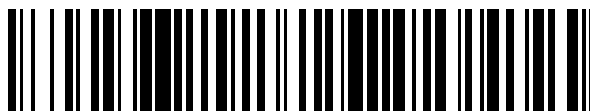


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 440 015**

51 Int. Cl.:

H01Q 1/22 (2006.01)

H01Q 1/38 (2006.01)

H01Q 13/08 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.07.2010** **E 10736766 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.10.2013** **EP 2457282**

54 Título: **Estructura de antena quirúrgica**

30 Prioridad:

20.07.2009 GB 0912576

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

27.01.2014

73 Titular/es:

CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
The Granary Manor Farm Stratton-on-The-Fosse
Radstock, Somerset BA3 4QF, GB

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 440 015 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

Estructura de antena quirúrgica

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a estructuras de antena quirúrgica que usan radiación de microondas para tratar tejido biológico. Por ejemplo, la invención puede aplicarse a antenas dimensionadas para ser adecuadas para inserción a través del canal para instrumentos de un endoscopio quirúrgico convencional.

10

Antecedentes de la invención

A ciertas frecuencias, la energía de microondas puede producir ablación controlada de tejido biológico. Por ejemplo, la energía de microondas que tiene una frecuencia entre 14 y 15 GHz tiene una profundidad de penetración en tejido biológico relativamente limitada, lo que es beneficioso para el control de la ablación.

15

Los documentos WO 2004/047659 y WO 2005/115235 desvelan aparatos y métodos tanto para extirpar de forma controlable tejido biológico como para medir información sobre el tipo y/o estado del tejido usando radiación de microondas. Estos documentos desvelan los beneficios de realizar correspondencia de impedancia dinámica entre la fuente de energía y el tejido.

20

El documento WO 2008/044000 desvela un bisturí radiante adecuado para su uso con el aparato de ablación mencionado anteriormente. Comprendiendo el bisturí una antena dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a lo largo del filo cortante (es decir, la hoja) del bisturí. La radiación de microondas emitida es capaz de cauterizar tejido biológico durante el corte, lo que facilita la cirugía invasiva realizada en órganos altamente vascularizados tales como el hígado.

25

Sumario de la invención

En términos muy generales, la presente invención propone una configuración particular para una espátula quirúrgica que le permita irradiar energía de microondas desde uno o más de sus bordes (lados y/o extremos) o caras (superior y/o inferior). En particular, la configuración está dispuesta para garantizar una transferencia de energía eficaz al interior del tejido biológico cuando está en contacto con ese tejido y aislamiento de energía eficaz cuando está en el aire (es decir impidiendo la irradiación de energía en el espacio libre) o en estructuras tisulares que no son de interés, es decir estructuras tisulares sanas.

35

Una espátula es un tipo de herramienta quirúrgica diferente del bisturí desvelado en el documento WO 2008/044000. Una espátula se caracteriza normalmente por una pala plana que se extiende lejos de un mango. En la invención, el borde frontal de la pala (es decir el borde en un lado opuesto al mango) es redondeado (es decir romo) para facilitar la inserción segura de la espátula en el cuerpo, por ejemplo a través de un orificio adecuado. El borde del lado radiante puede usarse para extirpar tejido y/o ayudar al corte y el sellado simultáneo de tejido cuando la espátula ha alcanzado su destino.

40

En el presente documento, la energía de microondas puede tener una frecuencia entre 500 MHz y 100 GHz. Por ejemplo, la espátula puede emitir radiación de microondas en una cualquiera o más de las siguientes bandas de frecuencia: de 900 MHz a 1,5 GHz, de 2,2 GHz a 2,45 GHz, de 5,725 GHz a 5,875 GHz, de 14 GHz a 15 GHz y de 24 GHz a 24,25 GHz. Frecuencias puntuales de 2,45 GHz, 5,8 GHz o 14,5 GHz pueden ser preferibles.

45

Por lo tanto, de acuerdo con la invención, puede proporcionarse una espátula quirúrgica que comprende: una línea de transmisión plana para transportar energía de microondas formada desde una lámina de un primer material dieléctrico que tiene primera y segunda capas conductoras en superficies opuestas del mismo, teniendo la lámina de primer material dieléctrico una dimensión de anchura sustancialmente uniforme de 5 mm o menos; una dimensión de grosor sustancialmente uniforme de 2 mm o menos; y una dimensión de longitud sustancialmente uniforme mayor que la dimensión de anchura; un cable coaxial que tiene un diámetro externo de 3 mm o menos para suministrar energía de microondas a la línea de transmisión plana, comprendiendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo coaxial con el conductor interno y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, estando línea de transmisión plana conectada longitudinalmente al cable coaxial en una interfaz de conexión; y un manguito protector montado sobre la interfaz de conexión, en la que un extremo de la lámina de primer material dieléctrico colinda con el extremo del cable coaxial en la interfaz de conexión, los conductores interno y externo se extienden más allá del segundo dieléctrico en la interfaz de conexión para solapar superficies opuestas de la línea de transmisión y contactar eléctricamente con la primera capa conductora y la segunda capa conductora respectivamente. La primera capa conductora está separada del extremo de la línea de transmisión que colinda con el cable coaxial para aislar eléctricamente al conductor externo de la primera capa conductora, y la anchura de las primera y segunda capas conductoras se selecciona para crear una correspondencia de impedancia entre la línea de transmisión y el cable coaxial.

50

55

60

65

- La configuración de espátula descrita en el presente documento puede proporcionar pérdida por inserción deseable entre la línea de alimentación coaxial y la sección radiante del extremo, mientras que también proporciona propiedades de pérdida por retorno deseables para los bordes de la espátula cuando están en contacto con el aire y con tejido biológico respectivamente. En más detalle, la pérdida por inserción a lo largo de la estructura puede ser menor de 0,2 dB a la frecuencia de interés, y la pérdida por retorno menor de (más negativa que) -3 dB, preferentemente menor de -10 dB. Estas propiedades también pueden indicar una unión con buena correspondencia entre el cable coaxial y la línea de transmisión de la estructura de la espátula, con lo que la potencia de microondas es lanzada eficazmente al interior de la espátula. Análogamente, cuando los bordes de la espátula están expuestos al aire o a tejido biológico que no es de interés, la pérdida por retorno puede ser sustancialmente cero (es decir muy poca potencia irradiada al espacio libre o a tejido no deseable), mientras que, cuando están en contacto con tejido biológico deseable, la pérdida por retorno puede ser menor de (más negativo que) -3dB, preferentemente menor de -10 dB (es decir la mayoría de la potencia en la espátula es transferida al tejido). El extremo distal y ambos bordes laterales de la espátula pueden mostrar este efecto, es decir la energía de microondas puede ser irradiada al interior del tejido desde cada uno del extremo distal y los bordes laterales.
- La dimensión de grosor sustancialmente uniforme de la lámina de primer material dieléctrico puede ser de 1 mm o menos, preferentemente menos de 0,7 mm, por ejemplo 0,61 mm. El grosor del material dieléctrico influye en la impedancia de la línea de transmisión y su longitud eléctrica.
- La absorción de potencia desde el extremo de la espátula con una línea de grosor reducido es opuesta al centro del material dieléctrico, mientras que con una línea más gruesa la potencia se concentra cerca de las capas conductoras. Puede preferirse la primera configuración.
- Un grosor de material reducido puede permitir la reducción de la anchura de las primera y segunda capas conductoras para alcanzar una impedancia dada. Esto puede permitir una reducción global en la anchura del dispositivo. Por ejemplo, la dimensión de anchura sustancialmente uniforme de la lámina de primer material dieléctrico puede ser de 3 mm o menos. Esta dimensión de anchura puede permitir que la línea de transmisión encaje hacia abajo en el canal para instrumentos de un endoscopio, por ejemplo para su uso en cirugía mínimamente invasiva. Las espátulas que tienen anchuras mayores de 3 mm pueden seguir usándose en cirugía endoscópica transluminal a través de orificios naturales (NOTES), con lo que el instrumento se introduce a través de un orificio natural dentro del cuerpo.
- El uso de material dieléctrico de grosor reducido y capas conductoras de anchura reducida puede permitir que la energía de microondas penetre más profundamente en el tejido biológico.
- La línea de transmisión plana puede estar intercalada entre los conductores interno y externo del cable coaxial. Los conductores interno y externo pueden estar dispuestos para adaptarse al contorno superficial de sus capas conductoras respectivas. Por ejemplo, la parte sobresaliente del conductor interno y/o externo puede estar recortada para crear una superficie de contacto que se adapta a la capa conductora respectiva. Como alternativa, si se usan conductores trenzados en el cable coaxial, el contacto puede establecerse extendiendo el cable sobre su capa conductora respectiva. La parte sobresaliente del conductor interno puede doblarse para encajar sobre la primera capa conductora.
- El manguito protector puede ser principalmente para soportar la unión entre el cable coaxial y la línea de transmisión (estructura de la espátula), por ejemplo para proporcionar integridad estructural cuando el dispositivo se mueve dentro de un endoscopio y para proporcionar la rigidez necesaria cuando la espátula se usa en cirugía, es decir se manipula dentro del cuerpo. El manguito puede estar unido al cable coaxial y/o la línea de transmisión, por ejemplo usando cola, soldadura o similares. El manguito puede estar hecho de plástico, por ejemplo polipropileno, Nylon, polietileno o similares. El manguito puede tener un diámetro externo dimensionado para permitir un ajuste deslizante en el canal para instrumentos de un endoscopio. Por ejemplo, el diámetro externo del manguito puede ser de 3,1 mm y su grosor puede ser de 0,25 mm. Este manguito puede usarse con un cable coaxial que tiene un diámetro externo de 2,2 mm y una línea de transmisión que tiene una anchura de 2,6 mm.
- Para impedir que la espátula acople energía en el manguito, la dimensión de longitud de la línea de transmisión puede ser un múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda (por ejemplo un cuarto o tres cuartos de la longitud de onda o cualquier múltiplo impar de un cuarto de longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento) de la energía de microondas. El propio manguito puede ser de hasta 20 mm de longitud.
- El manguito también puede impedir que la energía de microondas irradie hacia fuera al interior del tejido en la unión entre el cable coaxial y la espátula con línea de transmisión. Sería indeseable que un alto porcentaje de la potencia en esta unión estuviera acoplada al tejido o generara efectos de calentamiento no deseables o causara daños al canal para instrumentos del endoscopio.
- La primera capa conductora puede cubrir toda la una superficie de la lámina de primer material dieléctrico excepto la separación de aislamiento en el borde de tope. Sin embargo, en algunas realizaciones, la anchura de la primera capa conductora puede ser menor que la anchura de la lámina de primer material dieléctrico. Sin embargo, incluso

en estas realizaciones es preferible que la primera capa conductora incluya un borde coincidente con un extremo de la línea de transmisión opuesto al extremo que colinda con el cable coaxial. En otras palabras, la primera capa conductora se extiende justo hasta el borde de la lámina de primer material dieléctrico.

5 La segunda capa conductora puede cubrir toda de una superficie de la lámina de primer material dieléctrico. Sin embargo, análogamente a la primera capa conductora, su anchura puede ser menor que la anchura de la lámina de primer material dieléctrico. Además, análogamente a la primera capa conductora, es preferible que la segunda capa conductora incluya un borde coincidente con un extremo de la línea de transmisión opuesto al extremo que colinda con el cable coaxial.

10 Donde la anchura de la primera y/o segunda capa conductora es menor que la anchura de la lámina de primer material dieléctrico, la primera y/o segunda capas conductoras están montadas en posición central sobre la lámina de primer material dieléctrico.

15 Tal como se ha mencionado anteriormente, la primera capa conductora está separada del extremo de la lámina de material dieléctrico donde ésta colinda con el cable coaxial. El propósito principal de esta separación puede ser impedir un cortocircuito entre los conductores interno y externo del cable coaxial. La separación puede manifestarse, ella misma, como un espacio entre un borde de la primera capa conductora separado del extremo de la lámina de primer material dieléctrico que colinda con el cable coaxial. El espacio puede extenderse en al menos 0,5 mm en la dirección longitudinal. El primer material dieléctrico puede estar expuesto en el espacio. Un propósito secundario del espacio puede ser "afinar" la espátula para una impedancia tisular específica. Modificando el tamaño del espacio en la dirección longitudinal, las propiedades de pérdida por retorno de la espátula en un tipo particular de tejido también pueden variar. Pueden usarse herramientas de estimulación por microondas para optimizar el tamaño del espacio para hacer a la espátula adecuada para un tipo de tejido particular. El espacio también puede optimizarse para minimizar la pérdida por inserción en la unión con el cable coaxial.

Una consecuencia de una línea de transmisión de grosor reducido es que una parte de la superficie del extremo del cable coaxial en la interfaz de contacto no está en contacto con la lámina de primer material dieléctrico. En realizaciones preferidas, esta parte del cable coaxial está dispuesta para estrecharse a medida que se aleja de la unión, es decir la cara del extremo expuesta del cable coaxial se inclina a medida que se aleja de la unión.

El primer material dieléctrico puede ser laminado Taconic TRF-41 de alto rendimiento producido por Taconic, que es un PTFE cargado con cerámica de baja pérdida con una conductividad térmica elevada y baja variación de la constante dieléctrica con aumento de la temperatura.

35 El cable coaxial puede ser un cable coaxial de 50 Ω tal como el modelo UT 85C-LL fabricado por Micro-Coax, o cualquier otro cable coaxial de un tamaño similar, es decir también pueden usarse conjuntos de cable similares producidos por Gore o Huber & Suhner, con conductores interno y externo trenzados en lugar de conductores macizos. Cuando se seleccionan conjuntos de cable, debe prestarse atención a aquellos que muestran la menor pérdida de potencia a la frecuencia de la energía de microondas, dado que es deseable minimizar el calentamiento del cable dado que la longitud del cable dentro del cuerpo puede ser de 2 m o más. Una elevada pérdida por inserción también implica que solamente una pequeña parte de la energía disponible en el generador alcanzará el tejido biológico, es decir un sistema que usa un generador de 100 W, un conjunto de cable de microondas con una pérdida por inserción de 6 dB y una estructura de espátula con una pérdida por inserción de 3 dB suministrará solamente 12,5 W de potencia de microondas al interior de la estructura de tejido biológico de interés.

En uso, la espátula proporciona una pluralidad de bordes (los bordes de la línea de transmisión plana) que pueden actuar como cuchillas adecuadas para empujar al interior del tallo de un pólipo. Una vez hecho esto, la pérdida por retorno puede ser de aproximadamente -10 dB (es decir el 90 % de la energía suministrada al tejido, lo que puede facilitar la ablación del tejido para conseguir corte y cauterización).

La espátula descrita anteriormente puede tener una parte de corte de RF integrada con ella. La parte de corte de RF puede aprovechar el hecho de que los conductores activo y de retorno (o electrodos) están muy próximos entre sí, por lo tanto de esta manera puede establecerse una trayectoria de retorno preferencial para permitir que una acción de corte de tejido local tenga lugar sin necesidad de una almohadilla de retorno remota o un líquido ligeramente conductor, es decir solución salina, que existe entre los dos electrodos. En este caso particular, la energía de RF adecuada para cortar el tejido, por ejemplo 200-400 V pico a pico suministrada en una onda continua (formato CW a 500 kHz, puede acoplarse en la estructura y combinarse con la energía de ablación de microondas. La parte de corte de RF puede comprender de este modo una fuente de voltaje de RF (por ejemplo capaz de suministrar energía con una frecuencia entre 100 kHz y 500kHz) acoplada a la línea de transmisión y un combinador de señales (por ejemplo duplexor/unidad diplexora, diplexor de frecuencia, sumador de señales o similares), que puede incluir un filtro pasabajo para impedir que la energía de microondas de alta frecuencia vuelva a la fuente de energía de RF de menor frecuencia y un filtro pasabajo para impedir que la energía de RF de menor frecuencia vuelva a la fuente de energía de microondas de mayor frecuencia. En un ejemplo, el combinador de señales puede usarse para permitir que las fuentes de energía de microondas y RF se combinen en el generador y se suministren a lo largo de un único canal, por ejemplo cable coaxial, conjunto de guía de ondas o par trenzado, a la estructura de espátula. La energía

de corte de RF puede suministrarse exclusivamente al tejido o puede mezclarse o sumarse con la energía de microondas y suministrarse simultáneamente para establecer un modo de funcionamiento mezclado. Pueden conseguirse una serie de efectos sobre el tejido clínicamente útiles configurando el sistema de esta manera.

5 Donde puede proporcionarse tanto energía de RF como energía de microondas mediante un combinador de señales, una parte de la energía suministrada a la espátula puede muestrearse, por ejemplo usando un acoplador direccional o similar. La energía muestreada puede usarse para controlar el perfil de suministro de energía, por ejemplo mediante un microcontrolador programado adecuadamente o similar.

10 En una realización particularmente preferida capaz de suministrar energía de RF, el primer material dieléctrico puede ser cuarzo y las primera y segunda capas conductoras pueden comprender, cada una, capas de cobre y oro.

En otro aspecto, la divulgación en el presente documento proporciona una espátula quirúrgica que tiene una carcasa dispuesta para poder fijarse en el canal para instrumentos de un endoscopio, por ejemplo para facilitar la manipulación. La carcasa puede ser el manguito descrito anteriormente (denominado como un soporte tubular a continuación). El manguito puede, por lo tanto, tanto proteger la unión entre la pala radiante y el cable coaxial como fijar la espátula en el extremo distal del canal para instrumentos del endoscopio. El dispositivo puede ser, por lo tanto, especialmente adecuado para cirugía mínimamente invasiva, pero también puede usarse en cirugía abierta.

20 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

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

25 La figura 1 es una vista en perspectiva esquemática de una línea de transmisión para su uso en una espátula de acuerdo con una realización de la invención;
La figura 2 es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en el aire de la línea de transmisión mostrada en la figura 1, suponiendo condiciones ideales de alimentación de energía de microondas;
La figura 3 es una vista en perspectiva esquemática de la línea de transmisión mostrada en la figura 1 en contacto con una carga cilíndrica;
30 La figura 4A es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando la línea de transmisión está tocando la carga;
La figura 4B es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando la línea de transmisión es presionada al interior de la carga a 0,3 mm;
La figura 4C es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando la línea de transmisión es presionada al interior de la carga a 0,7 mm;
35 La figura 5A son imágenes de sección transversal de vista lateral y superior simuladas que indican absorción de potencia cuando la línea de transmisión está tocando la carga;
La figura 5B son imágenes de sección transversal de vista lateral y superior simuladas que indican absorción de potencia cuando la línea de transmisión es presionada al interior de la carga a 0,3 mm;
40 La figura 5C es una imagen de sección transversal de vista lateral simulada que indica absorción de potencia cuando la línea de transmisión es presionada al interior de la carga a 0,7 mm;
La figura 6A es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica absorción de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una primera posición;
La figura 6B es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica absorción de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una segunda posición;
45 La figura 6C es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica absorción de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una tercera posición;
La figura 7A es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica flujo de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una primera posición;
50 La figura 7B es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica flujo de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una segunda posición;
La figura 7C es una imagen de sección transversal de vista superior simulada que indica flujo de potencia cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una tercera posición;
La figura 8A es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una primera posición;
55 La figura 8B es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una segunda posición;
La figura 8C es un gráfico que muestra la pérdida por retorno en la carga cuando un borde lateral de la línea de transmisión contacta con la carga en una tercera posición;
60 La figura 9A es una vista en perspectiva posterior esquemática de una espátula quirúrgica de acuerdo con una realización de la invención;
La figura 9B es una vista en perspectiva frontal esquemática de la espátula mostrada en la figura 9A;
La figura 9C es una vista lateral esquemática de la espátula mostrada en la figura 9A;
La figura 10 es un gráfico que muestra la pérdida por inserción y la pérdida por retorno de la unión entre el cable coaxial y línea de transmisión plana en la espátula quirúrgica cuando la línea de transmisión del extremo está en contacto con una carga;

La figura 11 es una vista en perspectiva esquemática de una línea de transmisión para su uso en una espátula de acuerdo con otra realización de la invención;

La figura 12 son imágenes de sección transversal de vista lateral y superior simuladas que indican absorción de potencia cuando la línea de transmisión de la figura 11 es presionada al interior de una carga;

La figura 13 es un gráfico que muestra la pérdida por inserción y la pérdida por retorno a través de la línea de transmisión mostrada en la figura 11 cuando está en contacto con una carga y suponiendo condiciones ideales de alimentación de energía de microondas;

La figura 14 es una vista en perspectiva frontal esquemática de una espátula quirúrgica de acuerdo con otra realización de la invención;

La figura 15 es un gráfico que muestra la pérdida por inserción y la pérdida por retorno de la unión entre el cable coaxial y la línea de transmisión plana en la espátula quirúrgica cuando la línea de transmisión del extremo está en contacto con una carga;

La figura 16 es una vista en perspectiva superior esquemática de una espátula quirúrgica de acuerdo con otra realización de la invención; y

La figura 17 es una vista en perspectiva inferior esquemática de la espátula mostrada en la figura 16.

Descripción detallada; opciones adicionales y preferencias

La descripción a continuación describe una espátula para su uso para extirpar tallos de pólipo. Una primera configuración para su uso con una frecuencia de 5,8 GHz se describe en detalle. Un diseño similar para funcionamiento a 14,5 GHz también se describe brevemente. Finalmente, se describe una realización completa.

Realización a 5,8 GHz

La figura 1 muestra una línea de transmisión plana 10 que comprende un bloque de primer material dieléctrico 12 que tiene una capa conductora superior 14 sobre una superficie superior del mismo y una capa conductora inferior 16 sobre una superficie inferior de la misma. El material seleccionado para el primer material dieléctrico era Taconic TRF-41. Ésta es una versión ligeramente inferior de RF-41, que se describe como una alternativa de bajo coste a FR-4 (un material PCB estándar para frecuencias más bajas). RF-41 tiene una constante dieléctrica de 4,1 y una tangente de pérdidas de 0,0038 a 10 GHz. Se reivindica que tiene una constante dieléctrica y pérdida respecto a frecuencia estables. TRF-41 tiene una constante dieléctrica de 4,1 y una tangente de pérdidas de 0,0035. Estos valores se usaron en las simulaciones. A 5,8 GHz, la longitud de onda en TRF-41 es de 25,4 mm.

Las simulaciones iniciales fueron de una losa de TRF-41 de 12,7 mm de largo (la mitad de una longitud de onda), 3 mm de ancho y 1 mm de grosor, revestida con 0,018 mm de cobre en las superficies superior e inferior para crear las capas conductoras 14, 16. El cobre es de un grosor estándar tomado de la ficha técnica de datos de TRF-41. Los grosores dieléctricos estándar se muestran a continuación. La diferencia entre 1 mm de grosor y 1,02 mm no es significativa en el contexto de esta solicitud.

Grosor del dieléctrico	
pulgadas	mm
0,0080	0,2
0,0160	0,41
0,0240	0,61
0,0320	0,81
0,0400	1,02
0,0640	1,63
0,1200	3,05

El dieléctrico metalizado forma una línea de transmisión que puede propagar una onda en un modo híbrido entre las dos placas de metal. La energía está concentrada en gran medida en el dieléctrico.

En una primera simulación, el modo fundamental (a 5,8 GHz) se inició en condiciones ideales en un extremo de la línea de transmisión.

La impedancia de la línea de transmisión es de 48 Ω , y la pérdida por retorno en el aire, mostrada en la figura 2, es de -0,12 dB. Ésta es muy buena, dado que esto significa que, si la espátula no está tocando ningún objeto, muy poca potencia (menos del 3 %) se escapará.

Para juzgar lo bien que suministraría potencia la espátula a un pólipo, se modeló una carga cilíndrica de 2 mm de diámetro. La carga era lo suficientemente larga de modo que los efectos del extremo no eran significativos, de hecho, puede verse que la absorción de potencia está concentrada cerca del extremo de la espátula, de modo que la longitud de la carga carece realmente de importancia. La figura 3 muestra la línea de transmisión 10 colindando

con la carga 18.

A la carga 18 se le dio una constante dieléctrica de 27,222 y una tangente de pérdidas de 14,448. Estos son sólo valores estimados y las pruebas deben repetirse con valores de parámetros más precisos si estos difieren en gran medida de aquellos.

La pérdida por retorno con la carga simplemente tocando el extremo de la espátula es de 4,75 dB, es decir aproximadamente un tercio de la potencia es reflejado, tal como se muestra en la figura 4A. Si la espátula es presionada al interior de la carga ligeramente a 0,3 mm y 0,7 mm, la pérdida por retorno mejora a 9,8 y 11,3 dB respectivamente, tal como se muestra en las figuras 4B y 4C respectivamente.

El patrón de la absorción de potencia en la carga en cada caso se muestra en las figuras 5A a 5C. Para los tres, una sección transversal central vista desde el lado se muestra para cada uno, y una sección transversal desde arriba en un plano cerca de (o en) el conductor superior se muestra para los dos primeros. Las vistas laterales muestran que la absorción de potencia se produce cerca de las capas conductoras.

Las simulaciones se llevaron a cabo con la carga colocada en el lado de la espátula, a diferentes distancias (1,7 mm, 3,7 mm, 5,7 mm y 9,7 mm) de vuelta desde el extremo opuesto al plano de lanzamiento de la energía. En las figuras 6A a 6C, se muestra la posición de la carga; la potencia se suministra a la espátula desde el lado derecho de los dibujos. Las figuras 6A a 6C muestran la absorción de potencia en cada caso, vista en sección transversal desde arriba. Las figuras 7A a 7C muestran el flujo de potencia para las mismas vistas de sección transversal. Las figuras 8A a 8C son gráficos que muestran la pérdida por retorno para cada situación. La pérdida por retorno es óptima cuando la carga está cerca del extremo distal de la espátula, y empeora a medida que la carga se mueve hacia atrás, hasta que la carga está a más de un cuarto de longitud de onda atrás, cuando la pérdida por retorno mejora de nuevo.

Como es el caso cuando la carga está en el extremo de la espátula, el acoplamiento de potencia no es muy fuerte cuando la espátula está solamente tocando la carga. 3 dB de pérdida por retorno significa que solamente se absorbe la mitad de la potencia incidente, y la otra mitad retorna al generador, menos algunas pérdidas en la alimentación y los cables.

Las figuras 9A a 9C muestra la disposición de alimentación para la línea de transmisión 10 desde diferentes direcciones. La espátula puede estar alimentada desde el extremo usando un cable coaxial 20 de 50 Ω . El cable coaxial modelado es UT 85C-LL (Micro-Coax). El cable coaxial comprende un conductor interno 22, un conductor externo 24 y un material dieléctrico 26 que separa los conductores interno y externo 22, 24. En el extremo distal del conductor coaxial 20, los conductores interno y externo 22, 24 tienen partes sobresalientes 28, 30 que se extienden lejos del material dieléctrico 26. La línea de transmisión 10 está intercalada entre las partes sobresalientes 28, 30 de modo que su extremo proximal colinda con el extremo distal del cable coaxial. La parte sobresaliente 30 del conductor interno está dispuesta para contactar con la capa conductora superior 14 y la parte sobresaliente 28 del conductor externo está dispuesta para contactar con la capa conductora inferior 16. Este tipo de unión puede realizarse fácilmente con cable coaxial trenzado convencional. Pequeñas desviaciones en la forma del conductor externo en la unión no deben suponer mucha diferencia para la pérdida por inserción. En un conductor trenzado, la unión inferior podría estar más extendida lo que puede ser ventajoso. El conductor central puede doblarse para encajar sobre el conductor superior, en lugar de recortarse.

Un espacio 32 está provisto entre el borde proximal de la capa conductora superior y el extremo distal del cable coaxial para impedir cortocircuitos entre los conductores interno y externo.

La pérdida por retorno y la pérdida por inserción de este dispositivo de unión, cuando la espátula está tocando una carga, se muestra en la figura 10. La pérdida por retorno es mejor de -20 dB y la pérdida por inserción de aproximadamente -0,24 dB, ambas de las cuales son excelentes. La alimentación desde el cable coaxial no introduce ninguna pérdida significativa a esta frecuencia.

Todos los dibujos anteriores muestran resultados para un grosor de la espátula de 1 ó 1,02 mm.

La figura 11 muestra una línea de transmisión similar a la de la figura 1 excepto que el grosor es de 0,6 mm. Si el grosor de la espátula se reduce, la anchura de pista también puede reducirse mientras se mantiene la impedancia cercana a 50 Ω . La anchura de las capas conductoras en estos ejemplos es menor que la anchura de la lámina de material dieléctrico. Tal como se muestra en la figura 11, la anchura de la capa conductora es de 2 mm, sobre las superficies superior e inferior. La impedancia de esta estructura es de 43 Ω (para 50 Ω la anchura de la pista conductora debe reducirse a 1,8 mm).

Una anchura de pista reducida (1,8 mm) es atractiva dado que encajará dentro de un tubo de plástico de 3,1 mm de diámetro externo (no se muestra). Este tubo ayudará a soportar la unión entre el cable y la espátula, y puede encolarse al cable detrás de la unión, y quizás a los lados de la espátula. El tubo podría ser de 10 mm o 20 mm de largo, por ejemplo. El tubo también será un buen, aunque deslizante, ajuste en el tubo del endoscopio, de modo que

la posición de la espátula puede estar positivamente controlada por el endoscopio.

La figura 12 muestra la absorción de potencia en la carga, desde el lado y la parte superior. Puede verse que la absorción de potencia desde esta espátula más fina parece ser opuesta al centro del dieléctrico, en lugar de concentrada cerca de los conductores tal como es con la espátula más gruesa. Esto es probablemente una mejor distribución de la potencia absorbida y parece penetrar más profundamente, lo que es atractivo.

La descripción anterior demuestra que una espátula alimentada desde un fino cable coaxial puede suministrar potencia eficazmente a una carga de 2 mm de diámetro, similar a un pólipo. Se recomienda que debe usarse un dieléctrico de 0,61 mm de grosor con una anchura de pista de 1,8 mm.

En uso, una frecuencia inferior (por ejemplo en el intervalo de 100 kHz a 500 kHz) es selectivamente conectable a la espátula mediante la misma línea de transmisión. La energía de frecuencia inferior ayuda a cortar a través del tallo del pólipo. La energía de frecuencia superior (es decir de 5,8 GHz) actúa principalmente para coagular el tallo para impedir pérdida de fluido (por ejemplo sangre). Ambas frecuencias pueden aplicarse simultáneamente. El "alcance" (es decir la profundidad de penetración) de la energía de coagulación puede disponerse para ser mayor que (por ejemplo dos veces) el de la energía de corte, de modo que la coagulación ya se ha producido en el tejido que está siendo cortado.

Realización a 14,5 GHz

Siguiendo el trabajo descrito anteriormente en la espátula para 5,8 GHz, el mismo diseño se probó a 14,5 GHz. Se usaron el mismo tamaño de losa de dieléctrico (1 mm por 3 mm por 12,7 mm) y cable coaxial, y la misma geometría en la unión.

La pérdida a través de la línea de transmisión de 12,7 mm se muestra en la figura 13, es decir aproximadamente -0,15 dB, lo que es insignificante. La pérdida por retorno es también muy buena, tal como debe esperarse de una longitud corta de línea de transmisión no coincidente en ambos extremos. El punto principal es que la pérdida por transmisión en el dieléctrico es muy baja a 14,5 GHz, con solamente el 1,5 % de la potencia siendo absorbido en esta longitud.

El acoplamiento de una línea de transmisión desnuda en una carga de 2 mm también se modeló. La pérdida por retorno era de aproximadamente 5,4 dB, que es mejor que a 5,8 GHz. La densidad de pérdida de potencia muestra que la pérdida está concentrada alrededor de los bordes de metal, aún más que a 5,8 GHz. Cuando se usa a frecuencias mayores, puede ser beneficioso, por lo tanto, usar una línea de transmisión más fina, es decir 0,6 mm de grosor en lugar de 1 mm de grosor.

Una alimentación desde el cable coaxial a la espátula se modeló, usando el mismo tamaño que para 5,8 GHz. Sin embargo, en este caso la pérdida por inserción era de -1,15 dB, que es lo suficientemente alta para ser potencialmente preocupante. Esta pérdida significa que el 23 % de la potencia de entrada se pierde por el camino hacia la unión. El valor de la pérdida por retorno era tal que menos del 5 % de la potencia era reflejado de vuelta, y dado que se espera que aproximadamente el 2 o el 3 % pueda ser absorbido en el cable coaxial y la línea de transmisión, aproximadamente el 15 % puede disiparse en el cable coaxial y la espátula o irradiarse lejos. Esto podría causar calentamiento e irradiación no deseados.

Las simulaciones de flujo de potencia de la unión indicaban que existe flujo de potencia fuera de la cara superior del extremo del cable coaxial, en particular un componente significativo de flujo de potencia hacia arriba que se irradia lejos de la espátula.

Para reducir la irradiación desde la cara del extremo del cable coaxial, se diseñó la disposición ilustrada en la figura 14, en la que la superficie del extremo expuesta del cable coaxial se estrecha a medida que se aleja de la unión. Las simulaciones indican que la irradiación se reduce al aumentar el estrechamiento. La figura 14 ilustra un estrechamiento de 80°.

La figura 15 es un gráfico que muestra la pérdida en la unión. La pérdida por retorno es de aproximadamente -13 dB, de modo que el 5 % de la potencia se refleja, pero la pérdida por inserción es ahora de -0,7 dB. Esto corresponde a una pérdida de aproximadamente el 15 % de la potencia, indicando que no más del 8 % se irradia.

Por lo tanto, un diseño similar al usado a 5,8 GHz funcionará a 14,5 GHz. Puede conseguirse una unión muy coincidente con el cable coaxial, pero un estrechamiento hasta la parte superior del cable coaxial es deseable para reducir la irradiación desde la unión. Como para 5,8 GHz, la penetración de potencia en una carga será mejor para una línea de transmisión de 0,6 mm de grosor.

Sin embargo, se espera que el rendimiento de la espátula de 5,8 GHz sea superior en términos de tener una profundidad de penetración más profunda y de tener menos irradiación desde la unión al cable coaxial. Además, las pérdidas en el cable de alimentación serán inferiores a 5,8 GHz que a 14,5 GHz.

Aunque las simulaciones se realizaron usando el material dieléctrico TRF-41 para la línea de transmisión, RF-41 también puede ser adecuado.

Espátula completa

Las figuras 16 y 17 ilustran vistas de una realización completa de la espátula quirúrgica de acuerdo con la invención. Esta realización tiene una línea de transmisión de 0,6 mm de grosor 10 conectada a un cable coaxial 20 tal como se ha descrito anteriormente. A los componentes comunes se les dan los mismos números de referencia y no se describen de nuevo. La espátula en esta realización es adecuada para funcionamiento a 2,45 GHz, 5,8 GHz y 14,5 GHz.

En las figuras 16 y 17 un soporte tubular de plástico 40 (mostrado translúcido por conveniencia) está montado sobre la unión entre la línea de transmisión 10 y el cable coaxial 20. El diámetro interno del soporte tubular 40 es mayor que el diámetro externo del cable coaxial 20 para permitirle encajar sobre el cable. Una estructura de montaje 42, por ejemplo cola o similares, está unida entre el cable coaxial 20 y el soporte tubular 40 para fijar al cable en su lugar. Análogamente, los bloques de montaje 44, 46 (por ejemplo cola) están unidos entre la línea de transmisión 10 y el soporte tubular 40 para fijar a la línea de transmisión en su lugar.

La línea de transmisión comprende una lámina de 0,61 de grosor 12 de TRF-41 (constante dieléctrica 4,1 y tangentes de pérdida 0,0035). El cable coaxial 20 tiene un diámetro externo de aproximadamente 2,2 mm y un diámetro de clavija de 0,574 mm. El cable coaxial 20 usado en el modelo es UT 85C-LL (de Micro-Coax).

Las capas conductoras 14, 16 en la línea de transmisión 12 van justo hasta el extremo de la lámina 12 y tienen 2,002 mm de ancho. La lámina 12 tiene 2,6 mm de ancho.

El soporte tubular 40 es un tubo de polipropileno que tiene un diámetro externo de 3,1 mm, para ser un buen ajuste deslizante en un endoscopio, y un diámetro interno de 2,6 mm. Esto da un grosor de la pared de aproximadamente 0,25 mm. El material y el grosor no son críticos; puede usarse Nylon o polietileno, o una serie de otros plásticos. Los bordes de la línea de transmisión pueden estar biselados de modo que la espátula se asiente en su lugar justo debajo del diámetro del tubo.

El tubo alcanza los 5 mm a lo largo de la longitud de la línea de transmisión 10. El solapamiento con el cable coaxial es de 5 mm en este caso pero puede ser tan largo como sea necesario. El tubo puede ser lo suficientemente corto para pasar a través de un endoscopio doblado. El propósito principal del es soportar la espátula y mantenerla fija en el extremo del endoscopio.

La estructura de montaje 42 y los bloques de montaje 44, 46 pueden estar hechos de casi cualquier cosa que funcione para mantener cosas en su lugar, dado que no afectan al rendimiento del dispositivo si se mantienen alejadas de los bordes de la espátula y la clavija del cable coaxial.

El espacio 32 entre la capa conductora superior 14 y el cable coaxial es de 0,5 mm, tal como se ha mostrado anteriormente.

El centro de la espátula está desviado aproximadamente 0,5 mm (0,53 mm) del centro del cable coaxial. El eje del tubo externo está aproximadamente 0,3 mm por encima del centro de la espátula, pero básicamente solo necesita encajar sobre cosas y mantenerlas fijas.

La lámina dieléctrica 12 puede ser solamente un cuarto o tres cuartos de largo de una longitud de onda (por ejemplo 8 mm o 21 mm) de modo que una onda estacionaria no se acoplará fuertemente a un tubo de plástico de soporte cerca de la base de la espátula.

Fijación con respecto a un endoscopio

La divulgación detallada anterior se refiere a una configuración de espátula quirúrgica (pala radiante y cable de alimentación coaxial) que tiene un tamaño que les hace adecuados para desplazarse hacia abajo por el canal para instrumentos de un endoscopio. En uso, esto permite la inserción de la espátula a un sitio de tratamiento desde un extremo proximal de un endoscopio. Cuando la espátula llega al extremo distal, es deseable que ésta esté fijada con respecto al endoscopio, por ejemplo para facilitar la manipulación. En otro aspecto de la invención, el soporte tubular puede usarse para conseguir esta segunda función. El soporte tubular puede proteger de este modo la unión entre la pala radiante y el cable coaxial y fijar a la espátula en el extremo distal del endoscopio.

En una realización de esta idea, el soporte tubular puede ser radialmente expansible para proporcionar un ajuste con apriete en el canal para instrumentos del endoscopio. Por ejemplo, el soporte tubular puede estar dispuesto para cambiar de forma o puede incluir partes de expansión, por ejemplo que pueden activarse mediante señales de control enviadas a lo largo del endoscopio.

5 En una realización, el soporte tubular puede estar hecho de un material que cambia de forma con un voltaje o corriente aplicada, es decir un material piezoeléctrico (voltaje aplicado para cambiar de forma) o material magnetostrictivo (corriente aplicada para cambiar de forma). El soporte tubular puede volver a su forma original cuando el voltaje/la corriente se retira para permitir que la estructura radiante y el cable de microondas se retiren del canal para instrumentos del endoscopio. El soporte tubular puede estar hecho de un material de microondas de baja pérdida para garantizar que el campo de microondas no es absorbido en este material.

10 En otra realización, el soporte tubular puede estar dispuesto para engranar con una estructura cooperante ubicada en el extremo distal del canal para instrumentos del endoscopio. La estructura cooperante puede ser otro tubo, insertado en y fijado con respecto al extremo distal del canal para instrumentos del endoscopio.

15 El soporte tubular puede proporcionar la resistencia mecánica y las propiedades eléctricas necesarias para garantizar que la unión no puede resultar dañada y que la potencia de microondas no se pierde, y el segundo tubo puede estar dimensionado para permitir que la pala radiante encaje a través de él pero para bloquearse con el soporte tubular. La función de bloqueo puede conseguirse mediante un ajuste con apriete, por ejemplo ayudado por estructuras estrechadas correspondientes, o mediante formaciones de interbloqueo en el soporte tubular y el segundo tubo.

REIVINDICACIONES

1. Una espátula quirúrgica que comprende:

5 una línea de transmisión plana (10) para transportar energía de microondas formada desde una lámina de un primer material dieléctrico (12) que tiene primera y segunda capas conductoras (14, 16) en superficies opuestas de la misma, teniendo la lámina de primer material dieléctrico

10 una dimensión de anchura sustancialmente uniforme de 5 mm o menos;
una dimensión de grosor sustancialmente uniforme de 2 mm o menos; y
una dimensión de longitud sustancialmente uniforme mayor que la dimensión de anchura;

15 un cable coaxial (20) que tiene un diámetro externo de 3 mm o menos para suministrar energía de microondas a la línea de transmisión plana, comprendiendo el cable coaxial un conductor interno (22, 30), un conductor externo (24, 28) coaxial con el conductor interno y un segundo material dieléctrico (26) que separa los conductores externo e interno, estando la línea de transmisión plana conectada longitudinalmente al cable coaxial en una interfaz de conexión (32); y
un manguito protector (40) montado sobre la interfaz de conexión,
20 en donde

un extremo de la lámina de primer material dieléctrico colinda con el extremo del cable coaxial en la interfaz de conexión,
los conductores interno y externo se extienden más allá del segundo dieléctrico en la interfaz de conexión para solaparse a superficies opuestas de la línea de transmisión y entran en contacto eléctrico con la
25 primera capa conductora y la segunda capa conductora respectivamente,
la primera capa conductora está separada del extremo de la línea de transmisión que colinda con el cable coaxial para aislar eléctricamente el conductor externo de la primera capa conductora, y
la anchura de la primera y segunda capas conductoras se selecciona para crear una correspondencia de impedancia entre la línea de transmisión y el cable coaxial.

30 2. Una espátula quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la dimensión de grosor sustancialmente uniforme de la lámina de primer material dieléctrico es de 1 mm o menos, preferentemente menos de 0,7 mm.

35 3. Una espátula quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en la que la dimensión de anchura sustancialmente uniforme de la lámina de primer material dieléctrico es de 3 mm o menos.

40 4. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que el conductor interno tiene una superficie de contacto que se adapta a la primera capa conductora en la región de contacto entre ambas, y/o el conductor externo tiene una superficie de contacto que se adapta a la segunda capa conductora en la región de contacto entre ambas.

5. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que el manguito está unido al cable coaxial y/o a la línea de transmisión.

45 6. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que el manguito tiene un diámetro externo dimensionado para permitir un ajuste deslizante en un canal para instrumentos de un endoscopio.

50 7. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que la primera o segunda capa conductora incluye un borde coincidente con un extremo de la línea de transmisión opuesto al extremo que colinda con el cable coaxial.

55 8. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que la primera capa conductora tiene un borde separado en al menos 0,5 mm del extremo de la lámina de primer material dieléctrico que colinda con el cable coaxial.

9. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que la dimensión de longitud de la línea de transmisión es $\frac{1}{4}$ o $\frac{3}{4}$ de la longitud de onda de la energía de microondas.

60 10. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que la frecuencia de la energía de microondas es 2,45, 5,8 ó 14,5 GHz.

65 11. Una espátula quirúrgica de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en la que una parte de la superficie del extremo del cable coaxial no en contacto con la lámina de primer material dieléctrico en las interfaces de conexión se estrecha hacia fuera a medida que se aleja de la interfaz de conexión.

12. Un instrumento quirúrgico que comprende:
una espátula quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11;
un endoscopio; y
un generador de microondas conectado para suministrar energía de microondas a la espátula a través del cable coaxial, que está dispuesto para discurrir a través de un canal para instrumentos del endoscopio.
13. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 12, que incluye una fuente de energía de radiofrecuencia (RF) conectada para suministrar energía de RF a la espátula para formar una parte de corte de RF entre las primera y segunda capas conductoras.
14. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, que comprende un combinador de señales conectado entre el cable coaxial y el generador de microondas y una fuente de energía de RF, estando el combinador de señales dispuesto para:
- permitir que tanto energía de microondas como energía de RF sean transmitidas a la espátula quirúrgica, impedir que la energía de microondas entre en la fuente de energía de RF, e impedir que la energía de RF entre en el generador de microondas.
15. Un instrumento quirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el generador de microondas y la fuente de energía de RF están combinados en un único componente.

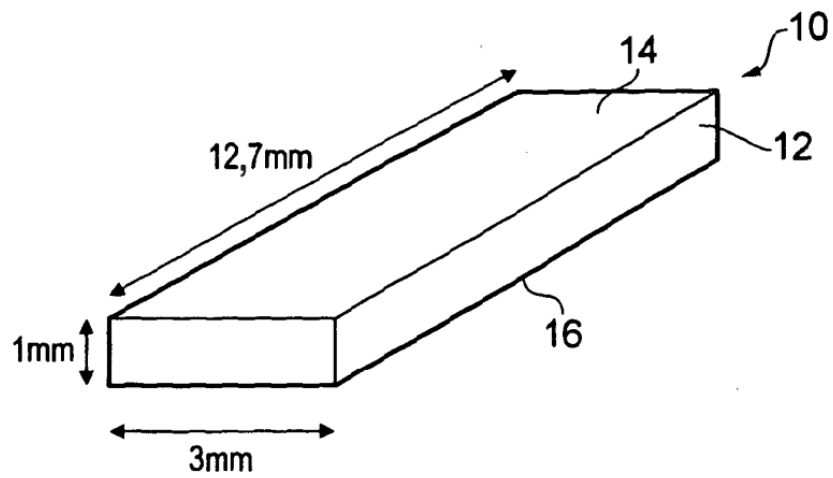


Fig. 1

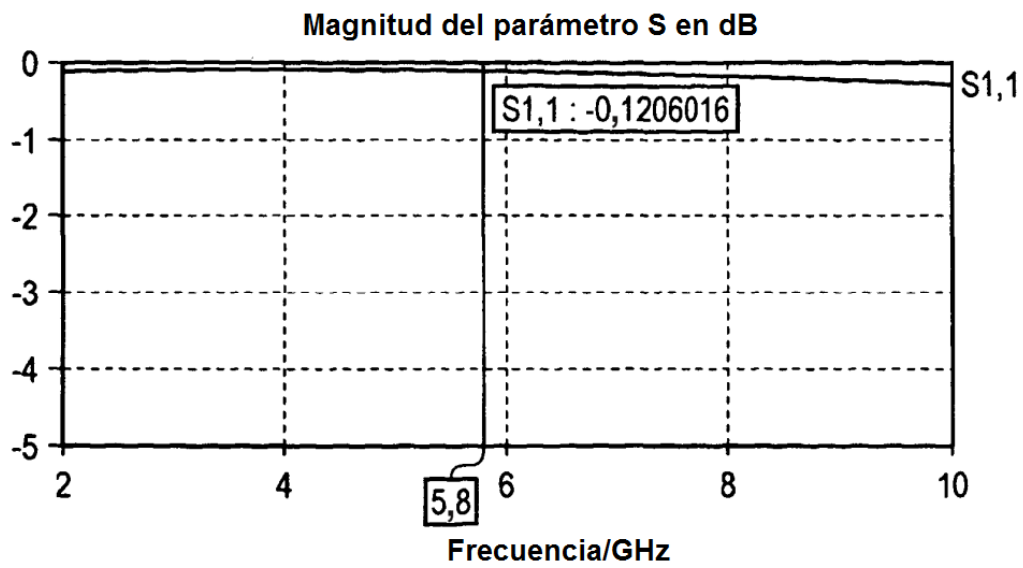


Fig. 2

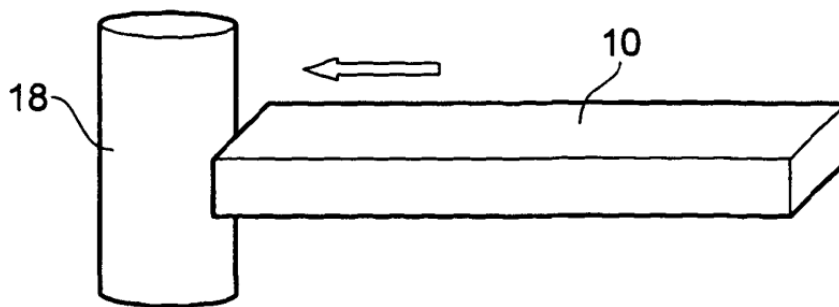


Fig. 3

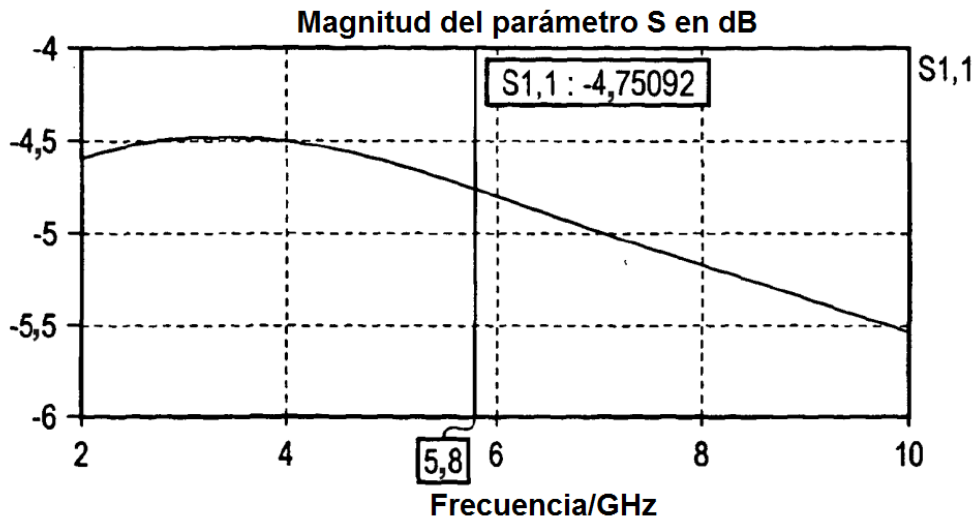


Fig. 4A

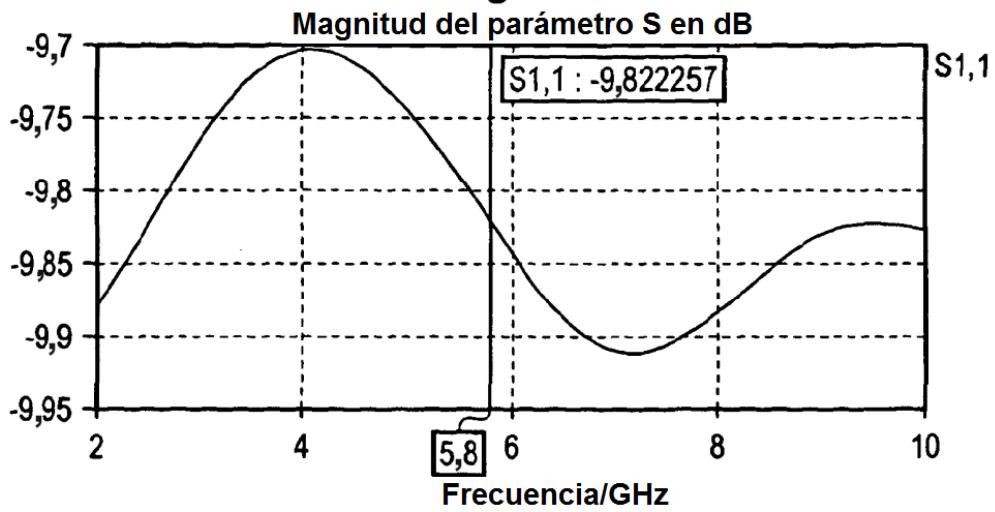


Fig. 4B

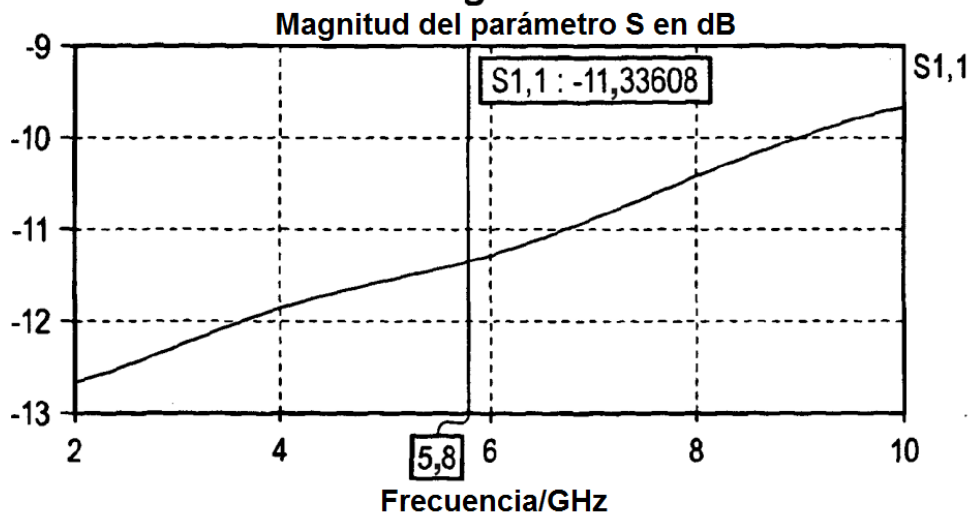


Fig. 4C



Fig. 5A



Fig. 5B

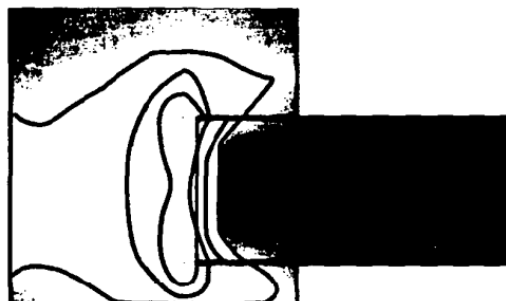


Fig. 5C

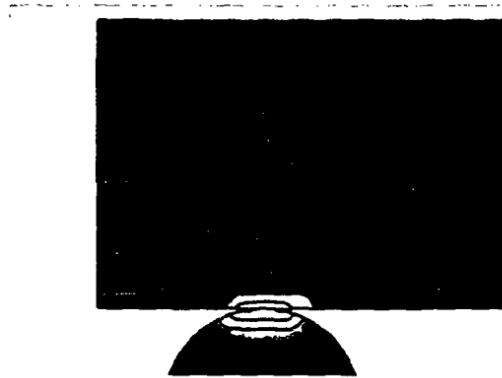


Fig. 6A

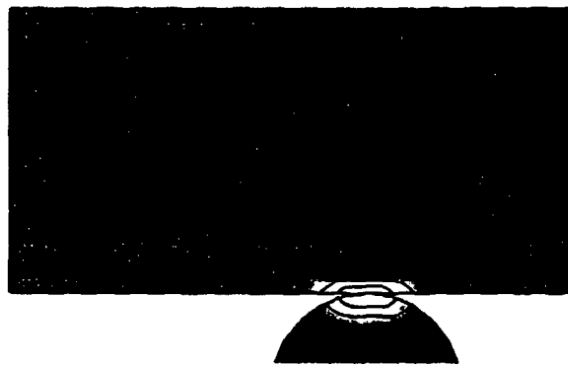


Fig. 6B



Fig. 6C

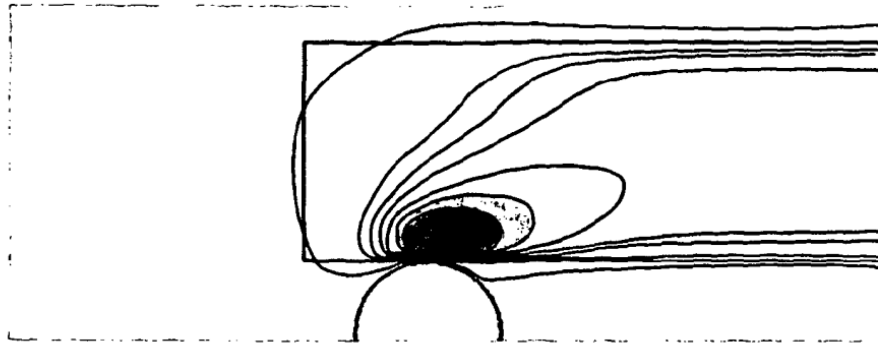


Fig. 7A

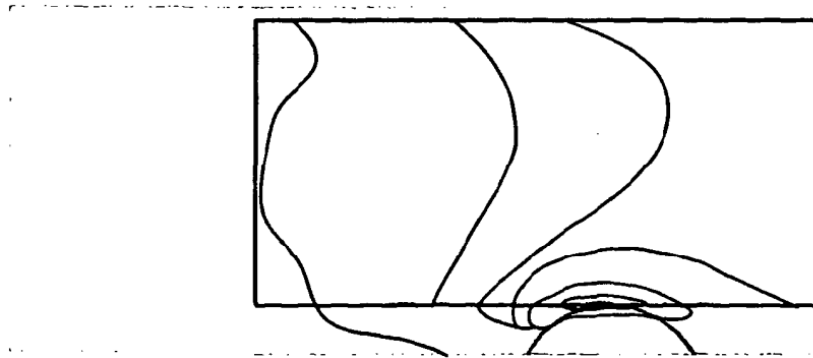


Fig. 7B

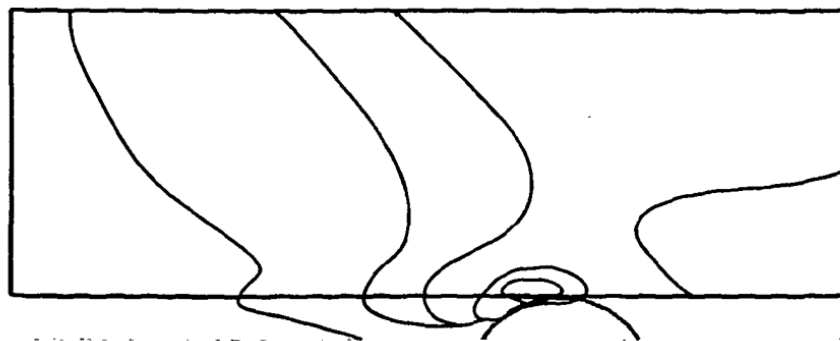


Fig. 7C

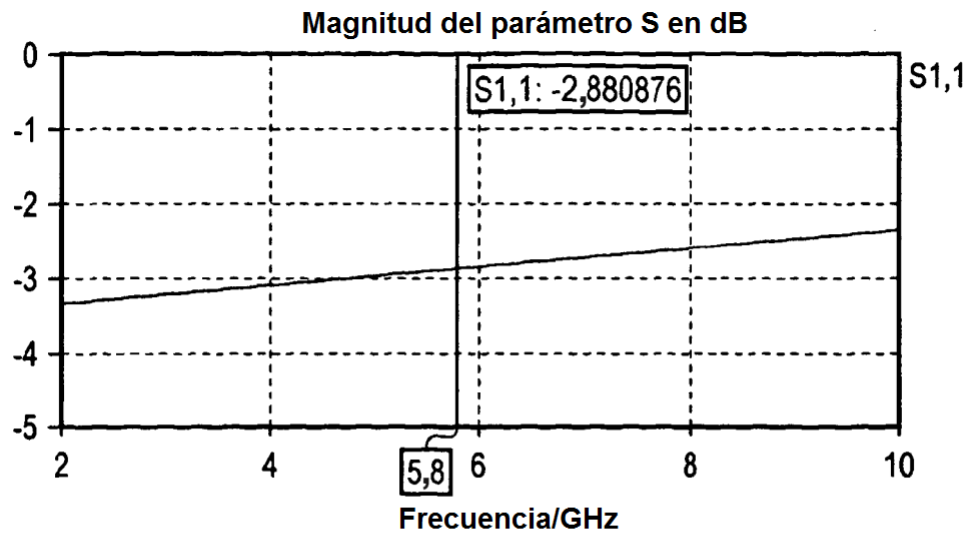


Fig. 8A

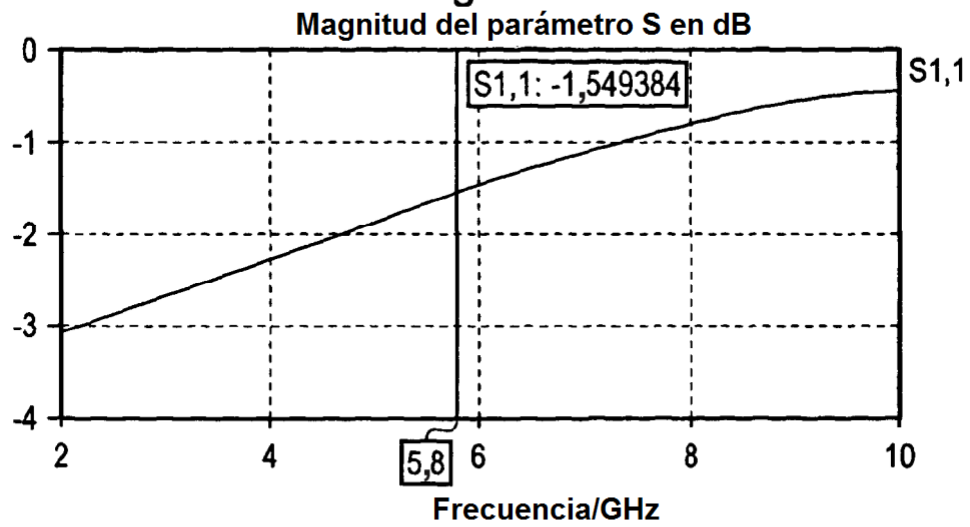


Fig. 8B

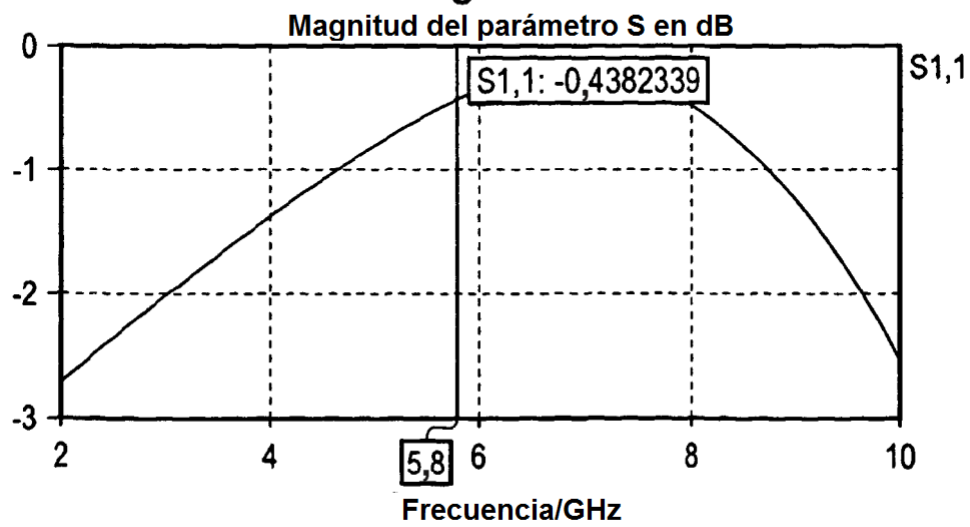


Fig. 8C

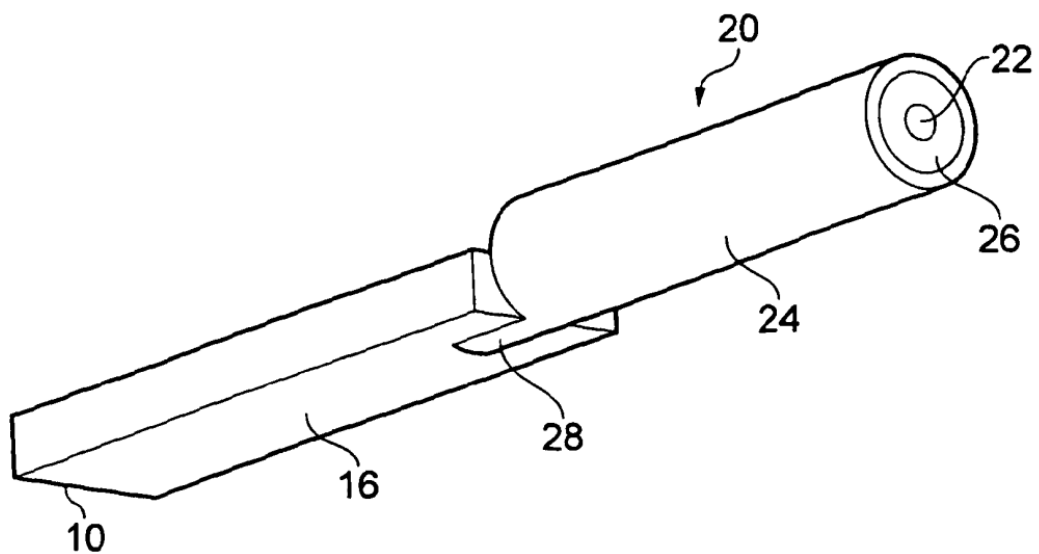


Fig. 9A

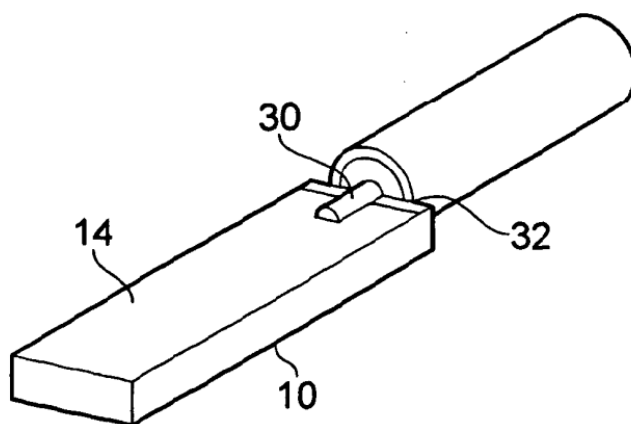


Fig. 9B

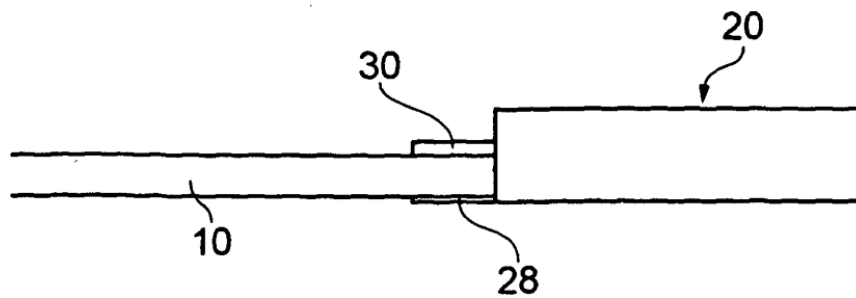


Fig. 9C

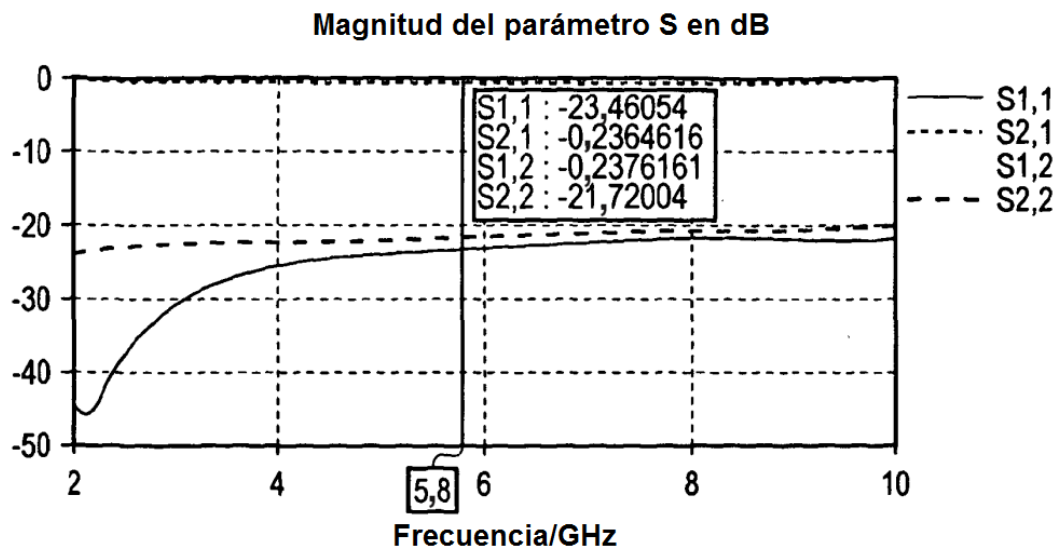


Fig. 10

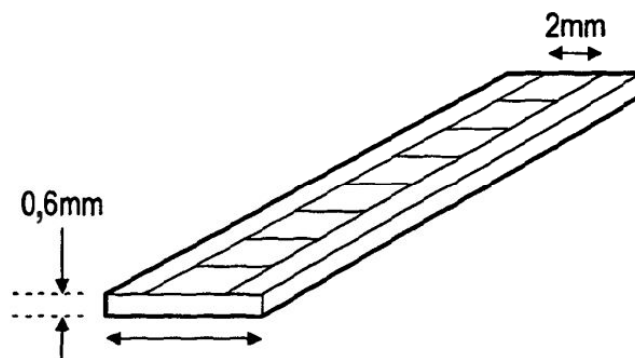


Fig. 11

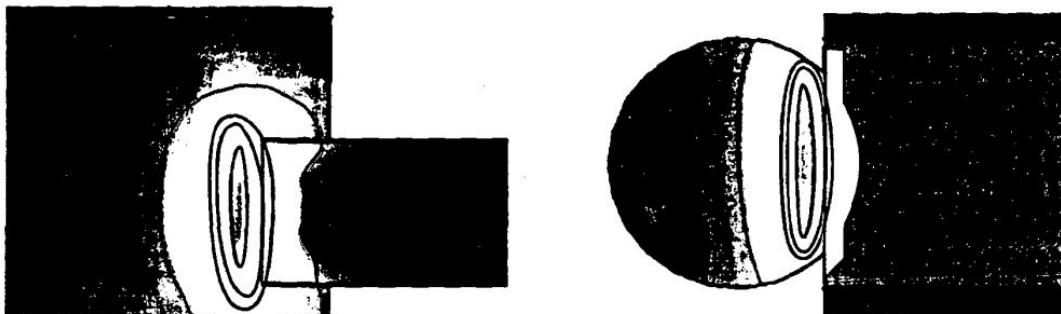


Fig. 12

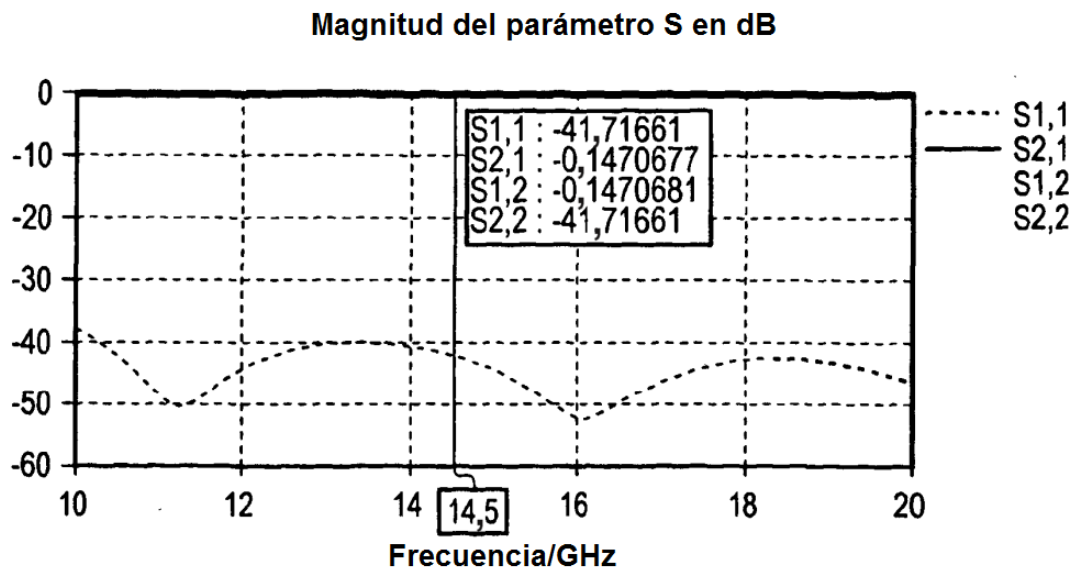


Fig. 13

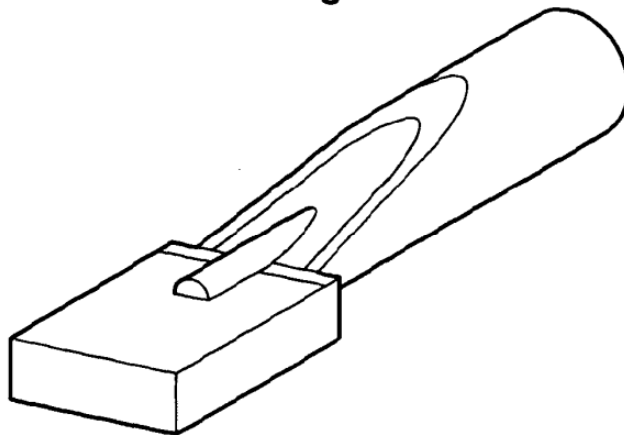


Fig. 14

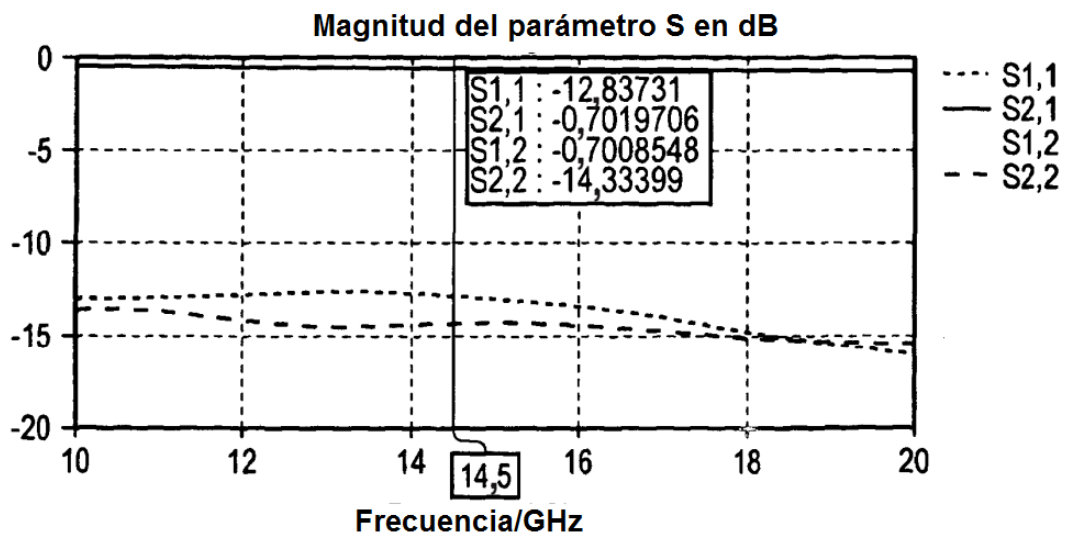


Fig. 15

