

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 911**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.06.2016** **E 19152232 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.08.2024** **EP 3498209**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico con transformador de impedancia para suministrar energía de microondas**

30 Prioridad:

19.06.2015 GB 201510787

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

13.11.2024

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
WHITE, MALCOLM y
BURN, PATRICK

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 986 911 T3

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

DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico con transformador de impedancia para suministrar energía de microondas

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía de frecuencia de microondas a un tejido en contacto con el instrumento.

10 Un uso principal del instrumento electroquirúrgico puede ser para hemostasia, en cuyo caso el dispositivo se puede usar para precoagular vasos o para coagular vasos una vez producida una hemorragia. El dispositivo puede estar destinado principalmente para su uso en el tracto GI, pero puede usarse también, o alternativamente, en otras partes del cuerpo. El dispositivo puede usarse también, o alternativamente, para efectuar ablación de lesiones, y puede ser particularmente útil para la ablación de lesiones que se encuentran en la superficie de un órgano.

15 **Antecedentes de la invención**

Los instrumentos electroquirúrgicos son instrumentos que se utilizan para suministrar energía electromagnética de frecuencia de microondas al tejido biológico, con fines tales como cortar, coagular o efectuar la ablación de tejidos.

20 La coagulación del tejido biológico es útil durante la cirugía principalmente para detener el sangrado del tejido (hemostasia), por ejemplo después de que el tejido haya sido cortado durante la cirugía. La ablación de tejido es útil durante la cirugía para extirpar/destruir tejido, por ejemplo tumores o lesiones.

25 Los instrumentos electroquirúrgicos que se pueden usar para suministrar energía de frecuencia de microondas al tejido biológico, para estos fines, son conocidos y se han utilizado en procedimientos quirúrgicos en el pasado. Sin embargo, los presentes inventores han descubierto que los instrumentos electroquirúrgicos existentes para suministrar energía de frecuencia de microondas al tejido no pueden usarse fácilmente para proporcionar un suministro controlado de energía de microondas al tejido en un área localizada, lo que sería útil en muchas situaciones quirúrgicas, por ejemplo durante la coagulación de vasos o la ablación de pequeños tumores o lesiones en el tracto gastrointestinal (GI).

30 El documento US2010228244A1 describe una antena quirúrgica para irradiar energía de microondas a tejido biológico.

35 El documento WO2008043999A2 describe un método y un aparato para antenas quirúrgicas que se disponen para suministrar radiación de microondas a tejido biológico.

40 El documento WO2004047659A2 describe un aparato y un método para extirpar tejido.

El documento US2014290830A1 describe aplicadores de extirpación por microondas y métodos para fabricar aplicadores de extirpación por microondas.

45 El documento US6224593B1 describe un método y un aparato para el tratamiento térmico de tejidos empleando energía de microondas.

Sumario de la invención

50 La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Los inventores han comprendido que existe la necesidad de un instrumento electroquirúrgico que pueda usarse para proporcionar el suministro controlado de energía de frecuencia de microondas al tejido en contacto con el instrumento de manera localizada, por ejemplo con el fin de coagular el tejido o efectuar la ablación de una pequeña área del tejido, por ejemplo en el tracto gastrointestinal (GI).

55 Los inventores han descubierto que una forma ventajosa de lograr el suministro controlado de energía de frecuencia de microondas en un área localizada del tejido sería acoplar energía electromagnética de frecuencia de microondas directamente al tejido, desde un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, un cable coaxial), presionando el extremo expuesto de la línea de transmisión coaxial contra el tejido. Los inventores han descubierto que la energía así suministrada al tejido se ubicaría en un área del tejido adyacente al extremo expuesto de la línea de transmisión coaxial y simétrica alrededor de un eje central de la línea de transmisión coaxial. Dicha distribución localizada de energía de frecuencia de microondas en el tejido podría generar una coagulación controlada del tejido en esta área localizada, o una ablación localizada, por ejemplo.

60 Sin embargo, los inventores han descubierto que el tejido biológico en contacto con un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial presentaría una baja impedancia a la energía de frecuencia de microondas en relación con la impedancia de la línea de transmisión coaxial (por ejemplo, 1/6 de la impedancia de la línea de transmisión coaxial) y que, por lo tanto, habría una desadaptación de impedancias importante entre la línea de transmisión

coaxial y el tejido biológico. Una desadaptación de impedancias de este tipo conduciría a la reflexión de una proporción significativa de la energía de frecuencia de microondas en la interfaz entre la línea de transmisión coaxial y el tejido, lo que limitaría la eficiencia del instrumento y podría impedir el suficiente suministro de energía de microondas al tejido.

Los inventores han descubierto que este problema de desadaptación de impedancias se puede superar proporcionando un transformador de impedancia en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial para adaptar mejor la impedancia de la línea de transmisión coaxial a la impedancia del tejido que se coagula, de modo que la energía de frecuencia de microondas se acople/suministre efectivamente al tejido sin una reflexión significativa de la energía.

Los inventores han descubierto que esto se puede lograr en la práctica, al tiempo que se obtienen las ventajas de acoplar la energía directamente al tejido desde un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial, proporcionando el transformador de impedancia en forma de una línea de transmisión coaxial adicional conectada al extremo distal de la primera línea de transmisión coaxial, en donde la línea de transmisión coaxial adicional tiene una longitud y una impedancia característica que están configuradas para que la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial se adapte a la impedancia del tejido a coagular a una frecuencia de operación deseada del instrumento.

Los inventores han descubierto que, con esta configuración, la energía se puede acoplar/suministrar directamente a un área localizada del tejido en contacto con el instrumento electroquirúrgico para lograr un suministro localizable y controlable de energía de frecuencia de microondas al tejido, y que puede aumentarse la cantidad de energía suministrada al tejido gracias a la mejor adaptación de impedancias que proporciona la línea de transmisión coaxial adicional.

Por lo tanto, en su forma más general, la presente invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética de frecuencia de microondas, con una frecuencia de operación predeterminada, al tejido en contacto con el instrumento, en donde el instrumento comprende una primera línea de transmisión coaxial con una segunda línea de transmisión coaxial conectada al extremo distal de la misma, teniendo la segunda línea de transmisión coaxial una longitud y una impedancia característica que están configuradas para que la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial se adapte mejor a la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el instrumento está en contacto con el tejido, a la frecuencia de operación.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico configurado para suministrar una energía de frecuencia de microondas, que tiene una frecuencia de operación predeterminada, a un tejido que tiene una impedancia característica predeterminada y está en contacto con un extremo distal del instrumento, comprendiendo el instrumento: una línea de transmisión coaxial proximal para transportar energía de frecuencia de microondas que comprende un primer conductor interno, un primer conductor externo formado coaxialmente con el primer conductor interno, y una primera capa dieléctrica que separa el primer conductor interno y el primer conductor externo; una línea de transmisión coaxial distal para transportar energía de frecuencia de microondas que comprende un segundo conductor interno conectado al primer conductor interno, un segundo conductor externo formado coaxialmente con el segundo conductor interno y conectado al primer conductor externo, y una segunda capa dieléctrica que separa el segundo conductor interno y el segundo conductor externo; en donde la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno es tal que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal es intermedia entre la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido; en donde la longitud de la línea de transmisión coaxial distal es tal que la línea de transmisión coaxial distal es un transformador de impedancia que mejora la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, a la frecuencia de operación predeterminada; caracterizado por que el elemento electroquirúrgico comprende además una línea de transmisión coaxial distal adicional que comprende un tercer conductor interno conectado al segundo conductor interno, un tercer conductor externo formado coaxialmente con el tercer conductor interno y conectado al segundo conductor externo, y una tercera capa dieléctrica que separa el tercer conductor interno del tercer conductor externo; y en donde la longitud de la línea de transmisión coaxial distal adicional es tal que la línea de transmisión coaxial distal adicional anula sustancialmente la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada del tejido a la frecuencia de operación predeterminada.

En el instrumento de acuerdo con el primer aspecto de la presente invención, la línea de transmisión coaxial distal actúa como un transformador de impedancia que hace que la impedancia de la línea de transmisión coaxial proximal se adapte mejor a la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, a la frecuencia de operación predeterminada. Por lo tanto, el instrumento se puede utilizar para acoplar de manera más eficiente la energía electromagnética al tejido, ya que se reduce la reflexión de energía por parte del tejido.

El término impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal significa una impedancia vista desde el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal (cuando se mira hacia el tejido).

El instrumento electroquirúrgico se puede usar para acoplar energía de frecuencia de microondas al tejido, poniendo directamente el tejido en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal y proporcionando energía electromagnética de frecuencia de microondas al extremo proximal de la línea de transmisión coaxial proximal a la frecuencia predeterminada. En este caso, la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal de la línea de transmisión coaxial está en contacto con el tejido, estará determinada por la impedancia característica predeterminada del tejido. Sin embargo, la impedancia de carga no será la impedancia de una onda plana en el tejido aislado, sino que será la impedancia de una onda en el tejido con la punta distal de la línea de transmisión coaxial distal presente y en contacto con el tejido. Estas impedancias son diferentes. La impedancia exacta de la carga a adaptar puede determinarse por simulación, cálculo o experimentación, en función de la impedancia característica predeterminada del tejido y de las propiedades de la línea de transmisión coaxial distal.

Alternativamente, como se explica a continuación, en algunas realizaciones se puede proporcionar una línea de transmisión coaxial distal adicional, en cuyo caso el instrumento electroquirúrgico se puede usar para acoplar energía de frecuencia de microondas al tejido, poniendo el tejido directamente en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal adicional y proporcionando energía electromagnética de frecuencia de microondas al extremo proximal de la línea de transmisión coaxial proximal a la frecuencia predeterminada. En este caso, la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal adicional está en contacto con el tejido, dependerá tanto de la impedancia característica predeterminada del tejido como de las propiedades de la línea de transmisión coaxial distal adicional, por ejemplo la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

En cualquiera de los casos, la energía se acopla/suministra más eficientemente al tejido en un área localizada del tejido, adyacente al punto de contacto con el tejido, por lo que se puede lograr el suministro controlado de energía de frecuencia de microondas al tejido en esta área localizada.

El instrumento está optimizado para suministrar una energía de frecuencia de microondas, que tiene una frecuencia de operación particular, a un tipo particular de tejido que tiene una impedancia característica particular. Por supuesto, en la práctica, el instrumento se puede usar con un nivel aceptable de prestaciones con diferentes tipos de tejidos que tengan impedancias características similares a la impedancia característica particular, y/o con una energía de frecuencia de microondas que tenga una frecuencia similar a la frecuencia de operación particular.

La frase "mejorar la adaptación de impedancias" significa reducir una desadaptación de impedancias entre la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido. La frase "mejorar la adaptación de impedancias" puede significar reducir la pérdida por retorno del instrumento debido a la falta de adaptación de impedancias, es decir, reducir la proporción o porcentaje de la radiación de frecuencia de microondas que se refleja desde el tejido (de vuelta hacia el generador) debido a la desadaptación de impedancias.

La frase "mejorar la adaptación de impedancias" puede significar reducir una desadaptación de impedancias entre una parte (componente) real de la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial y una parte (componente) real de la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido.

En otras palabras, al referirse a la adaptación de impedancias por la línea de transmisión coaxial distal, las impedancias que se adaptan pueden ser las partes (componentes) reales de las impedancias en cuestión. Por lo tanto, una parte real de la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal puede estar entremedias de una parte real de la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y una parte real de la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido. Adicionalmente, la línea de transmisión coaxial distal puede ser un transformador de impedancia que mejora la adaptación de impedancias entre la parte real de la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y la parte real de la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido.

El término extremo proximal se usa a lo largo de la presente memoria descriptiva para significar el extremo más cercano al extremo del instrumento por el que entra la energía electromagnética de frecuencia de microondas procedente de un generador. El término extremo distal se usa a lo largo de la presente memoria descriptiva para significar el extremo más alejado del extremo del instrumento por el que entra la energía de frecuencia de microondas procedente de un generador, en otras palabras, el extremo más cercano al extremo del instrumento por el cual se suministra al tejido la energía de frecuencia de microondas.

En la práctica, es probable que el tejido tenga una impedancia más baja que la línea de transmisión coaxial proximal. Por lo tanto, en la práctica, es probable que la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal sea menor que la impedancia de la línea de transmisión coaxial proximal, pero mayor que la impedancia del tejido. Por ejemplo, la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal puede estar entre 8 ohmios y 30 ohmios, lo que puede ser apropiado para un rango de diferentes tipos de tejidos, o entre 8 ohmios y 15 ohmios. El tejido también puede tener una parte (elemento) reactiva (imaginaria) de su impedancia, como se explica con más detalle a continuación. En una realización, la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal puede ser de aproximadamente 10 ohmios. Una impedancia de la línea de transmisión coaxial distal comprendida entre 8 ohmios y 15 ohmios sería adecuada para muchos tipos de tejido de interés, y una impedancia de hasta 30 ohmios sería adecuada para la grasa.

El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con el primer aspecto de la presente invención puede tener cualquiera de las siguientes características opcionales, o, en la medida en que sean compatibles, cualquier combinación de las mismas.

El primer conductor interno y/o el segundo conductor interno pueden ser macizos. En otras palabras, no son huecos. Pueden ser cilindros macizos, por ejemplo, un alambre macizo.

El extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal puede estar directamente conectado al extremo distal de la línea de transmisión proximal.

La línea de transmisión coaxial distal puede ser simétrica alrededor de su eje central. Por lo tanto, el patrón de absorción de energía resultante en el tejido, en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal durante el funcionamiento del instrumento, también puede ser simétrico alrededor del eje central de la línea de transmisión coaxial distal.

La línea de transmisión coaxial proximal puede ser simétrica alrededor de su eje central.

Las líneas de transmisión coaxiales proximal y distal pueden estar dispuestas con sus ejes centrales alineados según la misma línea.

El primer y/o segundo conductores internos pueden ser cilíndricos. El primer y/o segundo conductores internos pueden comprender un solo metal, o pueden comprender más de un metal, por ejemplo, un alambre de acero chapado con cobre y/o plata.

El primer y/o segundo conductores externos pueden ser tubulares. El primer y/o segundo conductores externos pueden formarse a partir de una malla de alambre. La malla de alambre se puede formar a partir de alambre de cobre chapado con estaño.

La longitud de la línea de transmisión coaxial distal puede ser sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$, donde λ es la longitud de onda en la línea coaxial distal de transmisión de energía de frecuencia de microondas que tiene la frecuencia de operación predeterminada y n es un número entero mayor o igual que 0.

Por lo tanto, la línea de transmisión coaxial distal puede actuar como un transformador de impedancia de cuarto de onda que adapta mejor la impedancia de la línea de transmisión coaxial proximal a la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido.

Cuando la longitud de la línea de transmisión coaxial distal es sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$, la longitud preferible de la línea de transmisión coaxial distal es $\lambda/4$, porque longitudes más largas aumentarán las pérdidas de potencia. No obstante, se pueden lograr prestaciones aceptables con longitudes más largas. Esencialmente, lo acertado es lograr un equilibrio entre una longitud práctica (útil) de la línea de transmisión coaxial distal y una pérdida de potencia aceptable en la línea de transmisión coaxial distal.

Una longitud de la línea de transmisión coaxial distal de $(2n+1)\lambda/4$ puede proporcionar una adaptación de impedancias óptima entre la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, a la frecuencia de operación predeterminada. No obstante, se puede lograr una adaptación de impedancias aceptable (no óptima) con una longitud que no sea exactamente igual a $(2n+1)\lambda/4$, por ejemplo, una longitud que sea hasta un 10 % mayor o menor que $(2n+1)\lambda/4$, o una longitud que sea hasta un 20 % mayor o menor que $(2n+1)\lambda/4$. Con longitudes mayores o menores, la proporción de energía de frecuencia de microondas que se refleja y, por lo tanto, no se suministra al tejido será mayor, por lo que la eficiencia del instrumento electroquirúrgico será menor. Sin embargo, aún se puede lograr una eficiencia aceptable (sub-óptima).

Además, otros aspectos de la geometría de la línea de transmisión coaxial distal o de la carga del tejido pueden tener un efecto sobre la longitud óptima de la línea de transmisión coaxial distal para la adaptación de impedancias. Por ejemplo, los efectos finales, tales como un extremo abrupto de la línea de transmisión coaxial distal, las

propiedades de la carga de tejido y los cambios escalonados en los diámetros de los conductores interno y externo de la línea de transmisión coaxial distal pueden tener un efecto equivalente sobre los componentes agrupados, tales como inductores o condensadores, y por lo tanto pueden introducir pequeños cambios de fase que tienen un efecto similar al acortamiento o alargamiento de la línea de transmisión. Estos efectos pueden anularse efectivamente en la práctica haciendo pequeños cambios en la longitud de la línea de transmisión coaxial distal con respecto a la longitud de $(2n+1)\lambda/4$. Por lo tanto, en la práctica, la longitud óptima de la transmisión coaxial distal para la adaptación de impedancias puede no ser exactamente igual a $(2n+1)\lambda/4$. La longitud óptima para la línea de transmisión coaxial distal en una configuración particular puede determinarse por cálculo, por simulación o por experimentación.

Como se mencionó anteriormente, la λ relevante para determinar la longitud óptima de la línea de transmisión coaxial distal es la longitud de onda de la radiación de frecuencia de microondas en la línea de transmisión coaxial distal. La longitud necesaria de la segunda línea de transmisión coaxial para que la longitud sea igual a $(2n+1)\lambda/4$ depende, al menos en parte, de la geometría de la línea de transmisión coaxial distal. Por ejemplo, si la línea de transmisión coaxial distal tiene una forma cónica (como en una de las realizaciones de ejemplo descritas a continuación), la longitud de onda cambia con la distancia desde la punta de la forma cónica. Esta variación se puede describir matemáticamente usando las funciones de Bessel. Cerca de la punta de la forma cónica, la longitud de onda es significativamente más larga de lo que es a una distancia de varias longitudes de onda desde la punta. Si esta variación no se tiene en cuenta, el número de longitudes de onda calculado entre dos puntos de la forma cónica puede quedar fuera por una fracción significativa de una longitud de onda. Con tal forma cónica, una longitud de línea de transmisión coaxial distal que sea igual a una longitud de $(2n+1)\lambda/4$ es mayor que la longitud equivalente para una forma cilíndrica uniforme de la línea de transmisión coaxial distal.

El instrumento electroquirúrgico puede ser para coagular tejido. El término coagular tejido puede significar coagular sangre dentro del tejido, por ejemplo, coagular sangre dentro de un vaso o lumen dentro del tejido. La coagulación del tejido se logra a través del calentamiento del tejido mediante el suministro de energía de microondas al tejido.

Alternativamente, el instrumento electroquirúrgico puede ser para otro propósito, por ejemplo, el instrumento electroquirúrgico puede ser para efectuar una ablación de tejido. Por lo tanto, el instrumento electroquirúrgico puede configurarse para suministrar energía de frecuencia de microondas a un área localizada del tejido, en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, para efectuar la ablación del tejido (destruirlo o extraerlo) calentándolo. Esto puede ser útil, por ejemplo, cuando se eliminan pequeños tumores o lesiones de la superficie del tejido biológico.

La relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno puede ser tal que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal sea sustancialmente

igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, donde Z_{in} es la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y Z_L es la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido. Por ejemplo, cuando el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal se usa para ponerlo directamente en contacto con el tejido, Z_L está basada en la impedancia característica predeterminada del tejido (específicamente, es la impedancia de una onda en el tejido con la punta distal de la línea de transmisión coaxial distal presente y en contacto con el tejido).

Cuando la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal es igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, la impedancia de la línea de transmisión coaxial proximal puede adaptarse exactamente a la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, (asumiendo una longitud óptima de la línea de transmisión coaxial distal) y puede suministrarse al tejido la cantidad máxima de energía de frecuencia de microondas. Este valor de la relación es, por lo tanto, un valor particularmente ventajoso. Por supuesto, pueden lograrse prestaciones aceptables del instrumento con impedancias de la línea de transmisión coaxial distal que difieran de este valor. Por ejemplo, se pueden lograr prestaciones aceptables (no óptimas) del instrumento electroquirúrgico con una impedancia de la línea de transmisión coaxial distal que sea hasta un 10 % más alta o más baja que el valor óptimo, o hasta un 20 % más alta o más baja que el valor óptimo.

En un ejemplo, el segundo conductor interno, el segundo conductor externo y la segunda capa dieléctrica pueden estar expuestos en una cara extrema distal de la línea de transmisión coaxial distal para ponerse en contacto con el tejido. Por lo tanto, la energía de microondas se puede acoplar/suministrar al tejido al ponerlo en contacto con la cara extrema expuesta de la línea de transmisión coaxial distal. Como se mencionó anteriormente, en este caso la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, está basada en la impedancia característica predeterminada del tejido (específicamente la impedancia de carga es la impedancia de una onda en el tejido con la punta distal de la línea de transmisión coaxial distal presente y en contacto con el tejido).

La cara extrema expuesta de la línea de transmisión coaxial distal puede ser sustancialmente perpendicular al eje central de la línea de transmisión coaxial distal.

La cara extrema expuesta de la línea de transmisión coaxial distal puede ser sustancialmente plana.

El instrumento electroquirúrgico comprende una línea de transmisión coaxial distal adicional que comprende un tercer conductor interno conectado al segundo conductor interno, un tercer conductor externo formado coaxialmente con el tercer conductor interno y conectado al segundo conductor externo, y una tercera capa dieléctrica que separa el tercer conductor interno y el tercer conductor externo.

El tercer conductor interno, el tercer conductor externo y el tercer dieléctrico pueden quedar luego expuestos en una cara extrema distal de la línea de transmisión coaxial distal adicional para ponerse en contacto con el tejido. Por lo tanto, la energía de frecuencia de microondas se puede acoplar/suministrar al tejido poniendo en contacto el tejido con la cara extrema expuesta de la línea de transmisión coaxial distal. Como se mencionó anteriormente, en este caso la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal adicional está en contacto con el tejido, depende tanto de la impedancia característica predeterminada del tejido como de las propiedades de la línea de transmisión coaxial distal adicional, incluida la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

La línea de transmisión coaxial distal adicional puede ser un tramo de cable coaxial. La línea de transmisión coaxial distal adicional puede comprender el mismo tipo de cable coaxial que la línea de transmisión coaxial proximal.

La sección transversal de la línea de transmisión coaxial distal adicional puede ser la misma que la sección transversal de la línea de transmisión coaxial proximal. Por ejemplo, el diámetro de los conductores internos primero y tercero puede ser el mismo y el diámetro de los conductores externos primero y tercero puede ser el mismo.

La línea de transmisión coaxial distal adicional puede estar fabricada con los mismos materiales que la línea de transmisión coaxial proximal.

La impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal adicional puede ser igual que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal. Por ejemplo, la línea de transmisión coaxial proximal y la línea de transmisión coaxial distal adicional pueden tener una impedancia de 50 ohmios.

La longitud de la línea de transmisión coaxial distal adicional es tal que la línea de transmisión coaxial distal adicional anule sustancialmente la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada del tejido a la frecuencia de operación predeterminada. Por lo tanto, la línea de transmisión coaxial distal adicional anula la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada y entonces la línea de transmisión coaxial distal adapta (o mejora la adaptación entre) la impedancia puramente real subsiguiente y la parte real de la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal. Así pues, tanto la parte real como la reactiva de las impedancias tienen en cuenta la combinación de la línea de transmisión coaxial distal y la línea de transmisión coaxial distal adicional.

Como se mencionó anteriormente, la impedancia puramente real subsiguiente, que está adaptada a la parte real de la impedancia característica de la transmisión coaxial proximal, depende tanto de la impedancia característica predeterminada del tejido como de las propiedades de la línea de transmisión coaxial distal adicional, incluida la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

Se puede determinar la longitud adecuada de la línea de transmisión coaxial distal adicional mediante un cálculo basado en los parámetros de la implementación deseada, por ejemplo, las propiedades de la carga de tejido y las propiedades de la radiación de microondas. También se puede determinar la longitud adecuada mediante simulación/modelado por ordenador o experimentación.

La línea de transmisión coaxial distal adicional puede ser rígida. En otras palabras, la línea de transmisión coaxial distal adicional puede no ser flexible. Esto puede ayudar durante la operación del instrumento electroquirúrgico, ya que la línea de transmisión coaxial distal adicional forma una punta rígida del instrumento que puede ser presionada contra el tejido sin que la punta del instrumento se deforme bajo la presión.

El instrumento electroquirúrgico puede comprender un tetón en circuito abierto o en cortocircuito conectado en paralelo a la línea de transmisión coaxial distal adicional. El tetón puede estar conectado al extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal. Las propiedades del tetón (por ejemplo, su longitud y su impedancia característica) pueden elegirse para anular la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada del tejido. En términos de una Carta de Smith, se puede considerar que la línea de transmisión coaxial distal adicional desplaza la parte reactiva de la impedancia al círculo de conductancia constante y el tetón en circuito abierto o en cortocircuito conectado a la línea de transmisión coaxial distal anula o cancela la impedancia reactiva (+/- jB) vista en el extremo proximal de la línea de transmisión coaxial distal.

La impedancia característica del tetón puede ser igual a la impedancia característica de la línea de transmisión

coaxial distal adicional. Alternativamente, la impedancia característica del tetón puede no ser igual a la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

5 El instrumento electroquirúrgico puede comprender una pluralidad de tetones en circuito abierto o en cortocircuito conectados en paralelo a la línea de transmisión coaxial distal adicional.

10 La línea de transmisión coaxial distal puede ser rígida. En otras palabras, la línea de transmisión coaxial distal puede no ser flexible. Esto puede ayudar durante la operación del instrumento electroquirúrgico, ya que la línea de transmisión coaxial distal forma una punta rígida del instrumento que puede ser presionada contra el tejido a coagular sin que la punta del instrumento se deforme bajo la presión.

La frecuencia de funcionamiento predeterminada puede ser de 5,8 GHz.

15 En otras palabras, la longitud de la línea de transmisión coaxial distal puede ser tal que la línea de transmisión coaxial distal sea un transformador de impedancia que mejore la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, a una frecuencia de operación predeterminada de 5,8 GHz. Por ejemplo, la longitud de la línea de transmisión coaxial distal puede ser sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$, donde λ es la longitud de onda en la línea de transmisión coaxial distal de energía de frecuencia de microondas que tiene una frecuencia de operación predeterminada de 5,8 GHz.

5,8 GHz es una frecuencia adecuada para lograr un suministro controlable de energía de frecuencia de microondas al tejido en un área localizada, por ejemplo para lograr la coagulación del tejido.

25 La separación entre el diámetro externo del segundo conductor interno y el diámetro interno del segundo conductor externo puede ser menor que la separación entre el diámetro externo del primer conductor interno y el diámetro interno del primer conductor externo. En otras palabras, el espesor de la segunda capa dieléctrica puede ser menor que el espesor de la primera capa dieléctrica. Una ventaja de reducir la separación entre los conductores interno y externo en la línea de transmisión coaxial distal es que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal disminuye.

30 Sin embargo, en realizaciones alternativas, la separación entre el diámetro externo del segundo conductor interno y el diámetro interno del segundo diámetro externo puede ser mayor que la separación entre el diámetro externo del primer conductor interno y el diámetro interno del primer conductor externo, particularmente si se usa un material con una constante dieléctrica elevada, tal como dióxido de titanio, en la segunda capa dieléctrica.

35 El diámetro externo del segundo conductor interno puede ser mayor que el diámetro externo del primer conductor interno. En otras palabras, el segundo conductor interno puede ser más ancho que el primer conductor interno. Alternativamente, el diámetro externo del segundo conductor interno puede ser menor que el diámetro externo del primer conductor interno. En otras palabras, el segundo conductor interno puede ser más estrecho que el primer conductor interno.

40 El diámetro externo del segundo conductor externo puede ser mayor que el diámetro externo del primer conductor externo. En otras palabras, el segundo conductor externo puede ser más ancho que el primer conductor externo. Alternativamente, el diámetro externo del segundo conductor externo puede ser menor que el diámetro externo del primer conductor externo. En otras palabras, el segundo conductor externo puede ser más estrecho que el primer conductor externo.

45 Cuando existe una diferencia de diámetros entre el primer conductor interno y el segundo conductor interno, o entre el primer conductor externo y el segundo conductor externo, se puede hacer un pequeño ajuste de la longitud de la línea de transmisión coaxial distal para compensar el efecto del escalón o de los escalones de diámetros. El tamaño apropiado del ajuste puede ser calculado, buscado o determinado experimentalmente o por simulación.

50 Cuando existe una diferencia de diámetros entre el primer conductor interno y el segundo conductor interno, y entre el primer conductor externo y el segundo conductor externo, la posición axial del escalón de diámetros entre los conductores internos puede ser diferente a la posición axial del escalón de diámetros entre los conductores externos, para compensar los efectos de los escalones de diámetros.

55 La línea de transmisión coaxial distal puede tener un diámetro externo mayor que la línea de transmisión coaxial proximal. En otras palabras, la línea de transmisión coaxial distal puede ser más ancha que la línea de transmisión coaxial proximal.

60 La segunda capa dieléctrica puede estar fabricada con un dieléctrico diferente a la primera capa dieléctrica. La segunda capa dieléctrica puede tener una mayor permitividad relativa que la primera capa dieléctrica. Por ejemplo, la segunda capa dieléctrica puede estar fabricada con un dieléctrico vitrocerámico tal como MACOR. El primer material dieléctrico puede ser PTFE. El uso de un dieléctrico con una mayor permitividad relativa en la segunda capa

dieléctrica da como resultado una impedancia más baja de la segunda capa dieléctrica para el mismo espesor de la segunda capa dieléctrica.

La impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal puede ser de 50 ohmios.

- 5 La línea de transmisión coaxial proximal puede ser un cable coaxial. Por ejemplo, el cable coaxial puede ser un cable coaxial Sucoform 86 o un cable coaxial Sucoform 47.
La línea de transmisión coaxial distal puede ser un cable coaxial.

- 10 La línea de transmisión coaxial distal puede ser cónica desde un extremo proximal más ancho de la misma hasta un extremo distal más estrecho de la misma. En otras palabras, la línea de transmisión coaxial distal puede estrecharse linealmente desde su extremo proximal hasta su extremo distal, de modo que el extremo distal sea más estrecho que el extremo proximal. Esto puede dar como resultado que la línea de transmisión coaxial distal tenga una forma de cono truncado. El extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal puede tener un diámetro igual a la mitad del diámetro del extremo proximal. Esta configuración de la línea de transmisión coaxial distal da como resultado que la energía de microondas sea suministrada a un área más pequeña del tejido en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal. Esta localización adicional del suministro de energía de frecuencia de microondas al tejido puede ser particularmente útil en algunos procedimientos quirúrgicos.

- 20 En cambio, en una realización alternativa, la línea de transmisión coaxial distal puede estar ahusada desde un extremo distal más ancho de la misma hasta un extremo proximal más estrecho de la misma. En otras palabras, el ahusamiento de la línea de transmisión coaxial distal puede ser en la dirección opuesta a la recién descrita.

Por supuesto, también son posibles otras formas para la línea de transmisión coaxial distal.

- 25 Cuando la línea de transmisión coaxial distal está ahusada, la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno puede ser sustancialmente constante a lo largo de la línea de transmisión coaxial distal, de modo que su impedancia sea sustancialmente uniforme a todo lo largo de la misma.

- 30 El instrumento puede ser configurado para suministrar una energía de frecuencia de microondas, que tiene la frecuencia de operación predeterminada, en el tejido que tiene una impedancia característica predeterminada comprendida entre 45 y 180 ohmios, o comprendida entre 45 y 60 ohmios. Por ejemplo, muchos tejidos de interés pueden tener impedancias de entre aproximadamente 45 y 60 ohmios. Las uñas pueden tener una impedancia de aproximadamente 120 ohmios y la grasa y el hueso pueden tener impedancias de aproximadamente 180 ohmios. Como se mencionó anteriormente, el tejido también puede tener un componente reactivo (imaginario) de su impedancia.

- 40 El instrumento electroquirúrgico puede comprender una pluralidad de líneas de transmisión coaxiales distales para mejorar la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y el tejido a la frecuencia de operación predeterminada. En otras palabras, puede haber una pluralidad de líneas de transmisión coaxiales distales conectadas en serie, cada una de las cuales está configurada (en términos de la relación entre los diámetros interno y externo y la longitud) para mejorar la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y el tejido a la frecuencia de operación predeterminada. Esta disposición puede ser particularmente beneficiosa cuando la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal difiere significativamente de la impedancia del tejido.

De acuerdo con un ejemplo, se puede proporcionar un sistema electroquirúrgico que comprende:

- 50 un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con el primer aspecto de la presente invención, opcionalmente con una o más de las características opcionales descritas anteriormente; y
un generador electroquirúrgico conectado a un extremo proximal de la línea de transmisión coaxial proximal; en donde el generador electroquirúrgico está configurado para suministrar a la línea de transmisión coaxial proximal una energía electromagnética de frecuencia de microondas que tiene la frecuencia de operación predeterminada.

Por ejemplo, el controlador puede estar preajustado o programado para alimentar la línea de transmisión coaxial proximal con una energía de frecuencia de microondas que tiene la frecuencia de operación predeterminada.

- 60 El sistema electroquirúrgico puede ser para coagular tejido o para efectuar la ablación de tejido.

- El sistema electroquirúrgico puede comprender un controlador para controlar el generador electroquirúrgico; y el controlador puede ser configurado para controlar la potencia y/o la duración de la energía de frecuencia de microondas suministrada por el generador para limitar, por debajo de una cantidad predeterminada, la cantidad de energía de frecuencia de microondas suministrada al tejido.

Por ejemplo, el controlador puede estar configurado para controlar la potencia y/o la duración de la energía de frecuencia de microondas para mantener la cantidad de energía de frecuencia de microondas suministrada al tejido por debajo de una cantidad en la que se sepa que comienza a producirse la perforación del tejido, o algún otro efecto no deseado, o por debajo de un cierto margen de seguridad por debajo de esta cantidad. Por lo tanto, el controlador puede operar para impedir que el generador suministre más energía que esta, por ejemplo deteniendo el generador para que deje de suministrar energía de microondas cuando se alcance el límite.

La cantidad de energía de frecuencia de microondas a la que comienza a producirse la perforación, o algún otro efecto no deseado de la energía de frecuencia de microondas, puede ser conocida de antemano, por ejemplo, a partir de cálculos o experimentos. Por lo tanto, el controlador puede programarse de antemano con información relevante para el tipo de tejido que se vaya a tratar con el instrumento y para el tipo de tratamiento requerido, por ejemplo, coagulación o ablación. Por ejemplo, el controlador puede programarse por adelantado con un valor particular para el límite superior de energía de microondas que pueda suministrarse al tejido. Alternativamente, el controlador puede programarse con las combinaciones particulares de potencia y duración que puedan ser suministradas por el generador para ese tejido.

Por lo tanto, puede ser posible utilizar el instrumento con la confianza de que no se producirá la perforación del tejido o algún otro efecto no deseado, lo cual es una consideración importante en un entorno clínico.

El sistema electroquirúrgico puede comprender un sensor para detectar información indicativa de la cantidad de energía de frecuencia de microondas suministrada al tejido. Por ejemplo, el sensor puede detectar la amplitud de la energía de frecuencia de microondas que se transmite hacia el tejido y la amplitud de la energía de frecuencia de microondas que se refleja desde el tejido, y puede usar esta información para determinar la cantidad de energía que se suministra al tejido. Por supuesto, esta funcionalidad puede ser realizada por una pluralidad de sensores en lugar de un solo sensor.

El controlador puede estar configurado para controlar el generador para que proporcione una potencia de 15 W durante un período de hasta cuatro segundos. Los presentes inventores han descubierto que esto da como resultado que se suministre suficiente energía al tejido para lograr la coagulación del tejido mientras se evita de manera segura la perforación del tejido u otros efectos no deseados.

De acuerdo con un ejemplo, se puede proporcionar un método para fabricar un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con el primer aspecto de la presente invención, opcionalmente con una cualquiera, o más, de las características opcionales descritas anteriormente, comprendiendo el método:

- determinar la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno que dé como resultado que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal sea intermedia entre la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido;
- ajustar la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno para que sea la relación determinada;
- determinar la longitud de la línea de transmisión coaxial distal que haga que la línea de transmisión coaxial distal sea un transformador de impedancia que mejore la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido; y
- ajustar la longitud de la línea de transmisión coaxial distal para que sea la longitud determinada.

El método de acuerdo con el tercer aspecto de la presente invención se puede usar para fabricar un instrumento electroquirúrgico optimizado para ser utilizado para coagular un tipo particular de tejido a una frecuencia de operación particular.

Según el método, se determinan la relación entre los diámetros de los conductores interno y externo de la línea de transmisión coaxial distal y la longitud de la línea de transmisión coaxial distal, necesarias para una mejor adaptación de impedancias con la impedancia de carga especificada en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido a la frecuencia de operación especificada. Luego se fabrica un instrumento electroquirúrgico que tenga las propiedades calculadas para la línea de transmisión coaxial distal. El instrumento electroquirúrgico resultante está optimizado para su uso en la coagulación del tejido especificado que tenga la impedancia característica especificada a la frecuencia de operación especificada.

El método de acuerdo con el tercer aspecto de la presente invención puede tener cualquiera de las siguientes características opcionales, o, en la medida en que sean compatibles, más de una de las mismas.

El método puede comprender: determinar la longitud de onda λ en la línea de transmisión coaxial distal de energía de frecuencia de microondas que tiene la frecuencia de operación predeterminada; y establecer la longitud de la línea de transmisión coaxial distal para que sea sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$, donde n es un número entero

mayor o igual que 0, en función de la longitud de onda determinada λ . Como se indicó anteriormente, esta puede ser (aproximadamente) una longitud óptima de la línea de transmisión coaxial distal en términos de lograr una adaptación de impedancias óptima entre la línea de transmisión coaxial proximal y el tejido.

- 5 El método puede comprender determinar la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno que dé como resultado que la impedancia característica de la línea

de transmisión coaxial distal sea sustancialmente igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, donde Z_{in} es la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y Z_L es la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, y ajustar la
10 relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno para que sea la relación determinada. Como se discutió anteriormente, esta impedancia de la línea de transmisión coaxial distal puede proporcionar una adaptación de impedancias óptima.

- 15 Determinar la longitud de onda y/o determinar la relación puede comprender calcular la longitud de onda y/o la relación. Alternativamente, determinar la longitud de onda y/o determinar la relación puede comprender encontrar/buscar la información relevante en una tabla, base de datos u otro programa o documento.

El método puede comprender calcular $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, y calcular la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno que dé como resultado una impedancia

- 20 característica de la línea de transmisión coaxial distal igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$. La impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal se puede calcular, medir o buscar en una tabla, base de datos u hoja de datos, por ejemplo. Similarmente, la impedancia característica del tejido objetivo se puede calcular, medir o buscar en una tabla, base de datos u hoja de datos, por ejemplo.

- 25 El método puede comprender calcular la longitud de onda en la línea de transmisión coaxial distal de la energía de frecuencia de microondas, que tiene la frecuencia de operación predeterminada, basándose en la permitividad relativa de la segunda capa dieléctrica. Por lo tanto, la longitud de onda se puede calcular basándose en el conocimiento de la permitividad relativa del material dieléctrico de la segunda capa dieléctrica y las constantes físicas conocidas.

- 30 Cuando el instrumento electroquirúrgico comprende la línea de transmisión coaxial distal adicional, el método puede comprender: determinar la longitud de la línea de transmisión coaxial distal adicional que dé como resultado la anulación de la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada del tejido; y ajustar la longitud de la línea de transmisión coaxial distal adicional para que sea sustancialmente igual a la longitud determinada.

- 35 Cualquiera de los materiales dieléctricos primero, segundo o tercero en cualquiera de los aspectos mencionados anteriormente puede ser un gas, tal como aire, o un sólido o líquido.

Breve descripción de los dibujos

- 40 A continuación se describirán realizaciones de la presente invención, solo a modo de ejemplo, con referencia a las Figuras adjuntas, en las que:

- 45 la FIG. 1 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico que se usa para coagular tejido hepático;
la FIG. 2 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 1;
la FIG. 3 muestra una simulación adicional por ordenador de un instrumento electroquirúrgico que se usa para coagular tejido hepático con el instrumento en un ángulo con respecto a la normal de la superficie del tejido hepático;
50 la FIG. 4 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas, para la simulación adicional por ordenador que se muestra en la FIG. 3, para tres ángulos diferentes del instrumento;
la FIG. 5 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico que se usa para coagular tejido hepático;
55 la FIG. 6 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 5;
la FIG. 7 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico que se usa para coagular tejido hepático, en donde la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales son más estrechas que en la realización de la FIG. 1;
60 la FIG. 8 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 7;

la FIG. 9 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico que se usa para coagular tejido hepático, en donde la segunda línea de transmisión coaxial es más estrecha que en la realización de la FIG. 1;

la FIG. 10 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 9;

la FIG. 11 es una ilustración esquemática de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención.

Descripción detallada; otras opciones y preferencias

Como se discutió anteriormente, los inventores han descubierto que una forma ventajosa de lograr el suministro controlado de radiación de frecuencia de microondas al tejido en un área localizada sería acoplar energía de frecuencia de microondas directamente al tejido desde un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, un cable coaxial) presionando el extremo expuesto de la línea de transmisión coaxial contra el tejido.

Sin embargo, los inventores han descubierto que el tejido biológico en contacto con un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial presentaría una baja impedancia a la energía de frecuencia de microondas en relación con la impedancia de la línea de transmisión coaxial y que, por lo tanto, habría una significativa desadaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial y el tejido biológico.

Los inventores han descubierto que este problema puede superarse proporcionando un transformador de impedancia en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial para adaptar mejor la impedancia de la línea de transmisión coaxial a la impedancia del tejido, de modo que la energía de frecuencia de microondas sea acoplada/suministrada más eficazmente al tejido con una reflexión menos significativa de la energía.

Los presentes inventores han descubierto que esto se puede lograr en la práctica, a la vez que se obtienen las ventajas de acoplar la energía directamente al tejido desde un extremo expuesto de una línea de transmisión coaxial, proporcionando el transformador de impedancia en forma de una línea de transmisión coaxial adicional, conectada al extremo distal de la primera línea de transmisión coaxial, en donde la línea de transmisión coaxial adicional tiene una longitud y una impedancia característica que están configuradas para que la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial se adapte mejor a la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial adicional.

Por lo tanto, en una primera realización de la presente invención, ilustrada en la FIG. 1, se proporciona un instrumento electroquirúrgico 1 que comprende una primera línea de transmisión coaxial 3 (proximal) para transportar energía de frecuencia de microondas desde un extremo proximal (trasero) hasta un extremo distal (delantero). Además, se proporciona una segunda línea de transmisión coaxial 5 (distal) para transportar energía de frecuencia de microondas desde un extremo proximal (trasero) hasta un extremo distal (delantero). La segunda línea de transmisión coaxial 5 está conectada por su extremo proximal al extremo distal de la primera línea de transmisión coaxial 3, por lo que la energía de frecuencia de microondas puede ser transportada directamente desde la primera línea de transmisión coaxial 3 hasta la segunda línea de transmisión coaxial 5.

La primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5 son ambas simétricas alrededor de sus respectivos ejes centrales. Además, la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5 están alineadas entre sí de uno a otro extremo, de modo que sus ejes centrales se encuentran en la misma línea.

La primera línea de transmisión coaxial 3 comprende un primer conductor interno 7 cilíndrico, un primer conductor externo 9 tubular y una primera capa dieléctrica 11 tubular que separa el primer conductor interno 7 y el primer conductor externo 9. La primera capa dieléctrica 11 está colocada directamente sobre la superficie externa del primer conductor interno 7 y el primer conductor externo 9 está colocado directamente sobre la superficie externa de la primera capa dieléctrica 11.

En esta realización, la primera línea de transmisión coaxial es un cable coaxial Sucoform 86 de 50 ohmios. El primer conductor interno 7 tiene un diámetro de 0,53 mm, el primer conductor externo 9 tiene un diámetro interno de 1,65 mm (y por lo tanto la primera capa dieléctrica 11 tiene un diámetro externo de 1,65 mm), y el primer conductor externo 9 tiene un diámetro externo de 2,1 mm. Por supuesto, en otras realizaciones se puede usar un tipo diferente de cable coaxial con diferentes dimensiones y propiedades, o un tipo diferente de línea de transmisión coaxial, en su lugar.

En esta realización, la primera capa dieléctrica 11 está fabricada con PTFE, que tiene una permitividad relativa de 2,1. Por supuesto, en otras realizaciones se puede usar un material dieléctrico diferente.

En esta realización, el primer conductor interno 7 es un cable metálico. Específicamente, el primer conductor interno 7 es un alambre de acero chapado con cobre y plata. El primer conductor externo 9 es una trenza metálica. Específicamente, el primer conductor externo 9 es una trenza formada por alambre de cobre chapado con estaño. Por supuesto, en otras realizaciones se pueden usar diferentes materiales para los primeros conductores interno y

externo 7, 9.

La longitud de la primera línea de transmisión coaxial 3 no es crítica para el funcionamiento del instrumento 1 que se describe a continuación y se puede elegir en función del entorno particular en donde se pretenda utilizar el instrumento 1.

La segunda línea de transmisión coaxial 5 comprende un segundo conductor interno 13 cilíndrico, un segundo conductor externo 15 tubular y una segunda capa dieléctrica 17 tubular que separa el segundo conductor interno 13 y el segundo conductor externo 15. La segunda capa dieléctrica 17 está colocada directamente sobre la superficie externa del segundo conductor interno 13, y el segundo conductor externo 15 está colocado directamente sobre la superficie externa de la segunda capa dieléctrica 17.

En esta realización, el segundo conductor interno 13 tiene un diámetro de 1,2 mm, lo que significa que el segundo conductor interno 13 es más ancho que el primer conductor interno 7, y el segundo conductor externo 15 tiene un diámetro interno de 1,8 mm (y la segunda capa dieléctrica 17 tiene por lo tanto un diámetro externo de 1,8 mm). El diámetro externo del segundo conductor externo 15 es más ancho que el diámetro externo del primer conductor externo 9. Por supuesto, en otras realizaciones, los segundos conductores interno y externo 13, 15 pueden tener dimensiones diferentes. En esta realización, el diámetro externo del segundo conductor externo 15 es de 2,5 mm.

En esta realización, la segunda capa dieléctrica 17 es un dieléctrico vitrocerámico. Específicamente, la segunda capa dieléctrica 17 es de MACOR® y tiene una permitividad relativa de 5,67 (cuyo valor puede depender de la frecuencia y, por lo tanto, depende de la frecuencia específica de la radiación de microondas con la que se utilice el instrumento electroquirúrgico). Por supuesto, en otras realizaciones se puede usar un material dieléctrico diferente en su lugar.

El segundo conductor interno 13 puede comprender un cilindro macizo de acero inoxidable. La superficie externa del segundo conductor interno 13 puede estar recubierta, por ejemplo chapada, con plata. Por supuesto, se pueden usar otros materiales para el segundo conductor interno 13.

El segundo conductor externo 15 puede comprender un tubo hueco de acero inoxidable. La superficie interna del segundo conductor externo 15 puede estar recubierta, por ejemplo chapada, con plata. Por supuesto, se pueden usar otros materiales para el segundo conductor externo 15.

El segundo conductor interno 13 está conectado al extremo distal del primer conductor interno 7 con sus ejes centrales alineados. El segundo conductor externo 15 también está conectado al extremo distal del primer conductor externo 9 con sus ejes centrales alineados. Por lo tanto, la energía de frecuencia de microondas puede ser transportada desde la primera línea de transmisión coaxial 3 hasta la segunda línea de transmisión coaxial 5. La primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5 pueden por lo tanto tener ejes centrales superpuestos.

En esta realización, la segunda capa dieléctrica es más delgada que la primera capa dieléctrica.

El segundo conductor interno 13, el segundo conductor externo 15 y la segunda capa dieléctrica 17 están expuestos en una cara plana del extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial 5. La cara plana del extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial 5 puede presionarse contra el tejido para suministrar energía de frecuencia de microondas al tejido, como se describe más adelante.

El instrumento electroquirúrgico 1 mostrado en la FIG. 1 puede estar configurado para coagular un tipo particular de tejido, que tiene una impedancia particular, usando una energía de microondas que tenga una frecuencia particular. Esto se logra configurando la longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 5 y la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo 15 y el diámetro del segundo conductor interno 13 de modo que la segunda línea de transmisión coaxial 5 funcione como un transformador de impedancia que adapte mejor la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial 3 a la impedancia característica del tejido a la frecuencia particular.

La teoría de los transformadores de impedancia es bien conocida y entendida en el campo técnico y, por lo tanto, no se repite una descripción detallada en el presente documento.

Preferiblemente, la segunda línea de transmisión coaxial 5 está configurada para adaptar exactamente la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial 3 a la impedancia del tejido, de modo que se suministre al tejido la cantidad máxima de energía de microondas. Por supuesto, se pueden lograr unas prestaciones aceptables del instrumento electroquirúrgico 1 sin adaptar exactamente las impedancias, ya que una pequeña desadaptación de impedancias (por ejemplo, hasta el 10 %, o hasta el 20 %) puede llevar que el tejido refleje solo una pequeña cantidad de energía de microondas.

Existen dos requisitos para que la segunda línea de transmisión coaxial 5 funcione como un transformador de impedancia que adapte mejor la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial 3 a la

impedancia característica del tejido hepático a la frecuencia de operación predeterminada. En primer lugar, la longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 5 debe ser tal que la segunda línea de transmisión coaxial 5 sea un transformador de impedancia que mejore la adaptación de impedancias entre la primera línea de transmisión coaxial 3 y el tejido a la frecuencia de operación predeterminada. Por ejemplo, la segunda línea de transmisión coaxial puede tener una longitud que sea sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$. En segundo lugar, la impedancia de la segunda línea de transmisión coaxial 5 debe ser intermedia entre la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial 3 y la impedancia del tejido que se coagula. Para una adaptación de impedancias óptima, la impedancia de

la segunda línea de transmisión coaxial 5 debe ser sustancialmente igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, donde Z_{in} es la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial 3 y Z_L es la impedancia característica predeterminada del tejido.

En el material dieléctrico de la segunda capa dieléctrica 17, la energía de frecuencia de microondas viaja a una velocidad v , donde:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \quad (1)$$

donde c es la velocidad de la luz, μ_r es la permeabilidad relativa del material dieléctrico y ϵ_r es la permitividad relativa (la constante dieléctrica) del material dieléctrico.

Suponiendo que el material dieléctrico no es magnético y que, por lo tanto, tiene una permeabilidad relativa de 1, la energía de frecuencia de microondas viaja, en la segunda capa dieléctrica 17, a una velocidad de:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2)$$

Por lo tanto, la longitud de onda λ de la energía de frecuencia de microondas en la segunda capa dieléctrica 17 viene dada por:

$$\lambda = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3)$$

donde f es la frecuencia de la energía de frecuencia de microondas.

Por lo tanto, la longitud de onda de la energía de microondas que tenga la frecuencia de operación deseada, en la segunda línea de transmisión coaxial 5, puede ser determinada por medio de la ecuación (3) basándose en la permitividad relativa (constante dieléctrica) del material dieléctrico, que se puede buscar, calcular o encontrar por experimentación. La longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 5, que es igual a $(2n+1)\lambda/4$, se puede determinar fácilmente, y se puede configurar la longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 5 en el instrumento electroquirúrgico 1 para que sea sustancialmente igual a la longitud calculada.

Alternativamente, como se describió anteriormente, la longitud óptima de la segunda línea de transmisión coaxial 5 puede ser diferente a esta, porque también puede verse afectada por la geometría específica de la segunda línea de transmisión coaxial 5. Por lo tanto, la longitud óptima puede calcularse basándose en la geometría de la segunda línea de transmisión coaxial 5, posiblemente además de usar la longitud de onda en la segunda línea de transmisión coaxial 5 calculada según se describió anteriormente. Alternativamente, la longitud óptima puede determinarse basándose en simulación o experimentación. La longitud óptima es la longitud que minimice la pérdida por retorno, es decir, minimice la cantidad o proporción de energía de frecuencia de microondas reflejada, lo cual corresponde a maximizar la adaptación de impedancias entre la primera línea de transmisión coaxial 3 y el tejido. Por supuesto, la longitud actual de la segunda línea de transmisión coaxial no tiene que ser la longitud óptima exacta, porque otras longitudes similares pueden dar también prestaciones aceptables (no óptimas).

La impedancia de un cable coaxial viene dada por la ecuación (4).

$$Z_0 = 60 \sqrt{\frac{\mu_r}{\epsilon_r}} \ln \left(\frac{D}{d} \right) \quad (4)$$

donde μ_r es la permeabilidad relativa del material dieléctrico, ϵ_r es la permitividad relativa (la constante dieléctrica) del material dieléctrico, D es el diámetro interno del conductor externo y d es el diámetro externo del conductor

interno. Suponiendo que el material dieléctrico no es magnético y, por lo tanto, tiene una permeabilidad relativa de 1, la impedancia de la línea de transmisión coaxial viene dada por la ecuación (5).

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{\epsilon_r}} \ln \left(\frac{D}{d} \right) \quad (5)$$

De acuerdo con la ecuación (5), la impedancia del cable coaxial viene determinada únicamente por la relación entre el diámetro interno del conductor externo y el diámetro externo del conductor interno, para un material dieléctrico particular con una permitividad relativa particular. Por lo tanto, utilizando la ecuación (5) se puede calcular la relación entre el diámetro interno del conductor externo y el diámetro externo del conductor interno necesaria para proporcionar un cable coaxial que tenga una impedancia particular.

Por lo tanto, se puede usar la ecuación (5) para calcular la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo 15 y el diámetro externo del segundo conductor interno 13, lo que da como resultado que la impedancia característica de la segunda línea de transmisión coaxial 5 sea intermedia entre la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial 3 y el tejido, y en el instrumento electroquirúrgico se puede ajustar la relación para que sea el valor calculado.

Preferiblemente, se calcula una relación que haga que la impedancia característica de la segunda línea de transmisión coaxial 5 sea sustancialmente igual a $\sqrt{Z_{in}Z_L}$, donde Z_{in} es la impedancia característica de la primera línea de transmisión coaxial y Z_L es la impedancia característica predeterminada del tejido, porque esto proporciona una adaptación de impedancias exacta entre la primera línea de transmisión coaxial y el tejido y, por lo tanto, maximiza la cantidad de energía de microondas suministrada al tejido.

Los diámetros específicos apropiados de los segundos conductores interno y externo pueden determinarse en función de una serie de variables, incluidos los diámetros correspondientes de la primera línea de transmisión coaxial 1, la geometría del tejido al que se suministra la energía de frecuencia de microondas y la frecuencia de la energía de frecuencia de microondas.

En la simulación por ordenador ilustrada en la FIG. 1, el instrumento electroquirúrgico 1 está configurado para coagular tejido hepático utilizando una energía de frecuencia de microondas que tiene una frecuencia característica de 5,8 GHz. Por supuesto, en otras realizaciones, la frecuencia de operación deseada puede ser diferente, y/o el tejido deseado para ser coagulado (y la impedancia característica correspondiente) puede ser diferente y/o el instrumento puede estar destinado a lograr un efecto diferente que coagulación, tal como ablación.

En esta simulación por ordenador, el cable Sucoform 86 de 50 ohmios se modeló con una longitud de 10 mm, para simplificar.

Las simulaciones se llevaron a cabo utilizando el CST Microwave Studio sobre un ancho de banda de 3,3 GHz a 8,3 GHz, con una frecuencia central de 5,8 GHz. Se modeló una carga de hígado colocada directamente contra el extremo del circuito abierto de la línea de transmisión coaxial distal. La impedancia de carga de hígado se modeló con 58+j10,6 ohmios. Esto corresponde a modelar la carga de hígado con una constante dieléctrica de aproximadamente 38, en comparación con la constante dieléctrica de 5,67 para el dieléctrico MACOR de la segunda línea de transmisión coaxial 5.

Inicialmente, para la segunda línea de transmisión coaxial 5, que tenía un diámetro externo de 2,5 mm, se seleccionó un segundo conductor interno de 13 mm de diámetro y una segunda capa dieléctrica de 17,65 mm de diámetro externo. Usando estos parámetros, y realizando varias simulaciones, se encontró que la longitud ideal de la segunda línea de transmisión coaxial 5, para maximizar la cantidad de energía de microondas suministrada al tejido hepático, estaba cerca de 9 mm.

Con la longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 5 establecida en 9 mm, se variaron los diámetros externos del segundo conductor interno 13 y de la segunda capa dieléctrica 17 y se encontró que un segundo conductor interno 13 de 1,2 mm de diámetro externo y una segunda capa dieléctrica 17 de 1,8 mm de diámetro externo proporcionaban una buena adaptación al tejido hepático a una frecuencia de operación de 5,8 GHz con un ancho de banda razonable.

En las simulaciones se comprobaron las prestaciones del instrumento electroquirúrgico para determinar el patrón de absorción en el tejido y el nivel de radiación en direcciones no deseadas, y se encontró que las prestaciones eran aceptables.

La FIG. 1 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico 1, de acuerdo con una realización de la presente invención, que se usa para coagular tejido hepático en contacto con el extremo distal del instrumento 1. Los parámetros de longitud y diámetro de la segunda línea de transmisión coaxial 5 fueron ajustados

a los parámetros óptimos determinados anteriormente.

Se puede ver en la FIG. 1 que el patrón 19 de absorción de energía en el tejido hepático 21 de la simulación se localiza en un área del tejido hepático 21 que está directamente en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal 5, y es circularmente simétrico alrededor del eje central compartido de la primera y segunda líneas de transmisión coaxiales.

Este resultado demuestra que con la presente invención se puede lograr un suministro localizado y controlado de energía al tejido en contacto con el instrumento electroquirúrgico para provocar una coagulación localizada y controlada en esa área del tejido.

La FIG. 2 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 1. Como es bien conocido en el campo técnico, el parámetro S es una medida de la pérdida por retorno de la energía de microondas debida a la falta de adaptación de impedancias, y como tal, el parámetro S es indicativo del grado de falta de adaptación de impedancias. El parámetro S se puede definir mediante la ecuación (6).

$$P_I = SP_R \quad (6)$$

donde P_I es la potencia de salida del instrumento hacia el tejido, P_R es la potencia reflejada por el tejido y S es el parámetro S.

Como se muestra en la FIG. 2, en los resultados de la simulación hay una muy buena adaptación de impedancias para la frecuencia de operación deseada de 5,8 GHz, lo que significa que en las simulaciones se reflejó muy poca energía de microondas desde el tejido hepático a esta frecuencia de energía de microondas. Esto demuestra que la configuración de los parámetros de longitud y diámetro de la línea de transmisión coaxial distal del instrumento electroquirúrgico, como se explicó anteriormente, puede maximizar la cantidad de energía de microondas que el instrumento electroquirúrgico suministra al área local deseada del tejido en contacto con el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal.

Si bien una adaptación tan buena puede ser difícil de lograr en la práctica, estos resultados también ilustran que se puede lograr una adaptación de impedancias aceptable en un rango de diferentes tejidos con diferentes (aunque similares) permisividades relativas. Por ejemplo, se puede lograr un parámetro S peor, pero aún aceptable, de -15 dB con un tipo diferente de tejido que tenga una impedancia ligeramente más alta o más baja que el tejido del hígado.

Se llevaron a cabo simulaciones adicionales para determinar el efecto de la inclinación del instrumento de modo que solo la esquina del extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal estuviera en contacto con el tejido. Se encontró que, para ángulos mayores de 1 grado entre el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal y la superficie del tejido, la adaptación era mala. El patrón de absorción simulado para 5 grados de inclinación está representado en la Figura 3 y el parámetro S (pérdida por retorno) para inclinación de 1, 2 y 5 grados está representado en la Figura 4.

Como se muestra en la Fig. 3, cuando el instrumento electroquirúrgico se inclina de manera que solo una parte del instrumento electroquirúrgico esté en contacto con el tejido, la potencia de microondas es suministrada en un área localizada aún más pequeña del tejido donde se produce el contacto. Como se muestra en la FIG. 3, el patrón 22 de suministro de potencia es más pequeño y más localizado que el patrón 19 de suministro de potencia de la FIG. 1.

Para una inclinación de 5 grados, la potencia radiada, es decir, la que salió del instrumento electroquirúrgico, pero no entró en el tejido deseado, fue de -23,18 dB con respecto a la potencia de entrada, es decir, aproximadamente el 0,5 %. La pérdida por retorno fue de -0,84 dB, es decir, solo aproximadamente el 17,5 % de la potencia salió del extremo aplicado del instrumento electroquirúrgico, y aproximadamente el 97 % de esta potencia fue absorbida por el tejido deseado.

Como se muestra en la FIG. 4, el aumento de la magnitud del ángulo/inclinación entre el eje central del instrumento y la normal a la superficie del tejido aumenta significativamente la pérdida por retorno, lo que significa que se refleja más potencia de microondas y se suministra menos potencia de microondas al tejido. Por lo tanto, el instrumento electroquirúrgico será menos eficiente con estos ángulos de inclinación más altos, pero la energía de microondas se localizará en un área más pequeña.

La FIG. 5 muestra el resultado de una simulación por ordenador para un instrumento electroquirúrgico 23 de acuerdo con una segunda realización de la presente invención. El instrumento electroquirúrgico 23 de acuerdo con la segunda realización difiere del instrumento electroquirúrgico 1 de acuerdo con la primera realización porque, en la segunda realización, la segunda línea de transmisión coaxial 25 está ahusada desde un extremo proximal 27 más ancho hasta un extremo distal 29 más estrecho. En esta realización el extremo 29 tiene aproximadamente la mitad del diámetro del extremo proximal 27.

Específicamente, en esta realización, en el extremo distal 29 de la segunda línea de transmisión coaxial el diámetro del segundo conductor interno es de 0,6 mm, el diámetro de la segunda capa dieléctrica es de 0,9 mm y el diámetro externo del segundo conductor externo es de 1,25 mm.

En esta realización, la relación entre el diámetro interno del conductor externo y el diámetro externo del conductor interno se mantiene constante a lo largo de la línea de transmisión coaxial distal, de modo que la impedancia de la línea de transmisión coaxial distal es constante a todo lo largo de la misma. Además, las proporciones del extremo distal expuesto de la línea de transmisión coaxial distal que está en contacto con el tejido son las mismas que en la realización de la FIG. 1.

Como se muestra en la FIG. 5, una de las ventajas de reducir así la segunda línea de transmisión coaxial 25 es que la energía de microondas se suministra a un área más pequeña de tejido en el extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial 25. Esto puede verse comparando el patrón 19 de absorción de potencia de la FIG. 1 con el patrón 31 de absorción de potencia de la FIG. 5. Por lo tanto, el suministro de energía de microondas está más localizado en la segunda realización. Esto puede ser particularmente útil, por ejemplo, cuando se desea enfocar el suministro de energía en un área específica o tipo de tejido, por ejemplo, en un vaso o lumen sanguíneo.

La FIG. 6 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de la radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 5. En esta simulación, la longitud de la segunda línea de transmisión coaxial 25 se alargó desde los 9 mm de la primera realización hasta 10 mm, por lo que la pérdida por retorno más baja se obtuvo a la frecuencia de operación deseada de 5,8 GHz. El cambio de longitud de la segunda línea de transmisión coaxial fue necesario porque la longitud de onda de la energía de frecuencia de microondas es más larga con esta geometría ahusada de la segunda línea de transmisión coaxial (este es un ejemplo en donde la longitud óptima de la segunda línea de transmisión coaxial no es un múltiplo impar de $\lambda/4$).

Se desprende de la FIG. 6 que la pérdida por retorno es más significativa que con la realización ilustrada en la FIG. 1 (compárense las FIGS. 6 y 2). Esto puede deberse a que la geometría (por ejemplo, la longitud y la proporción de los diámetros) de la segunda línea de transmisión coaxial no estaba totalmente optimizada para la carga de tejido hepático. Por lo tanto, se puede lograr una menor pérdida por retorno con esta geometría de la segunda línea de transmisión coaxial si se optimiza adicionalmente la geometría de la segunda línea de transmisión coaxial.

Sin embargo, las prestaciones del instrumento 25 siguen siendo buenas con esta pérdida por retorno, por lo que el instrumento 25 se puede usar con éxito para coagular el tejido y, como se comentó anteriormente, esta realización tiene la ventaja de que la potencia se suministra a un volumen más pequeño de tejido.

Una ventaja adicional de la naturaleza ahusada de la segunda línea de transmisión coaxial 25, en esta realización, es que se puede presionar el extremo distal de la línea de transmisión coaxial 25 más dentro del tejido que con la primera realización, porque la punta distal es más estrecha en esta realización.

Las otras características de la segunda realización son las mismas que en la primera realización y no se repite su descripción en el presente documento por concisión.

El suministro de la energía de frecuencia de microondas en un área de tejido más localizada también se puede lograr manteniendo la forma cilíndrica de la segunda línea de transmisión coaxial mostrada en la FIG. 1, pero usando una línea de transmisión coaxial más estrecha. Esto resulta similarmente en un extremo distal más estrecho de la segunda línea de transmisión coaxial para suministrar la energía de frecuencia de microondas a un área de tejido más localizada.

La FIG. 7 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico, de acuerdo con una realización adicional de la presente invención, que se usa para coagular tejido hepático, en donde la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales son más estrechas que en la realización de la FIG. 1. La configuración del instrumento que se muestra en la FIG. 7 es similar a la que se muestra en la FIG. 1, aparte de las dimensiones de la primera y segunda líneas de transmisión coaxiales. En el presente documento solo se describirán las diferencias con la realización mostrada en la FIG. 1.

En la realización de la FIG. 7, la primera línea de transmisión coaxial es un cable coaxial Sucoform 47. El cable coaxial Sucoform 47 comprende los mismos materiales que el cable coaxial Sucoform 86 descrito anteriormente, pero diferentes dimensiones. Específicamente, en el cable Sucoform 47 el conductor interno tiene un diámetro externo de 0,31 mm, la capa dieléctrica de PTFE tiene un diámetro externo de 0,94 mm y el conductor externo tiene un diámetro externo de 1,20 mm. El cable Sucoform 47 tiene una impedancia característica de 50 ohmios.

Una desventaja potencial de usar el Sucoform 47 como primera línea de transmisión coaxial, con respecto al cable Sucoform 86 más ancho, es que el cable Sucoform 47 tiene mayores pérdidas, por lo que la eficiencia del instrumento será menor. Sin embargo, una ventaja de usar el Sucoform 47 es que las proporciones relativas de la primera y segunda líneas de transmisión coaxiales, en la unión entre las mismas, son similares a las realizaciones descritas anteriormente, a pesar de que el diámetro de la segunda línea de transmisión coaxial sea más estrecho.

La segunda línea de transmisión coaxial es una línea de transmisión cilíndrica que es más estrecha que en la FIG. 1. Específicamente, el segundo conductor interno tiene un diámetro externo de 0,702 mm, la segunda capa dieléctrica tiene un diámetro externo de 1,053 mm y el segundo conductor externo tiene un diámetro externo de 1,462 mm.

Como se muestra en la FIG. 7, la naturaleza más estrecha de la segunda línea de transmisión coaxial 5 de esta realización da como resultado un suministro más localizado de la energía de frecuencia de microondas al tejido hepático (compárense las FIGS. 1 y 7, teniendo en cuenta las diferentes escalas).

La FIG. 8 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 7. Como puede verse por comparación de las FIGS. 6 y 8, la pérdida por retorno en esta realización es comparable a la pérdida por retorno de la realización ahusada ilustrada en la FIG. 5.

La FIG. 9 muestra una simulación por ordenador de un instrumento electroquirúrgico, de acuerdo con una realización adicional de la presente invención, que se usa para coagular tejido hepático, en donde la segunda línea de transmisión coaxial es más estrecha que en la realización de la FIG. 1. La FIG. 10 es un gráfico de la magnitud del parámetro S (pérdida por retorno) frente a la frecuencia de radiación de microondas para la simulación por ordenador que se muestra en la FIG. 9.

La configuración del instrumento que se muestra en la FIG. 9 es similar a la que se muestra en la FIG. 1, aparte de las dimensiones de la segunda línea de transmisión coaxial. En el presente documento solo se describirán las diferencias con la realización mostrada en la FIG. 1.

La primera línea de transmisión coaxial de la realización mostrada en la FIG. 9 es un cable coaxial Sucoform 86, como en la realización de la FIG. 1. Sin embargo, la segunda línea de transmisión coaxial es más estrecha y tiene las mismas dimensiones que en la realización de la FIG. 7. En otras palabras, el segundo conductor interno tiene un diámetro externo de 0,702 mm, la segunda capa dieléctrica tiene un diámetro externo de 1,053 mm y el segundo conductor externo tiene un diámetro externo de 1,462 mm. Como se muestra en la FIG. 9, se puede lograr un suministro más localizado de la energía de frecuencia de microondas al tejido con la realización de la FIG. 9 que con la realización de la FIG. 1, debido a la punta distal más estrecha de la segunda línea de transmisión coaxial de la FIG. 9.

La FIG. 10 muestra que la pérdida por retorno es aceptable cuando se alimenta la segunda línea de transmisión coaxial utilizando el cable Sucoform 86 más ancho en lugar del cable Sucoform 47 más estrecho.

Una ventaja de usar el cable coaxial Sucoform 86 más ancho como primera línea de transmisión coaxial es que la pérdida de potencia es menor en este cable. Por lo tanto, la eficiencia del instrumento será mayor cuando se utilice el cable Sucoform 86 como primera línea de transmisión coaxial.

Las dimensiones de la punta distal de los segundos cables de alimentación coaxiales de las FIGS. 1, 5, 7 y 9 se detallan en la siguiente Tabla 1, por facilidad de referencia.

TABLA 1

Realización	Diámetro interno del conductor	Diámetro de la capa dieléctrica	Diámetro del conductor externo
FIG. 1	1,2 mm	1,8 mm	2,5 mm
FIG. 5	0,6 mm	0,9 mm	1,25 mm
FIGS. 7 y 9	0,702 mm	1,053 mm	1,462 mm

Por supuesto, en realizaciones alternativas las dimensiones pueden ser diferentes de las que se dan en la Tabla 1.

En resumen, todas las realizaciones de la presente invención proporcionan un instrumento electroquirúrgico que acopla eficientemente la energía de microondas a un área localizada del tejido directamente en contacto con el instrumento electroquirúrgico.

El suministro de energía de microondas al tejido mejora significativamente cuando se produce un buen contacto entre el extremo distal del instrumento electroquirúrgico (por ejemplo, el extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial) y el tejido. Cuando el instrumento electroquirúrgico está formando un ángulo, por lo que existe un espacio de aire entre al menos parte del extremo distal del instrumento electroquirúrgico y el tejido, la pérdida por retorno puede ser mala, especialmente para ángulos superiores a 1 grado.

En todas las realizaciones se irradia muy poca energía en direcciones no deseadas (en otras palabras, en cualquier dirección que no sea hacia el área del tejido en contacto con la sonda), independientemente de la pérdida por retorno.

En todas las realizaciones, el instrumento electroquirúrgico puede usarse para contactar el tejido con un ángulo, para coagular una pequeña porción de tejido junto al borde del extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial.

Además, también se puede lograr una región más concentrada de calentamiento del tejido utilizando una segunda línea de transmisión coaxial ahusada para suministrar la energía de microondas a un área más pequeña de tejido en el extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial.

También se puede lograr un suministro más concentrado de energía de frecuencia de microondas al tejido utilizando una segunda línea de transmisión coaxial cilíndrica más estrecha. Para reducir las pérdidas de potencia, la segunda línea de transmisión coaxial más estrecha puede ser alimentada por una primera línea de transmisión coaxial más ancha.

La FIG. 11 es una ilustración esquemática de una realización adicional de la presente invención. Al igual que en las realizaciones descritas anteriormente, en esta realización el instrumento electroquirúrgico comprende la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5. La configuración de la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5 que se muestra en la FIG. 11 es solo un ejemplo de configuración, y la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales pueden tener otra configuración (forma, tamaño, etc.), por ejemplo una de las otras configuraciones de ejemplo de las otras realizaciones descritas anteriormente e ilustradas en las FIGS. 1 a 10.

En esta realización, el instrumento electroquirúrgico comprende una tercera línea de transmisión coaxial 33. La tercera línea de transmisión coaxial 33 comprende un tercer conductor interno que está conectado al segundo conductor interno, un tercer conductor externo que es coaxial con el tercer conductor interno y está conectado al segundo conductor externo y una tercera capa de material dieléctrico que separa los terceros conductores interno y externo.

La tercera línea de transmisión coaxial 33 está alineada axialmente (es coaxial) con la primera y la segunda líneas de transmisión coaxiales 3, 5.

El tercer conductor interno, el tercer conductor externo y la tercera capa de material dieléctrico están expuestos en una cara extrema distal plana de la tercera línea de transmisión coaxial 33. En uso, como se ilustra en la FIG. 11, la cara del extremo distal de la tercera línea de transmisión coaxial 33 puede ser presionada contra el tejido para suministrar energía de frecuencia de microondas al tejido, como se describe con más detalle a continuación. Por lo tanto, en esta realización, el extremo distal de la tercera línea de transmisión coaxial 33 forma el extremo distal del instrumento, y no el extremo distal de la segunda línea de transmisión coaxial 5 como en las realizaciones descritas anteriormente.

La tercera línea de transmisión coaxial 33 está configurada para eliminar una parte reactiva (componente imaginario) de la impedancia del tejido 35. Una vez eliminada la parte reactiva de la impedancia del tejido 35, la segunda línea de transmisión coaxial 5 adapta la subsiguiente impedancia puramente real con la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial 3. Por lo tanto, en esta realización se toman en cuenta y se abordan los efectos de la falta de adaptación de impedancias de las partes real y reactiva (imaginaria) de la impedancia del tejido 35.

En esta realización, la tercera línea de transmisión coaxial 33 tiene la misma impedancia que la primera línea de transmisión coaxial 3 (por ejemplo, 50 ohmios). De hecho, en esta realización la tercera línea de transmisión coaxial 33 es el mismo tipo de cable coaxial de la primera línea de transmisión coaxial 3.

La longitud adecuada para que la tercera línea de transmisión coaxial 33 anule/elimine la parte reactiva de la impedancia del tejido 35 se puede determinar matemáticamente, por ejemplo, usando una Carta de Smith, basándose en variables tales como las impedancias del tejido y de la primera línea de transmisión coaxial y la frecuencia de la radiación de frecuencia de microondas. Si la longitud calculada de la tercera línea de transmisión coaxial es demasiado corta para ser práctica, se puede agregar un múltiplo de $\lambda/2$ a la longitud calculada para determinar una longitud más práctica. La longitud apropiada de la tercera línea de transmisión coaxial se puede determinar alternativamente mediante simulación/modelado por ordenador, o por experimentación.

Como ejemplo, la longitud apropiada de la tercera línea de transmisión coaxial se puede determinar usando las siguientes etapas, asumiendo que la impedancia del tejido (carga) es $(10-j10)\Omega$ y la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial es 50Ω :

(1) Normalizar la impedancia del tejido a la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial:

$$Z_N = \frac{(10-j10)\Omega}{50\Omega} = (0,2 - j0,2)\Omega$$

(2) Trazar la impedancia normalizada en la Carta de Smith y dibujar el círculo VSWR;

(3) Girar la carga normalizada hasta el eje real r y observar el movimiento en longitudes de onda desde la carga

hacia el generador. Esto elimina el componente reactivo (imaginario) de la impedancia de carga;

(4) Si la $\Delta\lambda$ es demasiado corta para realizarla prácticamente, añadir $\frac{n\lambda}{2}$ a esta longitud hasta conseguir una longitud práctica.

Una vez anulada la parte reactiva de la impedancia del tejido, puede adaptarse la subsiguiente impedancia puramente real a la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial mediante una segunda línea de transmisión coaxial adecuadamente configurada. Específicamente, se puede usar la Carta de Smith para encontrar el valor del eje real r donde la carga solo tiene un valor puramente real (que puede estar a la izquierda o la derecha del centro), y este valor puede normalizarse multiplicándolo por la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial para encontrar la impedancia real que debe coincidir con la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial.

Lo siguiente es un simple ejemplo numérico relacionado con la realización de la FIG. 11, asumiendo que la impedancia (carga) del tejido es $(10-j10) \Omega$ y la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial es 50Ω .

Si se efectúan los pasos anteriores utilizando una Carta de Smith, se determina que la longitud deseada de la tercera línea de transmisión coaxial es $0,033 \lambda$ y el valor del eje real r donde la carga solo tiene un valor puramente real es $Z_{nuevo} = 0,19$. Después se determina que la carga normalizada, que debe coincidir con la impedancia de la primera línea de transmisión coaxial 3 gracias a la segunda línea de transmisión coaxial 5, es $Z_{nuevo} = 0,19 \times 50\Omega = 9,5\Omega$. De este modo puede determinarse que la impedancia óptima de la segunda línea de transmisión coaxial es:

$$Z_T = \sqrt{Z_{in} Z_L} = \sqrt{50 \times 0,9} = 21,8\Omega$$

Los diámetros apropiados para los segundos conductores internos y externos pueden determinarse basándose en este valor y la ecuación (6).

Suponiendo una frecuencia de microondas de 5,8 GHz y que el segundo material dieléctrico es PTFE con una permitividad relativa de 1,5, puede determinarse mediante la ecuación (3) que la longitud óptima de la segunda línea de transmisión coaxial 5, es decir $\lambda/4$, es 10,56 mm. Si esta longitud es demasiado corta para ser práctica, puede aumentarse agregando a la longitud un múltiplo de $\lambda/2$, para llegar a una longitud de 31,68 mm.

Como se mencionó anteriormente, en este ejemplo la longitud deseada de la tercera línea de transmisión coaxial 33 es $0,033\lambda$, que corresponde a una longitud de 1,39 mm. Nuevamente, si esta longitud es demasiado corta para ser práctica, puede aumentarse agregando a la longitud un múltiplo de $\lambda/2$ para llegar a una longitud de 22,51 mm.

Lo siguiente es un simple ejemplo numérico que ilustra la necesidad de la adaptación de impedancias en las realizaciones de la presente invención. Este ejemplo asume una impedancia del tejido de $(12-j15)$ y una sola línea de transmisión coaxial con una impedancia de 50Ω presionada contra el tejido.

Sin ninguna adaptación de impedancias la cantidad de potencia que se reflejaría sería:

$$\Gamma = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} = 0,63 - j0,37$$

$$|\Gamma| = 0,731$$

La proporción de energía suministrada a la carga de tejido viene entonces dada por:

$$P = (1 - 0,731^2) = 0,466$$

Por lo tanto, sin ninguna adaptación de impedancias solo el 47 % de la potencia será suministrada a la carga, lo que significa que el instrumento electroquirúrgico sería relativamente ineficiente. La potencia suministrada puede mejorarse significativamente realizando una adaptación de impedancias como en las realizaciones de la presente invención anteriormente descritas.

En una realización práctica, el material dieléctrico de la segunda y/o tercera líneas de transmisión coaxiales puede ser aire u otro gas. En este caso, puede colocarse un trozo de material sobre el extremo de la línea de transmisión coaxial, por ejemplo, un trozo de cinta Kepton o una ventana de mica.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico configurado para suministrar una energía de frecuencia de microondas, que tiene una frecuencia de operación predeterminada, a un tejido que tiene una impedancia característica predeterminada, en contacto con un extremo distal del instrumento, comprendiendo el instrumento:

una línea de transmisión coaxial proximal (3) para transportar energía de frecuencia de microondas, que comprende un primer conductor interno (7), un primer conductor externo (9) formado coaxialmente con el primer conductor interno, y una primera capa dieléctrica (11) que separa el primer conductor interno y el primer conductor externo;

una línea de transmisión coaxial distal (5) para transportar energía de frecuencia de microondas, que comprende un segundo conductor interno (13) conectado al primer conductor interno, un segundo conductor externo (15) formado coaxialmente con el segundo conductor interno y conectado al primer conductor externo, y una segunda capa dieléctrica (17) que separa el segundo conductor interno y el segundo conductor externo;

en donde la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno es tal que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal es intermedia entre una impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y una impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido;

en donde la longitud de la línea de transmisión coaxial distal es tal que la línea de transmisión coaxial distal es un transformador de impedancia que mejora la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido, a la frecuencia de operación predeterminada; y caracterizado por que el instrumento electroquirúrgico

comprende una línea de transmisión coaxial distal (33) adicional que comprende un tercer conductor interno conectado al segundo conductor interno, un tercer conductor externo formado coaxialmente con el tercer conductor interno y conectado al segundo conductor externo, y una tercera capa dieléctrica que separa el tercer conductor interno y el tercer conductor externo; y

en donde la longitud de la línea de transmisión coaxial distal adicional es tal que la línea de transmisión coaxial distal adicional anula sustancialmente la parte reactiva de la impedancia característica predeterminada del tejido a la frecuencia de operación predeterminada..

2. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la longitud de la línea de transmisión coaxial distal es sustancialmente igual a $(2n+1)\lambda/4$, donde λ es la longitud de onda en la línea de transmisión coaxial distal de la energía de frecuencia de microondas que tiene la frecuencia de operación predeterminada y n es un número entero mayor o igual a 0.

3. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde el instrumento electroquirúrgico es para coagular tejido.

4. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la relación entre el diámetro interno del segundo conductor externo y el diámetro externo del segundo conductor interno es tal que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal es sustancialmente igual a

$\sqrt{Z_{in}Z_L}$, donde Z_{in} es la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal y Z_L es la impedancia de carga en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial distal, cuando el extremo distal del instrumento está en contacto con el tejido.

5. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde una impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal adicional es la misma que una impedancia característica de la línea de transmisión coaxial proximal.

6. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la línea de transmisión coaxial distal adicional es rígida.

7. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el instrumento electroquirúrgico comprende:

un tetón en circuito abierto o en cortocircuito conectado en paralelo a la línea de transmisión coaxial distal adicional.

8. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en donde la impedancia característica del tetón es la misma que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

9. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en donde la impedancia característica del tetón no es la misma que la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial distal adicional.

- 5 10. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 9, en donde el instrumento electroquirúrgico comprende una pluralidad de tetones en circuito abierto o en cortocircuito conectados en paralelo a la línea de transmisión coaxial distal adicional.
- 10 11. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la separación entre el diámetro externo del segundo conductor interno y el diámetro interno del segundo conductor externo es menor que la separación entre el diámetro externo del primer conductor interno y el diámetro interno del primer conductor externo.
- 15 12. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la segunda capa dieléctrica tiene una mayor permitividad relativa que la primera capa dieléctrica.
- 20 13. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde aplica al menos una de las siguientes:
- (a) la línea de transmisión coaxial distal es rígida;
 - (b) la línea de transmisión coaxial distal está ahusada desde un extremo proximal más ancho hasta un extremo distal más estrecho del mismo;
 - (c) la línea de transmisión coaxial proximal es un cable coaxial.
- 25 14. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el instrumento electroquirúrgico comprende una pluralidad de líneas de transmisión coaxiales distales para mejorar la adaptación de impedancias entre la línea de transmisión coaxial proximal y el tejido a la frecuencia de operación predeterminada.

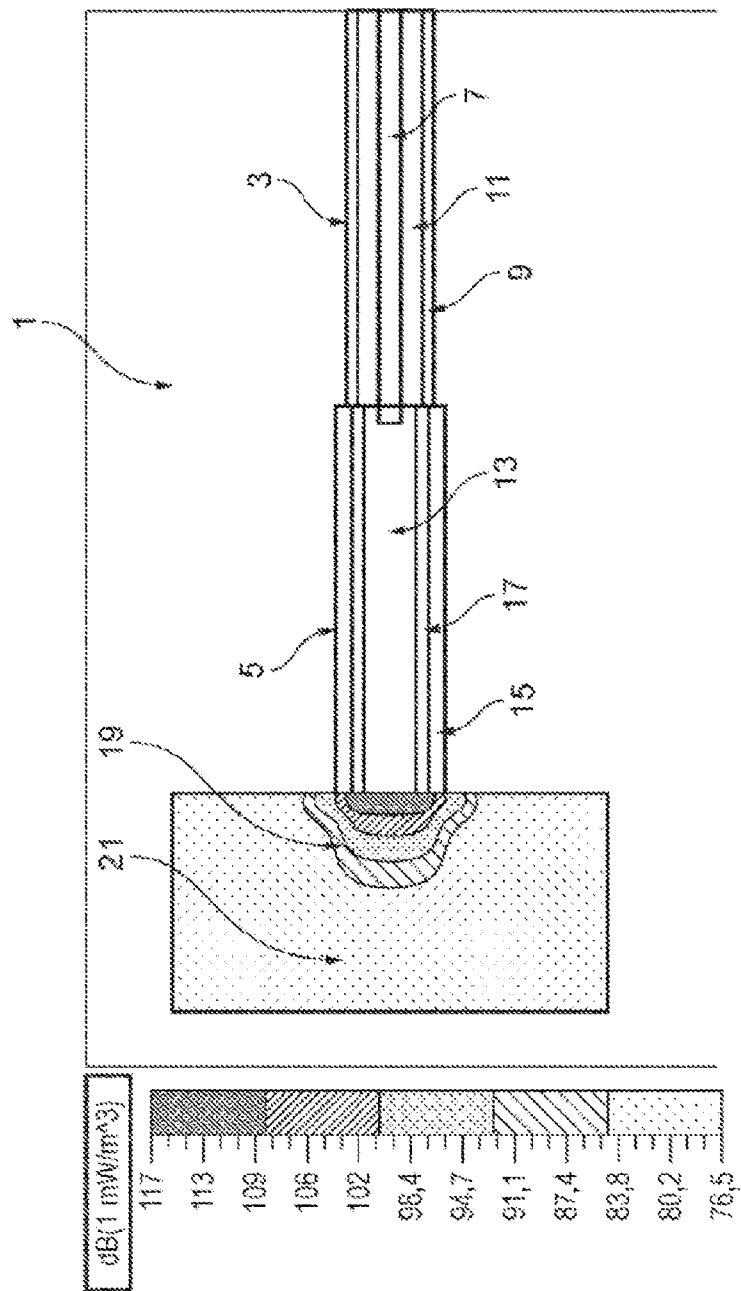


FIG. 1

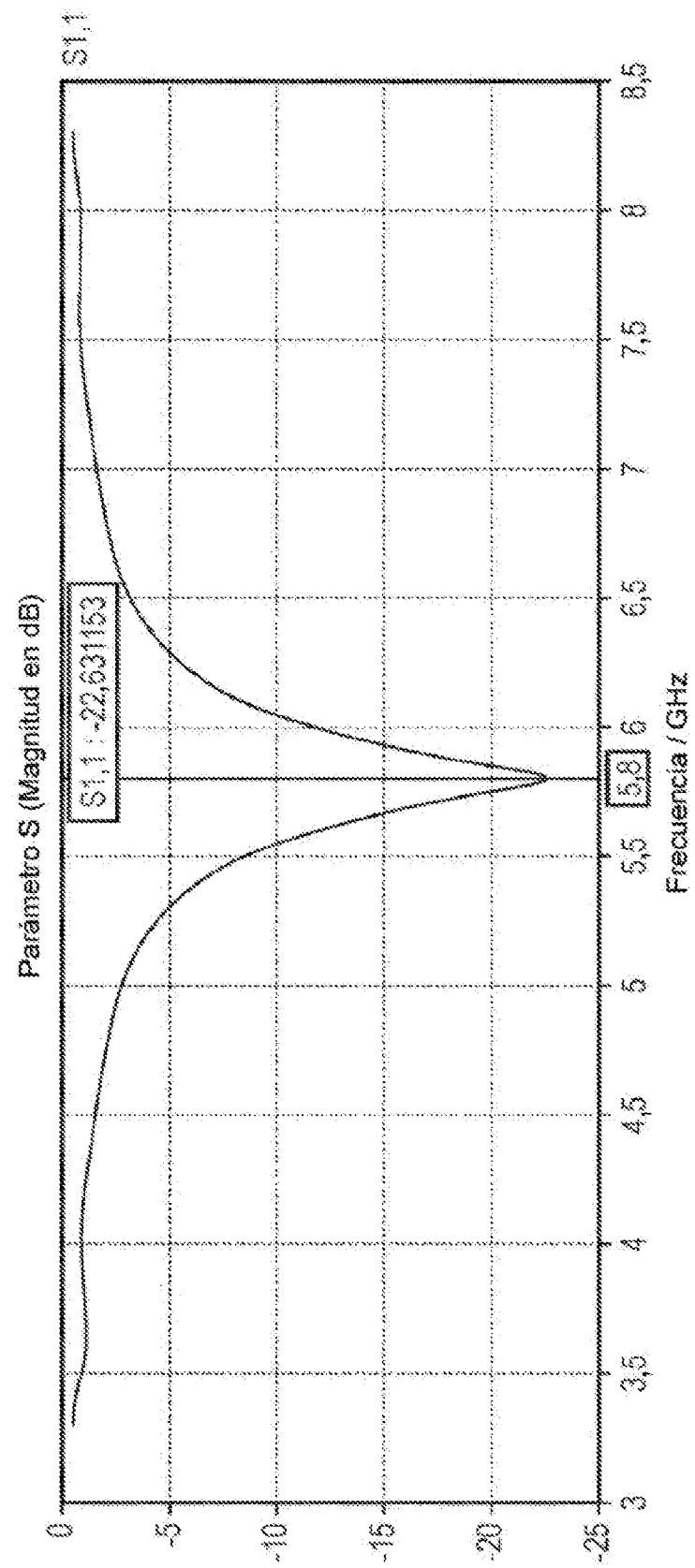


FIG. 2

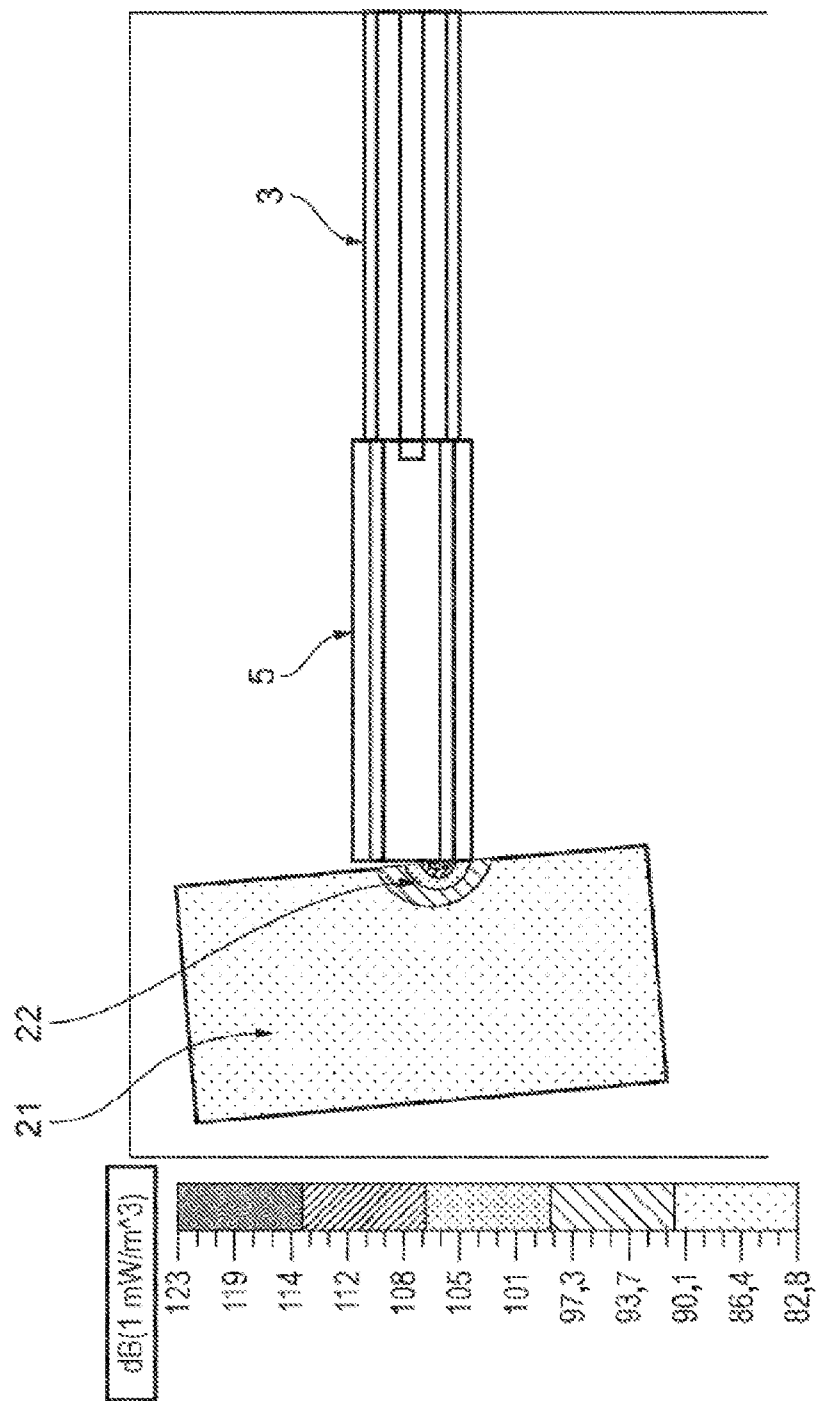


FIG. 3

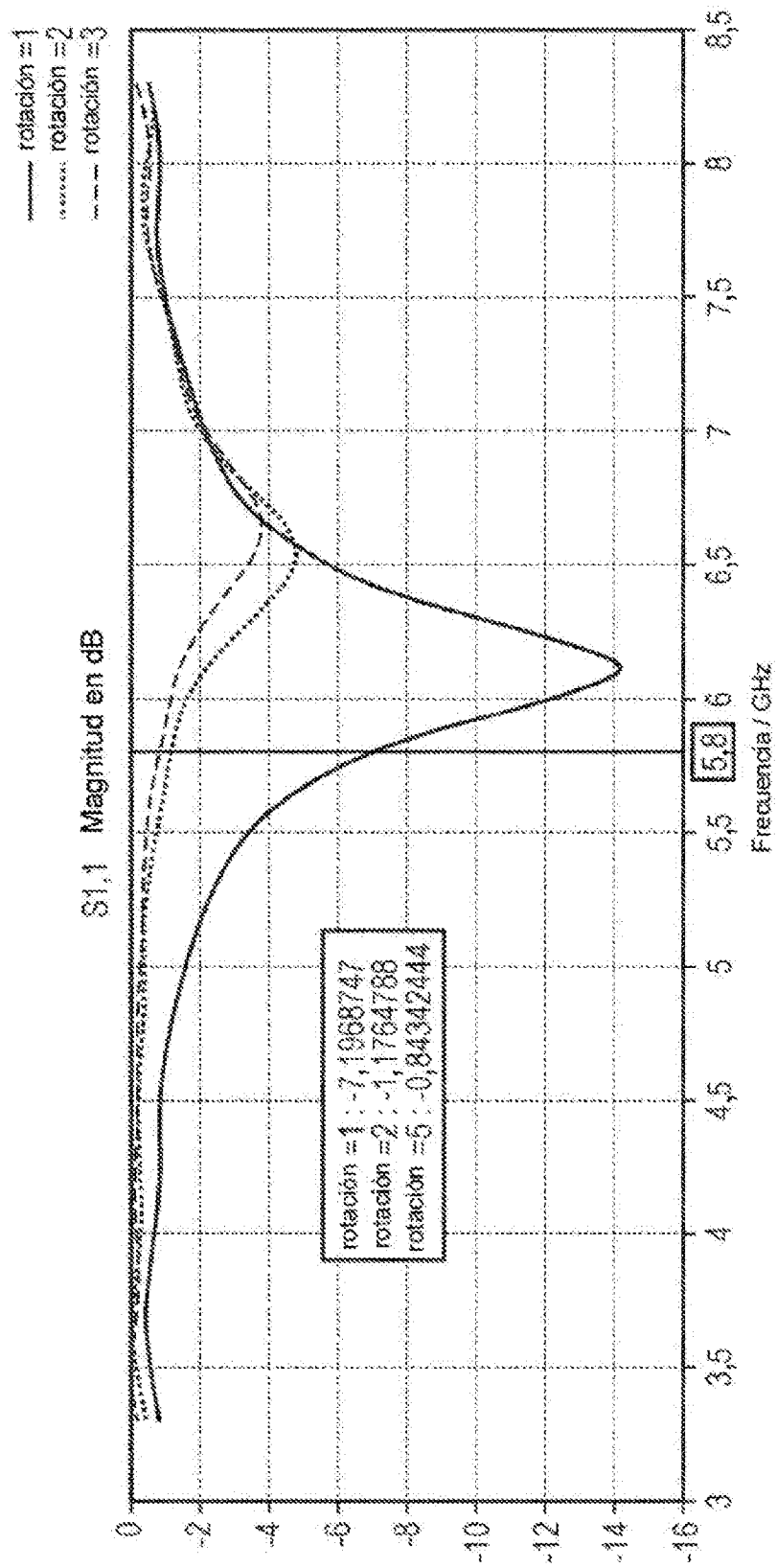


FIG. 4

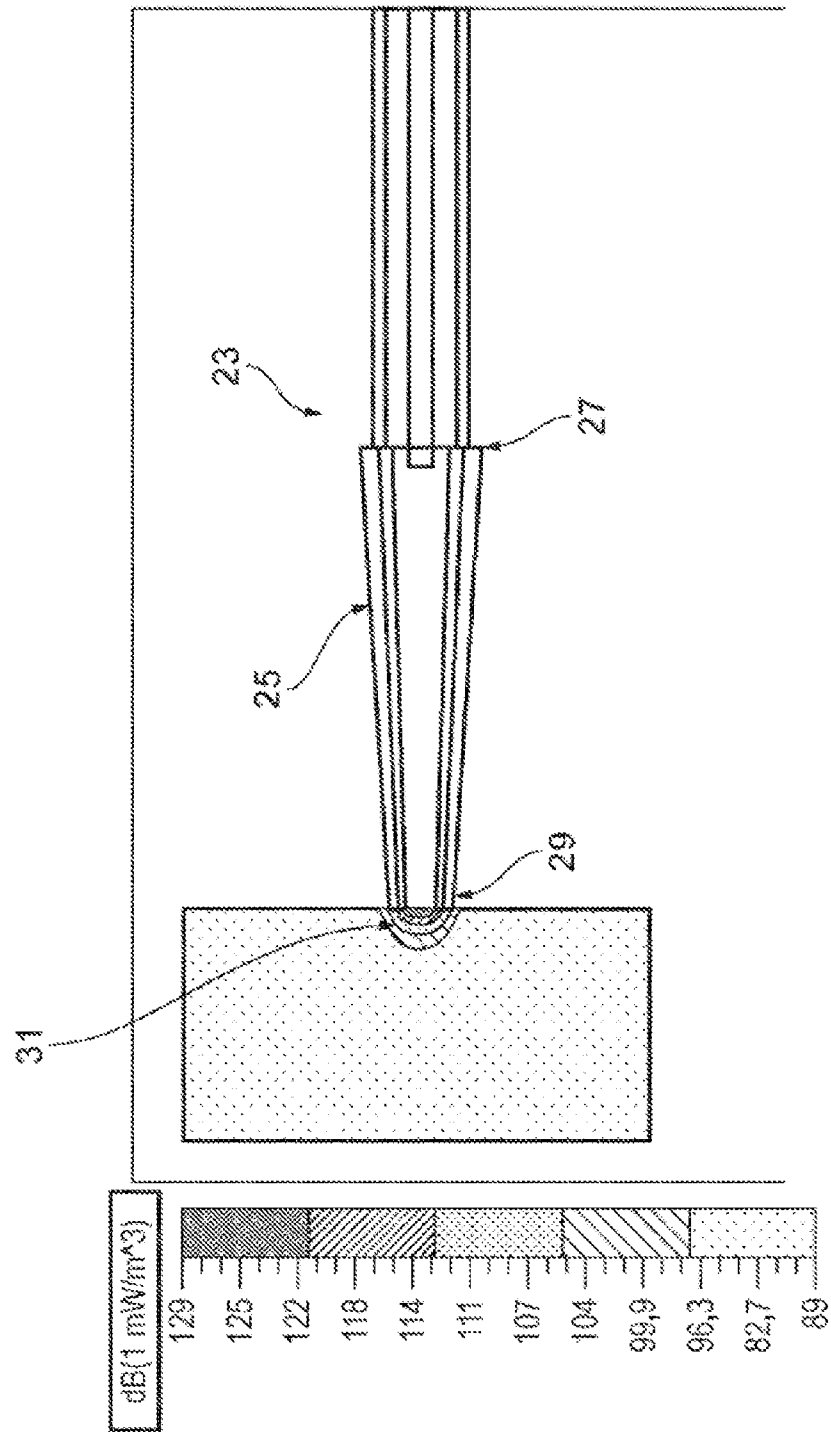


FIG. 5

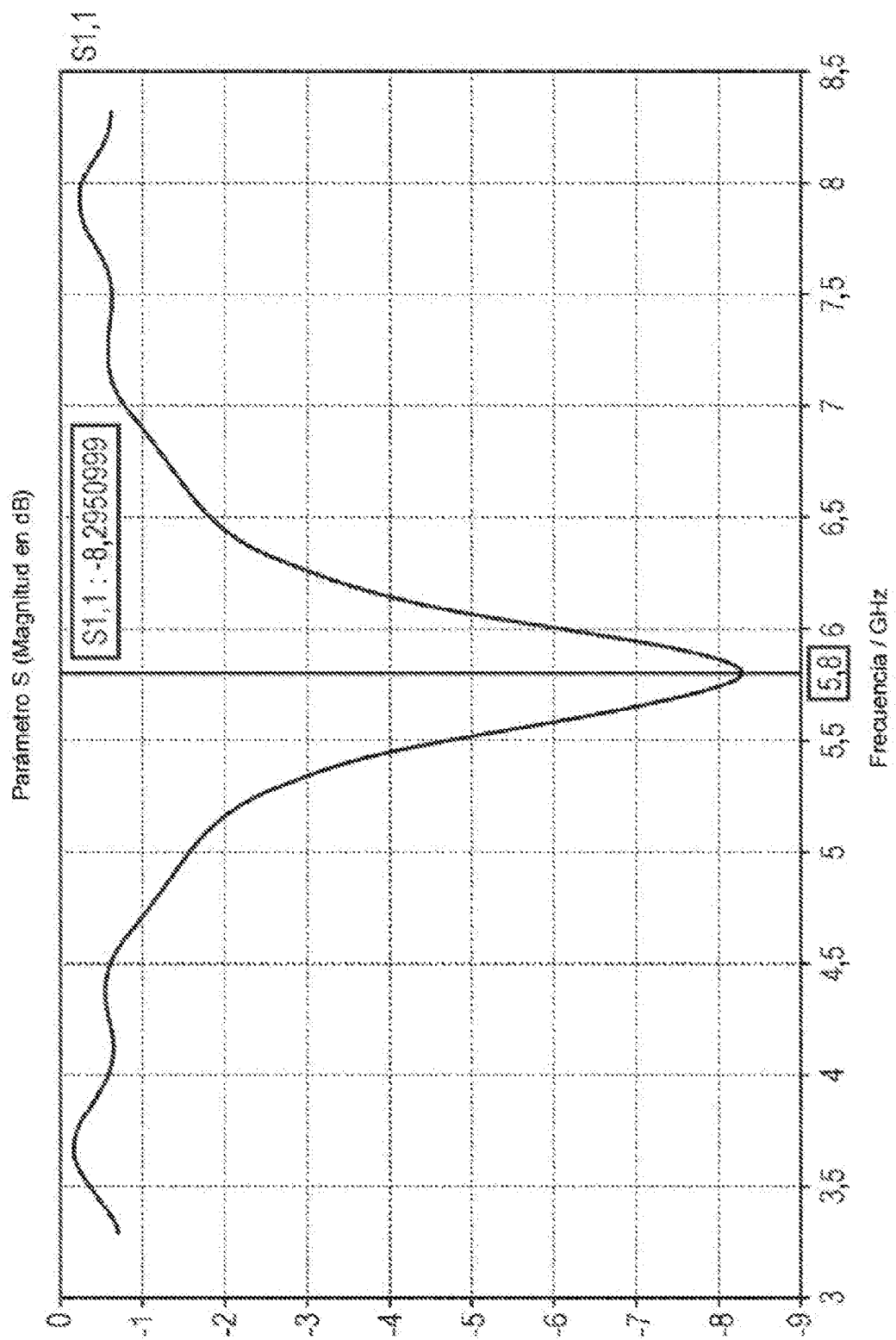


FIG. 6

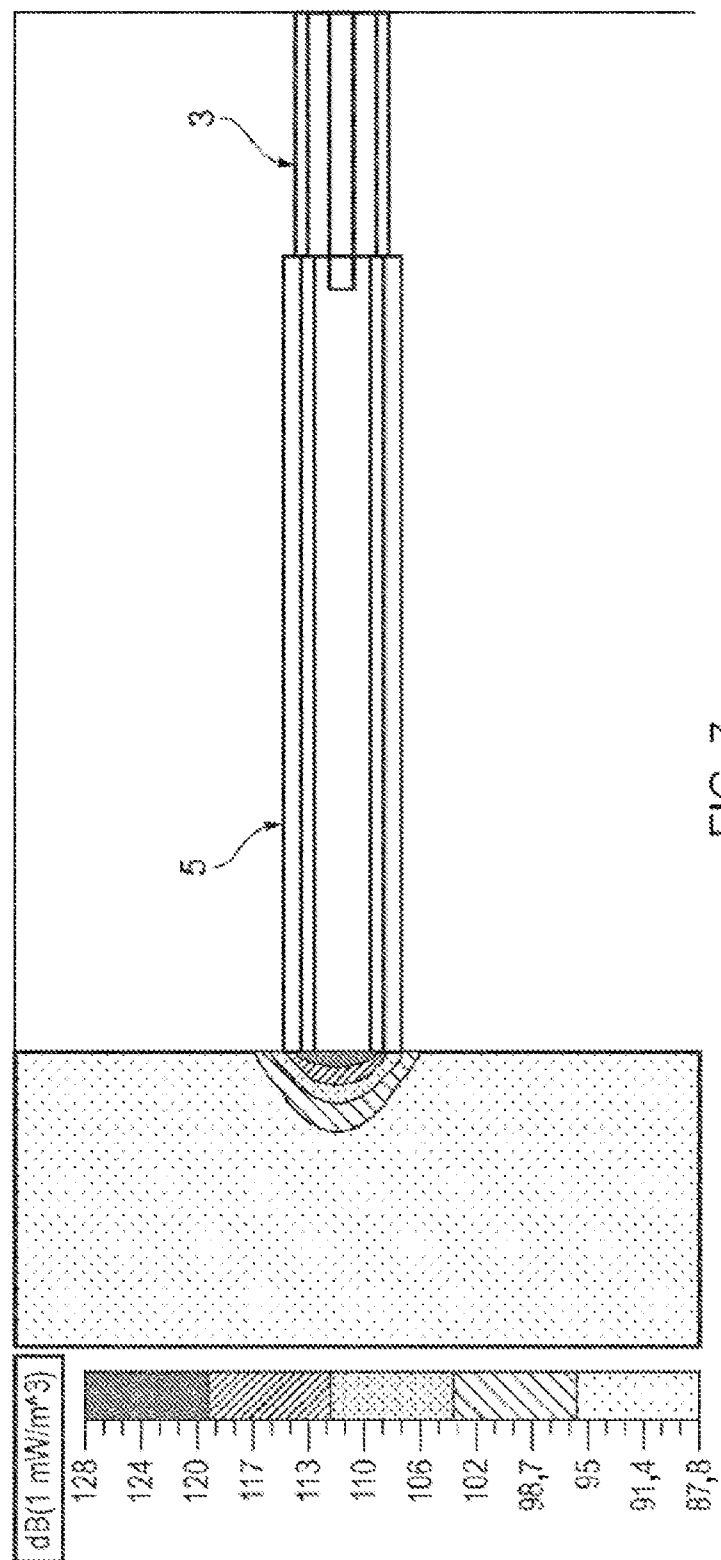


FIG. 7

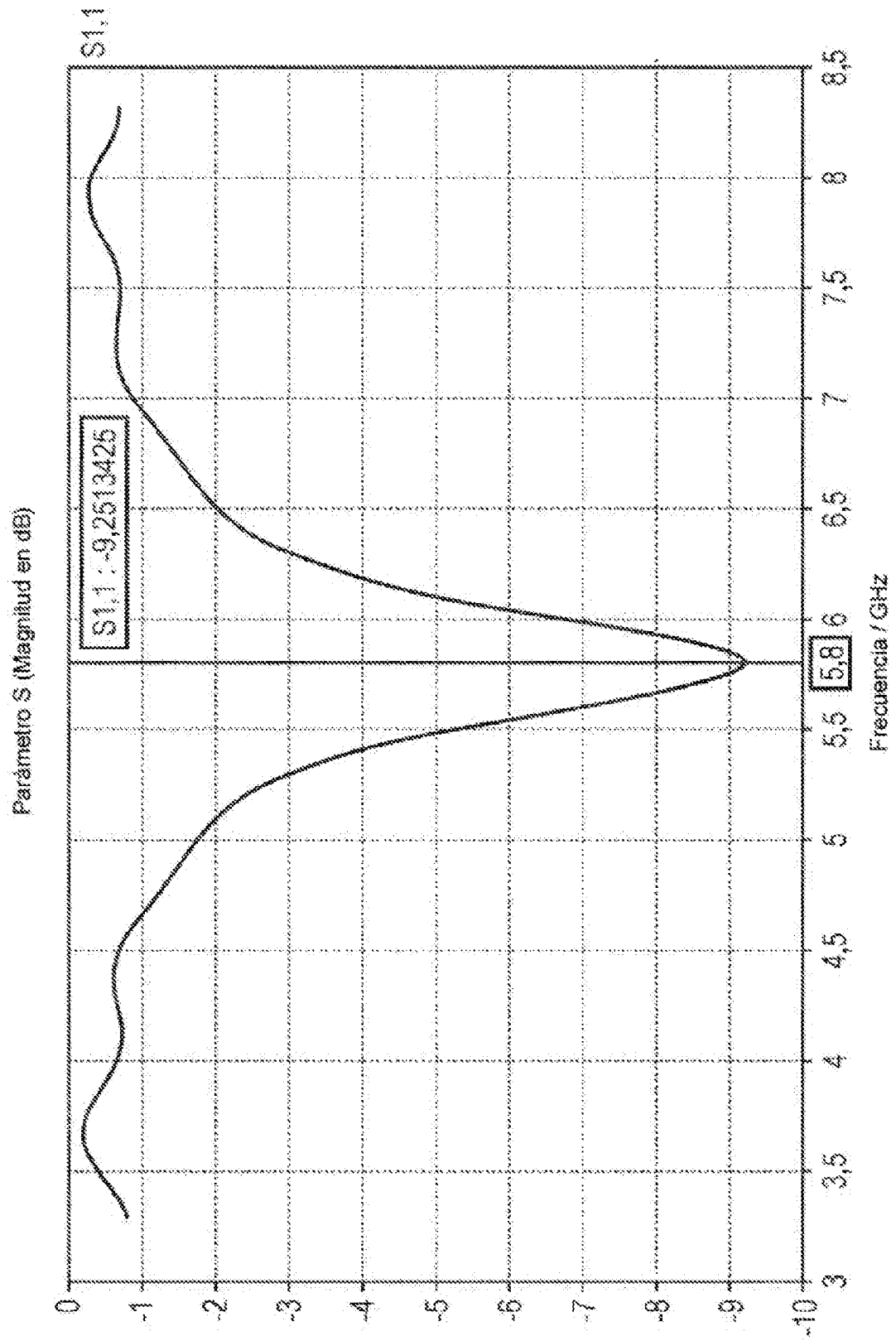


FIG. 8

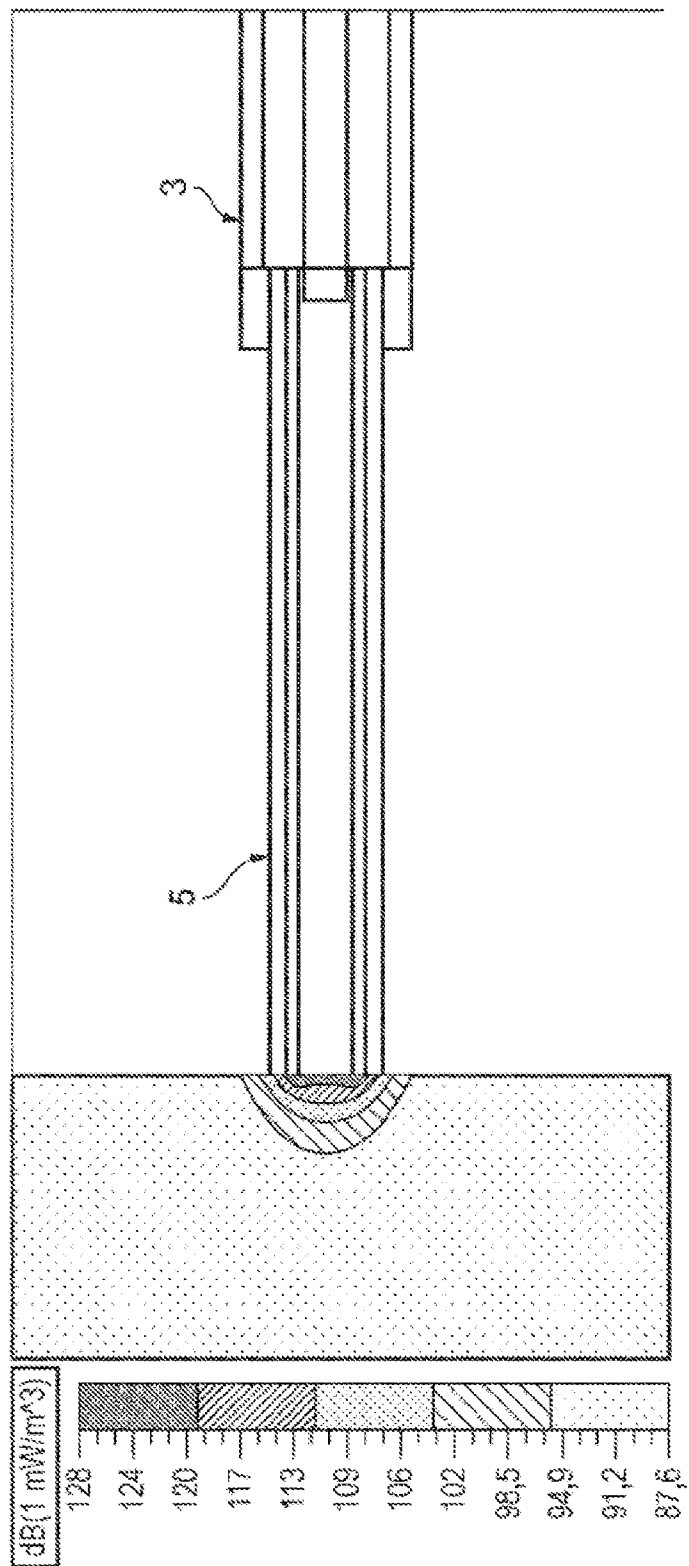
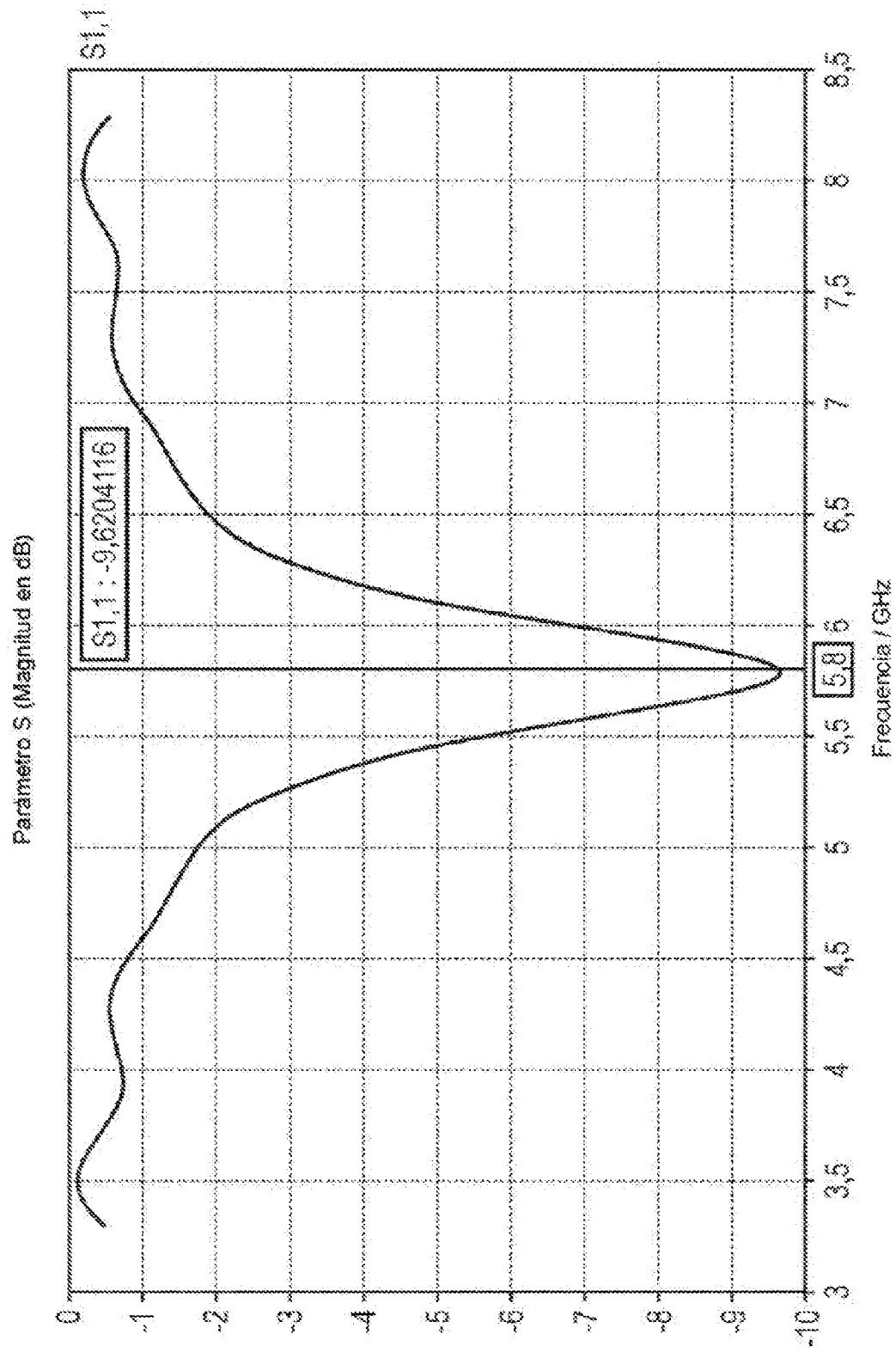


FIG. 9



0101

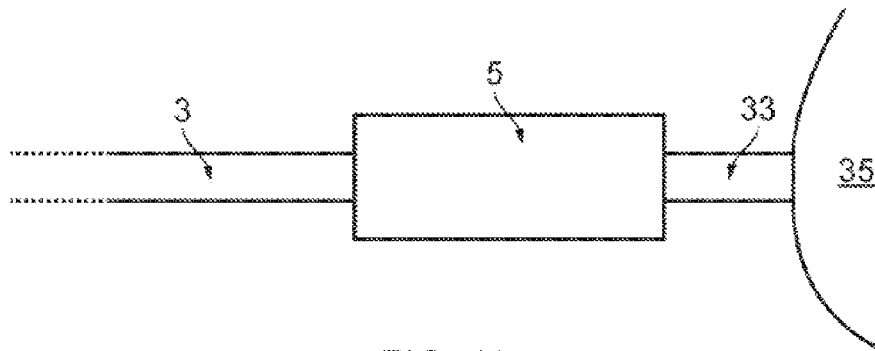


FIG. 11