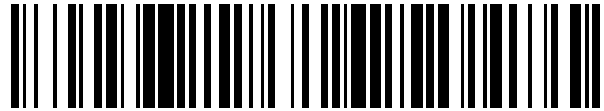


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 770 324**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.12.2016 PCT/EP2016/080138**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.06.2017 WO17097856**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.12.2016 E 16806169 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.11.2019 EP 3386411**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico para irradiar energía de microondas y dispensar líquido en una zona de tratamiento**

30 Prioridad:

07.12.2015 GB 201521522

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

01.07.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
PRESTON, SHAUN;
TSIAMOULOS, ZACHARIAS P y
SAUNDERS, BRIAN**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 770 324 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico para irradiar energía de microondas y dispensar líquido en una zona de tratamiento

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para la administración de un líquido en un área objetivo dentro del cuerpo y para la emisión de un campo de microondas, por ejemplo, para la coagulación de vasos en la misma área objetivo. La invención también se refiere a un aparato electroquirúrgico que incorpora el instrumento electroquirúrgico.

Antecedentes de la invención

Se sabe que la energía de microondas se puede utilizar para detener las hemorragias al hacer que la sangre se coagule, por ejemplo, en el tubo digestivo. También se sabe que en el caso de hemorragias más graves o de mayor magnitud, es conveniente administrar medicamentos líquidos, como adrenalina, en la zona de la hemorragia. Convencionalmente, para ello, ha sido necesario retirar el emisor de microondas de la cavidad corporal que experimenta el sangrado, para poder inyectar adrenalina. Esto significa que no puede producirse coagulación por microondas durante todo el período durante el que se inyecta la adrenalina, reduciendo la contención del flujo sanguíneo. Se hace referencia al documento US2013/0281851 A1 relacionado con la electrocirugía.

Sumario de la invención

En su forma más general, la presente invención proporciona un dispositivo electroquirúrgico, que es capaz de generar un campo de microondas radiactivo (es decir, no ionizante) para coagular la sangre (o realizar la esterilización) y dispensar un líquido en un área objetivo, por ejemplo, adrenalina para el tratamiento de úlceras pépticas. En el presente documento, "campos de microondas", "radiación de microondas" y "energía de microondas" o expresiones similares se refieren a la radiación electromagnética que tiene una frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, y más preferentemente de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias específicas que se han considerado son las siguientes: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. El uso de energía de microondas permite controlar la coagulación, que no está limitada por el efecto de la impedancia del tejido coagulado y que es capaz de lograr un alto nivel de coagulación en un tiempo determinado. El uso de microondas también presenta un menor riesgo de lesiones debido a quemaduras que otras técnicas, como la coagulación por RF bipolar.

Para lograr la doble funcionalidad descrita anteriormente, la presente invención puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico que comprende: una sonda alargada que tiene: una línea de transmisión coaxial para transportar energía electromagnética (EM) de microondas, una punta de sonda conectada en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial para recibir la energía de microondas, y un canal de líquido situado dentro de la línea de transmisión coaxial para transportar líquido a través de la sonda alargada hasta la punta de la sonda, en donde la línea de transmisión coaxial comprende: un conductor interno hueco, un conductor externo, un primer material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo, y un segundo material dieléctrico hueco en una superficie interna del conductor interno hueco, ubicándose el canal de líquido dentro del segundo material dieléctrico hueco; en donde la punta de la sonda tiene un canal de punta de la sonda que discurre a su través, terminando el canal de la punta de la sonda en una abertura en su extremo distal, y en donde la punta de la sonda incluye un elemento conductor acoplado para recibir energía de microondas desde la línea de transmisión coaxial, formando el elemento conductor una estructura de antena radiante para emitir un campo EM de microondas hacia afuera desde la punta de la sonda.

En el presente documento, las referencias a "conductor" y "conductor" significan conductor de electricidad a menos que el contexto indique lo contrario.

El elemento conductor puede estar conectado, al menos, a uno del conductor interno y el conductor externo para formar la estructura de antena radiante.

La punta de la sonda puede comprender una continuación del segundo material dieléctrico hueco más allá de un extremo distal de la línea de transmisión coaxial. El canal de la punta de la sonda puede incluir o consistir en un conducto definido por la continuación del segundo material dieléctrico hueco. El extremo distal de la línea de transmisión coaxial puede definirse en el punto donde termina el conductor externo. El conductor interno hueco también puede extenderse hacia la punta de la sonda, donde forma todo o parte del elemento conductor.

La punta de la sonda comprende preferentemente un cuerpo de punta formado a partir de un tercer material dieléctrico, estando conectado el cuerpo de la punta al extremo distal de la línea de transmisión coaxial. Por ejemplo, el tercer material dieléctrico puede montarse sobre la continuación del segundo material dieléctrico hueco. Así, el canal de la punta de la sonda puede discurrir por el tercer material dieléctrico. El tercer material dieléctrico puede ser igual o distinto al primer material dieléctrico y/o al segundo material dieléctrico.

En una realización, los conductores interno y externo pueden unirse en un bucle de media longitud de onda en la punta

de la sonda, mediante lo que el campo EM de microondas emitido es un campo H formado dentro del bucle.

En uso, la punta de la sonda se coloca en un área objetivo de tratamiento, por ejemplo, en la zona de una hemorragia interna o úlcera péptica. El dispositivo puede operar en dos modos:

- 5
- i) modo de radiación de microondas: la estructura de la antena radiante emite radiación de microondas no ionizante para coagular los vasos,
 - ii) modo de administración de líquido: el líquido se proporciona desde una fuente de líquido hasta el canal de líquido desde el cual puede dispensarse en el área objetivo. Este modo puede efectuarse inundando el canal de líquido con líquido.
- 10

La punta de la sonda tiene un extremo proximal, conectado al extremo distal de la línea de transmisión coaxial, y un extremo distal opuesto a este, que puede estar en contacto con el área objetivo durante el uso del instrumento electroquirúrgico. El canal de la punta de la sonda se une al extremo proximal y al extremo distal de la punta de la sonda. La abertura se encuentra en el extremo distal del canal de la punta de la sonda. En uso, la abertura da acceso a un área objetivo para la administración de líquidos.

15

Un hueco, por ejemplo, una aguja hipodérmica, se puede proporcionar dentro del canal de líquido, en donde un primer extremo de la aguja hueca está en comunicación fluida con el canal de líquido y un segundo extremo de la aguja hueca está dispuesto para administrar líquido desde el canal de líquido, a través de la abertura del canal de la punta de la sonda, hasta un área objetivo. El segundo extremo de la aguja se encuentra preferentemente dentro del canal de la punta de la sonda, proximal a la abertura. En uso, en un modo de administración de líquido, se proporciona líquido desde una fuente de líquido hasta el canal de líquido, desde el cual este entra por el primer extremo de la aguja y fluye a lo largo de la aguja, saliendo por el segundo extremo de la aguja hacia el canal de la punta de la sonda y hacia fuera de la abertura, o si el segundo extremo de la aguja se encuentra por fuera del canal de la punta de la sonda.

20

25

La aguja puede conectarse al conductor interno y quedar expuesta a un número impar de cuartos de longitud de onda desde la abertura, de modo que la aguja pueda actuar como una estructura de antena radiante.

De manera ventajosa, la aguja puede ajustarse entre una posición retraída y una posición expuesta, en donde, cuando la aguja está en una posición expuesta, el segundo extremo de la aguja se encuentra externo a la punta de la sonda, es decir, en contacto con, o muy cerca del área objetivo, y cuando la aguja está en la posición retraída, el segundo extremo de la aguja permanece dentro de la punta de la sonda. Como alternativa, cuando la aguja está en una posición retraída, el segundo extremo de la aguja puede retraerse completamente dentro de la línea de transmisión coaxial a la que está conectada la punta de la sonda. La retracción de la aguja permite al usuario asegurarse de que la aguja no esté en la posición expuesta durante la emisión de un campo de microondas por parte de la estructura de la antena radiante.

30

35

Para efectuar el ajuste de la aguja entre las posiciones expuesta y retraída, el instrumento electroquirúrgico puede estar provisto de medios de ajuste de aguja, por ejemplo, se puede conectar un alambre guía en o cerca del primer extremo de la aguja, pasando el alambre guía a lo largo del canal de líquido, de modo que el ajuste de la aguja se pueda controlar desde el extremo proximal del canal de líquido. Esto permite ajustar la aguja mientras el dispositivo está en uso.

40

Para evitar la emisión de un campo de microondas cuando la aguja está en la posición expuesta, el conductor interno de la línea de transmisión coaxial puede tener un espacio axial y los medios de ajuste de la aguja pueden incluir un anillo conductor, dispuesto para cerrar el espacio en el conductor interno cuando la aguja está en la posición retraída. Cuando la aguja está en la posición expuesta, el anillo conductor ya no se dispone para cerrar el espacio en el conductor interno, lo que rompe la conexión eléctrica y, por lo tanto, no se suministra potencia a la punta de la sonda, previniendo la emisión del campo de microondas.

45

50

Como alternativa, se puede usar un sensor para detectar si la aguja se encuentra o no en la posición expuesta. Los posibles sensores incluyen un sensor de pérdida de retorno, un detector de proximidad o un fotodetector. Cuando dicho sensor detecta que la aguja está en la posición expuesta, puede evitar que el dispositivo opere en el modo de radiación de microondas.

55

También se puede conectar un tubo de alimentación de aguja al primer extremo de la aguja para enviar a la aguja un líquido que se administrará en un área objetivo. De esta manera, la administración de un líquido se puede controlar con más cuidado y no es necesario inundar todo el canal con líquido para poder administrarlo, lo que puede resultar en un uso más económico del líquido.

60

Al menos parte de la aguja puede ubicarse dentro del canal de la punta de la sonda y puede fijarse a una pared del canal de la punta de la sonda para que quede más estable. La aguja puede ubicarse en una estructura de guía de aguja sobre una pared del canal de la punta de la sonda para garantizar que, durante el ajuste entre las posiciones expuesta y retraída, el eje longitudinal de la aguja no cambie su orientación con respecto a un eje longitudinal del canal de la punta de la sonda (es decir, un eje alineado con el eje de la línea de transmisión coaxial). Esto permite un mayor

65

control durante el ajuste de la aguja y, por ejemplo, puede garantizar que la aguja no raspe lateralmente el tejido biológico durante el ajuste mientras el instrumento está en uso.

5 El diámetro más grande de la aguja puede ser más pequeño que el diámetro más pequeño de la abertura o del canal de la punta de la sonda. En este caso, se puede proporcionar un tapón para formar un sello hermético a los fluidos entre la aguja y la pared del canal de la punta de la sonda.

10 Un sello de este tipo puede permitir la inyección de líquido a un área objetivo desde la aguja cuando el líquido está en una posición expuesta, pero evitar el contraflujo de sangre y otros fluidos corporales hacia la punta de la sonda cuando la aguja está en posición retraída. El tapón puede estar formado a partir de un material no rígido o deformable elásticamente que tapone la abertura, de modo que cuando la aguja esté en una posición expuesta, el tapón ejerza presión hacia adentro sobre la superficie externa de la aguja, para así formar un sello hermético, y cuando la aguja está en una posición retraída, la naturaleza elásticamente deformable del tapón garantiza que no haya ningún orificio presente a través del tapón, es decir, los sellos cierran el orificio a través del que puede pasar la aguja. El extremo más externo del tapón puede quedar a ras de la superficie de la punta de la sonda y puede tener una forma que conforme una superficie continua. Alternativamente, el tapón puede ubicarse dentro del canal de la punta de la sonda, estando su extremo más externo separado de la abertura. El tapón puede estar hecho de caucho de silicona.

20 El elemento conductor está configurado preferentemente para actuar como una antena monopolo radiante. Para emitir un campo de microondas isotrópico cilíndrico, la punta de la sonda puede tener simetría cilíndrica para garantizar que, durante el uso, la orientación del campo de microondas sea independiente de la rotación de la punta de la sonda. Esto es ventajoso porque, cuando se inserta en el cuerpo, puede ser difícil mover la punta de la sonda en la orientación correcta. La sonda puede ser abovedada, de forma cónica o troncocónica. Estas formas pueden permitir que la punta de la sonda se use para aplicar presión durante el tratamiento. Cuando la punta de la sonda tiene simetría cilíndrica, el eje longitudinal del canal de la punta de la sonda (es decir, un eje alineado con el eje de la línea de transmisión coaxial) es preferentemente paralelo al eje de simetría cilíndrica de la propia punta de la sonda. Más preferentemente, el eje de simetría de la punta de la sonda es el mismo que el eje longitudinal del canal de la punta de la sonda. El canal de la punta de la sonda puede estar situado en el centro de la punta de la sonda cuando se ve a lo largo del eje de simetría de la punta de la sonda. Las geometrías alternativas para la punta de la sonda incluyen una forma cilíndrica con un extremo distal hemisférico y una forma de bola. La punta de la sonda puede tener forma alargada, es decir, la longitud de la sonda en la dirección del eje longitudinal puede ser mayor que el diámetro máximo de la punta de la sonda. Esto permitirá que la sonda se alinee a lo largo de un vaso sanguíneo en uso, para así provocar la coagulación, que se distribuye a lo largo del vaso sanguíneo, cuando se opera en modo de radiación de microondas. Como alternativa, el tercer material dieléctrico puede tener forma de disco.

35 El canal de la punta de la sonda puede estar alineado con el eje de la línea de transmisión coaxial, al menos cerca de la interfaz entre ellos.

40 El tercer material dieléctrico es, preferentemente, un material de poca pérdida y mecánicamente fuerte. En este caso, "de baja pérdida" se refiere a un material a través del cual pueden pasar las microondas sin una pérdida sustancial de energía en el material. Preferentemente, el material tiene una tangente de pérdida dieléctrica de menos de 0,01, y más preferentemente de menos de 0,001. Además, el tercer material dieléctrico es preferentemente suficientemente rígido para que se pueda aplicar presión mecánica a la zona de una hemorragia durante el uso del instrumento, sin que se produzca una deformación sustancial de la punta de la sonda. El tercer material dieléctrico puede ser uno de: PEEK, PTFE o una cerámica, tal como MACOR. El tercer material dieléctrico puede ser el mismo y puede ser continuo con el primer material dieléctrico.

50 El conductor interno puede estar conectado eléctricamente a una cubierta conductora sobre la superficie interna de la pared que limita el canal de la punta de la sonda. Preferentemente, la cubierta conductora es una extensión longitudinal del conductor interno de la línea de transmisión coaxial hacia el canal de la punta de la sonda.

55 La cubierta conductora puede actuar como antena en forma de varilla que pueda transmitir microondas a través del tercer material dieléctrico de la punta de la sonda. Cuando la superficie interna del canal de la punta de la sonda está recubierta con una cubierta conductora para formar una antena monopolo radiante, la aguja está preferentemente aislada de dicha cubierta conductora, por ejemplo, gracias a una capa de material aislante que puede cubrir toda la superficie interna de la cubierta conductora, o alternativamente, cubrir solo la parte donde la aguja hace contacto con dicha superficie interna.

60 La presencia del tercer material dieléctrico que rodea la cubierta conductora puede mejorar el suministro de energía en el tejido, por ejemplo, reduciendo la cantidad de potencia reflejada, por ejemplo, usando un transformador de adaptación de impedancia como se describe más adelante.

65 Como alternativa, el conductor interno puede estar conectado eléctricamente a una cubierta conductora en la superficie de la pared que limita el canal de la punta de la sonda, la cubierta conductora se extiende más allá del extremo distal del canal de la punta de la sonda y luego se curva o dobla hacia atrás para formar un revestimiento conductor en una superficie externa de la punta de la sonda. El revestimiento conductor puede cubrir la totalidad de la punta de la sonda

- y puede aislarse eléctricamente del conductor externo de la línea de transmisión coaxial, es decir, no está conectado eléctricamente al conductor externo, con el fin de evitar un cortocircuito entre los conductores interno y externo. El revestimiento conductor puede aislarse eléctricamente del conductor externo por medio de un espacio en forma de anillo en el extremo distal de la punta de la sonda, entre el revestimiento conductor y el conductor externo. El aire en el espacio puede proporcionar el aislamiento necesario. Como alternativa, se puede proporcionar una banda aislante entre los dos. Para garantizar un campo continuo de microondas de mayor uniformidad, cuando la cubierta conductora se curva o se dobla sobre sí misma como se ha descrito anteriormente, el borde del canal de la punta de la sonda en su extremo distal puede ser un borde liso, curvado o biselado, en lugar de un borde en ángulo agudo.
- 5 El conductor externo de la línea de transmisión coaxial puede estar conectado a tierra, para llevar a cabo una alimentación no equilibrada, o puede ser flotante para llevar a cabo una alimentación equilibrada de la antena, es decir, donde el voltaje en ambos conductores sube y baja.
- 10 Preferentemente, para suministrar energía de microondas de la manera más eficiente posible en un área objetivo, la impedancia de la estructura de la antena radiante está configurada para que se adapte bien a la impedancia del tejido de un área objetivo a la frecuencia del campo de microondas que se emplea. En el caso que la impedancia se adapte a la impedancia de la sangre, se garantiza que el campo de microondas sea capaz de provocar una coagulación eficiente y fácil de controlar. La adaptación de la impedancia puede lograrse con un transformador de cuarto de onda situado entre el extremo distal de la línea de transmisión coaxial y la punta de la sonda. La longitud de este transformador puede ser de aproximadamente 5,5 mm si el tercer material dieléctrico es MACOR, o de aproximadamente 7 mm si el tercer material dieléctrico es PEEK. Adicionalmente, se puede usar un fragmento de adaptación de reactancia de la capacitancia o inductancia para adaptar el componente imaginario de la impedancia.
- 15 El canal de líquido puede estar definido por la superficie interna del segundo material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial. El segundo material dieléctrico puede representar un revestimiento protector para evitar que los conductores se rayen, por ejemplo, cuando las herramientas pasan a través del hueco. La línea de transmisión coaxial puede estar formada por un tubo interno de material dieléctrico que forme el segundo material dieléctrico hueco. El conductor interno hueco puede incluir una capa de cinta conductora que se envuelve alrededor de dicho tubo interno. La cinta puede incluir cinta de plata, cinta de cobre o cinta de cobre plateada. El primer material dieléctrico puede estar formado por una cinta dieléctrica que se envuelve alrededor del conductor interno. El conductor externo puede estar formado por una capa de cinta conductora similar o idéntica a la cinta conductora que constituye el conductor interno. También se puede proporcionar una camisa protectora hecha con un cuarto material dieléctrico sobre la superficie externa del conductor externo, en donde el cuarto material dieléctrico puede ser el mismo que uno cualquiera del primer, segundo y tercer materiales dieléctricos.
- 20 El canal de líquido puede estar definido por la superficie interna del segundo material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial. El segundo material dieléctrico puede representar un revestimiento protector para evitar que los conductores se rayen, por ejemplo, cuando las herramientas pasan a través del hueco. La línea de transmisión coaxial puede estar formada por un tubo interno de material dieléctrico que forme el segundo material dieléctrico hueco. El conductor interno hueco puede incluir una capa de cinta conductora que se envuelve alrededor de dicho tubo interno. La cinta puede incluir cinta de plata, cinta de cobre o cinta de cobre plateada. El primer material dieléctrico puede estar formado por una cinta dieléctrica que se envuelve alrededor del conductor interno. El conductor externo puede estar formado por una capa de cinta conductora similar o idéntica a la cinta conductora que constituye el conductor interno. También se puede proporcionar una camisa protectora hecha con un cuarto material dieléctrico sobre la superficie externa del conductor externo, en donde el cuarto material dieléctrico puede ser el mismo que uno cualquiera del primer, segundo y tercer materiales dieléctricos.
- 25 Además, el canal de líquido puede proporcionarse como parte de una estructura de luz, que es una entidad diferente al conductor interno y/o al revestimiento protector que recubre este, teniendo la estructura de la luz una pared exterior, cuya superficie interna limita el canal de líquido. La estructura de la luz que incluye el canal de líquido puede proporcionarse dentro del conductor interno. En consecuencia, la estructura de la luz puede tener un diámetro exterior máximo que es más pequeño que el diámetro interno mínimo del conductor interno de la línea de transmisión coaxial. De esta manera, la estructura de la luz se puede colocar dentro de la línea de transmisión coaxial, para así mejorar la eficiencia del espacio.
- 30 Además del canal de líquido, la estructura de la luz puede incluir un segundo canal para introducir herramientas adicionales, como una cámara, materiales, líquidos o gases, y similares, hasta la punta de la sonda y, por lo tanto, hasta el área objetivo. El segundo canal puede ser más grande que el canal de líquido.
- 35 Donde haya un segundo canal dentro de la estructura de la luz, la punta de la sonda puede incluir un segundo canal de punta de la sonda, en donde el canal de líquido y el segundo canal están en comunicación fluida respectivamente con el canal de punta de la sonda y el segundo canal de punta de la sonda, con el fin de evitar la mezcla/choque/enredo de los elementos que se introducen en los distintos canales dentro de la estructura de luz. En particular, con la aguja en el canal de la punta de la sonda, solo puede haber un canal de líquido en comunicación fluida con el primer extremo de la aguja para permitir que el líquido sea dispensado hacia la aguja inundando el canal de líquido. Si ningún otro canal de la estructura de la luz está en comunicación fluida con el primer extremo de la aguja, existe un riesgo mínimo de que el líquido entre por un canal distinto. Los medios de ajuste de la aguja pueden ubicarse solo en el canal de líquido de la estructura de la luz y la aguja puede ubicarse únicamente en el canal de la punta de la sonda que está en comunicación fluida con el canal de líquido.
- 40 La estructura de la luz puede ser una estructura con una forma alargada y sustancialmente cilíndrica, configurada para encajar dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial, de modo que su superficie externa esté a ras de la superficie interna del conductor interno. En el caso de que haya un revestimiento protector sobre la superficie interna del conductor interno, la estructura de la luz puede estar a ras de la superficie interna del revestimiento protector. El canal de líquido puede formarse como un canal descentrado, definido por al menos una de la pared exterior de la estructura de la luz y una pared divisoria. Después, el resto de la estructura de la luz se puede usar para introducir herramientas adicionales, materiales, líquidos o gases hasta la punta de la sonda, como se ha descrito anteriormente.
- 45 Donde haya un segundo canal dentro de la estructura de la luz, la punta de la sonda puede incluir un segundo canal de punta de la sonda, en donde el canal de líquido y el segundo canal están en comunicación fluida respectivamente con el canal de punta de la sonda y el segundo canal de punta de la sonda, con el fin de evitar la mezcla/choque/enredo de los elementos que se introducen en los distintos canales dentro de la estructura de luz. En particular, con la aguja en el canal de la punta de la sonda, solo puede haber un canal de líquido en comunicación fluida con el primer extremo de la aguja para permitir que el líquido sea dispensado hacia la aguja inundando el canal de líquido. Si ningún otro canal de la estructura de la luz está en comunicación fluida con el primer extremo de la aguja, existe un riesgo mínimo de que el líquido entre por un canal distinto. Los medios de ajuste de la aguja pueden ubicarse solo en el canal de líquido de la estructura de la luz y la aguja puede ubicarse únicamente en el canal de la punta de la sonda que está en comunicación fluida con el canal de líquido.
- 50 La estructura de la luz puede ser una estructura con una forma alargada y sustancialmente cilíndrica, configurada para encajar dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial, de modo que su superficie externa esté a ras de la superficie interna del conductor interno. En el caso de que haya un revestimiento protector sobre la superficie interna del conductor interno, la estructura de la luz puede estar a ras de la superficie interna del revestimiento protector. El canal de líquido puede formarse como un canal descentrado, definido por al menos una de la pared exterior de la estructura de la luz y una pared divisoria. Después, el resto de la estructura de la luz se puede usar para introducir herramientas adicionales, materiales, líquidos o gases hasta la punta de la sonda, como se ha descrito anteriormente.
- 55 La estructura de la luz puede ser una estructura con una forma alargada y sustancialmente cilíndrica, configurada para encajar dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial, de modo que su superficie externa esté a ras de la superficie interna del conductor interno. En el caso de que haya un revestimiento protector sobre la superficie interna del conductor interno, la estructura de la luz puede estar a ras de la superficie interna del revestimiento protector. El canal de líquido puede formarse como un canal descentrado, definido por al menos una de la pared exterior de la estructura de la luz y una pared divisoria. Después, el resto de la estructura de la luz se puede usar para introducir herramientas adicionales, materiales, líquidos o gases hasta la punta de la sonda, como se ha descrito anteriormente.
- 60 La estructura de la luz puede ser una estructura con una forma alargada y sustancialmente cilíndrica, configurada para encajar dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial, de modo que su superficie externa esté a ras de la superficie interna del conductor interno. En el caso de que haya un revestimiento protector sobre la superficie interna del conductor interno, la estructura de la luz puede estar a ras de la superficie interna del revestimiento protector. El canal de líquido puede formarse como un canal descentrado, definido por al menos una de la pared exterior de la estructura de la luz y una pared divisoria. Después, el resto de la estructura de la luz se puede usar para introducir herramientas adicionales, materiales, líquidos o gases hasta la punta de la sonda, como se ha descrito anteriormente.
- 65 La estructura de la luz puede ser una estructura con una forma alargada y sustancialmente cilíndrica, configurada para encajar dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial, de modo que su superficie externa esté a ras de la superficie interna del conductor interno. En el caso de que haya un revestimiento protector sobre la superficie interna del conductor interno, la estructura de la luz puede estar a ras de la superficie interna del revestimiento protector. El canal de líquido puede formarse como un canal descentrado, definido por al menos una de la pared exterior de la estructura de la luz y una pared divisoria. Después, el resto de la estructura de la luz se puede usar para introducir herramientas adicionales, materiales, líquidos o gases hasta la punta de la sonda, como se ha descrito anteriormente.

La estructura de la luz está hecha preferentemente con un material flexible, tal como PEBAX, nailon, poliimida, Kapton® o PTFE. Esto permite que la estructura de la luz se doble junto con la sonda alargada y, también, que permanezca lo suficientemente rígida como para que no se retuerza durante la flexión.

5 Preferentemente, el canal de líquido está dispuesto para transportar adrenalina hasta la punta de la sonda y/o la aguja, que puede usarse por sus propiedades vasoconstrictoras. Alternativamente, el canal de líquido puede estar dispuesto para transportar líquidos, por ejemplo, solución salina, que reduzcan los vasos sanguíneos o limpien la zona para que después se pueda aplicar energía para detener una hemorragia.

10 Los espesores de los conductores interno y externo que componen la línea de transmisión coaxial se minimizan, preferentemente, para maximizar el diámetro del hueco definido por la superficie interna del conductor interno. Además, los grosores del conductor interno y externo deben seleccionarse para asegurar que se maximice el grosor del primer material dieléctrico, para así garantizar un nivel aceptable de pérdida a, por ejemplo, 5,8 GHz.

15 La línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro exterior de no más de 10 mm y, más preferentemente, de no más de 5 mm. Más preferentemente, la línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro exterior de no más de 2,5 mm. Así, la sonda alargada puede dimensionarse para que quepa dentro del canal del instrumento de un dispositivo de exploración quirúrgico, como un endoscopio, laparoscopio o dispositivo similar. El primer material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo no puede tener más de 1 mm de espesor y, más preferentemente, no más de 0,5 mm de espesor. La constante dieléctrica del primer material dieléctrico puede ser de no más de 5 y, más preferentemente, de no más de 3, y lo más preferentemente, de no más de 2,5. El primer material dieléctrico puede ser politetrafluoroetileno (PTFE).

25 Como alternativa, se puede usar un material de menor densidad para el primer material dieléctrico, que tiene un mayor contenido de aire que el PTFE. Por ejemplo, se puede usar PTFE de baja densidad y poca pérdida que puede tener una constante dieléctrica de entre 1,6 y 1,8. Como alternativa, se puede usar PTFE microporoso con una constante dieléctrica de entre 1,3 y 1,5. Esto es posible debido a los voltajes bajos asociados a la transmisión de microondas a lo largo de la línea de transmisión coaxial. Para minimizar el grosor del primer material dieléctrico, preferentemente hay una sola capa de material.

30 Al menos uno de los conductores interno o externo puede estar hecho con plata. El grosor de los conductores interno y externo puede ser de no más de 50 micrómetros y, preferentemente, de no más de 25 micrómetros, y lo más preferentemente, de no más de 10 micrómetros. Estos espesores son suficientes para transmitir energía de microondas a lo largo de la línea de transmisión coaxial, pero son tan pequeños como sea posible para maximizar el tamaño del hueco definido por una superficie interna del conductor interno hueco.

35 La aguja tiene preferentemente un diámetro de no más de 1 mm y, más preferentemente, de no más de 0,5 mm, para así poder pasar a través del canal de líquido y también para minimizar la cantidad de espacio necesario para la aguja.

40 Según otro aspecto de la invención, se proporciona un aparato electroquirúrgico que tiene: un instrumento electroquirúrgico como el descrito anteriormente; una estructura de alimentación de microondas, configurada para recibir energía EM de microondas desde un generador de señales de microondas y para enviar la energía EM de microondas al instrumento electroquirúrgico; una estructura de alimentación de líquido, configurada para recibir líquido desde una fuente de líquido y para enviar el líquido al instrumento electroquirúrgico.

45 El aparato electroquirúrgico puede incluir el generador de señal de microondas y/o la fuente de líquido. La fuente de líquido es preferentemente una fuente de adrenalina.

50 La estructura de alimentación de microondas puede enviar energía EM de microondas a la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico de una manera en la que se conserva el acceso a la alimentación hueca. Por ejemplo, la estructura de alimentación de microondas puede incidir sobre la línea de transmisión coaxial a aproximadamente 90 grados desde el eje longitudinal de la línea de transmisión coaxial, o a 45 grados desde el eje longitudinal de la línea de transmisión coaxial.

55 La impedancia de la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial pueden adaptarse, por ejemplo, incluyendo un mecanismo transformador conectado eléctricamente entre la estructura de alimentación de microondas y el extremo proximal de la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico según el primer aspecto de la invención (en el presente documento, "el instrumento electroquirúrgico"). La impedancia adaptada reduce las pérdidas de potencia en la interfaz entre la estructura de alimentación de microondas y el extremo proximal de la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico.

60 El aparato electroquirúrgico también puede incluir una empuñadura, que un usuario puede sostener para manejar el aparato electroquirúrgico. La empuñadura puede incluir porciones de fijación para conectar una o las dos de: la estructura de alimentación de microondas o la estructura de alimentación de líquido. Las porciones de conexión pueden proporcionarse en forma de atornilladuras. El hecho de disponer de interfaces entre las estructuras de

alimentación y el canal de líquido/línea de transmisión coaxial fijadas dentro de una empuñadura, asegura que la orientación relativa de las partes permanezca fija y sea menos probable que se salgan. Por consiguiente, el mecanismo transformador puede ubicarse dentro de la empuñadura, en la ubicación de una interfaz entre la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial.

5 Una sección de la línea de transmisión coaxial intermedia, que tiene un diámetro externo que puede ser mayor que el diámetro externo de la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico, puede ubicarse entre la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico. Se puede usar un transformador de cuarto de onda estándar en la interfaz de la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial intermedia. La línea de transmisión coaxial intermedia puede incluir una sección ahusada, donde disminuye en diámetro para adaptarse al diámetro de la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico. Puede optimizarse la manera en la que dicha línea se ahúsa para minimizar las pérdidas de potencia o la atenuación provocada por el desajuste de impedancia como resultado de un cambio en el diámetro. Un segundo transformador de cuarto de onda puede estar presente en la interfaz entre la línea de transmisión coaxial intermedia y la línea de transmisión coaxial del aparato electroquirúrgico para ejecutar una adaptación de impedancia adicional y, así, minimizar las pérdidas de potencia como resultado del cambio de señales entre la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico.

20 Las características opcionales expuestas anteriormente se pueden aplicar individualmente o en combinación con cualquier otra característica. Más adelante, se exponen otras características opcionales de la invención.

Breve descripción de los dibujos

25 A continuación, se describirán las realizaciones de la invención, a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico;

30 la figura 2 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una primera realización de la presente invención, que muestra una aguja hueca en una posición expuesta;

la figura 3 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según la primera realización de la presente invención, que muestra una aguja hueca en una posición retraída;

35 la figura 4 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una segunda realización de la presente invención;

la figura 5 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una tercera realización de la presente invención;

40 la figura 6 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una cuarta realización de la presente invención;

la figura 7 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una quinta realización de la presente invención;

45 la figura 8 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una sexta realización de la presente invención;

la figura 9 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una séptima realización de la presente invención;

la figura 10 es un diagrama esquemático que muestra una sección transversal a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una séptima realización de la presente invención;

50 la figura 11 es un diagrama esquemático de una empuñadura que puede usarse en un aparato electroquirúrgico que incluye instrumentos electroquirúrgicos según cualquiera de la primera a la séptima realización de la presente invención;

la figura 12 es un diagrama esquemático de una empuñadura alternativa que puede usarse en un aparato electroquirúrgico que incluye instrumentos electroquirúrgicos según cualquiera de la primera a la séptima realización de la presente invención;

55 la figura 13 es una vista esquemática en sección transversal a través de un conector proximal para una línea de transmisión coaxial que es adecuada para su uso con la invención;

la figura 14 es una vista esquemática en perspectiva de una punta distal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

60 la figura 15 es una simulación que muestra la intensidad del campo de microondas emitida por el instrumento que se muestra en la figura 14; y

la figura 16 es un gráfico que muestra la pérdida de retorno del instrumento que se muestra en la figura 14 cuando se proporciona con diferentes longitudes de punta.

Descripción detallada de las figuras

65 La figura 1 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento

electroquirúrgico. El instrumento 100 incluye una línea de transmisión coaxial 102 y una punta de sonda 104 que están unidas en una interfaz 116. La línea de transmisión coaxial 102 se extiende hacia la izquierda del dibujo, en la dirección de la flecha, hacia una estructura de alimentación de microondas y una estructura de alimentación de líquido (no mostrada). La línea de transmisión coaxial 102 está definida por un conductor externo 106a, 106b y un conductor interno cilíndrico y hueco 108a, 108b, ambos formados por un material conductor como la plata. Un material dieléctrico 110a, 110b separa el conductor externo 106a, 106b del conductor interno 108a, 108b, tanto espacial como eléctricamente. Un revestimiento protector 112a, 112b se ubica en la superficie interna del conductor interno 108a, 108b. La superficie interna del revestimiento protector 112a, 112b define un canal 114. El revestimiento protector 112a, 112b se omite de los dibujos restantes, pero se observa que es posible incluir un revestimiento protector en todas las realizaciones de la presente invención que se describen a continuación.

La punta de la sonda 104 está conectada a la línea de transmisión coaxial 102 en la interfaz 116. La punta de la sonda 104 tiene un tercer material dieléctrico 122, que se conforma con una forma abovedada simétrica y cilíndrica, discurriendo un canal de la punta de la sonda central 118 a lo largo de su eje de simetría. El extremo más a la derecha del canal de punta de la sonda 118 define una abertura 120. Tanto el conductor interno 108a, 108b como el revestimiento protector 112a, 112b se extienden de forma continua más allá de la interfaz 116 para conformar la pared cilíndrica del canal de la punta de la sonda 118. Como resultado, en la presente realización, el canal de la punta de la sonda 118 es continuo y tiene el mismo diámetro que el canal 114 para permitir que una herramienta pase fácilmente a través del canal 114 hacia el canal de la punta de la sonda 118.

En operación, la línea de transmisión coaxial está conectada para recibir una señal desde un generador de señales de microondas (no mostrado) y el conductor interno 108a, 108b y el conductor externo 106a, 106b actúan como guía de ondas para transmitir la energía de microondas a lo largo de la línea de transmisión coaxial 102.

La porción cilíndrica del conductor interno 108a actúa como una antena radiante monopolar y está acoplada para recibir la energía de microondas desde la línea de transmisión coaxial 102 y, por lo tanto, emite un campo de microondas, a través del material dieléctrico 122, hacia los alrededores.

La figura 2 y la figura 3 son diagramas esquemáticos que muestran, cada uno, una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según una realización de la presente invención. En este punto, no se repite la descripción de aquellas características que ya se han descrito. Las características etiquetadas con el mismo segundo y tercer dígito que el dibujo anterior se consideran equivalentes. En la realización representada en la figura 2, una aguja hipodérmica 224 está situada dentro del canal central de la sonda 200, que está formada por el canal 214 y el canal de la punta de la sonda 218. La aguja 224 tiene un primer extremo 226 y un segundo extremo 228. Un alambre guía 232 hecho con un metal rígido está conectado al primer extremo 226 de la aguja 224. El alambre guía 232 se usa para mover la aguja 224 hacia la izquierda y hacia la derecha, en la vista de la figura 2, es decir, hacia adelante y hacia atrás a lo largo del canal de la punta de la sonda 218. Un tapón 230 está situado en la abertura 220 del canal de la punta de la sonda 218. El tapón 230 está formado por un material similar al caucho que puede formar un cierre hermético con la pared del canal de la punta de la sonda 218, formado por el conductor interno 108a, 108b. El tapón 230 tiene una abertura que lo atraviesa, a través de la que puede pasar la aguja 224. Cuando la aguja 224 pasa a través del tapón 230 y el segundo extremo 228 de la aguja 224 sobresale del tapón 230, expuesto al entorno, la aguja 224 queda en una posición expuesta. En esta posición, cuando se introduce un líquido por el primer extremo 226 de la aguja 224, puede salir por el segundo extremo 228 de la aguja al área circundante, para realizar un tratamiento u otra cosa.

El alambre guía 232 se puede usar para atraer la aguja 224 desde la posición representada en la figura 2, hasta la posición que se muestra en la figura 3.

En la figura 3, la aguja 324 se retira, de tal manera que el segundo extremo de la aguja se sitúa dentro del canal de la punta de la sonda 318 y ya no se expone al área circundante. Esta es una posición retraída. Cuando la aguja 324 está en esta posición, la naturaleza elásticamente deformable del tapón 330 garantiza que se sella a sí mismo, evitando que el líquido que hay dentro del canal de la punta de la sonda 318 escape hacia los alrededores, y evitando que el líquido u otra materia del entorno se introduzca por el canal de la punta de la sonda 318 y contamine su contenido. Desde la posición retraída de la aguja 324, que se muestra en la figura 3, el alambre guía puede usarse para empujar la aguja a través del tapón 330 y devolverla a la posición expuesta que se muestra en la figura 2.

Las figuras 4, 5 y 6 muestran realizaciones alternativas de la presente invención que tienen diferentes geometrías de punta de sonda. La punta de la sonda 404 de la figura 4 tiene forma cónica. En realizaciones similares, el borde del cono que rodea la abertura 520 puede ser curvo o biselado.

La punta de la sonda 504 de la figura 5 está abovedada según la realización que se muestra en las figuras 1 a 3, pero con una bóveda menos profunda de material dieléctrico 522 y, por lo tanto, un canal de punta de sonda 518 más corto.

En la realización que se muestra en la figura 6, la punta de la sonda 604 está formada por una sección cilíndrica de material dieléctrico 622a y por una sección hemisférica 622b. Las dos secciones son continuas y están formadas integralmente. La línea discontinua del dibujo simplemente delimita la parte cilíndrica 622a de la parte hemisférica

622b y no representa una discontinuidad o una articulación.

La figura 7 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según otra realización de la presente invención. En el instrumento electroquirúrgico 700 que se muestra en la figura 7, la estructura de antena de la punta de la sonda 704 es distinta a las descritas en realizaciones anteriores. El conductor interno 708 que forma la pared del canal de la punta de la sonda 718, en lugar de terminar en la abertura 720, como en realizaciones anteriores, se extiende fuera de la abertura y se pliega hacia atrás para cubrir la superficie externa del material dieléctrico 722. La porción 734 del material conductor que cubre el material dieléctrico 722 está aislada eléctricamente del conductor externo 706a, 706b. Por ejemplo, se puede ubicar un espacio 736 alrededor de la circunferencia de la punta de la sonda. La figura 8 muestra una realización similar a la de la figura 7. Estas dos solo se diferencian en que, en la realización mostrada en la figura 8, el material dieléctrico 810a, 810b de la línea de transmisión coaxial es continuo con el material dieléctrico 822 de la punta de la sonda 804. Se observa que se pueden usar los mismos materiales dieléctricos para la línea de transmisión coaxial y la punta de la sonda en todas las realizaciones anteriores.

La figura 9 es un diagrama esquemático que muestra una sección a lo largo de parte de un instrumento electroquirúrgico según otra realización de la presente invención. En este caso, la estructura del canal 914, que se encuentra en el hueco de la línea de transmisión coaxial definida por el conductor interno 908a, 908b, es distinta. En el canal definido por los conductores internos 908a, 908b hay una estructura de luz, cuya sección transversal habitual se muestra en la figura 10. La estructura de la luz tiene una pared exterior cilíndrica 942a, 942b y una pared divisoria 938, que definen dos canales, el canal principal 914 (como en todas las otras realizaciones) y un canal de aguja 940 más pequeño. El canal de la aguja 940 tiene un diámetro más pequeño que el canal principal 914 y no es mucho más ancho que la propia aguja 924, en otras realizaciones, el canal de la aguja 940 puede estar conformado para tener el mismo diámetro que la aguja. En esta realización, el canal de la aguja 940 puede inundarse con líquido para suministrar el líquido en el primer extremo 926 de la aguja y administrarlo a los alrededores. No se requiere tapón en la presente realización porque el canal de la aguja 940 está aislado del canal principal 914. El canal principal 914 se puede utilizar para transportar elementos separados hacia los alrededores, si fuera necesario.

Las figuras 11 y 12 son diagramas esquemáticos de los conectores 1100 y 1200 que pueden usarse en controladores manuales (también denominados en este documento "empuñaduras") para operar la presente invención. No se muestran los detalles de los cables que se muestran en estos dibujos, pero en particular, las secciones de cable 1170, 1270 corresponden a la sección de sonda alargada de una cualquiera de las figuras 1 a 9, y la gran sección de la línea de transmisión coaxial es una estructura similar, solo que tiene un diámetro mayor.

En particular, estos diagramas ilustran los mecanismos por los cuales se realiza la adaptación de la impedancia entre un generador de señal de microondas y la línea de transmisión coaxial, como se muestra en las figuras 1 a 9. En la figura 10, la empuñadura 1100 está conectada en la entrada 1120 a una estructura de alimentación de líquido (no mostrada) que suministra un líquido, como adrenalina, desde una fuente de líquido (tampoco mostrada) hasta la empuñadura 1100. La entrada 1120 alimenta directamente un canal hueco en el centro de la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1140, para la transmisión hacia el cable de menor diámetro 1170, que corresponde a la línea de transmisión coaxial, por ejemplo 102, como se muestra en los dibujos anteriores.

Las señales de microondas generadas por un generador de señales de microondas (no mostrado) son transmitidas por una estructura de alimentación de microondas (tampoco mostrada) hasta la entrada 1110. Desde la entrada 1110, las señales de microondas pasan a través del transformador de cuarto de onda 1130 hasta los conductores interno y externo de la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1140, actuando el transformador de cuarto de onda 1130 para adaptar la impedancia de la línea de transmisión coaxial grande a la impedancia de entrada de la estructura de alimentación de microondas.

La impedancia adaptada del transformador de cuarto de onda se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$Z_{adaptada} = \sqrt{Z_1 Z_2}$$

Donde Z_1 y Z_2 son las impedancias de entrada y salida.

La impedancia de la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1170 es un valor intermedio entre la impedancia de la estructura de alimentación de microondas y el cable 1140. La longitud de la gran sección de la línea de transmisión coaxial, desde el punto donde entran las microondas hasta el comienzo de la sección ahusada 1150 es un múltiplo entero de $\lambda/2$, donde λ es la longitud de onda de las microondas generadas por el generador de señales de microondas, lo que permite que la gran sección de la línea de transmisión coaxial sea "invisible" y mejore la adaptación con el cable 1140. Después, las señales de microondas se transmiten a través de una sección ahusada de 45° 1150, hasta el cable de menor diámetro 1170, para así garantizar que no haya un paso brusco en el cable, lo que derivaría en una pérdida de potencia no deseada debido a los reflejos en la interfaz. Desde la sección ahusada 1150, las señales de microondas se transmiten al cable 1170.

En una realización alternativa, también representada esquemáticamente por la figura 11, la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1140 tiene una geometría que garantiza que tenga la misma impedancia que el cable 1170. De esta manera, no se requieren más dispositivos de adaptación de la impedancia. La geometría apropiada se puede determinar a partir de la siguiente ecuación:

5

$$\frac{b}{a} = \exp\left(\frac{Z_0\sqrt{\epsilon_r}}{60}\right)$$

donde b/a representa la relación del diámetro interno del conductor externo con el diámetro externo del conductor interno, Z_0 es la impedancia del transformador y ϵ_r es la constante dieléctrica del material dieléctrico.

10

La figura 12 muestra una empuñadura alternativa. En la figura 12, como en la figura 11, la empuñadura 1200 está conectada en una entrada 1220 a una estructura de alimentación de líquido (no mostrada) que suministra un líquido, tal como adrenalina, desde una fuente de líquido (tampoco mostrada) hasta la empuñadura 1200. La entrada 1220 alimenta directamente un canal hueco en el centro de la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1240, para la transmisión hacia el cable de menor diámetro 1170, que corresponde a la línea de transmisión coaxial, por ejemplo 102, como se muestra en los dibujos anteriores.

15

Las señales de microondas generadas por un generador de señales de microondas (no mostrado) son transmitidas por una estructura de alimentación de microondas (tampoco mostrada) hasta la entrada 1210. Desde la entrada 1210, las señales de microondas pasan a través del transformador de cuarto de onda 1230 hasta los conductores interno y externo de la gran sección de la línea de transmisión coaxial 1240, actuando el transformador de cuarto de onda 1230 para adaptar la impedancia de la línea de transmisión coaxial grande a la impedancia de entrada de la estructura de alimentación de microondas. Después, las señales pasan a través de una primera estructura ahusada de 45° 1250, antes de pasar por un segundo transformador de cuarto de onda 1260, desde el cual las señales inciden sobre el cable 1270. En esta realización, la inclusión de dos transformadores de cuarto de onda 1230 y 1260 permite que la gran sección de la línea de transmisión coaxial tenga cualquier geometría, ya que los transformadores de cuarto de onda 1230, 1260 garantizan la adaptación de la impedancia entre la estructura de alimentación de microondas y el cable 1270.

20

25

30

La figura 13 muestra un conector proximal 1300 que puede usarse para introducir energía de microondas y líquido en el instrumento electroquirúrgico comentado anteriormente. El conector proximal 1300 comprende un conector coaxial estándar 1302, como un conector SMA, montado en el extremo proximal de un cuerpo externo 1304. El conector coaxial 1302 está dispuesto para recibir un cable coaxial convencional (no mostrado) que puede transportar energía de microondas desde un generador de señal de microondas (no mostrado). El cuerpo externo 1304 está dispuesto para recibir en su extremo distal una porción proximal de la línea de transmisión coaxial hueca 1306 que formó parte de la invención comentada anteriormente.

35

Dentro del cuerpo externo 1304, el conductor interno 1312 y el tubo dieléctrico interno hueco 1314 se alejan de una terminación proximal del conductor externo 1316 y del primer material dieléctrico 1318 de la línea de transmisión coaxial. El conductor interno 1312 y el tubo dieléctrico interno hueco 1314 se reciben en un cuerpo interno 1320 del conector proximal 1300 que, en este ejemplo, es un tubo conductor corto. El conductor interno 1312 está en contacto eléctrico con y termina dentro del cuerpo interno 1320. El tubo dieléctrico interno hueco 1314 se extiende a través del cuerpo interno 1320 y sale a través de una abertura formada en una superficie lateral de este.

40

45

El cuerpo interno 1320 está conectado eléctricamente (por ejemplo, mediante soldadura) a un elemento conductor interno distal 1322 del conector coaxial 1302. De esta manera, el conductor interno 1312 de la línea de transmisión coaxial 1306 está conectado al conductor interno del cable coaxial que suministra la energía de microondas.

50

El cuerpo externo 1304 tiene una férula distal 1308 que está conectada eléctricamente (por ejemplo, mediante soldadura 1310) al conductor externo 1316 de la línea de transmisión coaxial 1306. El cuerpo externo 1304 y su férula distal 1308 están hechos a partir de material conductor y están conectados eléctricamente, a través del conector coaxial 1302, al conductor externo del cable coaxial que suministra la energía de microondas.

55

Un manguito aislante 1324 aísla el elemento conductor interno 1322 del cuerpo exterior 1304.

El tubo dieléctrico interno hueco 1314 se extiende a través del cuerpo externo 1304 hasta una fuente de líquido (no mostrada). Un separador dieléctrico 1326 (por ejemplo, hecho con PTFE) separa (y garantiza el aislamiento eléctrico entre) el cuerpo interno 1320 y el extremo proximal del conductor externo 1316.

60

Pueden seleccionarse las dimensiones del conector proximal 1300 que se muestra en la figura 13, de modo que actúe como un transformador de impedancia de cuarto de onda entre el cable coaxial y la línea de transmisión coaxial 1306.

Usando las dimensiones y materiales comentados en el presente documento, la línea de transmisión coaxial 1306 puede tener una impedancia característica de aproximadamente 14 Ω . Una impedancia característica habitual de un

5 cable coaxial estándar es de 50Ω . Los diámetros del cuerpo interno 1320 y del cuerpo externo 1304 en el conector proximal se pueden configurar para proporcionar la impedancia requerida de una longitud L igual a un cuarto de longitud de onda. El cuerpo interno 1320 y el cuerpo externo 1304 de este ejemplo forman una línea coaxial llena de aire ($\epsilon_r=1$) con las siguientes características: $Z_0=26,5 \Omega$, $a=4$ mm, $b=6,1$ mm y $L=12,9$ mm, donde a y b corresponden al diámetro externo del conductor interno y al diámetro interno del conductor externo, respectivamente.

10 La provisión de un conducto para el tubo dieléctrico interno hueco 1314 que se extiende en ángulo (por ejemplo, 45°) con respecto al eje longitudinal de la línea de transmisión coaxial 1306 limita cualquier interferencia con la operación del transformador. Se descubrió que, debido al pequeño diámetro del tubo, incluso cuando pasa directamente a través de los conductores, aún había una buena adaptación entre la fuente de microondas y el cable.

15 La figura 14 muestra una vista exterior de un instrumento electroquirúrgico, que es otra realización de la invención. Esta realización es idéntica a la de la figura 1, exceptuando que la punta de la sonda comprende un cuerpo de punta anular 1402 hecho con Macor, que es una cerámica de vidrio mecanizable desarrollada por Corning Inc. Macor se eligió para este prototipo debido a su buen aislamiento térmico y eléctrico en un rango de frecuencias y por su facilidad de mecanizado.

20 Se simuló la irradiación de un conjunto de puntas con la estructura que se muestra en la Fig. 14 en el hígado. La figura 15 muestra la distribución de la densidad de potencia del diseño de punta elegido. En el extremo distal de la punta hay una región 1502 que tiene una densidad de potencia máxima de $74,43 \text{ dBm/m}^3$. Adoptando una densidad de calor específica de $3,49 \text{ kJkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ y una densidad del tejido de 1060 kg/m^3 , se puede calcular que la energía requerida para lograr la coagulación en 1 cm^3 de tejido es de aproximadamente $3,7 \text{ J}$. Para lograr la coagulación, el tejido necesita calentarse aproximadamente a 23°C , lo que da un requisito total de energía de alrededor de $85,1 \text{ J}$. Según la simulación del diseño actual de la punta radiante, esto se puede lograr en $0,3 \text{ s}$ en la región 1502 y en $8,5 \text{ s}$ en la región 1504.

30 La figura 16 muestra las mediciones de pérdida de retorno de tres longitudes de punta diferentes. La línea 1602 corresponde a una longitud de punta de $3,5$ mm. La línea 1604 corresponde a una longitud de punta de 3 mm. La línea 1606 corresponde a una longitud de punta de $2,5$ mm. Se puede ver que los resultados simulados sugieren que una punta de 3 mm proporciona una mejor adaptación en el tejido y produce una pérdida de retorno de aproximadamente -16 dB a $5,8 \text{ GHz}$.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico, que comprende:

5 una sonda alargada, que tiene:

una línea de transmisión coaxial para transportar energía electromagnética (EM) de microondas,
 una punta de sonda conectada en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial para recibir la energía de
 microondas, y
 10 un canal de líquido situado dentro de la línea de transmisión coaxial para transportar líquido a través de la
 sonda alargada hasta la punta de la sonda,

en donde la línea de transmisión coaxial comprende:

15 un conductor interno hueco,
 un conductor externo,
 un primer material dieléctrico, que separa el conductor interno del conductor externo, y un segundo material
 dieléctrico hueco en una superficie interna del conductor interno hueco, ubicándose el canal de líquido dentro
 del segundo material dieléctrico hueco;
 20 en donde la punta de la sonda tiene un canal de punta de la sonda que discurre a su través, terminando el
 canal de la punta de la sonda en una abertura en su extremo distal,
 en donde la punta de la sonda incluye un elemento conductor acoplado para recibir energía de microondas
 desde la línea de transmisión coaxial, formando el elemento conductor una estructura de antena radiante para
 emitir un campo EM de microondas hacia afuera desde la punta de la sonda, y
 25 en donde el instrumento comprende además una aguja hueca situada dentro del canal de líquido, en donde un
 primer extremo de la aguja está en comunicación fluida con el canal de líquido y un segundo extremo de la
 aguja está dispuesto para administrar líquido desde el canal de líquido a través de la abertura del canal de la
 punta de la sonda hasta un área objetivo.

30 2. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que la frecuencia de microondas de energía EM
 tiene una frecuencia de no menos de 400 MHz y de no más de 100 GHz.

3. Instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 1 o 2, en el que la punta de la sonda comprende una
 continuación del segundo material dieléctrico hueco más allá de un extremo distal de la línea de transmisión coaxial.

35 4. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en el que el elemento conductor es una
 cubierta conductora dispuesta sobre una superficie interna del canal de la punta de la sonda.

40 5. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 4, en el que el conductor interno hueco se extiende más
 allá del extremo distal de la línea de transmisión coaxial hacia la punta de la sonda para formar la cubierta conductora,
 y comprendiendo la punta de la sonda un cuerpo de punta a través del que discurre el canal de la punta de la sonda,
 estando formado el cuerpo de la punta a partir de un tercer material dieléctrico y estando conectado al extremo distal
 de la línea de transmisión coaxial.

45 6. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 5, en donde se forma un recubrimiento conductor sobre
 una superficie externa de la punta de la sonda, estando conectada eléctricamente la cubierta conductora al
 revestimiento conductor a través de la abertura, y estando aislado eléctricamente el revestimiento conductor del
 conductor externo de la línea de transmisión coaxial.

50 7. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en el que la aguja se puede ajustar entre:

una posición retraída, en la que el segundo extremo de la aguja se encuentra dentro del canal de la punta de la
 sonda o del canal de líquido, y
 una posición expuesta, en la que el segundo extremo de la aguja se encuentra fuera del canal de la punta de la
 sonda, pasada la abertura en su extremo distal.

55 8. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 7, que incluye un alambre guía montado dentro del canal
 de líquido y conectado a la aguja, estando conectado el alambre guía a un accionador en un extremo proximal del
 canal de líquido, siendo operable el accionador para mover el alambre guía axialmente dentro del canal de líquido
 para cambiar la aguja entre la posición retraída y la posición expuesta.

60 9. Instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 7 u 11, en el que el conductor interno tiene un espacio axial
 en su interior, y teniendo el alambre guía o la aguja un anillo conductor montado sobre sí, estando dispuesto el anillo
 conductor para cerrar el espacio axial, cuando la aguja está en la posición retraída y para no cerrar el espacio cuando
 65 la aguja está en la posición expuesta.

- 5 10. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en el que el diámetro más grande de la aguja es menor que el diámetro más pequeño del canal de la punta de la sonda, y además incluye un tapón en el canal de la punta de la sonda a través del que puede pasar la aguja, formando el tapón un sello hermético al fluido con la superficie interna del canal de la punta de la sonda.
- 10 11. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en el que se proporciona una estructura de varias luces dentro del segundo material dieléctrico hueco, incluyendo la estructura de varias luces el canal de líquido y un segundo canal, separados entre sí por una pared divisoria, y teniendo la punta de la sonda un segundo canal de la punta de la sonda que discurre a su través, estando el segundo canal de la punta de la sonda en comunicación fluida con el segundo canal.
12. Un aparato electroquirúrgico, que tiene:
- 15 un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior;
una estructura de alimentación de microondas, configurada para recibir energía EM de microondas desde un generador de señales de microondas y para enviar la energía EM de microondas al instrumento electroquirúrgico;
una estructura de alimentación de líquido, configurada para recibir líquido desde una fuente de líquido y para enviar el líquido al instrumento electroquirúrgico.
- 20 13. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 12, en el que la fuente líquida es una fuente de adrenalina.
- 25 14. Un aparato electroquirúrgico según las reivindicaciones 12 o 13, que comprende además una línea de transmisión coaxial intermedia, conectada en un primer extremo a la estructura de alimentación de microondas y en un segundo extremo a la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico.
- 30 15. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 14, en el que un transformador de cuarto de onda está conectado a:
- una interfaz entre la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial intermedia, y/o
una interfaz entre la línea de transmisión coaxial intermedia y la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico.
- 35 16. Aparato electroquirúrgico según las reivindicaciones 14 o 15, en el que las dimensiones de la línea de transmisión coaxial intermedia seleccionada se seleccionan:
- 40 para adaptar la impedancia entre la estructura de alimentación de microondas y la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico, o
para ser un múltiplo entero de medias longitudes de onda de una señal de microondas, que se transmite por la estructura de alimentación de microondas.

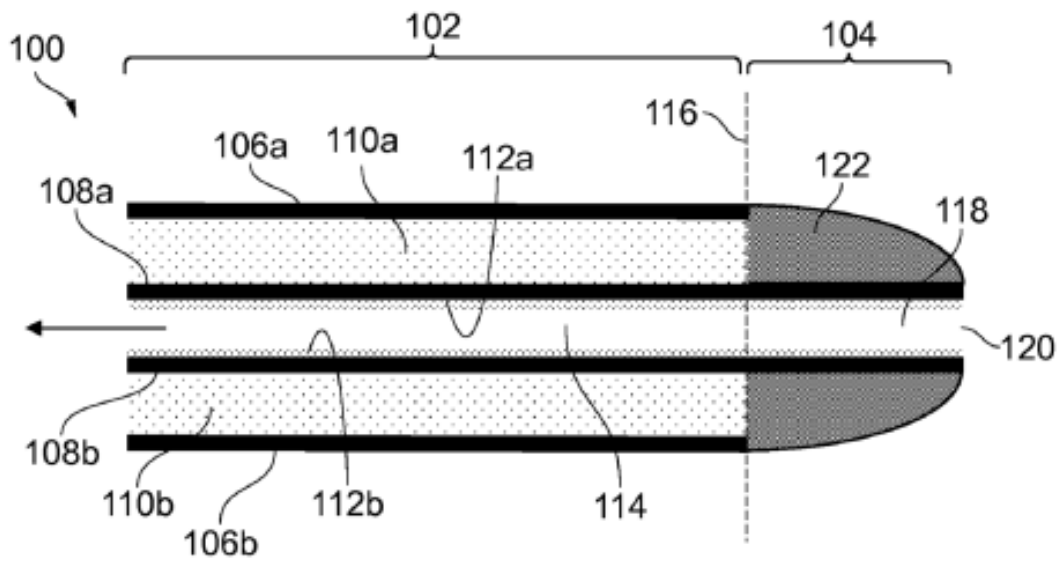


FIG. 1

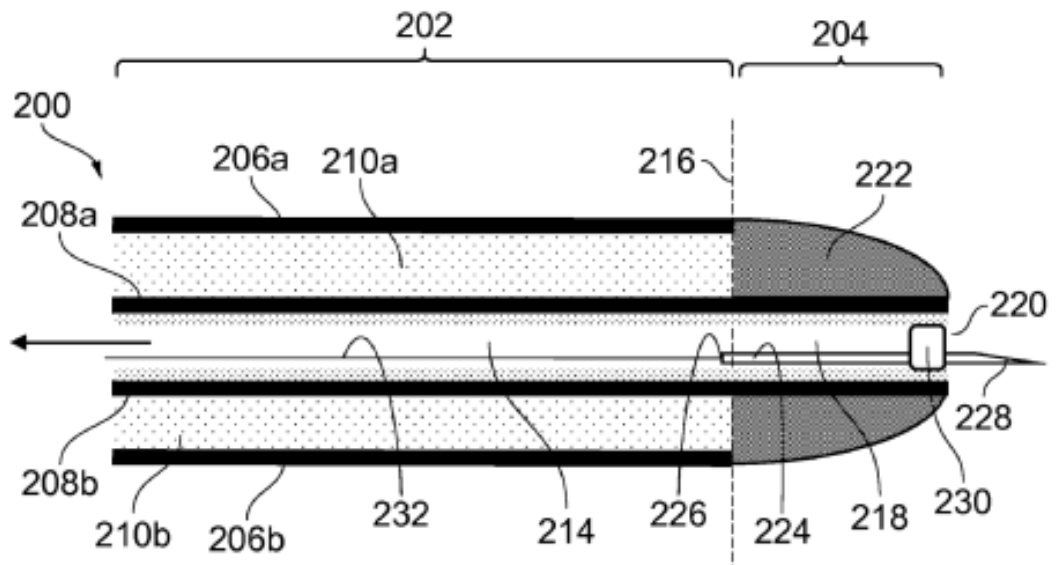


FIG. 2

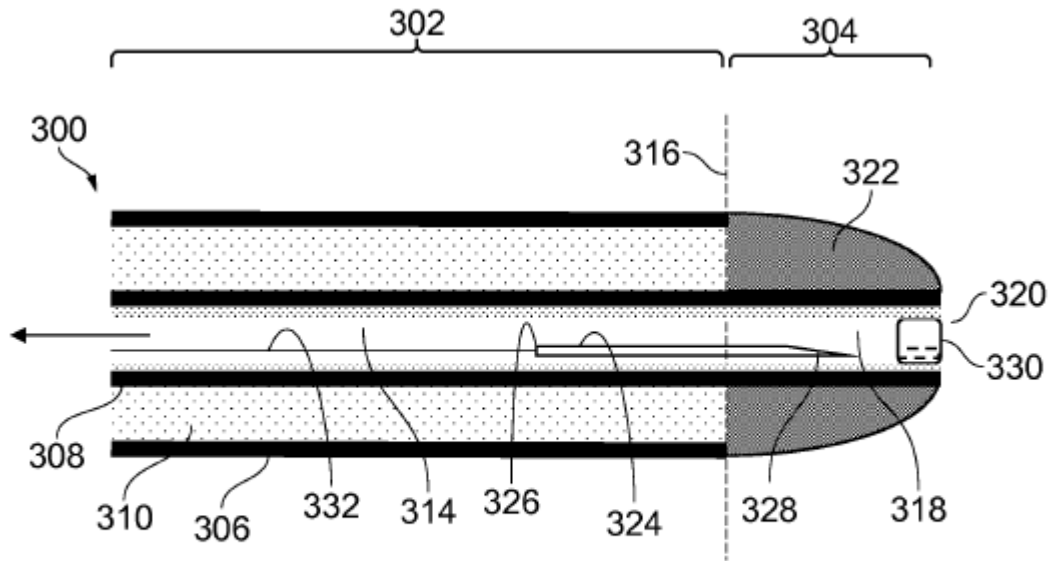


FIG. 3

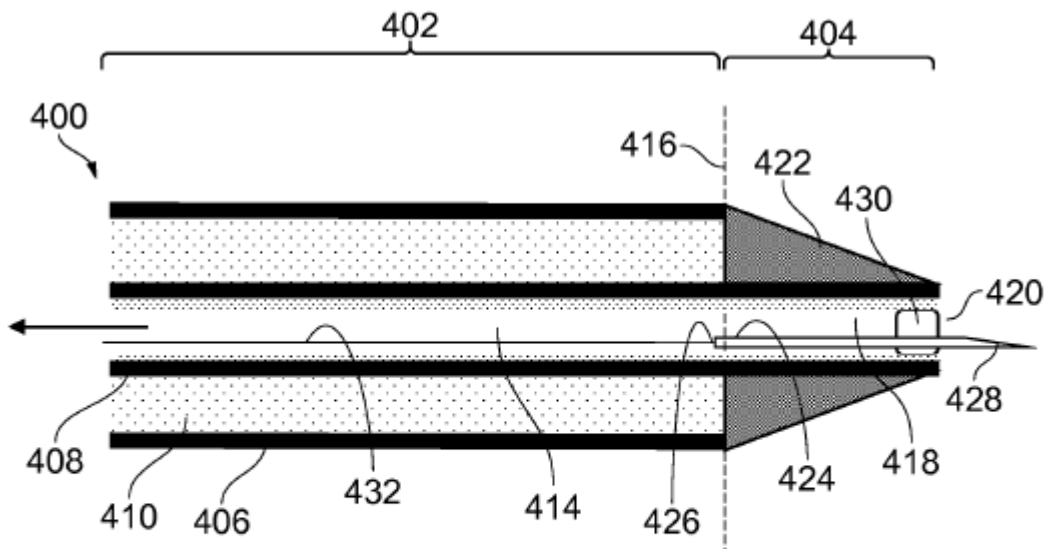


FIG. 4

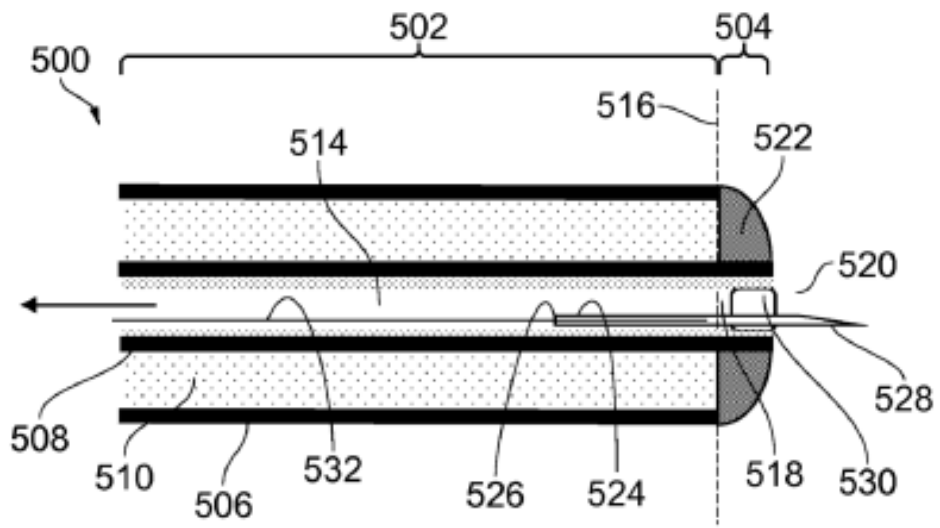


FIG. 5

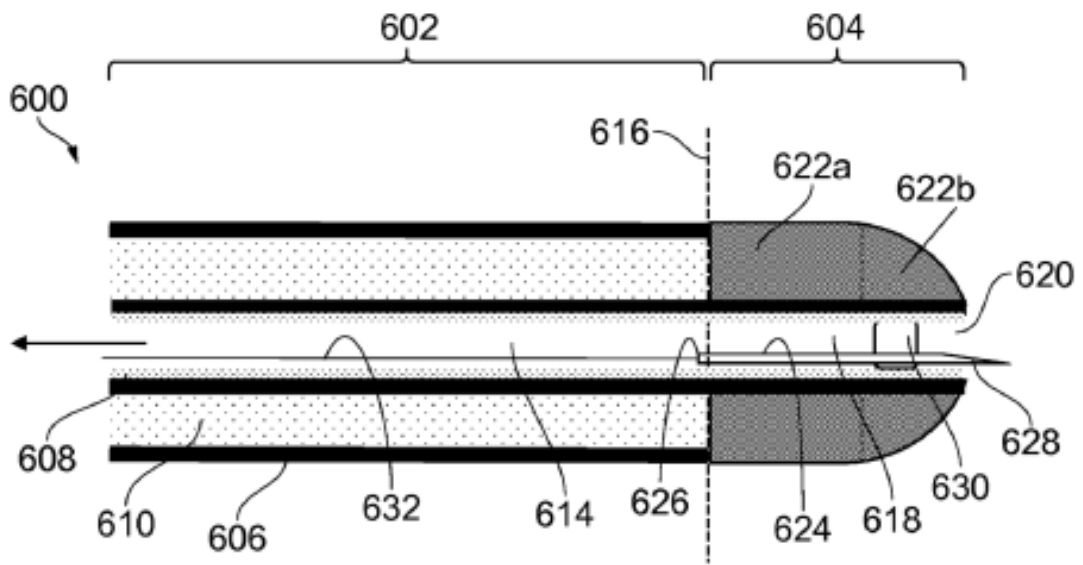


FIG. 6

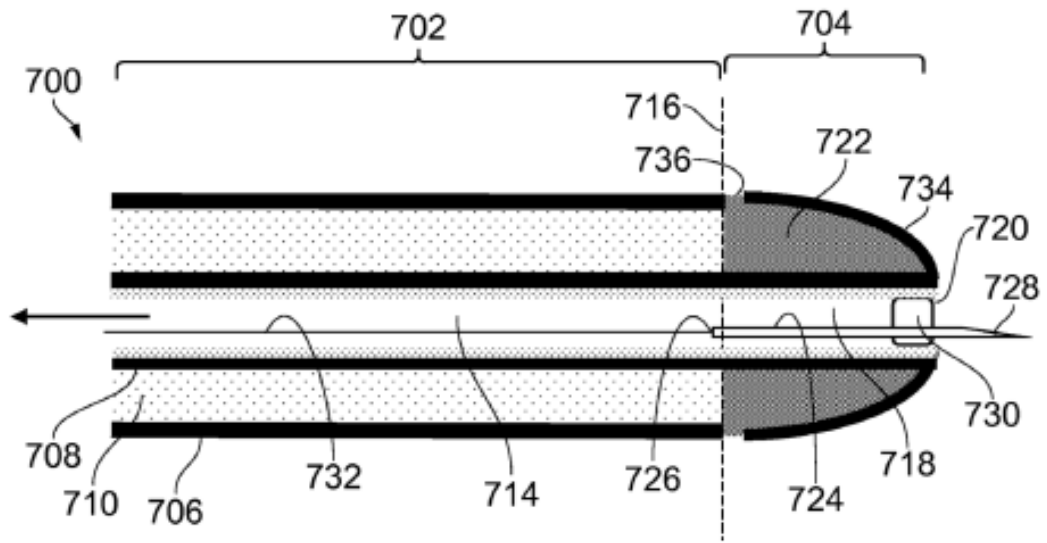


FIG. 7

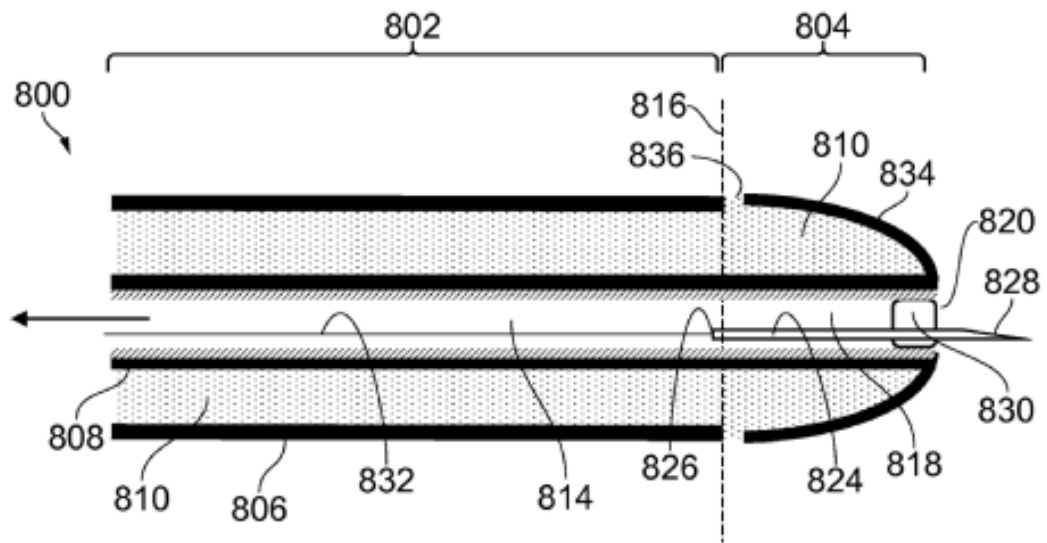


FIG. 8

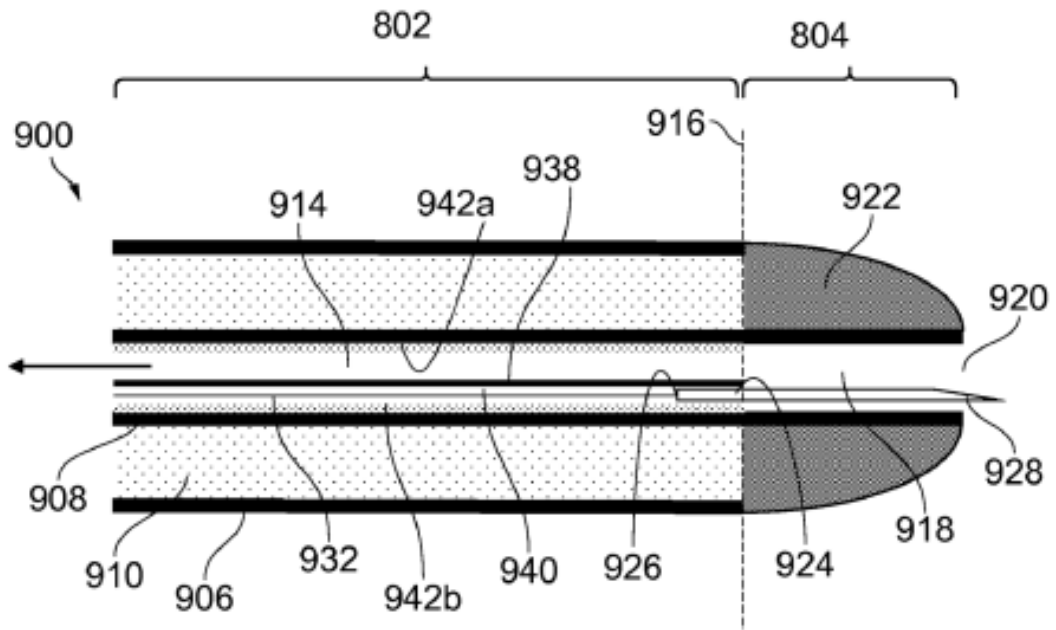


FIG. 9

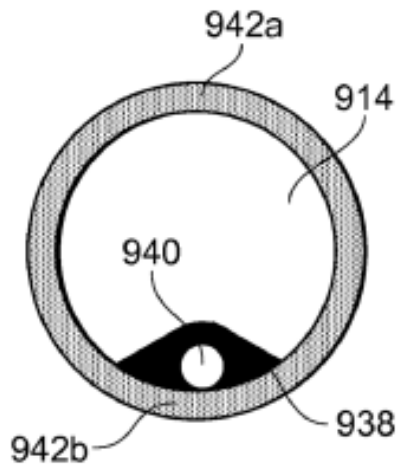


FIG. 10

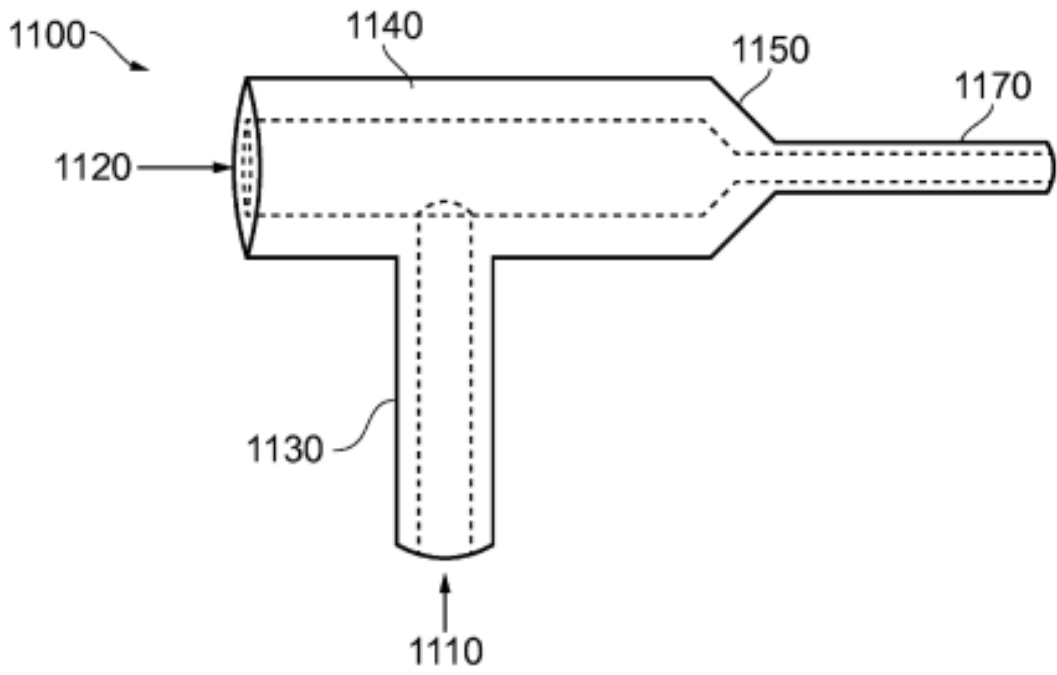


FIG. 11

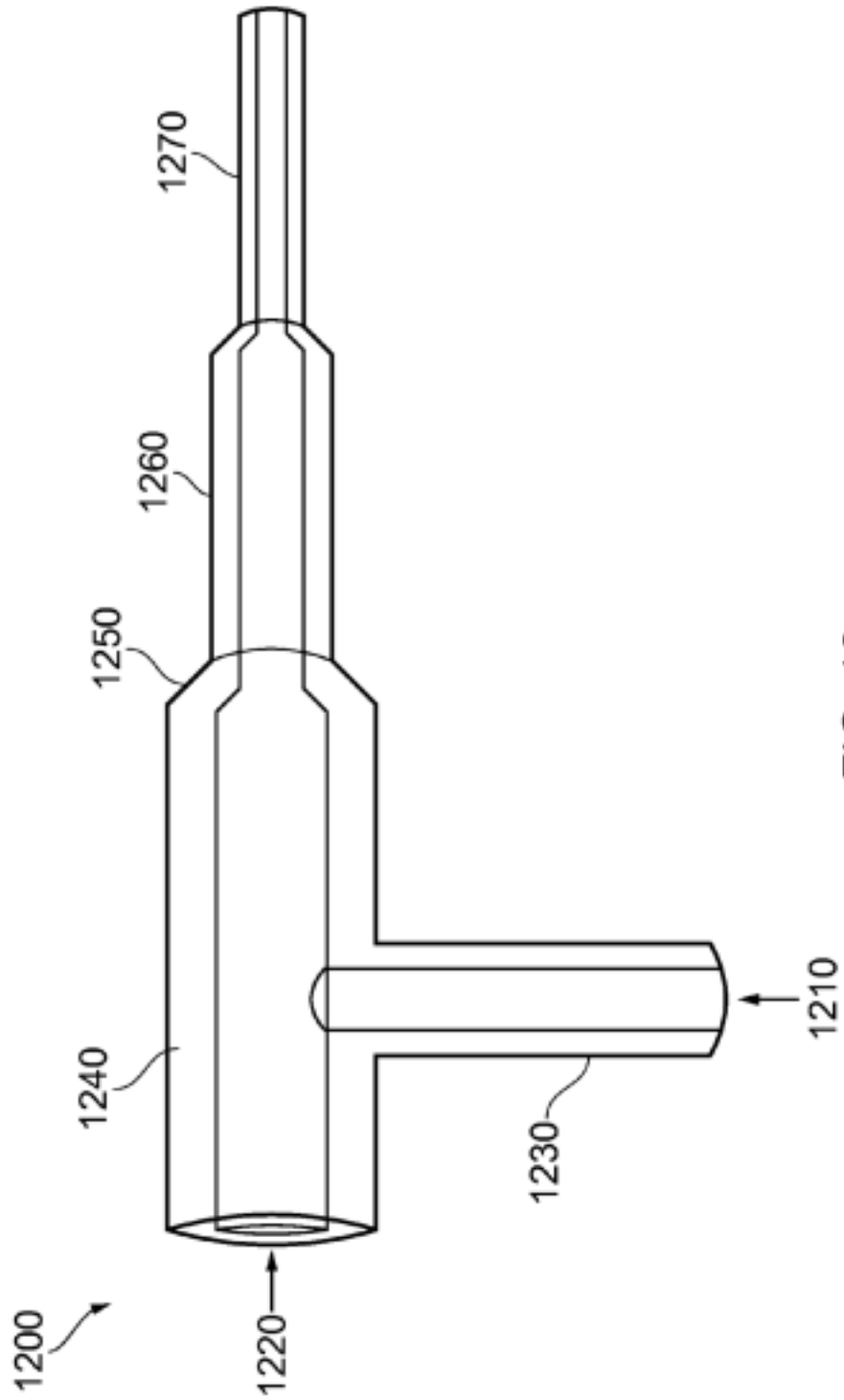


FIG. 12

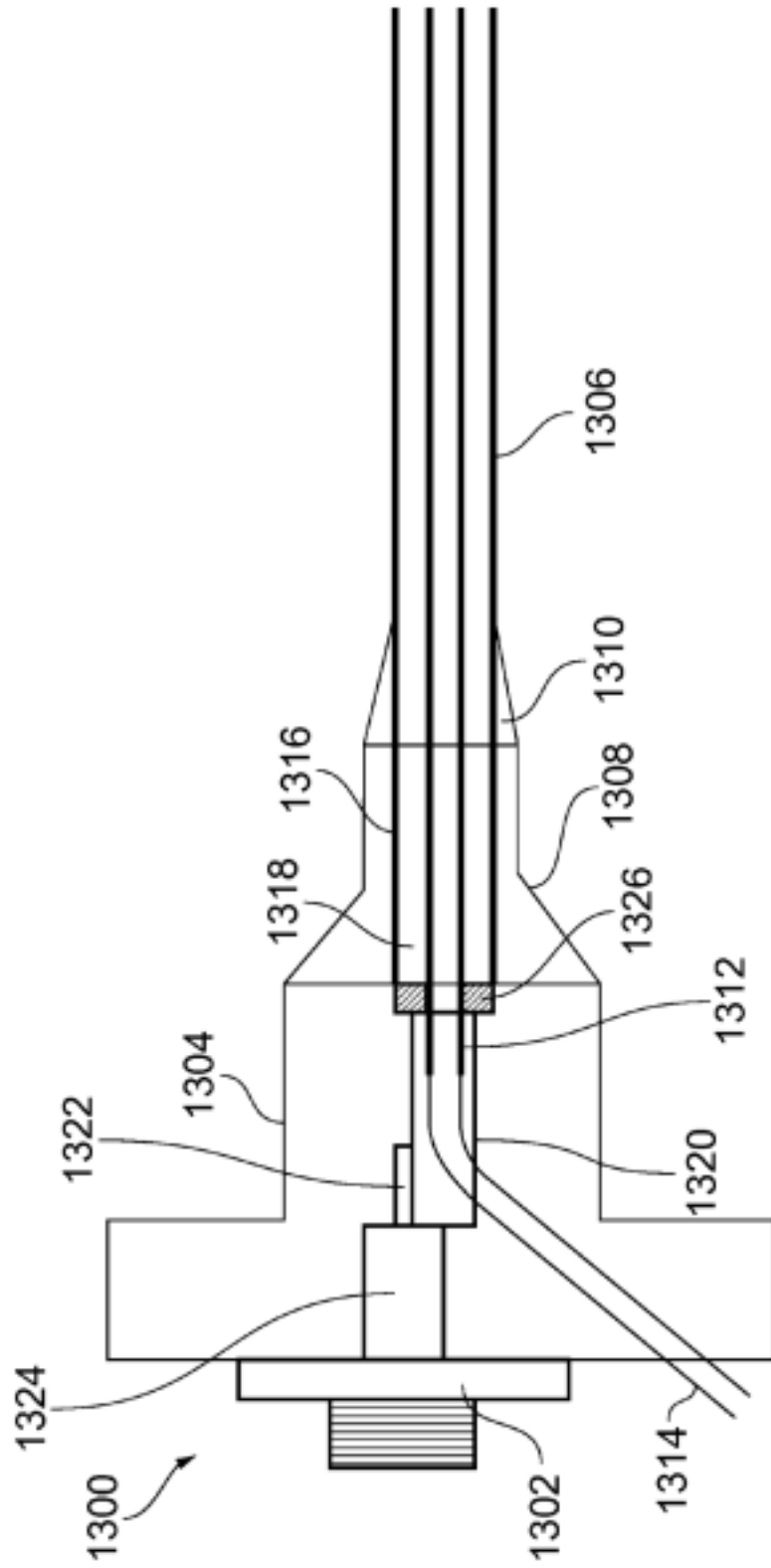


FIG. 13



FIG. 14

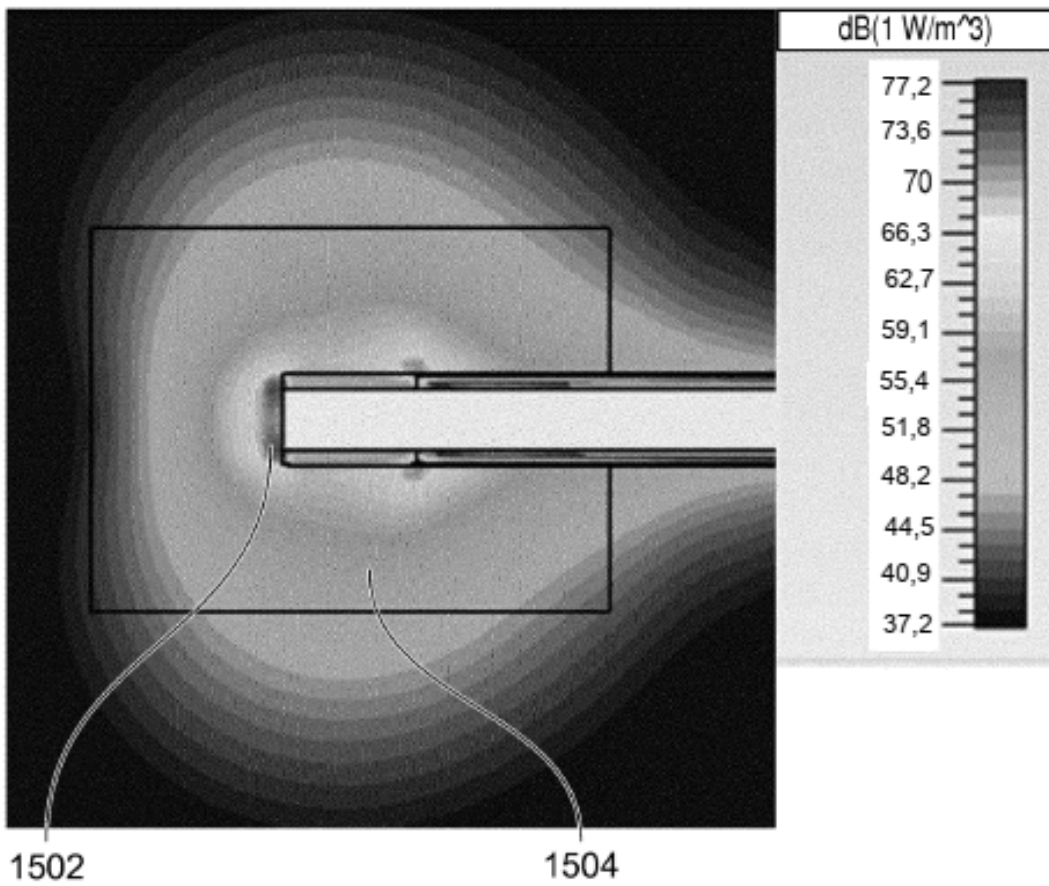


FIG. 15

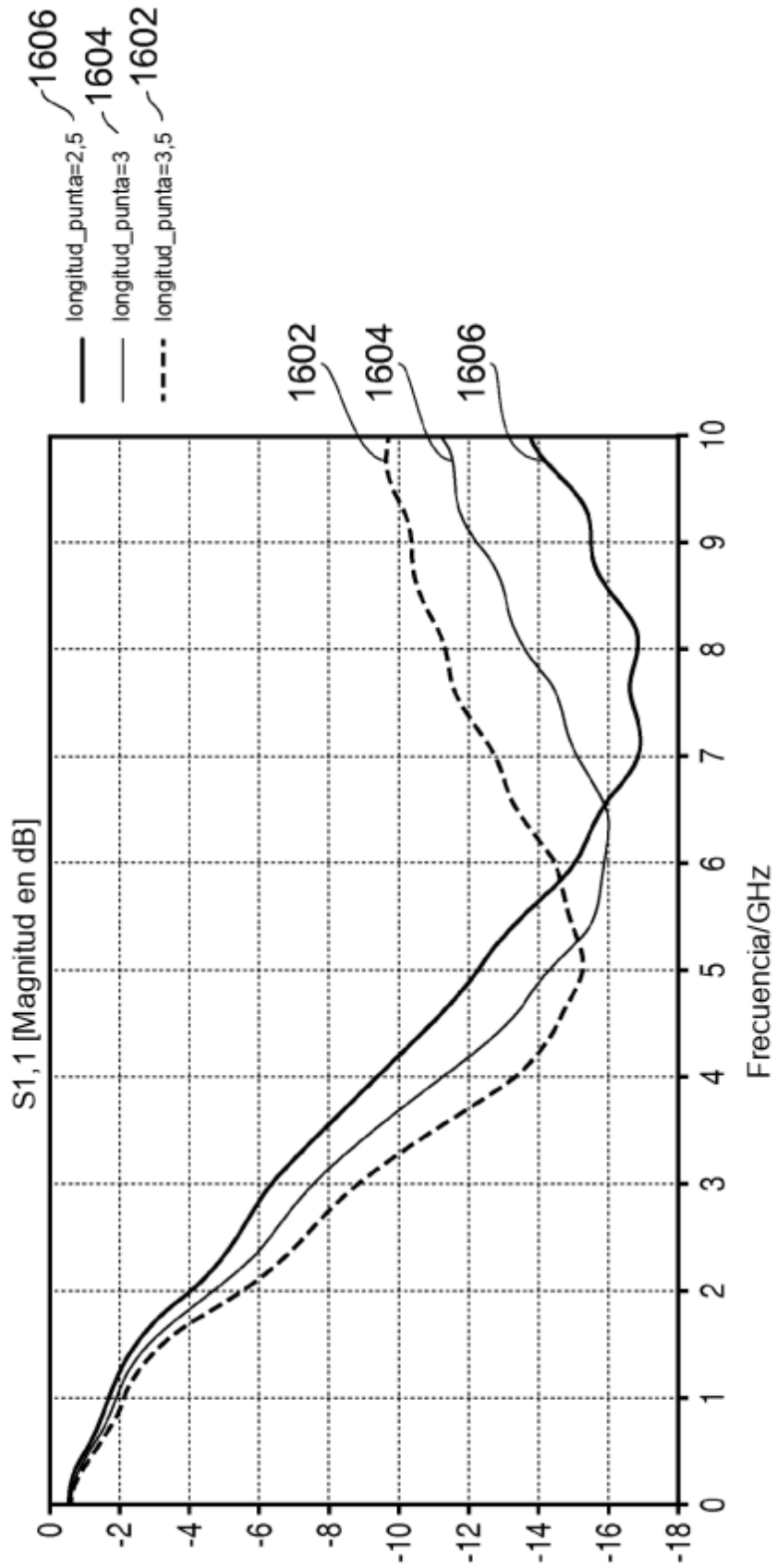


FIG. 16