

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 622 194**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/12** (2006.01)

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61N 5/02** (2006.01)

**H01P 1/213** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.09.2013 PCT/GB2013/052413**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.04.2014 WO14049332**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.09.2013 E 13766631 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.01.2017 EP 2900157**

54 Título: **Aparato electroquirúrgico para el suministro combinado de RF/microondas**

30 Prioridad:

**27.09.2012 GB 201217247**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**05.07.2017**

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;  
AMOA, FRANCIS y  
DHARMISIRI, NUWAN**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 622 194 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 para el suministro combinado de RF/microondas

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a un aparato electroquirúrgico, en el que se utilizan energía de radiofrecuencia y energía de frecuencia de microondas para tratar un tejido biológico. En particular, la invención se refiere a un aparato quirúrgico que puede generar energía de radiofrecuencia (RF) para cortar tejido, y energía de frecuencia de microondas para la hemostasia (es decir, el sellado de vasos sanguíneos rotos al promover la coagulación sanguínea).

**Antecedentes de la invención**

La resección quirúrgica es un medio de eliminar secciones de órganos desde el interior del cuerpo de un ser humano o de un animal. Tales órganos pueden ser muy vasculares. Cuando se corta el tejido (se divide o se secciona), se dañan o rompen unos pequeños vasos sanguíneos llamados arteriolas. Al sangrado inicial le sigue un torrente de coagulación sanguínea, transformándose la sangre en un coágulo, en un intento de taponar el punto de sangrado. Durante una operación resulta deseable que un paciente pierda tan poca sangre como sea posible, por lo que se han desarrollado diversos dispositivos en un intento de proporcionar un corte que no sangre. En los procedimientos endoscópicos, tampoco resulta deseable que se produzca sangrado y no se trate el mismo tan pronto como sea posible, o de manera conveniente, ya que el flujo sanguíneo puede dificultar la visión del operario, lo que puede conducir a la necesidad de finalizar el procedimiento y a tener que utilizar otro método en su lugar, por ejemplo, una cirugía abierta.

En lugar de una cuchilla afilada, es habitual el uso de energía de radiofrecuencia (RF) para cortar tejido biológico. El método de corte usando energía de RF funciona bajo el principio de que, a medida que una corriente eléctrica pasa a través de una matriz de tejido (con la ayuda de los contenidos iónicos de las células), la impedancia al flujo de electrones a través del tejido genera calor. Cuando se aplica una onda sinusoidal pura a la matriz de tejido, se genera suficiente calor dentro de las células para vaporizar el contenido de agua del tejido. Existe, pues, un gran aumento de la presión interna de la célula que la membrana celular no puede controlar, lo que resulta en la ruptura de la célula. Cuando esto ocurre en un área amplia, puede observarse que se ha seccionado el tejido.

Si bien el principio anterior funciona elegantemente en tejido magro, resulta menos eficiente en tejido graso, dado que hay un menor número de constituyentes iónicos para ayudar al paso de los electrones. Esto significa que la energía requerida para vaporizar el contenido de las células es mucho mayor, ya que el calor latente de vaporización de la grasa es mucho mayor que la del agua.

La coagulación por RF funciona mediante la aplicación de una forma de onda menos eficiente al tejido, de modo que, en lugar de vaporizarse, el contenido de las células se calienta a aproximadamente 65 °C. Esto seca el tejido por desecación, y también desnatura las proteínas de las paredes de los vasos sanguíneos y el colágeno que compone la pared celular. La desnaturación de las proteínas actúa como un estímulo para el torrente de coagulación, por lo que se mejora la coagulación. Al mismo tiempo, el colágeno de la pared se desnatura y pasa a ser una molécula con forma de barra a una molécula con forma de espiral, lo que hace que el vaso sanguíneo se contraiga y reduzca su tamaño, ofreciendo al coágulo un punto de anclaje y un área más pequeña a taponar.

Sin embargo, la coagulación por RF es menos eficiente cuando se trata de un tejido graso, debido a que el efecto eléctrico se ve disminuido. Por lo tanto, puede ser muy difícil sellar vasos sangrantes grasos. En lugar de presentar márgenes blancos limpios, el tejido quedará con un aspecto quemado y ennegrecido.

En la práctica, un dispositivo de RF puede funcionar mediante el uso de una forma de onda con un factor de cresta medio, que esté a medio camino entre el corte y la coagulación.

El documento GB 2 486 343 da a conocer un sistema de control para un aparato electroquirúrgico, en el que el perfil de suministro energético, tanto de una energía de RF como de una energía de microondas suministradas a una sonda, se establece en función de una tensión muestreada y de la información de corriente de una energía de RF transmitida a la sonda y muestreada directamente, y de la información de potencia reflejada para la energía de microondas transmitida a y desde la sonda.

La Fig. 1 muestra un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico 400, de acuerdo con lo establecido en el documento GB 2 486 343. El aparato comprende un canal de RF y un canal de microondas. El canal de RF contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de RF, a un nivel de potencia adecuado para el tratamiento (por ejemplo, el corte o la desecación) de tejido biológico. El canal de microondas contiene componentes para generar, y controlar, una señal electromagnética de frecuencia de microondas a un nivel de potencia adecuado para el tratamiento (por ejemplo, la coagulación o la ablación) de tejido biológico.

El canal de microondas tiene una fuente de frecuencia de microondas 402 tras la que se encuentra un divisor de

potencia 424 (por ejemplo, un divisor de potencia de 3 dB), que divide la señal de la fuente 402 en dos ramas. Una rama forma desde el divisor de potencia 424 un canal de microondas, que tiene un módulo de control de potencia que comprende un atenuador variable 404, controlado por un controlador 406 a través de una señal de control  $V_{10}$ , y un modulador de señales 408 controlado por el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{11}$ , y un módulo  
 5 amplificador que comprende un amplificador de excitación 410 y un amplificador de potencia 412, para generar radiación EM directa de microondas para su suministro desde una sonda 420 a un nivel de potencia adecuado para el tratamiento. Tras el módulo amplificador, el canal de microondas continúa con un módulo de acoplamiento de señales de microondas (que forma parte de un detector de señales de microondas), que comprende un circulador 416 conectado para suministrar energía EM de microondas desde la fuente a la sonda, a lo largo de una vía entre su  
 10 primera y segunda puertas, un acoplador directo 414 en la primera puerta del circulador 416, y un acoplador reflejado 418 en la tercera puerta del circulador 416. Después de pasar a través del acoplador reflejado, la energía EM de microondas procedente de la tercera puerta se ve absorbida por una carga secundaria 422 de energía. El módulo de acoplamiento de señales de microondas también incluye un conmutador 415, accionado por el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{12}$ , para conectar la señal ya sea la señal acoplada directa o la  
 15 señal acoplada reflejada con un receptor heterodino para la detección.

La otra rama procedente del divisor de potencia 424 forma un canal de medición. El canal de medición circunvala la alineación de amplificación en el canal de microondas, y por lo tanto está dispuesto para suministrar una señal de baja potencia desde la sonda. En esta realización, puede operarse un conmutador de selección de canal primario  
 20 426, controlado por el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{13}$ , para seleccionar una señal ya sea del canal de microondas o del canal de medición para su suministro a la sonda. Un filtro de paso de banda alto 427 está conectado entre el conmutador de selección de canal primario 426 y la sonda 420, para proteger el generador de señales de microondas frente a las señales de RF de baja frecuencia.

El canal de medición incluye componentes dispuestos para detectar la fase y la magnitud de la potencia reflejada desde la sonda, que puede ofrecer información sobre el material, por ejemplo, tejido biológico, presente en el extremo distal de la sonda. El canal de medición comprende un circulador 428, conectado para suministrar energía EM de microondas desde la fuente 402 a la sonda, a lo largo de una vía entre su primera y segunda puertas. Se dirige una señal reflejada, devuelta desde la sonda, hacia la tercera puerta del circulador 428. El circulador 428 se  
 30 utiliza para proporcionar aislamiento entre la señal directa y la señal reflejada, para facilitar una medición exacta. Sin embargo, dado que el circulador no proporciona un aislamiento completo entre su primera y tercera puertas, es decir, parte de la señal directa puede penetrar en la tercera puerta e interferir con la señal reflejada, se utiliza un circuito de supresión de portadora que inyecta una porción de la señal directa (desde el acoplador directo 430), de vuelta hacia la señal que sale desde la tercera puerta (a través del acoplador de inyección 432). El circuito de supresión de portadora incluye un ajustador de fase 434, para asegurar que la porción inyectada está desfasada  
 35  $180^\circ$  con respecto a cualquier señal que penetre en la tercera puerta desde la primera puerta, con el fin de cancelar la misma. El circuito de supresión de portadora también incluye un atenuador 436 de señales, para asegurar que la magnitud de la porción inyectada sea igual que cualquier señal de penetración.

Para compensar cualquier posible desviación de la señal directa, se proporciona un acoplador directo 438 en el canal de medición. La salida acoplada del acoplador directo 438 y la señal reflejada desde la tercera puerta del circulador 428 están conectadas a un respectivo terminal de entrada de un conmutador 440, que se acciona mediante el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{14}$  para conectar ya sea la señal acoplada directa o la  
 40 señal reflejada a un receptor heterodino, para la detección.

La salida del conmutador 440 (es decir, la salida desde el canal de medición) y la salida del conmutador 415 (es decir, la salida desde el canal de microondas) están conectadas a un respectivo terminal de entrada de un conmutador de selección de canal secundario 442, que puede operarse mediante el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{15}$  en conjunción con el conmutador de selección de canal primario, para asegurar que la salida del  
 50 canal de medición se conecte al receptor heterodino cuando el canal de medición esté suministrando energía a la sonda, y que la salida del canal de microondas se conecte al receptor heterodino cuando el canal de microondas esté suministrando energía a la sonda.

El receptor heterodino se utiliza para extraer la información de fase y de magnitud de la señal emitida por el conmutador de selección de canal secundario 442. En el presente sistema se muestra un único receptor heterodino, pero puede utilizarse un receptor heterodino doble (que contenga dos osciladores locales y dos mezcladores) para mezclar la frecuencia de la fuente dos veces antes de que la señal entre en el controlador, si fuera necesario. El receptor heterodino comprende un oscilador local 444 y un mezclador 448, para mezclar señal emitida por el conmutador de selección de canal secundario 442. La frecuencia de la señal del oscilador local se elige de modo  
 60 que la salida del mezclador 448 esté a una frecuencia intermedia, adecuada para su recepción en el controlador 406. Se proporcionan unos filtros de paso de banda 446, 450, para proteger el oscilador local 444 y el controlador 406 ante las señales de microondas de alta frecuencia.

El controlador 406 recibe la salida del receptor heterodino y determina (por ejemplo, extrae) a partir de la misma información indicativa de la fase y la magnitud de las señales directas y/o reflejadas sobre el canal de microondas o de medición. Esta información puede utilizarse para controlar el suministro de radiación EM de microondas de alta

potencia sobre el canal de microondas o radiación EM de RF de alta potencia sobre el canal de RF. Un usuario puede interactuar con el controlador 406 a través de una interfaz de usuario 452, como se ha mencionado anteriormente.

5 El canal de RF que se muestra en la Fig. 1 comprende una fuente de RF 454 conectada a un controlador de puerta 456, al que controla por el controlador 406 a través de una señal de control  $V_{16}$ . El controlador de puerta 456 suministra una señal operativa desde un amplificador de RF 458, que es una disposición de medio puente. La tensión de drenaje de la disposición de medio puente puede controlarse a través de una alimentación de CC variable 460. Un transformador de salida 462 transfiere la señal de RF generada a una línea, para su suministro a la sonda 10 420. Un filtro 464 de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda, o de muesca está conectado a dicha línea para proteger el generador de señales de RF ante las señales de microondas de alta frecuencia.

Un transformador de corriente 466 está conectado al canal de RF, para medir la corriente suministrada a la carga de tejido. Un divisor de potencial 468 (que puede derivar desde el transformador de salida) se utiliza para medir la 15 tensión. Las señales de salida procedentes del divisor de potencial 468 y del transformador de corriente 466 (es decir, las salidas de tensión indicativas de la tensión y la corriente) conectan directamente con el controlador 406, después de su acondicionamiento por unos respectivos amplificadores separadores 470, 472 y los diodos Zener 474, 476, 478, 480 de fijación de tensión (que se muestran como unas señales B y C en la Fig. 1).

20 Para derivar la información de fase, las señales de tensión y de corriente (B y C) también están conectadas a un comparador de fase 482 (por ejemplo, una puerta EXOR) cuya tensión de salida está integrada por un circuito 484 de RC, para producir una salida de tensión (mostrada como A en la Fig. 1) que sea proporcional a la diferencia de fase entre las formas de onda de la tensión y la corriente. Esta salida de tensión (señal A) conectan directamente con el controlador 406.

25 El canal de microondas/de medición y el canal de RF están conectados a un combinador 114 de señales, que transmite ambos tipos de señal por separado o simultáneamente, a lo largo de conjunto de cable 116, a la sonda 420 desde la que se suministran (por ejemplo, se irradian) al tejido biológico de un paciente.

### 30 Sumario de la invención

La presente invención proporciona una mejora del aparato electroquirúrgico dado a conocer en el documento GB 2 486 343. La mejora se refiere a los componentes utilizados para aislar la sonda con respecto a la energía de la 35 red eléctrica, que se utiliza para alimentar el aparato.

En su forma más general, la presente invención propone el uso de un aislador de guía de ondas en la unión entre el canal de microondas y el combinador de señales. El aislador de guía de ondas puede estar configurado para llevar a cabo tres funciones: (i) permitir el paso de una potencia de microondas muy elevada (por ejemplo, mayor de 10 W); 40 (ii) bloquear el paso de la potencia de RF; y (iii) proporcionar una tensión no disruptiva elevada (por ejemplo, mayor de 10 kV).

La invención puede proporcionar una estructura capacitiva en, o adyacente a, la guía de ondas, que puede reducir el acoplamiento capacitivo a través de la barrera de aislamiento. El acoplamiento capacitivo reducido puede proporcionarse mediante la conexión en serie del aislador de guía de ondas (en particular, el conductor exterior del 45 aislador de guía de ondas) con un componente capacitivo adicional, tal como un aislador coaxial. Para mantener el acoplamiento capacitivo reducido durante el funcionamiento, el componente capacitivo adicional puede tener una tensión de ruptura elevada, por ejemplo 500 V o más. Así, el aislador de guía de ondas y el componente capacitivo adicional (por ejemplo, un aislador coaxial) pueden actuar en combinación, como un filtro de bloqueo de baja frecuencia para evitar que la radiación EM de RF del canal de RF entre en el canal de microondas.

50 Alternativamente, en una realización preferida la estructura capacitiva puede ser una parte integral de la barrera de aislamiento de CC, en el propio aislador de guía de ondas. Por ejemplo, la reducción del acoplamiento capacitivo puede lograrse mediante la disminución de la capacitancia o el aumento de la reactancia capacitiva del espacio de aislamiento formado en el conductor exterior del aislador de guía de ondas, por ejemplo, aumentando el espesor del 55 material presente en el espacio de aislamiento. En esta disposición, el aislador de guía de ondas puede incluir un reductor, para minimizar la fuga de potencia de microondas en el espacio.

La ventaja de utilizar un aislador de guía de ondas, como el descrito anteriormente, es que proporciona una tensión disruptiva elevada y asimismo evita un acoplamiento capacitivo no deseado entre las partes conductoras del aislador 60 de guía de ondas. Sin la reducción del acoplamiento capacitivo existe el riesgo de que un paciente o usuario, que esté en contacto con el aislador de guía de ondas, pase a formar parte de una vía de corriente resultante del acoplamiento capacitivo, especialmente en el conductor exterior del aislador de guía de ondas. Dicho riesgo puede afectar a la capacidad del aparato a la hora de satisfacer las normas de seguridad eléctrica necesarias para los productos sanitarios (por ejemplo, de acuerdo con lo establecido por la norma 60601-2 de la Comisión Electrotécnica 65 Internacional (IEC)).

La invención aumenta de manera efectiva la reactancia capacitiva del componente de aislamiento y, por lo tanto, inhibe el acoplamiento capacitivo.

De acuerdo con la invención, puede proporcionarse un aparato electroquirúrgico para la resección de tejido biológico, comprendiendo el aparato: un generador de señales de radiofrecuencia (RF), para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tenga una primera frecuencia; un generador de señales de microondas, para generar radiación EM de microondas que tenga una segunda frecuencia que sea más alta que la primera frecuencia; una sonda, dispuesta para suministrar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas, por separado o simultáneamente, desde un extremo distal de la misma; y una estructura de alimentación para transportar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas a la sonda, comprendiendo la estructura de alimentación un canal de RF para conectar la sonda al generador de señales de RF, y un canal de microondas para conectar la sonda al generador de señales de microondas, en el que el canal de RF y el canal de microondas comprenden vías de señales físicamente independientes, procedentes del generador de señales de RF y del generador de señales de microondas, respectivamente, en el que la estructura de alimentación incluye un circuito de combinación que presenta una primera entrada, conectada a la vía independiente de señales en el canal de RF, una segunda entrada conectada a la vía independiente de señales en el canal de microondas, y una salida conectada a una vía común de señales para transportar a la sonda la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas, por separado o simultáneamente, a lo largo de un solo canal, y en el que el canal de microondas incluye un aislador de guía de ondas, conectado para aislar la vía independiente de señales en el canal de microondas ante la radiación EM de radiofrecuencia.

El aislador de guía de ondas puede comprender una sección de entrada conductiva, una sección de salida conductiva que se acople con la sección de entrada, para definir una cavidad de guía de ondas dentro de un volumen encerrado por las secciones de entrada y de salida, y una barrera de aislamiento de CC dispuesta entre las secciones de entrada y de salida. La cavidad de guía de ondas puede ser cilíndrica. La salida en la vía común de señales puede incluir un conductor de señales y un conductor de tierra, y la estructura de alimentación puede incluir una estructura capacitiva entre el conductor de tierra, de la salida en la vía común de señales, y la sección de entrada conductiva del aislador de guía de ondas, estando dispuesta la estructura capacitiva para inhibir el acoplamiento de la energía EM de RF y las fugas de la energía EM de microondas.

Como se ha mencionado anteriormente, en una realización preferida, la estructura capacitiva puede proporcionarse mediante la barrera de aislamiento de CC y un reductor de microondas formado en la sección de entrada del aislador de guía de ondas. Cuando las secciones interior y exterior del aislador de guía de ondas definen un cuerpo cilíndrico, el reductor de microondas puede comprender un canal anular, que se extienda axialmente desde el extremo distal de la sección interior del aislador de guía de ondas. El canal puede estar lleno de aire u otro elemento dieléctrico adecuado. La longitud axial del reductor puede ser un cuarto de la longitud de onda de la energía EM de microondas (o un múltiplo impar de la misma) en el material (por ejemplo, aire) y en la estructura geométrica del canal.

La propia barrera de aislamiento de CC puede incluir un elemento separador aislante rígido, montado entre las secciones interior y exterior del aislador de guía de ondas. El elemento separador puede estar formado por un plástico aislante, tal como Delrin®. Cuando la guía de ondas sea cilíndrica, el elemento separador puede comprender un manguito anular montado sobre el extremo distal de una de las secciones de entrada o de salida del aislador de guía de ondas. La superficie exterior del manguito puede estar al ras con la superficie exterior de las secciones de entrada y de salida.

La longitud axial de la superposición entre el manguito y las secciones interior y/o exterior es preferentemente un número impar de los cuartos de longitudes de onda (generalmente, un cuarto de longitud de onda), en la frecuencia de microondas en el material del manguito y en la estructura que lo contiene. El espesor de la capa de aislamiento (grosor radial cuando se trate de un manguito aislante) puede seleccionarse para que sea lo más delgado posible, para minimizar las fugas de microondas, o bien tan grueso como sea necesario para reducir la capacitancia, a un nivel que proporcione el aislamiento necesario a la frecuencia de la energía EM de RF. Estos dos requisitos están en conflicto mutuo, y puede ser que no se consiga cumplir ambos. En la práctica el manguito puede comprender, por tanto, ya sea (i) una capa aislante delgada, que cumpla el requisito de fuga de microondas pero que requiera una ruptura capacitiva adicional en serie con el conductor exterior, con el fin de reducir la capacitancia (por ejemplo, el aislador coaxial que se analiza a continuación), o (ii) una capa aislante espesa que cumpla el requisito de aislamiento de energía EM de RF, pero que requiera un componente de microondas adicional para alcanzar la baja tasa de fuga de microondas requerida (por ejemplo, el reductor de microondas analizado anteriormente).

La barrera de aislamiento de CC pueden incluir componentes adicionales. Por ejemplo, la barrera de aislamiento de CC puede incluir una película aislante montada sobre una porción de la superficie interior de la sección de entrada, en la unión con el elemento separador aislante rígido. La película aislante puede extenderse una distancia predeterminada en sentido opuesto al elemento aislante separador rígido, por ejemplo, para aumentar la tensión de ruptura de la superficie.

El aislador de guía de ondas permite que el circuito de combinación flote eléctricamente, lo que aumenta la

seguridad. La estructura capacitiva actúa para aumentar la reactancia capacitiva del circuito de combinación, para reducir el riesgo de que una señal de RF se escape por el canal de microondas, a través de un acoplamiento capacitivo, a través del aislador de guía de ondas.

5 En otra realización la estructura capacitiva puede comprender una capacitancia adicional, conectada en serie con el aislador de guía de ondas. La capacitancia adicional puede ser un aislador coaxial. Puede ser necesario que la capacitancia adicional tenga una tensión disruptiva elevada, para hacer frente a las tensiones de pico que se produzcan dentro del sistema. La tensión disruptiva de la capacitancia adicional puede ser 1 kV o más, preferentemente 2 kV o más.

10 Usar el aislador de guía de ondas adaptado mencionado anteriormente, o el aislador de guía de ondas conectado en serie, y el aislador coaxial a modo de filtro de paso alto puede ayudar a superar tres desventajas del uso de un único condensador de alta frecuencia para proporcionar el aislamiento necesario. En primer lugar, resulta deseable que todo el circuito de combinación sea flotante, es decir sin una vía directa a tierra o a la red eléctrica. De este modo, será necesario introducir de manera capacitiva en el circuito de combinación tanto la señal como los planos a tierra del canal de microondas. El aislador de guía de ondas puede proporcionar esta propiedad. En segundo lugar, resulta deseable evitar que la señal de RF se fugue y llegue al paciente o usuario a través del acoplamiento capacitivo, a través del aislador de guía de ondas. La barrera de aislamiento de CC adaptada anteriormente descrita, o el aislador coaxial, pueden proporcionar la capacitancia necesaria para aumentar la reactancia capacitiva de la unión y, por lo tanto, inhibir el acoplamiento capacitivo a la primera frecuencia. Resulta preferible un aislador coaxial frente a un condensador normal, dado que la señal de RF puede suministrarse en forma de pulsos de alta tensión (por ejemplo, de 5 kV o más) que sean superiores a la tensión disruptiva habitual de un condensador normal. En tercer lugar, la pérdida de inserción de la disposición en serie es mucho menor que para un condensador normal a las frecuencias de microondas preferidas que se dan a conocer en el presente documento (por ejemplo, 5,8 GHz o superior), lo que puede ayudar a evitar que el circuito resuene a ciertas frecuencias.

25 La invención puede combinarse con cualquiera de los componentes, o con todos ellos (ya sea individualmente o en cualquier combinación), descritos anteriormente con referencia al aparato electroquirúrgico 400 establecido en el documento GB 2 486 343. Por ejemplo, el canal de RF y el canal de microondas puede incluir cualquiera de los componentes del canal de RF y del canal de microondas respectivamente descritos anteriormente, o todos ellos.

30 La vía independiente de señales en el canal de RF puede aislarse de la radiación EM de microondas. Por lo tanto, el canal de RF puede incluir un aislador, por ejemplo, un filtro de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda, o de muesca, conectado entre la vía independiente de señales en el canal de RF y el circuito de combinación. El filtro de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda, o de muesca puede integrarse con el circuito de combinación. Por ejemplo, en una realización, el circuito de combinación puede comprender un circuito diplexor bidireccional de microbanda, abierto y en forma de T, que tenga un filtro de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda, o de muesca formado integralmente con el mismo, para evitar la fuga de la radiación EM de microondas desde la primera entrada. El filtro supresor de banda puede comprender una pluralidad de fragmentos adaptadores (por ejemplo, dos, tres o cuatro fragmentos adaptadores) formados sobre la línea de microbanda entre la primera entrada y la unión en T del circuito diplexor.

35 Sin embargo, en una realización preferida, el circuito de combinación está integrado con el aislador de guía de ondas. La vía independiente de señales sobre el canal de RF puede terminar en un conector de RF, que esté conectado en el aislador de guía de ondas, de modo que la señal de RF se transmita directamente a una puerta de salida del aislador de guía de ondas. La vía común de señales puede extenderse así en sentido opuesto a la puerta de salida del aislador de guía de ondas. Por lo tanto, la salida conectada a la vía común de señales puede incluir una sonda de salida, montada sobre la sección de salida del aislador de guía de ondas, teniendo la sonda de salida un conductor de acoplamiento que se extienda en el aislador de guía de ondas, para acoplar la energía EM de microondas desde el mismo. La primera entrada puede incluir un conector de RF montado sobre el aislador de guía de ondas, teniendo el conector de RF un conductor de señales que se extienda en la cavidad de guía de ondas, para contactar eléctricamente con el conductor de acoplamiento de la sonda de salida. El conductor de señales puede ser un alambre o varilla conductora aislada. El conductor de señales puede entrar en contacto con el conductor de acoplamiento, a una distancia predeterminada desde su punta. La distancia puede ajustarse, por ejemplo, cambiando la posición de la RF conectada con respecto al aislador de guía de ondas. Preferentemente, se alinea la posición del conductor de señales cerca de un equipotencial de la energía EM de microondas dentro del aislador de microondas, de manera que la presencia del conector de RF no afecte al comportamiento de la energía EM de microondas.

45 La integración del circuito de combinación con el aislador de guía de ondas adaptado proporciona un único componente, que proporciona el aislamiento necesario entre generador y paciente al tiempo que evita el acoplamiento no deseado de RF y la fuga de microondas. Adicionalmente, este componente individual evita la necesidad de un filtro de rechazo con fragmentos adaptadores (de paso bajo) separado en el canal de RF. Por otra parte, la naturaleza integrada del componente significa que la pérdida de inserción del dispositivo es mucho menor (no presenta placa de microbanda alguna, presenta un menor número de interconexiones, menos cables de enrutamiento de microondas, no presenta aislador coaxial). El aislador de guía de ondas integrado también es más

pequeño físicamente, y es más fácil de fabricar que la solución con componentes múltiples.

El aparato puede incluir un controlador, que puede operarse para seleccionar un perfil de suministro de energía para la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas. En el presente documento, perfil de suministro de energía puede significar la forma de la forma de onda, en términos de la tensión/corriente y el tiempo para la energía de RF y en términos del nivel de potencia y el tiempo para la energía de microondas. El control del perfil de suministro de energía puede permitir lograr una amplia gama de aplicaciones terapéuticas.

El aparato puede incluir un detector de señales de RF para el muestreo de la corriente y la tensión en el canal de RF, y para generar desde el mismo una señal de detección de RF indicativa de la diferencia de fase entre la corriente y la tensión. El controlador puede estar en comunicación con el detector de señales de RF, para recibir la señal de detección de RF y seleccionar el perfil de suministro de energía para la radiación EM de RF, en función de la señal de detección de RF.

Del mismo modo, el aparato puede incluir un detector de señales de microondas para el muestreo de la potencia directa y reflejada en el canal de microondas, y para generar desde el mismo una señal de detección de microondas indicativa de la magnitud y/o la fase de potencia de microondas suministrada por la sonda. El controlador puede estar en comunicación con el detector de señales de microondas para recibir la señal de detección de microondas y seleccionar el perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas, en función de la señal de detección de microondas.

Así, el sistema puede configurarse para proporcionar un control seguro sobre la salida del aparato electroquirúrgico. Por ejemplo, el aparato puede permitir la selección de un perfil de suministro de energía para el corte de tejido, que puede comprender el suministro de energía EM de RF de onda continua (CW) con una amplitud de pico de 400 V a un nivel de potencia de 30 W. El controlador puede ajustarse (por ejemplo, ajustarse manualmente) para variar la amplitud de pico y el nivel de potencia. Dado que se controlan la radiación EM de RF y de microondas, puede determinarse con precisión la energía suministrada al tejido. En otro ejemplo, el aparato puede permitir seleccionar un perfil de suministro de energía para la coagulación, que puede comprender el suministro de energía EM de RF de onda continua (CW) a un nivel de potencia de 25 W. Una vez más, el controlador puede ajustarse (por ejemplo, ajustarse manualmente) para variar el nivel de potencia.

Más en general, para lograr el corte de tejido en un ambiente seco, puede ser necesario suministrar una forma de onda sinusoidal de onda continua de 500 kHz, con una tensión máxima de la amplitud de 400 V y un ajuste de potencia de 40 W, mientras que, para lograr el corte de tejido en un ambiente húmedo, puede ser necesario suministrar una o más ráfagas de 500 kHz de energía, con una tensión máxima de 4000 V y una potencia máxima de 200 W, y un ciclo de trabajo del 10 %, que puede establecerse de forma que el tiempo de ENCENDIDO sea 10 ms y el tiempo de APAGADO sea 90 ms. Este tipo de perfil de suministro de energía pulsada puede garantizar la transferencia de la energía al tejido, en lugar de causar el calentamiento no deseado del fluido circundante. Para una coagulación eficaz del tejido seco, puede suministrarse en el tejido una energía de microondas de CW con un nivel de potencia eficaz de 30 W. Para la coagulación en un ambiente húmedo, la energía de microondas puede ser pulsada, por ejemplo, con una potencia máxima de 100 W con un ciclo de trabajo del 30 %.

Otras formas de onda que producen efectos terapéuticos deseables para el tejido pueden incluir una combinación de energía de RF y de microondas, suministrada en CW y en formatos pulsados de manera similar a lo descrito anteriormente. La energía de RF y de microondas pueden suministrarse de forma simultánea, cuando la energía de microondas module la energía de RF. Por ejemplo, cuando se está extirpando un órgano o una sección de un órgano, puede modularse un perfil de RF de CW con un pico de 400 V a 500 kHz con una señal de microondas de CW de 10 W a 5,8 GHz, para producir un grado de coagulación del tejido durante el proceso de resección para reducir el sangrado.

Mediante el controlador pueden ajustarse todos los parámetros de forma de onda, por ejemplo, a través de una interfaz de usuario.

El sistema de control puede comprender un canal de medición dedicado, para suministrar energía (preferentemente energía de microondas) a un nivel de baja potencia (por ejemplo, 10 mW o menos). El sistema puede generar así señales de medición a partir de un canal que no esté proporcionando efectos terapéuticos, es decir, pueden controlarse la forma de onda o el suministro de energía al tejido en función de las mediciones de baja potencia realizadas con un canal que no esté implicado en el suministro de efectos terapéuticos al tejido. El canal de medición puede utilizar la misma fuente que el canal de microondas. El sistema puede conmutarse de modo que la energía de microondas se suministre a través del canal de medición (en un "modo de medición"), o bien a través del canal de microondas (en un "modo de tratamiento"). Alternativamente, el canal de microondas puede conmutarse entre un modo de baja potencia (para la medición) y un modo de alta potencia (para el tratamiento). En esta disposición, no resulta necesario un canal de medición separado.

El sistema puede configurarse para suministrar energía para cortar y coagular tejido simultáneamente (por ejemplo, un modo mixto o combinado), o puede operarse de forma independiente, de modo que se suministre energía de RF

y de microondas a la sonda bajo el control manual del usuario (por ejemplo, en función del funcionamiento de un pedal conmutador), o automáticamente en función de la información de fase y/o de magnitud medida a partir de la RF y/o el canal de microondas. El sistema puede utilizarse para realizar la ablación y el corte de tejido. En caso de que se suministren la energía de microondas y de RF simultáneamente, pueden usarse cualquiera de la energía de RF y de microondas devueltas a los respectivos generadores, o ambas, a alta potencia o a baja potencia para controlar el perfil de suministro de energía. En este caso, puede resultar deseable tomar mediciones durante el tiempo de APAGADO cuando el formato de suministro de energía es pulsado.

El extremo distal de la sonda puede comprender una estructura de emisión bipolar que comprenda un primer conductor, separado de un segundo conductor, estando dispuestos el primer y segundo conductores para actuar: como electrodo activo y de retorno, respectivamente, para transmitir la radiación EM de RF por conducción, y como una antena o un transformador para facilitar la radiación de energía EM de microondas. Así, el sistema puede disponerse para proporcionar una vía de retorno local para la energía de RF. Por ejemplo, la energía de RF puede pasar por conducción a través del tejido que separa los conductores, o puede generarse un plasma en la proximidad de los conductores para proporcionar la vía de retorno local. El corte de tejido de RF puede producirse mediante un material dieléctrico fijo, que separe el primer y segundo conductores, siendo pequeño el espesor del material dieléctrico, es decir, menos de 1 mm, y la constante dieléctrica alta, es decir, mayor que la del aire.

La invención puede resultar particularmente adecuada para los procedimientos gastrointestinales (GI), por ejemplo, para eliminar los pólipos del intestino, es decir, para la resección endoscópica de la submucosa. La invención también se puede prestar a procedimientos endoscópicos de precisión, es decir, la resección endoscópica precisa, y puede usarse en procedimientos de oído, nariz y garganta, y la resección hepática.

La primera frecuencia puede ser una frecuencia fija estable, en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz, y la segunda frecuencia puede ser una frecuencia fija estable, en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La primera frecuencia debe ser lo suficientemente elevada como para evitar que la energía cause una estimulación nerviosa, y lo suficientemente baja como para evitar que la energía provoque el escaldado del tejido o un margen térmico o daño innecesario en la estructura del tejido. Las frecuencias discretas preferidas para la primera frecuencia incluyen una cualquiera o más de: 100 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias discretas preferidas para la segunda frecuencia incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz. Preferentemente, la segunda frecuencia está un orden de magnitud al menos mayor (es decir, al menos 10 veces) que la primera frecuencia.

También se da a conocer un circuito de aislamiento para el aparato electroquirúrgico de resección de tejido biológico, comprendiendo el circuito de aislamiento: un circuito de combinación, que tiene una primera entrada que puede conectarse para recibir desde un canal de RF una radiación electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF), que tiene una primera frecuencia, una segunda entrada que puede conectarse para recibir desde un canal de microondas la radiación EM de microondas, que tiene una segunda frecuencia que es más alta que la primera frecuencia, y una salida en comunicación con la primera y segunda entradas para transportar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas a una vía común de señales, y un aislador de guía de ondas conectado para aislar el canal de microondas con respecto a la radiación EM de RF, en el que el aislador de guía de ondas comprende una sección de entrada conductiva, una sección de salida conductiva que se acopla con la sección de entrada, para definir una cavidad de guía de ondas dentro de un volumen encerrado por las secciones de entrada y de salida, y una barrera de aislamiento de CC dispuesta entre las secciones de entrada y de salida, en el que la salida del circuito de combinación incluye un conductor de señales y un conductor a tierra, y en el que el circuito de aislamiento comprende una estructura capacitiva, entre el conductor a tierra de la salida desde el circuito de combinación y la sección de entrada conductiva del aislador de guía de ondas, estando dispuesta la estructura capacitiva para inhibir el acoplamiento de la energía EM de RF y las fugas de la energía EM de microondas. Las características del circuito de combinación, el aislador de guía de ondas y la estructura capacitiva descritos anteriormente también pueden aplicarse a este circuito de aislamiento.

#### Breve descripción de los dibujos

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

La Fig. 1 es un diagrama esquemático de sistema general del aparato electroquirúrgico en el que puede utilizarse la presente invención, y que se ha analizado anteriormente;

La Fig. 2 es un diagrama esquemático de un circuito de aislamiento en un aparato electroquirúrgico, que es una realización de la invención;

La Fig. 3 es un diagrama esquemático de un circuito de aislamiento que solamente tiene un aislador de guía de ondas, para su comparación con la presente invención;

La Fig. 4 es un diagrama esquemático de un circuito de aislamiento adecuado para su uso en la presente invención, para su comparación con la Fig. 3;

La Fig. 5 es una vista lateral en sección transversal de un aislador de guía de ondas, adecuado para su uso en la invención;

La Fig. 6 es una vista extrema del aislador de guía de ondas mostrado en la Fig. 5;



La Fig. 7 es una vista lateral en sección transversal de un aislador coaxial, adecuado para su uso en la invención;  
La Fig. 8 es una vista lateral en sección transversal de los componentes del aislador coaxial mostrado en la Fig. 7;

La Fig. 9 es un diagrama esquemático de un circuito de aislamiento en un aparato electroquirúrgico, que es otra realización de la invención;

La Fig. 10 es una vista lateral en sección transversal de un aislador de guía de ondas adaptado, que se utiliza en el circuito de aislamiento de la Fig. 9.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA; MÁS OPCIONES Y PREFERENCIAS

La Fig. 2 es un diagrama esquemático de un circuito de aislamiento 200 para un aparato electroquirúrgico, que es una realización de la invención. El circuito de aislamiento 200 forma parte de una estructura de alimentación para transportar, a una sonda, radiación EM de radiofrecuencia desde un generador señales de RF y radiación de microondas 218 desde un generador de microondas 220. En esta realización, la sonda (no mostrada) puede conectarse con una puerta de salida 228 dispuesta en una carcasa 226. La estructura de alimentación comprende un canal de RF que tiene una vía de señales de RF 212, 214, para el transporte de la radiación EM de RF, y un canal de microondas que tiene una vía de señales de microondas 210 para el transporte de radiación EM de microondas. Las vías de señales para la radiación EM de RF y la radiación de microondas están físicamente separadas entre sí. El generador de señales de RF está conectado a la vía 212, 214 de señales de RF, a través de un transformador 216 de tensión. La bobina secundaria del transformador 216 (es decir, sobre el lado de sonda de la disposición) es flotante, por lo que no existe una vía de corriente directa entre el paciente y el generador de señales de RF 218. Esto significa que tanto el conductor de señales 212 como el conductor 214 a tierra de la vía 212, 214 de señales de RF son flotantes.

Un circuito de combinación 206 tiene una primera entrada 203, para la conexión a la vía 212, 214 de señales de RF, y una segunda entrada 205 para la conexión a la vía de señales de microondas 210. El circuito de combinación 206 une las vías a una salida 207, que está conectada a una vía común de señales 208. La vía común de señales 208, que puede incluir un cable flexible (por ejemplo, un cable coaxial o similar) transmite la radiación EM de microondas y la radiación EM de RF a la sonda. En esta realización el circuito de combinación 206 comprende una unión de microbanda en forma de T, formada sobre un sustrato dieléctrico de baja pérdida de microondas (por ejemplo, un tipo adecuado de sustrato RT/duroid® fabricado por Rogers Corporation). El plano a tierra de la unión de microbanda, que está formado en el lado del sustrato opuesto a la unión de microbanda en forma de T, está conectado al conductor a tierra 214 de la vía de señales de RF 212, 214. Por lo tanto, es flotante. La unión de microbanda en forma de T proporciona la primera entrada 203, que está conectada al conductor de señales 212 de la vía de señales de RF.

Se proporciona un filtro supresor 222 de banda en el cruce de microbanda en forma de T, en la forma de tres fragmentos adaptadores 224, en derivación sobre la línea de microbanda entre la primera entrada 203 y la unión 223 con la línea de microbanda de microondas. El fragmento adaptador más cercano a la unión está separado de la misma por un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda de la radiación EM de microondas, transmitida por la microbanda. Los fragmentos adaptadores subsiguientes están separados entre sí por la mitad de la longitud de onda. Usar más de un fragmento adaptador aumenta la eficacia del filtro a la hora de prevenir la fuga de la radiación EM de microondas hacia la vía 212, 214 de RF.

El circuito de aislamiento 200 comprende un aislador de guía de ondas 202 y un aislador coaxial 204, conectado en serie sobre la vía de señales de microondas 210 entre el generador de señales de microondas 220 y la segunda entrada 205. El aislador de guía de ondas 202 y el aislador coaxial 204 son, de manera efectiva, condensadores que actúan como filtros de paso alto. Permiten que la radiación EM de microondas procedente del generador de señales de microondas 220 pase al circuito de combinación 206, pero evitan que la radiación EM de RF se fugue, y salga de nuevo desde la segunda entrada 205 del circuito de combinación 206, hacia el generador de señales de microondas 220.

En esta realización, el canal de microondas también incluye un fragmento adaptador 221 puesto a tierra, que tiene una longitud igual a un múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda de la radiación EM de microondas, transmitida por la microbanda, para cortar cualquier posible radiación EM residual de RF que no escape a través del aislador de guía de ondas y el aislador coaxial, al mismo tiempo que minimiza las pérdidas de transmisión de microondas.

El aislador de guía de ondas 202 incluye una puerta de entrada 230, dispuesta para acoplar la radiación EM de microondas procedente del generador de señales de microondas 220 en la cavidad de guía de ondas del aislador de guía de ondas 202, y una puerta de salida 232 dispuesta para acoplar la radiación EM de microondas procedente de la cavidad de guía de ondas con el aislador coaxial 204. De este modo, el aislador de guía de ondas 202 hace que los conductores de señales y de tierra de la vía de señales de microondas 210 dirigidas hacia el interior del aislador coaxial 204 (y, por lo tanto, hacia el circuito de combinación 206) sean flotantes.

En la puerta de salida 228 de la carcasa se proporciona un manguito aislante 229, para evitar que una vía de

corriente que conecte la cubierta puesta a tierra, de la carcasa, con los componentes flotantes conectados a la puerta de salida 228. La puerta de salida 228 puede comprender una rosca de tornillo de Tipo N, o un conector de enganche rápido, para permitir por ejemplo sujetar diferentes sondas a la carcasa.

5 El aislador de guía de ondas 202 puede transferir la radiación EM de microondas hacia el circuito de combinación 206 y a la sonda, con bajas pérdidas, al tiempo que proporciona un nivel suficiente de protección del paciente. En las Figs. 5 y 6 se muestra un ejemplo del propio aislador de guía de ondas 202. Se compone de una disposición de guía de ondas cilíndrica, que se forma condensando entre sí una primera sección 240 con una segunda sección 242 cooperante. Cada sección tiene un conector 248 para acoplar la radiación EM de microondas hacia o fuera de la guía de ondas. Por ejemplo, cada conector 248 puede comprender un tapón de receptáculo de Tipo N, desde el que se extienda una sonda de campo E hacia la cavidad de guía de ondas, para acoplar la energía de microondas a o desde la cavidad.

15 Las superficies interiores de las secciones están separadas entre sí por una capa de material dieléctrico 246 (en esta realización una película aislante, por ejemplo, de Kapton). Las superficies exteriores están separadas por un anillo aislante rígido 244, fabricado por ejemplo con plástico Delrin®. El aislador de guía de ondas 202 proporciona así un condensador en serie, tanto en la vía de transmisión de señales (es decir, entre los conductores interiores) como entre los conductores a tierra (es decir, exteriores).

20 Resulta preferible una guía de ondas cilíndrica, con el fin de cumplir con los estrictos requisitos para la línea de fuga y los espacios para entrada de aire establecidos por la norma 60601-1 de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC). En la presente invención, los niveles de potencia y de tensión pueden requerir que la línea de fuga sea al menos de 21 mm, y que la distancia de entrada de aire sea al menos de 12 mm. Otros aspectos de la geometría de la guía de ondas se determinan como sigue.

25 La distancia entre las paredes terminales (que están puestas a tierra) y el centro de la sonda de campo E es preferentemente un cuarto de la longitud de onda, a la frecuencia de la radiación de microondas, es decir para transformar una condición de cortocircuito (ausencia de campo E) a un circuito abierto (campo E máximo). La distancia entre los centros de las dos sondas de campo E es preferentemente un múltiplo de la mitad de una longitud de onda, a la frecuencia de la radiación de microondas, con lo que las impedancias serán idénticas.

30 El modo dominante de propagación de señales (que presenta la menor pérdida de inserción), a través de una guía de ondas cilíndrica, es el modo TE<sub>11</sub>. El diámetro D de la guía de ondas necesario para que la señal se propague viene dado por

$$D = \frac{1,8412c}{\pi f \sqrt{\mu_r \epsilon_r}}$$

35 donde c es la velocidad de la luz en el vacío, f es la frecuencia de operación,  $\mu_r$  es la permeabilidad relativa de un material de carga magnética (factor magnético de carga),  $\epsilon_r$  es la permisividad relativa de un material de carga eléctrica (factor de carga dieléctrica), y el factor de 1,8412 proviene de la solución de la función de Bessel para una guía de ondas cilíndrica, que soporte el modo de propagación dominante TE<sub>11</sub> y el cálculo de la frecuencia de corte para la menor pérdida de inserción, a la frecuencia de funcionamiento.

40 Por ejemplo, si la estructura no está cargada (como resulta preferible para lograr la menor pérdida de inserción), el diámetro D para el modo dominante de propagación a 5,8 GHz es superior 30,3 mm. El diámetro real utilizado puede elegirse para tener en cuenta, o excluir, los modos que puedan propagar con diámetros más grandes. En una realización, el diámetro es de 40,3 mm.

45 Una guía de ondas cilíndrica resulta ideal para alcanzar los niveles más altos de protección mencionados anteriormente. Sin embargo, es necesario tener cuidado para asegurarse de que no exista demasiada capacitancia a través de las tomas a tierra aisladas (conductores exteriores), que pueden aumentar la cantidad de energía de RF acoplada entre la vía de señales de RF y la toma a tierra aislada, lo que aumenta las posibilidades de una descarga eléctrica y quemaduras al paciente. Esto se ilustra en la disposición de circuito aislador comparativa ilustrada en la Fig. 3.

50 En la Fig. 3, una fuente de RF 300 y una fuente de microondas 302 (por ejemplo, un amplificador de potencia) están conectadas para suministrar energía de RF y energía de microondas, respectivamente, a una estructura de alimentación. De manera similar a la Fig. 2, la estructura de alimentación comprende un canal de RF 306 para la energía de RF, y un canal de microondas 304 para la energía de microondas. El canal de RF 306 y el canal de microondas 304 comprenden unas vías, separadas físicamente de sus respectivas fuentes. Las vías se unen en un circuito de combinación 308. El canal de RF 306 incluye un transformador 310 de tensión, que aísla el circuito de combinación 308 con respecto a la fuente de RF 300. El canal de microondas 304 incluye un aislador 312 de guía de ondas, que aísla el circuito de combinación 308 con respecto a la fuente de microondas 302. Así, tanto el conductor interior como el exterior en el canal de RF 306, y el canal de microondas 304 en el lado de circuito de combinación del transformador 310 y el aislador de guía de ondas son flotantes, respectivamente, como se indica en la Fig. 3

mediante el cuadro punteado 314.

El aparato electroquirúrgico de la presente invención preferentemente puede generar una señal de RF con una potencia de 150 W, o más. De acuerdo con la norma IEC 60601, un generador de potencia de RF de 150 W puede permitir 1 % (es decir, 1,5 Wrms) de la potencia máxima suministrada en una resistencia de 200  $\Omega$ , conectada de manera menos favorable entre la salida de RF y la toma a tierra. En el ejemplo comparativo mostrado en la Fig. 3, se conectaron resistencias de 200  $\Omega$  entre las tomas a tierra aisladas (lado de salida y del lado del generador) y entre la salida de RF aislada (lado de salida) y la toma a tierra aislada (lado del generador). La potencia disipada en estas resistencias se midió usando un osciloscopio. La potencia disipada en la resistencia de 200  $\Omega$  conectada entre la salida de RF y la toma a tierra aislada (lado del generador) fue de 4,7 Wrms, que es mayor la mínima prescrita por la norma IEC 60601.

En una realización, la presente invención proporciona un aislador coaxial conectado en línea con el aislador de guía de ondas, es decir en serie entre el aislador de guía de ondas y el circuito de combinación. El aislador coaxial consta de una longitud de línea coaxial, con un condensador en serie en el conductor exterior. En las Figs. 7 y 8 se muestra cualquier ejemplo de un aislador coaxial 500 adecuado. El aislador coaxial 500 comprende un conector de entrada coaxial 502, que puede ser un conector macho de tipo N, y un conector de salida coaxial 504, que puede ser un conector hembra tipo N, dispuestos uno enfrente del otro con un espacio entre ellos.

Como se muestra con más detalle en la Fig. 8, cada uno del conductor interior 503 del conector de entrada 502 y el conductor interior 505 del conector de salida 504 tienen un manguito conductor 507, 509, montado sobre sus extremos libres. El manguito conductor 507 del conector de entrada 502 define una primera parte cooperante (en este caso un rebaje). El manguito conductor 509 del conector de salida 504 define una segunda parte cooperante (en este caso una proyección) que se acopla con la primera parte cooperante. La primera y la segunda partes cooperantes están separadas entre sí por una capa aislante 511 (por ejemplo, de cinta Kapton). La capa aislante puede tener un espesor de 0,3 mm, o más.

Del mismo modo, cada uno del conductor exterior 513 del conector de entrada 502 y el conductor exterior 515 del conector de salida 504 tienen un manguito conductor 517, 519, montado sobre sus extremos libres. Los manguitos conductores 517, 519 se acoplan entre sí. Los manguitos conductores 517, 519 están separados entre sí por una capa aislante 518 (por ejemplo, de cinta Kapton), y por un elemento separador 510 aislante rígido (por ejemplo, de Delrin®).

En la Fig. 4 se ilustra el efecto del aislador coaxial, que muestra un circuito de aislamiento que es una realización de la invención, que tiene un aislador coaxial 316 conectado entre el aislador de guía de ondas 312 y el circuito de combinación 308. Los otros componentes del circuito corresponden a los de la Fig. 3, y se les ha dado los mismos números de referencia. Para esta disposición, la potencia disipada en una resistencia de 200  $\Omega$ , conectada a través de la salida de RF y la toma a tierra aislada (lado del generador) es 1,47 Wrms, lo que cumple los requisitos de la norma IEC 60601.

El aislador coaxial proporciona así una mejor protección de los pacientes cuando se energiza la fuente de RF. Integrar el aislador de guía de ondas y el aislador coaxial, en una sola disposición, puede ayudar a minimizar las pérdidas de transmisión de microondas.

La Fig. 9 es un diagrama esquemático que muestra otra realización de un circuito de aislamiento para un aparato electroquirúrgico. A las características en común con la realización de la Fig. 2 se le han dado los mismos números de referencia, y no se describen de nuevo. En esta realización, el circuito de aislamiento comprende un aislador de guía de ondas 600, cuyo espacio de aislamiento está configurado para proporcionar el nivel necesario de aislamiento de CC, al tiempo que también presenta una reactancia capacitiva que es lo suficientemente alta, a la frecuencia de la energía de RF, como para evitar el acoplamiento de energía de RF a través del espacio de aislamiento, y lo suficientemente bajo a la frecuencia de la energía de microondas como para evitar la fuga de la energía de microondas en el espacio. La configuración de la distancia se explica en detalle con referencia a la Fig. 10. Esta configuración significa que se precisa el aislador coaxial utilizado en la realización de la Fig. 2.

Adicionalmente, en esta realización el circuito de combinación está integrado con el aislador de guía de ondas 600. El conductor de señales 212 y el conductor de tierra 214 que transmiten la señal de RF están conectados a un conector de RF coaxial 602, que introduce la señal de RF en el aislador de guía de ondas 600, desde donde se transporta hacia fuera, desde la puerta de salida 232 hacia la sonda. El espacio de aislamiento 603 está dispuesto para evitar que la señal de RF se acople de nuevo hacia la puerta de entrada 230. El acoplamiento de la energía de microondas hacia el conector de RF 602 se evita mediante la cuidadosa colocación de la varilla conductora interior, dentro del aislador de guía de ondas, tal como se explica a continuación. La combinación de la energía de RF y la de microondas en el aislador de guía de ondas evita la necesidad de un circuito de combinación separado, lo que reduce el número de componentes necesarios para el circuito de aislamiento, y permite proporcionar el mismo como una unidad más compacta.

La Fig. 10 muestra una vista lateral en sección transversal del aislador de guía de ondas 600 adaptado, utilizado en

5 el circuito de aislamiento de la Fig. 9. De manera similar a la Fig. 5, el aislador de guía de ondas 600 tiene un cuerpo cilíndrico formado por dos piezas coincidentes. En esta realización, una sección de entrada 604 es un componente hembra, que tiene una abertura para recibir una sección de salida 606 que presenta un componente macho cooperante. Una puerta de entrada 230 y una puerta de salida 232 están montadas sobre la sección de entrada 604 y la sección de salida 606, respectivamente, de la misma forma que en la Fig. 5.

10 El espacio de CC, que aísla la sección de entrada 604 con respecto a la sección de salida 606, comprende un número de partes componentes. Todas las partes componentes presentan una simetría de rotación alrededor del eje del cuerpo cilíndrico. Una primera parte componente es un anillo aislante 608 principal), fabricado por ejemplo con un material rígido tal como plástico Delrin®, que rodea el componente macho de la sección de salida 606 y separa (y aísla eléctricamente) las superficies exteriores de la sección de entrada 604 y la sección de salida 606.

15 La longitud axial del anillo aislante 608 es más corta que el componente macho de la sección de salida 606, de modo que una longitud del componente macho se extienda más allá del extremo distal del anillo aislante 608. Esta sección del componente macho se solapa con el extremo distal del componente hembra de la sección de entrada 604. Una segunda parte componente del espacio de CC es un anillo aislante 612 secundario (que puede estar formado en una sola pieza con el anillo aislante 608 principal), que proporciona un aislamiento radial entre los extremos distales de los componentes macho y hembra.

20 Una tercera parte componente del espacio de CC es una película aislante 610 (por ejemplo, una o más capas de cinta Kapton) que cubre una longitud axial de la superficie interior de la sección de entrada 604, más allá del extremo distal de la sección de salida 606. La película aislante puede aislar la sección de entrada con respecto a cualquiera de los campos de dispersión en el extremo distal de la sección de salida 606.

25 Una cuarta parte componente del espacio de CC es un reductor de microondas 614 lleno de aire, que es un canal anular estrecho en el extremo distal de la sección de entrada 604. La presencia del reductor de microondas 614 reduce la reactancia capacitiva a la frecuencia de la energía de microondas, lo que evita las fugas (por ejemplo, la radiación) de la energía de microondas en el espacio de CC.

30 El aumento de la complejidad de la configuración del espacio de CC de esta realización aumenta la reactancia capacitiva, a la frecuencia de la energía de RF, al ampliar el espacio "medio" entre las secciones de entrada y de salida. Al mismo tiempo, la presencia del reductor 614 de microondas hace uso de los efectos de resonancia para asegurar que la reactancia capacitiva, a la frecuencia de la energía de microondas, sea lo suficientemente baja como para evitar las fugas de energía de microondas desde el espacio.

35 En esta realización, el aislador de guía de ondas también actúa como el circuito de combinación. El conector 602 de RF tiene una varilla conductora interior 616 que sobresale hacia el aislador de guía de ondas, en donde se encuentra con el conductor interno 618 de la sonda de salida coaxial (puerta de salida 232), en un punto separado del extremo del conductor interno 618. Adicionalmente, la posición de la varilla conductora interior se selecciona para que quede sustancialmente paralela a los equipotenciales de la energía de microondas en el aislador de guía de ondas, de manera que no acople potencia de microondas significativa alguna. Esta posición puede determinarse mediante técnicas de simulación conocidas, y puede ajustarse finamente para permitir ajustar la posición radial del punto de inserción, o con un tornillo de ajuste adecuado.

45

## REIVINDICACIONES

1. Aparato electroquirúrgico para la resección de tejido biológico, comprendiendo el aparato:

5 un generador de señales de radiofrecuencia (RF) (218), para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tiene una primera frecuencia;  
 un generador de señales de microondas (220), para generar radiación EM de microondas que tiene una segunda frecuencia que es más alta que la primera frecuencia;  
 una sonda dispuesta para suministrar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas por separado, o  
 10 simultáneamente, desde un extremo distal de la misma; y  
 una estructura de alimentación para transportar a la sonda la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas, comprendiendo la estructura de alimentación un canal de RF (212, 214) para conectar la sonda al generador de señales de RF y un canal de microondas (210) para conectar la sonda al generador de señales de microondas,  
 15 en donde el canal de RF y el canal de microondas comprenden unas vías de señales que están separadas físicamente del generador de señales de RF (218) y del generador de señales de microondas (220), respectivamente,  
 en el que la estructura de alimentación incluye un circuito de combinación (206) que tiene una primera entrada (203) conectada a la vía independiente de señales en el canal de RF, una segunda entrada conectada a la vía independiente de señales en el canal de microondas y una salida (207) conectada a una vía común de señales para transportar a la sonda la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas, por separado o  
 20 simultáneamente, a lo largo de un solo canal, y  
 en donde el canal de microondas incluye un aislador de guía de ondas (200), conectado para aislar la vía independiente de señales en el canal de microondas con respecto a la radiación EM de RF.

25 2. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1,  
 en el que el aislador de guía de ondas comprende una sección conductiva de entrada, una sección conductiva de salida que coincide con la sección de entrada, para definir una cavidad de guía de ondas dentro de un volumen encerrado por las secciones de entrada y de salida, y una barrera de aislamiento de CC dispuesta entre las  
 30 secciones de entrada y de salida,  
 en el que la salida en la vía común de señales incluye un conductor de señales y un conductor a tierra, y  
 en el que la estructura de alimentación incluye una estructura capacitiva entre el conductor a tierra de la salida, en la vía común de señales, y la sección conductiva de entrada del aislador de guía de ondas, estando dispuesta la estructura capacitiva para inhibir el acoplamiento de la energía EM de RF y las fugas de la energía EM de  
 35 microondas.

3. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la estructura capacitiva se proporciona mediante la barrera de aislamiento de CC y un reductor de microondas, formado en la sección de entrada del  
 40 aislador de guía de ondas.

4. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que las secciones interior y exterior del aislador de guía de ondas definen un cuerpo cilíndrico y en donde el reductor de microondas comprende un canal anular, que se extiende axialmente desde el extremo distal de la sección interior del aislador de guía de ondas.

45 5. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 4, en el que la barrera de aislamiento de CC incluye un elemento separador aislante rígido, montado entre las secciones interior y exterior del aislador de guía de ondas.

50 6. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que la barrera de aislamiento de CC incluye una película aislante, montada en una porción de la superficie interior de la sección de entrada, en la unión con el elemento separador aislante rígido.

7. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la estructura capacitiva incluye un aislador coaxial, conectado en serie al aislador de guía de ondas.

55 8. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el aislador coaxial comprende un conector de entrada coaxial, un conector de salida coaxial dispuesto enfrente y separado del conector de entrada coaxial, en donde los conductores interiores de los conectores de entrada y de salida y los conductores exteriores de los conectores de entrada y de salida están aislados entre sí.

60 9. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el circuito de combinación está integrado con el aislador de guía de ondas.

65 10. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la salida conectada a la vía común de señales incluye una sonda de salida, montada en la sección de salida del aislador de guía de ondas, teniendo la sonda de salida un conductor de acoplamiento que se extiende en el aislador de guía de ondas, para acoplar la

energía EM de microondas procedente de la misma, y en donde la primera entrada incluye un conector de RF montado en el aislador de guía de ondas, teniendo el conector de RF un conductor de señales que se extiende en la cavidad de guía de ondas para entrar en contacto eléctricamente con el conductor de acoplamiento de la sonda de salida.

5 11. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 10, en el que puede ajustarse la posición en la que el conductor de señales del conector de RF hace contacto eléctrico en el conductor de acoplamiento.

10 12. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el circuito de combinación comprende un circuito diplexor de microbanda.

15 13. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 12, en el que el canal de RF incluye un filtro de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda o de ranura conectado entre la vía independiente de señales en el canal de RF y el circuito de combinación para bloquear la entrada de la radiación EM de microondas en la vía independiente de señales en el canal de RF.

14. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, en el que los filtro de paso bajo, de paso de banda, supresor de banda o de ranura están integrados con el circuito diplexor de microbanda.

20 15. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la primera y la segunda entradas al circuito de combinación, y la salida desde el mismo, son eléctricamente flotantes con respecto al generador de señales de RF y al generador de señales de microondas.



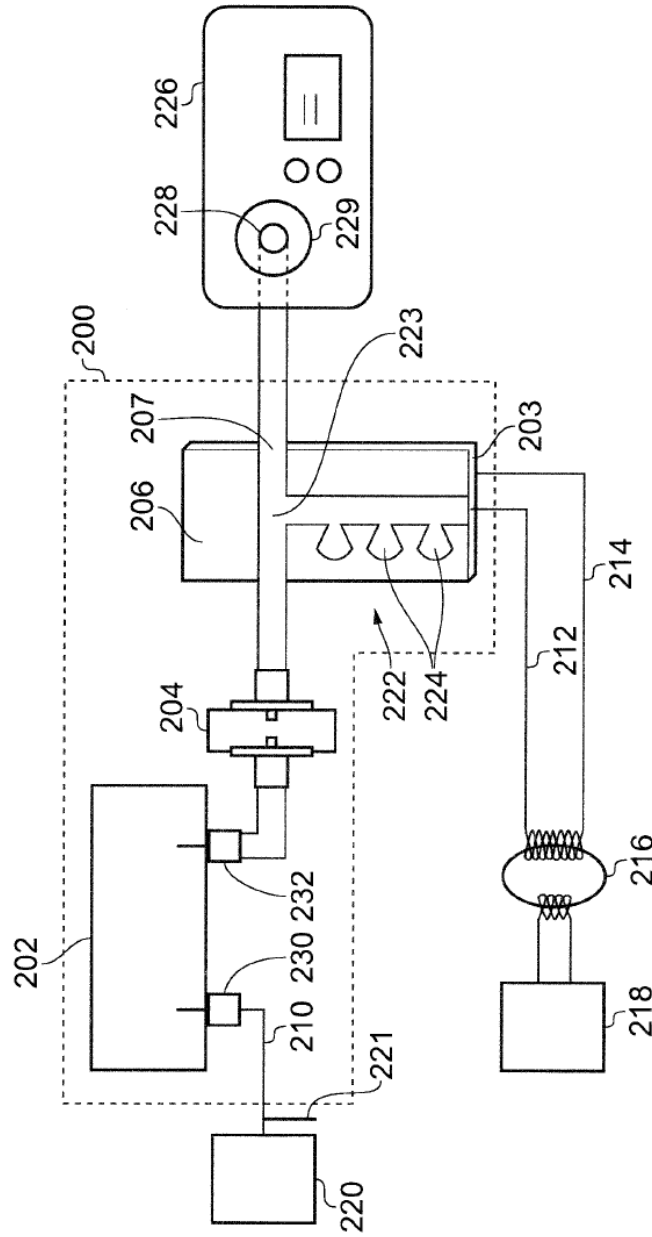


FIG. 2



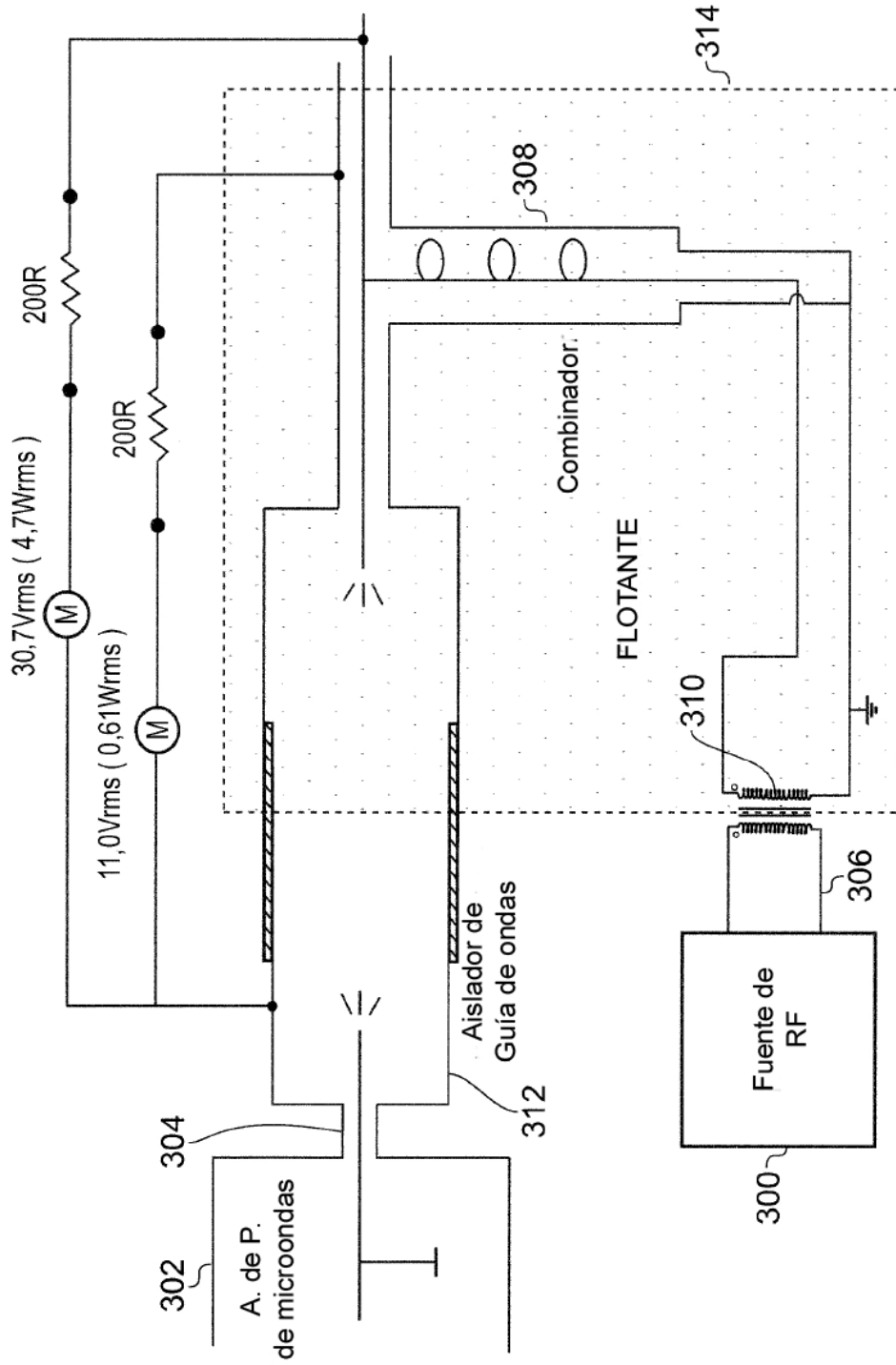


FIG. 3

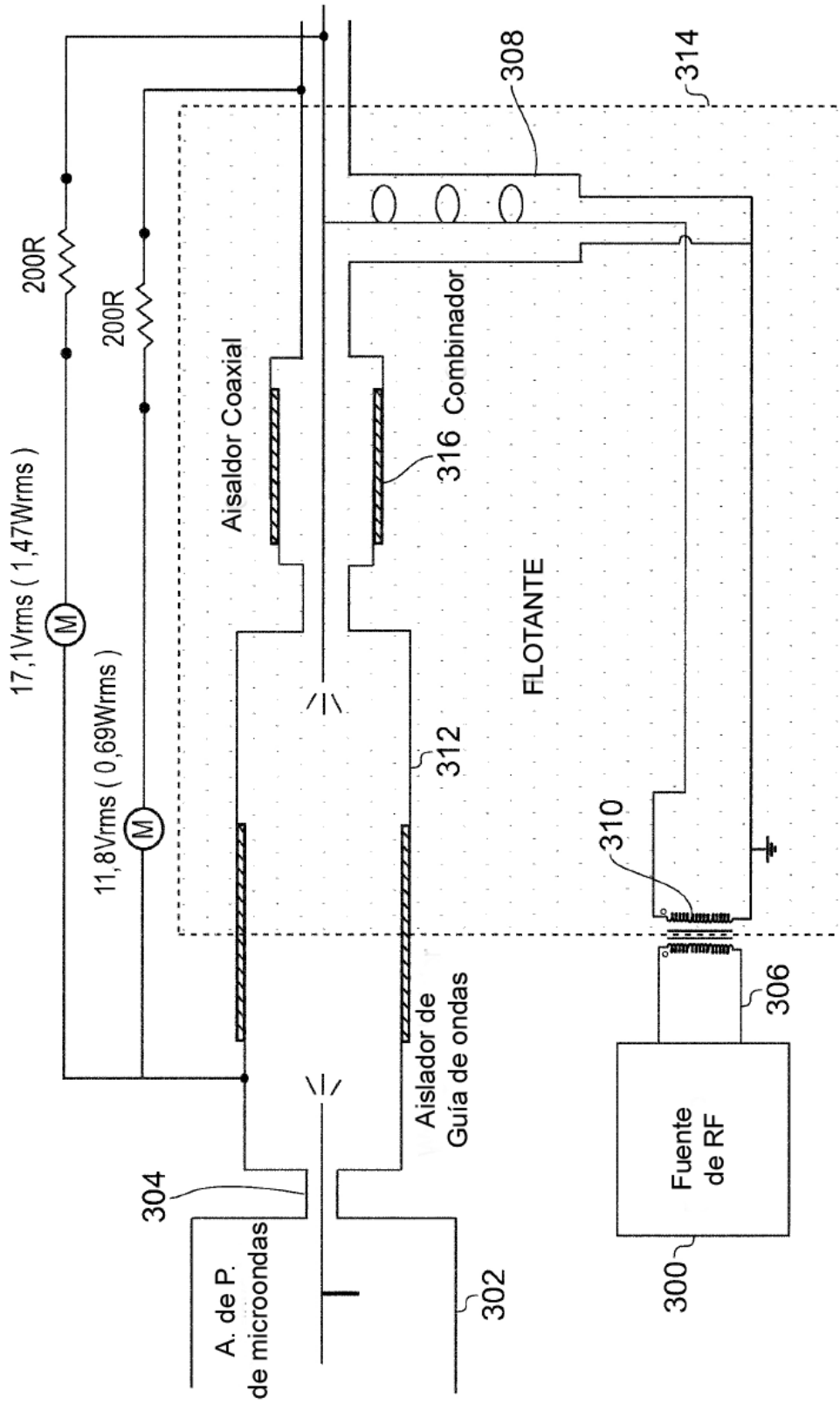


FIG. 4

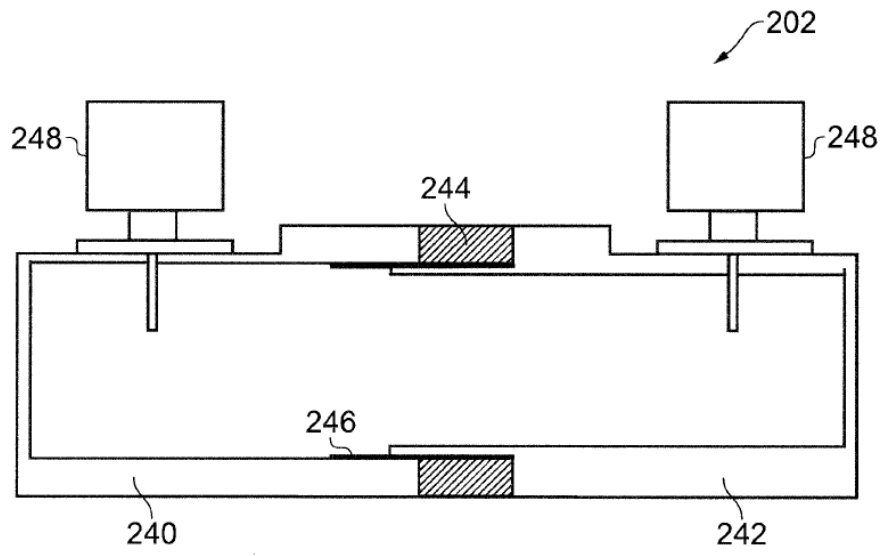


FIG. 5

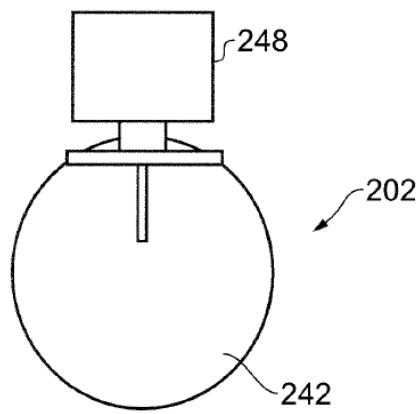


FIG. 6

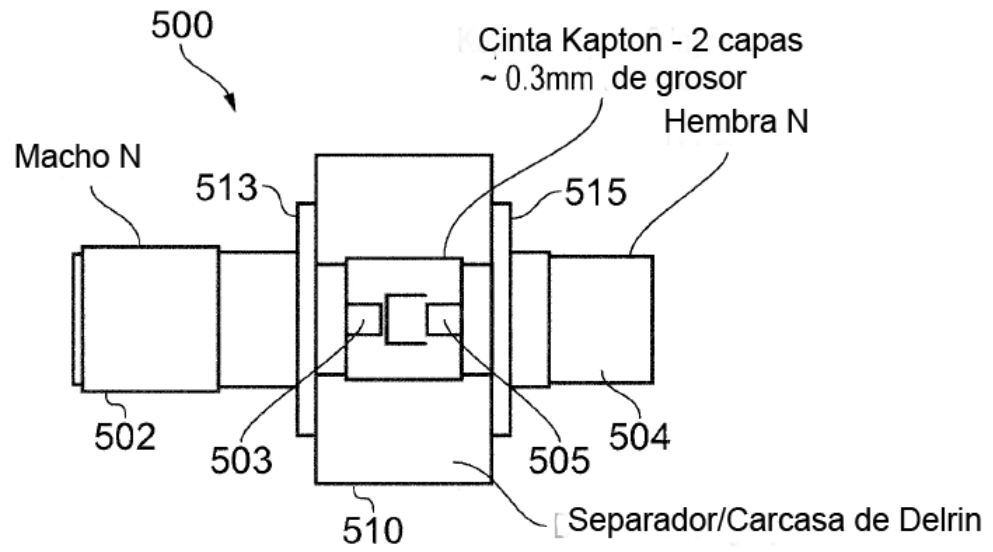


FIG. 7

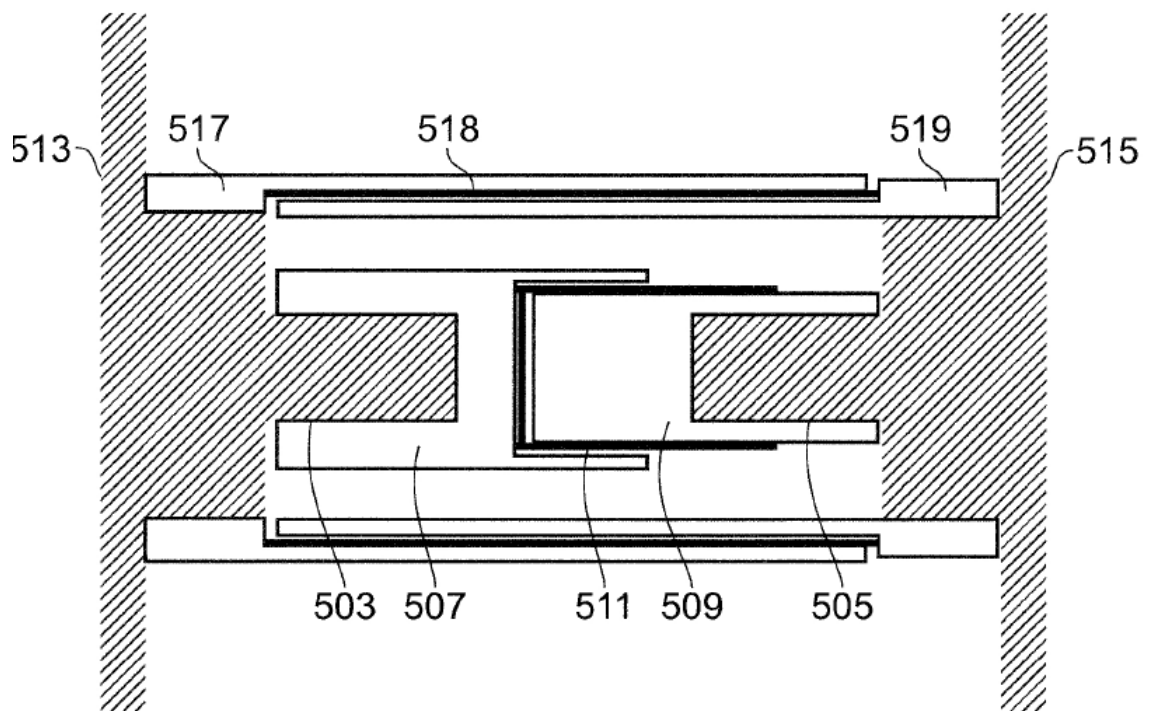


FIG. 8

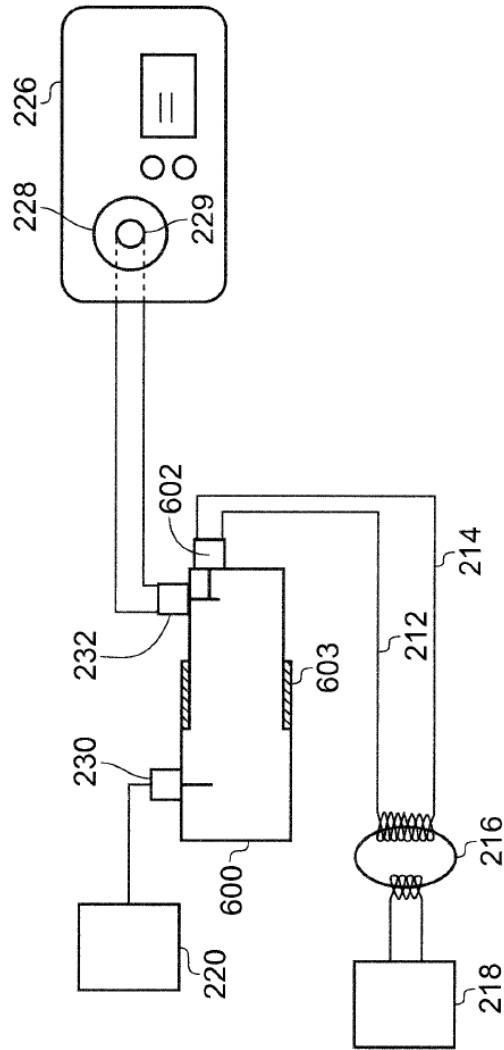


FIG. 9

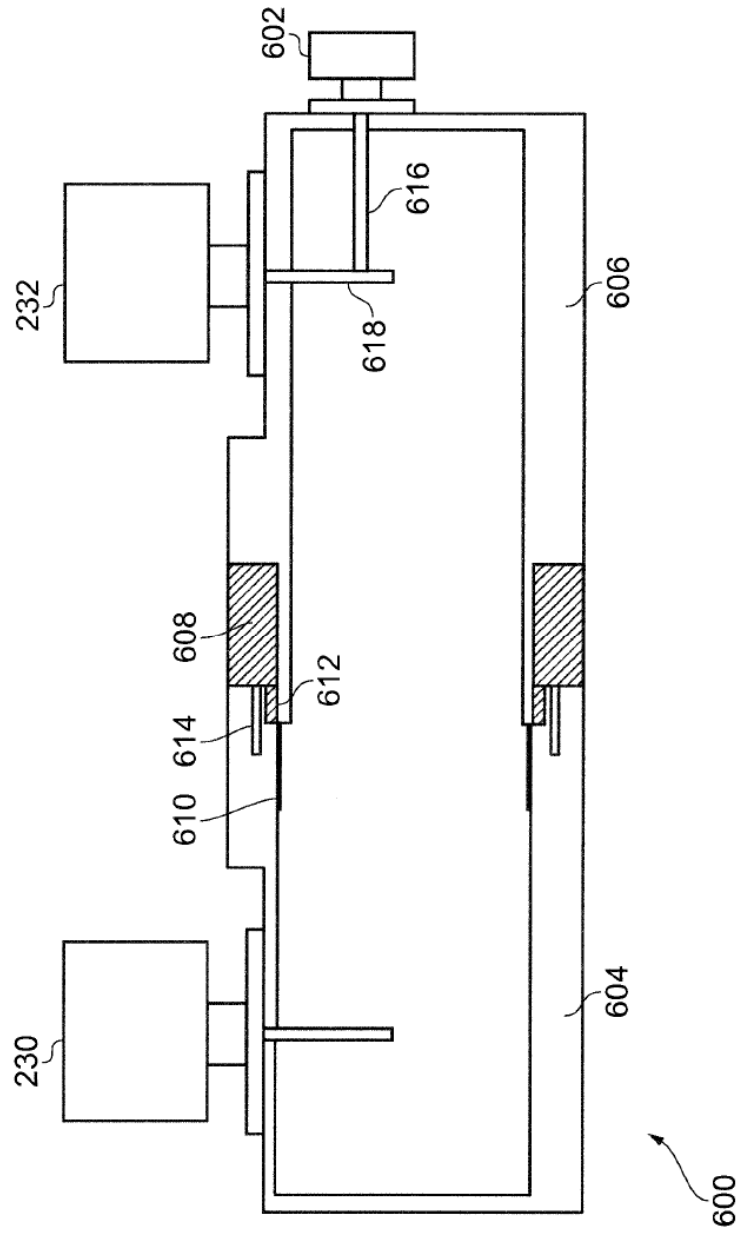


FIG. 10