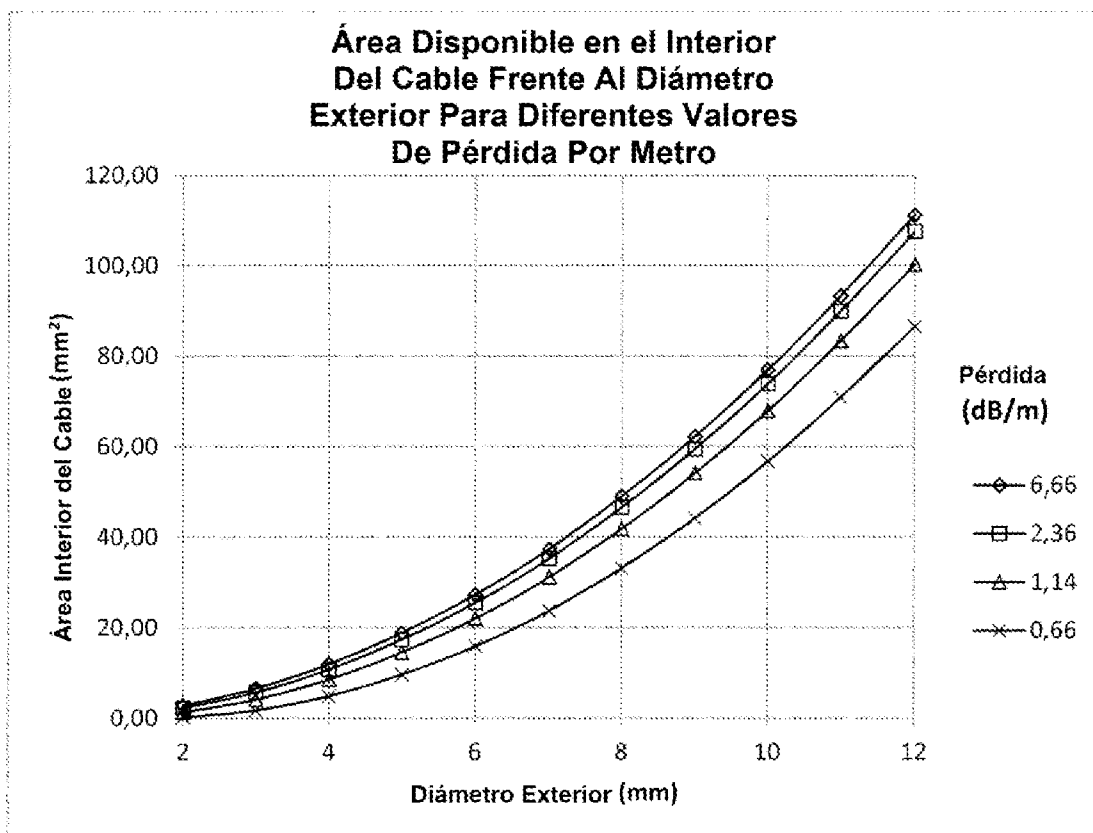


Fig. 7

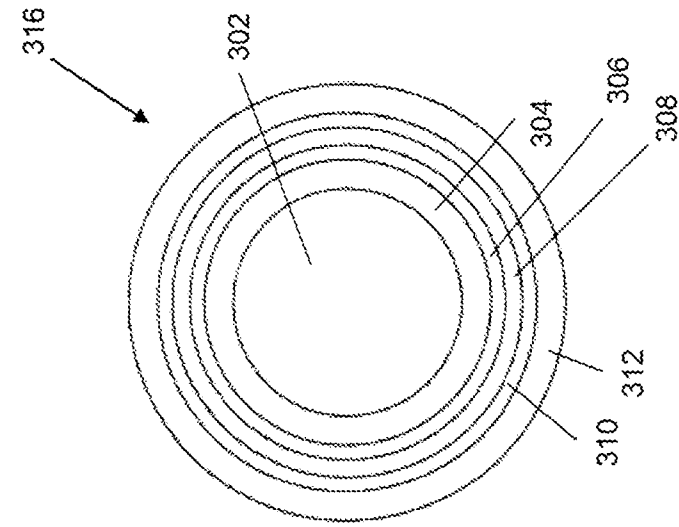


Fig. 8C

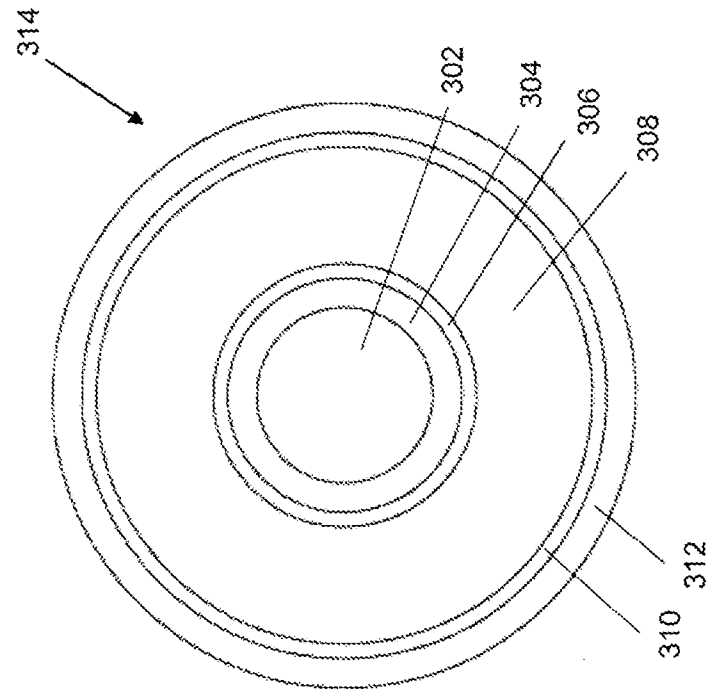


Fig. 8B

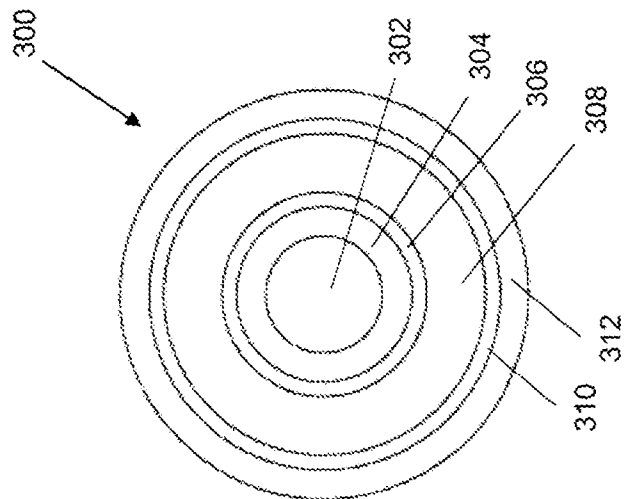


Fig. 8A