

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 444 645**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2007 E 07824082 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.12.2013 EP 2061394**

54 Título: **Antena quirúrgica**

30 Prioridad:

10.10.2006 GB 0620060
17.07.2007 GB 0713899

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
26.02.2014

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL

74 Agente/Representante:

ZEA CHECA, Bernabé

ES 2 444 645 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

Antena quirúrgica.

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a antenas quirúrgicas que están adaptadas para suministrar energía de manera controlable a un tejido biológico.

10 Antecedentes de la invención

Una excesiva pérdida de sangre cuando se realiza una operación quirúrgica en órganos altamente vascularizados en el cuerpo humano o animal es un problema particular cuando se utilizan herramientas quirúrgicas convencionales, tales como una cuchilla de bisturí.

15

El hígado es el órgano interno más grande del cuerpo y es un órgano glandular lobulado contenido en el abdomen. El papel principal del hígado se encuentra en el procesamiento de productos de la digestión en sustancias útiles para el cuerpo. También neutraliza sustancias nocivas en la sangre, segrega bilis para la digestión de grasas, sintetiza las proteínas plasmáticas, y almacena glucógeno y algunos minerales y vitaminas. Cuando el hígado enferma o se vuelve canceroso puede ser necesario extraer secciones del hígado o eliminar las células cancerosas in situ con el fin de curar al paciente. Uno de los riesgos o inconvenientes asociados a la cirugía hepática convencional es la gran cantidad de sangre que se pierde durante la operación. Por ejemplo, se ha informado que la pérdida de sangre promedio durante la larga y compleja operación para extraer tumores en el hígado es entre 946 ml y 9460 ml (2 y 20 pintas).

20

La medida en que el hígado puede sangrar al ser seccionarlo puede dar lugar a morbilidad y mortalidad, así como a que se presenten problemas de visibilidad para el cirujano a medida que intenta realizar una incisión de manera controlada en el órgano.

25

El cáncer de hígado o carcinoma hepático es una causa importante de muerte en el mundo. Sólo en los Estados Unidos, más de 18.000 personas son diagnosticadas con nuevos tumores primarios de hígado cada año. La extirpación quirúrgica del tumor canceroso y una zona de tejido circundante actualmente es el tratamiento preferido y la resección hepática generalmente se considera que es el único tratamiento potencialmente curativo para tumores hepáticos primarios y metastásicos.

30

Un dispositivo conocido que intenta abordar los problemas anteriores consiste en cuatro antenas de aguja dispuestas en una formación de manera que las cuatro antenas se insertan en el tejido hepático y se conectan a un generador de frecuencia de RF (que tiene una gama de frecuencias entre 480 y 700 kHz) de manera que el tejido que rodea las agujas se calienta para sellar los vasos sanguíneos. Esto proporciona un borde seco que posteriormente es seccionado para extirpar el tumor o la sección o segmento enfermo.

35

EP 0 150 253 describe un bisturí de microondas en el que una cuchilla de bisturí montada en un conductor coaxial rígido forma tanto un filo de corte como un circuito radiador de microondas, de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

40

EP 0 919 196 describe un aparato para el tratamiento de tejido para insertarse a través de un endoscopio en el cual una sonda interior puede moverse respecto a una sonda exterior para seccionar a través de un tejido dispuesto entre las mismas. La sonda interior puede emitir radiación de microondas durante el corte.

45

50 Descripción de la invención

Expresado de manera general, la invención dispone una antena quirúrgica que está asociada a una cuchilla de corte, donde la antena está dispuesta para suministrar energía de microondas de manera controlable a una zona en la que la cuchilla corta a través del tejido. La energía de microondas puede coagular la sangre para sellar de manera efectiva el flujo de sangre en la zona. Además, la antena puede utilizarse también para tratar grandes tumores cancerosos en el hígado o en cualquier otro órgano altamente vascularizado calentando instantáneamente las células cancerosas a una temperatura que causa la necrosis de las células, pero evita la carbonización del tejido y minimiza el daño producido a tejido sano alrededor del tumor.

55

60

De este modo, la invención puede proporcionar un dispositivo que simultáneamente puede coagular (o sellar) y cortar eficientemente tejido, pudiendo de este modo reducir o minimizar el flujo de sangre o prevenir una pérdida excesiva de sangre. Esta operación se diferencia de los dispositivos convencionales, en los que el proceso de corte para extraer la sección enferma de la sección sana se realiza después del proceso de ablación.

Esta invención es de particular interés para cirugía de órganos sólidos sobre órganos o estructuras de tejidos altamente vascularizados. La invención también puede utilizarse para tratar tumores cancerosos en los que se requiere realizar la ablación de tumores sólidos que están presentes en órganos grandes, en el interior del cuerpo humano, por ejemplo, el hígado o los pulmones. La presente invención aprovecha las ventajas del uso de radiación de microondas de alta frecuencia para localizar la zona de ablación y crear una densidad de energía lo suficientemente elevada en dicha zona localizada calentar instantáneamente el tejido para provocar una ablación o cauterización térmica eficaz. Estas características pueden proporcionar una ventaja en aplicaciones tanto de resección y ablación del tumor.

10 Por consiguiente, un primer aspecto de la invención dispone un instrumento quirúrgico que tiene: una guía de ondas para transportar energía de microondas que tiene una frecuencia entre 5 GHz y 100 GHz; y un elemento de corte conectado a la guía de ondas para recibir energía de microondas desde ésta y para emitir un campo de radiación de microondas, en el que la guía de ondas comprende una cavidad de guía de ondas; y el elemento de corte comprende una pieza de material dieléctrico conectado para cargar la cavidad de guía de ondas, en el que la pieza de material dieléctrico incluye: un borde afilado que forma una cuchilla para cortar tejido biológico; una antena radiante para emitir el campo de radiación de microondas en el borde afilado; una zona de conexión para transportar energía de microondas de la cavidad de guía de ondas a la antena radiante. El campo puede emitirse mientras se realiza el corte simultáneamente, proporcionando de este modo una radiación de sellado (cauterización) instantáneamente. Preferiblemente, la antena está dispuesta para emitir el campo a lo largo del borde del instrumento de corte. La antena incluye preferiblemente una estructura de alimentación para la conexión a una fuente de radiación de microondas, y una parte de radiación dispuesta para emitir el campo de radiación. Preferiblemente, la parte de radiación está adaptada de manera que el elemento de corte recibe sustancialmente una conexión de campo máxima desde la estructura de alimentación. El elemento de corte puede tener una superficie metalizada, excepto en la parte de conexión proximal y la parte de radiación distal.

25 La antena puede incluir una pluralidad de elementos radiantes, por ejemplo, una pluralidad de elementos de corte unidos unos junto a los otros para aumentar la longitud de una cuchilla de corte del instrumento. Alternativamente, puede fabricarse una pluralidad de antenas de parche en un solo elemento de corte cerca del borde. La estructura de alimentación incluye, preferiblemente, un divisor de potencia dispuesto para dividir energía de una sola fuente de radiación de microondas de manera uniforme entre cada uno de la pluralidad de elementos radiantes.

La estructura de antena de la invención puede estar adaptada para utilizarse en resección hepática, donde se requiere eliminar secciones del hígado sin provocar una pérdida de sangre excesiva. Dichas secciones (o sectores) del hígado pueden ser cancerosas o pueden estar enfermas o dañadas, debido, por ejemplo, un consumo excesivo de alcohol. Preferiblemente, la frecuencia de radiación se selecciona para proporcionar un campo sustancialmente uniforme en la zona de corte, y, más preferiblemente, para proporcionar una profundidad de penetración de la radiación donde el daño al tejido sano sea limitado. La profundidad de penetración se define aquí como el punto (o distancia) en el cual la energía se reduce un 37% del valor en la punta distal de la antena. Esto es de particular importancia para el tratamiento del hígado, donde es importante preservar el hígado tanto como sea posible para permitir que el órgano se regenere con éxito.

Preferiblemente, la antena se incorpora en la cuchilla de corte para formar una estructura de cuchilla radiante. Por lo tanto, el borde afilado de la cuchilla radiante puede realizar la acción de corte, mientras que la energía de microondas puede realizar la función de coagular o sellar estructuras de tejido altamente perfundidas a medida que la cuchilla corta a través del tejido para prevenir una pérdida de sangre.

Preferiblemente, el perfil de campo de la energía microondas radiada se concentra en el borde de corte de la cuchilla o alrededor de éste y se dirige hacia la estructura del tejido.

50 El uso de microondas de alta frecuencia (que se define aquí como 10 GHz o mayor) ofrece una ventaja particular sobre el uso de sistemas de microondas de frecuencias inferiores debido a la limitada profundidad de penetración de la energía por radiación y la capacidad para permitir que pequeñas estructuras de cuchillas afiladas irradian energía al tejido de manera eficiente para sellar el flujo de sangre al poder producir campos uniformes a lo largo de la cuchilla, mientras que, al mismo tiempo, es capaz de cortar a través del tejido para eliminar secciones de tejido enfermo o canceroso. Cuanto mayor es la frecuencia de microondas, más localizada se vuelve la distribución de energía y la densidad de energía en el sitio donde tiene lugar la acción de corte es correspondientemente alta por lo que resulta más fácil sellar el flujo de sangre con eficacia a medida que la cuchilla de corte se introduce en estructuras de tejidos biológicos altamente perfundidos. Un perfil de campo sustancialmente uniforme puede permitir una coagulación uniforme u otros efectos en el tejido a lo largo del borde de corte. Utilizar energía de microondas de frecuencia inferior (por ejemplo, 1 GHz o menos) puede dar lugar a zonas de la antena no radiantes, lo que reduce la capacidad del dispositivo para producir una coagulación eficaz. Al emitir un campo uniforme de energía de microondas que tiene una densidad de energía adecuada a lo largo del borde de la cuchilla, la herida se sella

eficazmente a medida que el cirujano corta a través de la estructura del tejido. Esta invención puede revolucionar la cirugía en órganos altamente vascularizados en el interior del cuerpo humano.

5 Las estructuras de antena que presentan el aspecto de corte/sellado de la invención que se ha descrito anteriormente también pueden utilizarse para la ablación de tejido biológico, por ejemplo, para permitir una ablación controlada y concentrada de tumores cancerosos en el hígado. En este aspecto de la invención se hace uso de nuevo de la capacidad de producir energía de microondas localizada o concentrada, pero en este caso se utiliza una pluralidad de elementos radiantes para extender la distribución de energía.

10 Además, las estructuras de antena que se describen aquí pueden utilizarse para obtener información relativa a la estructura del tejido biológico, por ejemplo para diferenciar entre tipos de tejidos, y/o para identificar distintos tipos de tumores cancerosos, y/o para determinar el estadio de crecimiento del tumor, y/o para controlar la instrumentación electrónica asociada para permitir que la sección de radiación de la antena quirúrgica sea de impedancia coincidente con la impedancia compleja del tejido biológico para permitir una transferencia de potencia máxima entre una fuente
15 de energía y el tejido biológico que se está tratando o realizando una resección. Esta última característica puede ser de particular interés durante el proceso de resección hepática debido a la necesidad de lanzar la energía de manera eficiente a tejido hepático y sangre. Estas dos cargas difieren en valor de la impedancia. Este cambio en la impedancia implica que se producirá un cambio en la coincidencia de impedancia entre la cuchilla radiante y la carga, de modo que parte de la energía será reflejada de nuevo por el cable de suministro de energía.

20 En esta memoria microondas se refiere al rango de frecuencias entre 5 GHz y 100 GHz, pero preferiblemente entre 10 GHz y 25 GHz, y todavía más preferiblemente entre 14 GHz y 22 GHz. Por ejemplo, pueden utilizarse frecuencias puntuales de 14,5 GHz o 24 GHz.

25 Unas frecuencias mayores (por ejemplo, 24 GHz) pueden proporcionar ventajas tales como un conjunto de cables de guía de ondas de menor tamaño, una antena de tamaño más pequeño y una menor profundidad de penetración de las frecuencias más bajas (por ejemplo, 14,5 GHz). Por ejemplo, en el hígado a 24 GHz la profundidad de penetración es de 1,1 mm, mientras que a 14,5 GHz es de 2 mm. La menor profundidad de penetración puede permitir una mayor densidad de energía y que se produzca un sellado o coagulación más instantáneo a medida que
30 la cuchilla corta en el tejido.

La antena puede comprender cualquiera de unas estructuras de guía de ondas cargadas, una estructura de tipo de antena de microcinta y una estructura coaxial. Preferiblemente, la estructura de antena incluye medios para
35 aumentar el tamaño del perfil de energía para permitir un gran volumen de ablación de tejido de tumores sólidos.

La presente invención también puede utilizarse para tratar el bazo. El bazo es un órgano abdominal implicado en la producción y eliminación de células de la sangre en la mayoría de vertebrados y forma parte del sistema inmune. Las realizaciones específicas de las antenas quirúrgicas que se describen aquí pueden utilizarse para realizar
40 esplenectomías para eliminar partes lesionadas del bazo o para coagular laceraciones.

45 Sin embargo, las estructuras de antena que se introducen aquí no se limitan a utilizarse para resección hepática, ablación de tumores de hígado o esplenectomías y pueden utilizarse para el tratamiento de otros órganos donde el perfil de energía generado por la antena y la forma física de la antena ofrece ventajas sobre procedimientos y sistemas de tratamiento existentes.

La presente invención puede proporcionar las siguientes ventajas:

- 50 - una energía de microondas de alta frecuencia puede permitir localizar el volumen de calentamiento activo de acuerdo con la profundidad de penetración de la energía, lo que se traduce en una rápida generación de calor y permite que la energía de microondas venza los efectos de la disipación de calor de la perfusión,
- la parte radiante de la antena puede tener una impedancia que se adapte dinámicamente a la impedancia del tejido biológico que está siendo tratado, lo que permite suministrar energía al tejido de manera eficiente para permitir una ablación o cauterización de tejido instantánea y controlable,
- 55 - la profundidad de penetración de la radiación es limitada, lo que puede dar lugar a una destrucción de tejido controlada,
- no son necesarias placas de conexión a tierra externas para proporcionar un camino de corriente de retorno, lo cual puede reducir la complejidad asociada a la configuración del sistema y a evitar quemaduras superficiales de la piel que pueden producirse cuando una placa de retorno hace
60 contacto intermitente con la superficie de la piel,
- el suministro de energía no se detiene debido a que la placa de retorno externa haga mal contacto con la superficie de la piel o debido a que la placa se caiga o se arranque,

- no es necesaria una disposición de antena bipolar o el uso de una solución salina para producir un camino de conducción localizada, de modo que puede utilizarse una única antena de corte/resección o una antena de ablación de tumor, y
- dado que la energía de microondas puede 'sellar' con eficacia una herida abierta, la invención puede ayudar a evitar o minimizar el riesgo de se produzca una infección postoperatoria.

5

Debido al hecho de que los tejidos biológicos son dieléctricos, absorben grandes cantidades de la energía de microondas producida por la antena radiante. En los tejidos humanos, tanto la conductividad como la permitividad relativa dependen en gran medida de la frecuencia y la temperatura y por lo tanto es ventajoso utilizar altas frecuencias de microondas para las aplicaciones identificadas en relación con la presente invención.

10

En una realización, la sección de radiación de la estructura de la antena puede tener una impedancia que se ajuste o se adapte dinámicamente a la impedancia de carga del tejido variable (es decir, la punta distal de la cuchilla o estructura radiante puede ajustarse para que sea el conjugado complejo de la impedancia compleja del tejido de tratamiento) con el fin de optimizar la potencia entregada al tejido y minimizar reflejos. Adicionalmente o alternativamente, la antena puede estar dispuesta para permitir tomar mediciones de características del tejido. Por ejemplo, la antena puede utilizarse con un sistema de tratamiento como el descrito en WO2004/047659 o WO2005/115235. Sin embargo, la invención no se limita al uso en estos sistemas de electrocirugía sino que también podría utilizarse en otros sistemas de tratamiento y/o medición de electrocirugía. Por ejemplo, la invención puede utilizarse sin circuitería de medición de tejido o adaptación de impedancia dinámica, es decir, puede conectarse a un sistema que proporciona una fuente de microondas para permitir regular el nivel de potencia y el tiempo de suministro (por ejemplo, duración de impulso variable) solamente. Preferiblemente, se utiliza un oscilador de fuente de frecuencia única y una unidad de amplificador de estado sólido para producir la energía de microondas.

15

20

En consecuencia, en un segundo aspecto, la invención puede disponer un aparato de corte quirúrgico que tiene una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar radiación de microondas; un instrumento quirúrgico de acuerdo con el primer aspecto anterior; un detector de radiación reflejada conectado entre la fuente y el instrumento de corte; y un regulador de impedancia conectado entre la fuente y el instrumento de corte; en el que el detector de radiación reflejada está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la radiación de microondas reflejada de nuevo a través del instrumento hacia la fuente, y el regulador de impedancia tiene una impedancia compleja regulable que es controlable en base a la magnitud detectada y la fase de la radiación de microondas reflejada.

25

En una realización, la invención dispone una estructura de antena de guía de ondas que tiene un material cerámico duro para el elemento radiante (la antena) y la cuchilla afilada. En otra realización preferida, la invención dispone una estructura de antena de microcinta que tiene una pluralidad de antenas de parche dispuestas en el extremo de una cuchilla afilada. Para esta última realización, las antenas de parche pueden estar dispuestas en un primer lado de la punta de una cuchilla afilada, en el que el segundo lado de la cuchilla está completamente metalizado para formar una placa de masa. En tal disposición, la estructura de alimentación de la antena también puede estar dispuesta en el mismo lado que los parches radiantes. Pueden utilizarse estructuras de microondas tri-placa o "strip-line", especialmente para resección hepática.

35

40

La elección de la frecuencia puede estar influenciada por uno o más de los siguientes factores: la capacidad para producir una profundidad de penetración de la radiación en el tejido controlada, siendo capaz de generar efectos en el tejido uniformes (coagulación) a lo largo del borde de una cuchilla radiante y de corte dual, siendo capaz de generar suficiente potencia (energía) en la superficie de la cuchilla radiante para coagular o realizar la ablación de manera efectiva del tejido, siendo capaz de producir una densidad de energía local elevada suficiente para permitir una coagulación instantánea en zonas de alta perfusión, y por la disponibilidad de dispositivos de estado sólido que pueden utilizarse para generar el nivel requerido de potencia (energía). Una frecuencia puntual de 14,5 GHz puede ofrecer un compromiso entre todos los factores mencionados anteriormente. Otras frecuencias puntuales apropiadas que pueden considerarse son 18 GHz, 20 GHz y 22 GHz.

45

50

Para permitir utilizar las estructuras de antena en el cuerpo humano, los materiales utilizados son preferiblemente biocompatibles y preferiblemente no presentan ningún riesgo para el paciente. Los materiales identificados para los diseños de antena que se dan aquí incluyen: zafiro, plata, Teflón® y Parileno C.

55

La invención no puede limitarse al funcionamiento en una única frecuencia. Por ejemplo, puede ser deseable que la antena funcione en un rango de frecuencias de +/- 50 MHz, alrededor de una frecuencia puntual (por ejemplo, 14,5 GHz). Las dimensiones de la antena pueden regularse para adaptarse a cualquier frecuencia (o gama de frecuencias) en la que la teoría subyacente asociada a la presente invención siga siendo válida. Para algunos dispositivos de antena puede ser preferible funcionar a una frecuencia fija que se encuentre dentro del rango de frecuencias entre 15 GHz y 25 GHz, donde puede generarse un campo uniforme a lo largo del borde de la cuchilla de una pequeña antena quirúrgica, por ejemplo, una cuchilla de bisturí, y la pérdida de potencia a lo largo del cable de alimentación entre el generador de banco superior y la entrada a la antena quirúrgica no es excesiva, por ejemplo

60

menos de 1,5 dB por metro. Para dispositivos que funcionan en el extremo superior de la gama de frecuencias consideradas útiles para la implementación de la presente invención (tal como se ha definido anteriormente), puede ser ventajoso mover los dispositivos de generación de energía de microondas para disponerlos muy próximos a las antenas radiantes con el fin de minimizar los efectos de pérdida de inserción en el cable de suministro de energía insertado entre dichos dispositivos de generación de energía y las citadas antenas radiantes.

Los materiales descritos para utilizarse en la presente invención pueden ser utilizados para estructuras de antena de tratamiento y/o medición quirúrgica similares que estén optimizadas para funcionar a otras frecuencias de microondas. En este ejemplo, la geometría de la estructura puede ajustarse de acuerdo con la frecuencia particular de elección. Preferiblemente, se utilizarán herramientas de simulación de campo electromagnético para optimizar las estructuras de antena.

Si se utilizan las estructuras de antena con el sistema de coincidencia de impedancia dinámica descrito en WO2004/047659 es deseable que la pérdida de inserción del conjunto de cables entre la salida de la electrónica de control (el generador) y la antena radiante sea tan baja como sea posible, por ejemplo menos de 1 dB, con el fin de garantizar que la potencia disponible en la cuchilla de la antena radiante se maximice y también para permitir disponer una cavidad resonante entre la salida del generador y la antena radiante para permitir suministrar la máxima potencia incluso si hay presentes grandes desajustes de impedancia entre la antena radiante y la carga del tejido. Con el fin de conseguir una mínima pérdida de inserción requerida puede ser preferible utilizar un conjunto de cables guía de ondas en lugar de un conjunto de cables coaxial. Es preferible utilizar un conjunto de cables de guía de ondas flexible y puede ser más preferible utilizar un conjunto de cables de guía de ondas flexible que pueda torcerse.

Preferiblemente, se utiliza un sistema de pestañas de guía de ondas personalizado para conectar el extremo proximal del conjunto de guía de ondas al puerto de suministro de potencia de salida del generador. El sistema de pestañas personalizado puede incluir una disposición de deslizamiento por muelle o pueden unirse dos secciones roscadas circulares a las dos pestañas de guía de ondas para permitir conectar entre sí las dos pestañas. Una ventaja de estas disposiciones es evitar la necesidad de atornillar las dos pestañas entre sí antes de comenzar el tratamiento y después desenroscarlas al final del tratamiento utilizando fijaciones convencionales. Las fijaciones de guía de ondas convencionales no se prestan bien a utilizarse con una unidad desechable debido al hecho de que se necesitan cuatro tornillos y tuercas/arandelas asociadas. El proceso de conectar y retirar el conjunto de antena de tratamiento de esta manera puede ser engorroso para un cirujano o un médico (es decir, un operador) y de este modo la disposición alternativa descrita anteriormente puede superar esta potencial limitación.

En una realización, la antena comprende una cavidad de guía de ondas cargada, en la que la carga incluye una pieza de material dieléctrico. El material dieléctrico es preferiblemente un material de baja pérdida, por ejemplo, que presente una $\tan \delta$ o factor de disipación de menos de 0,001 en la frecuencia de funcionamiento. El material dieléctrico es preferiblemente un material duro que pueda afilarse para producir una cuchilla de corte o borde de corte que pueda utilizarse para cortar a través del tejido biológico de manera similar a la de un cuchillo o una cuchilla de un bisturí. Preferiblemente, el material dieléctrico es biocompatible para que pueda ser utilizado directamente en contacto con estructuras de tejidos biológicos.

La sección de guía de ondas está adaptada preferiblemente para contener o sujetar el material dieléctrico en posición. La superficie del material dieléctrico puede ser rugosa o moleteada para proporcionar una llave física para evitar que el material dieléctrico salga de la sección de guía de ondas.

La elección de la constante dieléctrica para el material dieléctrico puede depender de la impedancia de carga del material con el que el material dieléctrico hará contacto, es decir, la permitividad del material biológico. Por ejemplo, puede utilizarse un material dieléctrico con una permitividad relativa de 5,2 para proporcionar una coincidencia de impedancia entre una cavidad de guía de ondas sin carga y un bloque de tejido biológico con una permitividad relativa de 27. Este análisis puede no tener en cuenta el factor de disipación asociado a los materiales, por lo que el valor real de la permitividad puede verse modificado de acuerdo con la permitividad compleja de los materiales (puede utilizarse simulación de campo electromagnético para optimizar las estructuras).

Preferiblemente, la longitud eléctrica del material dieléctrico dentro de la cavidad de guía de ondas es un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento deseada para permitir que el material actúe como un transformador de adaptación de impedancia para coincidir la impedancia de la guía de ondas sin carga a la impedancia de la carga del tejido biológico.

Preferiblemente, una sección de material dieléctrico que sobresale de la guía de ondas hacia el espacio libre se estrecha hacia el borde de corte con el fin de minimizar discontinuidades eliminando un gran escalón en la constante dieléctrica. Esta transformación puede implementarse utilizando una barra casi cónica que tenga una pluralidad de

escalones discretos que preferiblemente sean de una longitud igual a un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de interés o un múltiplo impar de la misma.

Preferiblemente, puede incluirse una disposición de ajuste (por ejemplo, un filtro de sintonización) en una cavidad de guía de ondas formada entre un conjunto de cables flexible que proporciona energía a la antena y el material dieléctrico de la antena. La disposición de ajuste puede tener forma de uno, dos o tres tornillos (o tetones) de ajuste que pueden atornillarse en la cavidad de la guía de ondas para introducir una reactancia capacitiva o inductiva; el tipo de reactancia particular y el valor de la reactancia dependerán de la distancia del tornillo de ajuste dentro de la cavidad de la guía de ondas. En el caso en que se utiliza más de un tornillo de ajuste, la distancia entre los centros de los tornillos es preferiblemente un múltiplo impar de un cuarto o un octavo de la longitud de onda de la guía. La disposición de ajuste puede permitir que la antena tenga una impedancia adaptada estáticamente a diferentes impedancias de carga de tejido que representan diversos tipos de tejido biológico que pueden presentarse a la cuchilla dieléctrica radiante.

Preferiblemente, la antena tiene una impedancia adaptada estáticamente al estado inicial del tejido biológico con el fin de minimizar las ondas estacionarias establecidas en el interior de la cavidad de la guía de ondas y el conjunto de cables flexible. Esto es deseable incluso si se utiliza la antena en combinación con un sistema de adaptación de impedancia dinámica. Este estado ofrece una ventaja en términos de minimizar el calentamiento de la cavidad de la guía de ondas y el conjunto de cables flexible, y evitar tensiones y/o ruptura en el material debido a los altos voltajes o corrientes generadas debido a las ondas estacionarias establecidas en el interior de la estructura.

La adaptación estática de la impedancia puede conseguirse utilizando postes o tetones permanentes que residan en el interior de la cavidad de la guía de ondas.

Preferiblemente, las superficies de la guía de ondas están recubiertas con un material que tiene una alta conductividad con el fin de minimizar las pérdidas de conductor. Puede utilizarse plata. También puede ser deseable recubrir una sección del material dieléctrico que sobresale fuera de la cavidad de la guía de ondas hacia el espacio libre con un material metálico con el fin de evitar que las superficies del material dieléctrico que no están en contacto con el tejido biológico irradian hacia el espacio libre. Una ventaja de recubrir la superficie del material dieléctrico con una capa de material de plata es que se ha demostrado que la toxicidad a largo plazo no afectará a la estructura y que la plata es un antibiótico eficaz, por lo que puede ser deseable que una parte de la sección no radiante de la cuchilla dieléctrica esté en contacto con el tejido biológico. Cabe señalar que la cuchilla dieléctrica puede estar recubierta con un material metálico, donde sólo la parte del material que forma la cuchilla radiante, o la parte requerida para hacer contacto con el tejido biológico, se deje expuesta. Esta disposición asegura que sólo el tejido biológico se exponga a radiación de microondas.

Tal como se ha mencionado anteriormente, la ventaja de utilizar radiación de microondas de alta frecuencia (o no ionizante) es que la profundidad de penetración está limitada por lo que el riesgo de exposición también es limitado. El riesgo de irradiar hacia el espacio libre se reduce todavía más por el hecho de que las estructuras de antena introducidas en este trabajo se han diseñado para que se adapten bien al tejido biológico, pero se adaptan mal a la impedancia del aire, es decir 377Ω . El riesgo de irradiar energía en el espacio libre se reduce todavía más por el hecho de que la electrónica de detección asociada al sistema que se utiliza para generar y entregar la energía tratamiento puede detectar que la antena está radiando hacia el espacio libre y puede reducir automáticamente la potencia de salida a casi cero, es decir, de 1 mW a 10 mW.

En otra realización, la antena comprende parches de microcinta radiantes (o estructuras de antena de microcinta) fabricados sobre el borde de corte de una estructura de cuchilla o cuchillo. En esta disposición, puede ser preferible revestir o grabar las antenas de parche y la estructura de alimentación sobre la superficie de un material cerámico de microondas duro donde dicha cerámica forme el sustrato de microondas para las líneas de transmisión de microcinta que forman la estructura de alimentación. Los parches de microcinta pueden fabricarse a lo largo del borde de la sección de la cuchilla del material cerámico. Las antenas de parche de microcinta pueden disponerse para radiar a lo largo del borde de la cuchilla. Puede ser preferible que uno de los lados del material cerámico sea metalizado por toda la superficie para proporcionar una placa de masa o camino de retorno para la estructura de alimentación y las antenas de parche radiante. Las antenas de parche pueden disponerse para radiar a lo largo del borde del parche que físicamente queda frente a la línea de alimentación de entrada.

Las estructuras "strip-line" (o línea tri-placa) pueden utilizarse para formar la red de alimentación con el fin de evitar que las líneas de alimentación irradian hacia el espacio libre. En esta disposición, las líneas de microcinta pueden fabricarse sobre la primera cara de un primer sustrato dieléctrico (por ejemplo, una cerámica dura) y para que la segunda cara sea totalmente metalizada. La primera cara de un segundo sustrato (normalmente del mismo material que el primer sustrato con la misma permitividad relativa) se coloca entonces en la parte superior de la primera cara del primer material del sustrato que contiene las líneas de alimentación de microcinta para formar un sándwich, y la segunda cara del segundo sustrato también está totalmente metalizada. Esta estructura se conoce como estructura "strip-line" y proporciona un entorno encerrado para que las ondas electromagnéticas se propaguen y también

proporciona una protección para eliminar el riesgo de que la radiación salga de las líneas de alimentación y se propague hacia el espacio libre. Si el grosor de los dos materiales de sustrato es idéntico entonces la anchura de las líneas de microcinta será aproximadamente la mitad de lo que son en el caso de la estructura de alimentación de microcinta abierta de una sola cara.

5

La estructura de la línea de alimentación puede implementarse de forma de estructura de alimentación colectiva alimentada o de estructura que comprenda líneas de alimentación de impedancia fija (por ejemplo, 50 Ω) y transformadores de cuarto de onda. Otras estructuras de línea de alimentación que pueden utilizarse para alimentar a una pluralidad de antenas de parche radiante serán conocidas para una persona con experiencia en la técnica de la ingeniería de microondas, y estas estructuras también pueden utilizarse.

10

La estructura de antena de parche puede fabricarse sobre una cuchilla de bisturí que tenga una capa de material dieléctrico (el sustrato) unido a la misma, en la que el primer lado de dicho material dieléctrico cubra toda la superficie de la cuchilla de bisturí. El segundo lado del material del sustrato es entonces metalizado, por ejemplo, evaporando una capa de metal sobre la superficie o utilizando pintura de plata. Entonces pueden grabarse áreas o zonas de dicha capa de metalización para dejar a la vista la estructura de alimentación de microondas y las antenas de parche radiante. Puede utilizarse una segunda capa de sustrato con una placa de masa en un lado para formar una estructura "*strip-line*" para evitar que las líneas de alimentación irradien hacia el espacio libre (este tipo de estructura ya se ha descrito anteriormente).

20

Puede utilizarse un material dieléctrico aplicado por pulverización para recubrir un lado de la cuchilla de bisturí. Dado que el grosor del material dieléctrico determina la impedancia de las líneas de microcinta, es deseable que el grosor del material dieléctrico sea constante en toda la superficie de la cuchilla de bisturí para garantizar que las líneas de alimentación y los parches radiantes sean de una impedancia controlada ya que de lo contrario se producen desajustes y reflexiones, lo que puede dar lugar a una estructura que irradie de manera no eficaz o se caliente.

25

Otra estructura que puede considerarse es un cable de alimentación coaxial con una antena radiante de bucle en H conectada al extremo distal para proporcionar la energía de microondas requerida para el sellado de la sangre. Dicha antena de bucle en H puede conectarse a una cuchilla de bisturí u otra estructura que presente un borde de corte afilado para permitir que se produzca la acción de corte/sellado deseado. El bucle de campo en H puede estar situado en el centro de la cuchilla, y para la sección de la cuchilla donde está situado el bucle puede eliminarse para permitir que los campos radiantes se propaguen alrededor de la cuchilla. Preferiblemente, la cuchilla tiene forma de cuchilla de bisturí y está realizada en un material cerámico duro que es apropiado para ser afilado para proporcionar un eficaz borde de corte mecánico.

35

Otras estructuras que pueden considerarse incluyen estructuras radiantes monopulares coaxiales y dipolares coaxiales conectadas a un dispositivo de corte adecuado. De nuevo, las estructuras monopulares/dipolares pueden estar situadas en el interior de una disposición de cuchilla de corte.

40

Todavía otra estructura puede consistir en una pluralidad de dichas estructuras de monopulares/dipolares coaxiales, alimentadas utilizando un transformador de adaptación de impedancia conectado a un cable coaxial, en la que dichos radiadores coaxiales monopulares/dipolares están montados sobre un dispositivo de corte, tal como una cuchilla de bisturí, y dispuestos para irradiar energía al tejido de manera eficaz mientras que la cuchilla corta a través del tejido.

45

Todavía otra estructura puede ser un dispositivo similar en forma física a la de un 'decapante' o un 'cincel' con una pluralidad de antenas de parche radiantes depositadas sobre el borde de la sección de la cuchilla para permitir empujar la cuchilla a través del tejido para separar el tejido en dos secciones con la energía de microondas irradiando hacia el tejido durante el proceso de corte para sellar el flujo de sangre.

50

Es deseable que la antena incluya una cuchilla de corte radiante que esté adaptada de manera efectiva para irradiar energía de microondas al tejido y no al espacio libre. Puede conseguirse utilizando varios perfiles de cuchilla incluyendo formas de 'diente', formas hemisféricas y formas de cuchilla de bisturí. Por ejemplo, puede considerarse una estructura triangular con un ángulo de 60° en cada una de las esquinas de base para tener la capacidad de "penetrar" en el tejido.

55

En líneas generales, las estructuras de alimentación que pueden ser adecuadas para utilizarse en la invención pueden dividirse en dos secciones. La primera son divisores de potencia de guía de ondas y la segunda son divisores de potencia de microcinta (o "*strip-line*"). En una realización, se utiliza un divisor de microcinta para alimentar cuatro secciones de guía de ondas, de modo que esta disposición puede considerarse como una combinación de las dos técnicas. En otra realización, se utiliza un anillo híbrido para dividir la potencia generada por la fuente de microondas en dos partes iguales. Las dos salidas se utilizan entonces para alimentar dos conjuntos de

60

guías de ondas que contienen cada uno una cuchilla de zafiro de 13 mm para proporcionar un borde de radiación que tiene una longitud total de aproximadamente 26 mm.

Pueden utilizarse estructuras de líneas de alimentación colectivas o estructuras de alimentación de un cuarto de longitud de onda, donde todas las líneas de alimentación son de impedancia fija.

5

Divisores de guía de ondas adecuados pueden incluir: acopladores de anillo híbrido (o "rat race"), divisores de cavidad de resonante y configuraciones en T híbridas. Los divisores de potencia microcinta adecuados pueden incluir: acopladores Wilkinson, redes de alimentación colectivas, divisores de potencia de cuarto de onda, divisores no resonantes y acopladores de 3 dB.

10

La antena puede tener una cuchilla radiante larga, por ejemplo una cuchilla que tenga una longitud de 68 mm o más. Pueden combinarse una pluralidad de cuchillas individuales entre sí para dar lugar a una única cuchilla que puede producir efectos en el tejido constantes o uniformes a lo largo de la cuchilla.

- 15 La antena de microondas quirúrgica de la invención puede utilizarse para la ablación de tumores sólidos de gran volumen dentro de un sistema biológico. Estructuras de antena específicas que son apropiadas para esta función incluyen estructuras de guías de ondas cargadas que incorporan un medio para regular la adaptación de impedancia entre las aberturas de radiación y el tejido canceroso, y estructuras coaxiales que comprenden un cable coaxial de gran diámetro con un cono de radiación, o una pluralidad de monopolos radiantes alimentados utilizando un transformador de adaptación de impedancia coaxial.
- 20

En una realización, se utiliza un anillo híbrido para dividir la energía producida por una fuente. Los dos puertos de salida del dispositivo de anillo híbrido se utilizan para alimentar dos cavidades de guía de ondas individuales que contienen una cuchilla de zafiro. Si el grosor de la pared entre las dos secciones separadas se limita a
 25 aproximadamente 1 mm, entonces puede ser posible producir un campo uniforme a lo largo de la cuchilla que sea igual a la longitud de dos cuchillas de zafiro individuales. En teoría, el grosor de pared entre las dos cuchillas sólo es necesario que sea igual a varias profundidades de la piel donde fluya la energía de microondas. A 14,5 GHz, la profundidad de la piel en el cobre o la plata es de aproximadamente 2,5 μm . Dado que el 99% de la energía de microondas fluye en un grosor igual a cinco profundidades de la piel, es posible hacer que la pared entre las dos
 30 cuchillas tenga un grosor de aproximadamente 25 μm , lo que tendrá un impacto insignificante sobre los campos generados en el interior las estructuras de guía de ondas individuales, pero proporcionará un campo casi continuo a lo largo de la cuchilla igual a dos secciones individuales situadas una junto a la otra o adyacentes entre sí. En esta disposición, las paredes restantes pueden proporcionar el soporte mecánico necesario para sostener la cuchilla radiante en posición. Además, en la superficie de las cuchillas puede disponerse una llave para garantizar que la
 35 cuchilla permanezca en posición y no pueda empujarse hacia la cavidad de la guía de ondas o caiga fuera de la cavidad de la guía de ondas. En cada una de las dos secciones de la guía de ondas puede incluirse también un medio de ajuste estático para permitir que la impedancia de la cuchilla radiante coincida con la impedancia del tejido biológico bajo investigación.

- 40 La longitud de la cuchilla radiante puede aumentarse más utilizando una estructura de alimentación de microcinta para dividir la energía generada de la fuente en cuatro partes iguales y utilizar entonces las cuatro salidas para accionar cuatro cuchillas radiantes contenidas en el interior de una cavidad de guía de ondas. En una realización, cada sección de guía de ondas se alimenta utilizando una alimentación de bucle en H, que puede ser un bucle de alambre con una longitud que sea la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento o un múltiplo de
 45 la misma. Es preferible que un extremo del bucle en H esté conectado a la línea de microcinta y que el otro extremo esté conectado a una de las paredes de la guía de ondas, que también está conectada a la placa de masa de la estructura de la línea de alimentación de microcinta.

Puede utilizarse un material dieléctrico Rogers 5880 para proporcionar el sustrato para la estructura de línea de alimentación de microcinta, en el que el grosor del material de sustrato, la metalización de la placa de masa y las líneas de alimentación de microcinta se seleccionan para que sean capaces de manejar el nivel de potencia en el conector de alimentación de entrada.

- Preferiblemente, la estructura de la línea de alimentación está encerrada para evitar la radiación de las líneas de alimentación de microcinta que se conectan al espacio libre. Esto puede conseguirse colocando un recipiente metálico sobre la estructura de la línea de alimentación, en el que las dimensiones sean tales que no pueda producirse una modulación en el interior de la estructura. La estructura de la línea de alimentación de microcinta puede implementarse utilizando una estructura "strip-line" en la cual se disponga un segundo material de sustrato en la parte superior de las líneas de alimentación y el segundo lado del segunda material de sustrato esté metalizado
 60 en toda su superficie.

Otras disposiciones utilizadas para extender la longitud de la cuchilla radiante incluyen el uso de estructuras de microcinta radiantes fabricadas a lo largo del borde de dispositivos de corte, por ejemplo, tijeras, bisturíes, cinceles,

decapantes, cuchillos Stanley® y otras diversas estructuras o instrumentos de corte. Con el fin de proporcionar un campo uniforme a lo largo de las palas, es preferible fabricar una pluralidad de estructuras de microcinta, por ejemplo, antenas de parche cuadradas o rectangulares, radiadores ranurados o antenas de onda progresiva, a lo largo de la cuchilla.

5

Alternativamente o adicionalmente, la antena comprende una o más barras dieléctricas radiantes. Las barras pueden ser puntiagudas para permitir empujar la antena hacia el interior del tumor con el fin de producir una ablación eficaz de tejido canceroso a medida que la estructura de la antena se introduce en el tejido.

10 Por lo tanto, en un tercer aspecto, la invención puede proporcionar una sonda de ablación que comprende un cuerpo alargado que tiene un extremo de inserción adaptado para penetrar en el tejido; una pluralidad de elementos radiantes en el extremo de inserción, estando adaptado cada elemento radiante para emitir un campo de radiación de microondas para la ablación de tejido; y una estructura de alimentación conectable a una fuente de potencia de microondas y dispuesta para transportar potencia de microondas a los elementos radiantes; en el que la estructura

15 de alimentación está dispuesta para dividir la potencia de microondas sustancialmente de manera uniforme entre los elementos radiantes de manera que el campo de radiación emitida es sustancialmente uniforme en el extremo de inserción. Dicha sonda puede ser particularmente adecuada para el tratamiento de tumores sólidos en órganos grandes. La sonda puede estar equipada con un dispositivo de corte de acuerdo con el primer aspecto con el fin de permitir el acceso al sitio de tratamiento. El cuerpo alargado puede comprender un catéter dispuesto para llevar una

20 pluralidad de antenas, sobresaliendo desde el extremo de inserción. Los elementos radiantes pueden ser antenas monopolares coaxiales.

Pueden utilizarse disposiciones que utilicen una pluralidad de elementos radiantes coaxiales para tratar grandes tumores sólidos. Estas disposiciones pueden comprender una pluralidad de elementos monopolares radiantes

25 coaxiales alimentados desde un cable rígido coaxial de gran diámetro, por ejemplo, seis radiadores de 2,2 mm de diámetro alimentados desde un cable coaxial de 12 mm. Estas disposiciones pueden requerir un transformador de adaptación de impedancia para transformar la impedancia del cable de alimentación coaxial a la impedancia dada por la combinación en paralelo de cables coaxiales de menor diámetro conectados en el punto de alimentación (punto neutro). La impedancia vista en el punto de alimentación puede estar influenciada por la impedancia vista en

30 el extremo distal de cada una de las líneas coaxiales, es decir, el extremo que hace contacto con la carga de tejido biológico.

Puede utilizarse una estructura de microcinta para fabricar la línea de alimentación y el transformador de impedancia, donde una pluralidad de secciones coaxiales de pequeño diámetro, por ejemplo de 1 mm a 2 mm, con

35 elementos radiantes conectados al extremo distal se conectan a dicho transformador de impedancia.

Los radiadores coaxiales pueden estar adaptados para encajar dentro de una estructura de cono de manera que produzcan un patrón de campo uniforme sobre la superficie del cono. El cono puede estar realizado en un material cerámico duro de microondas de baja pérdida que se conecte a la estructura de alimentación. La estructura en forma

40 de cono puede ser puntiaguda para permitir empujar la antena en el interior del tumor para producir una ablación de tejido canceroso eficaz a medida que la antena es empujada hacia la estructura del tejido. En esta disposición, el cono radiante puede ayudar a permitir empujar la antena a través del tumor. Al cono puede conectarse una disposición de cuchilla para permitir realizar una incisión antes de empujar la antena a través del tejido biológico para producir la ablación del tumor.

45

La geometría y la elección de materiales utilizados en el diseño de la antena puede optimizarse utilizando herramientas de simulación de campos electromagnéticos, por ejemplo, Computer Simulation Technology (CST) Microwave Studio®.

50 La antena quirúrgica y el conjunto de cables pueden formar un elemento de un solo uso el cual se esteriliza y se presenta en un envase estéril. El extremo proximal del conjunto de cables puede conectarse a un generador de banco superior utilizando un conjunto de conector que permita la facilidad de conexión. Puede utilizarse un conector a presión o un encaje a presión personalizado.

55 Las estructuras radiantes que se describen aquí pueden calibrarse en su punta distal (o cuchilla de radiación) para permitir utilizarse con el sistema de tratamiento y medición que se describe en WO 2004/047659 o WO 2005/115235. La capacidad para calibrar las estructuras de antena puede permitir optimizar la entrega de energía al tejido para evitar la pérdida de sangre en términos de poder entregar el nivel de potencia demandada al tejido, incluso cuando la cuchilla de radiación no esté bien adaptada a la carga del tejido. La capacidad para entregar

60 energía de esta manera, junto con las ventajas anteriormente mencionadas asociadas al uso de altas frecuencias de microondas puede ofrecer una ventaja importante respecto a otras tecnologías de baja frecuencia existentes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

A continuación se da una descripción detallada de realizaciones de la invención con referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales

- 5 La figura 1 muestra una antena de resección hepática sintonizable que es una realización de la invención;
 La figura 2 muestra un diagrama de sistema esquemático de un sistema de tratamiento de adaptación de impedancia dinámica que incorpora la antena de la invención;
 La figura 3 muestra una gráfica de pérdida de retorno modelizada para una antena de acuerdo con la invención en el hígado;
 10 La figura 4 muestra una gráfica de pérdida de retorno modelizada para una antena de acuerdo con la invención en espacio libre;
 La figura 5 muestra una gráfica de pérdida de retorno real de una antena de acuerdo con la invención en el hígado;
 15 La figura 6 muestra una gráfica de pérdida de retorno real de una antena de acuerdo con la invención en el espacio libre;
 La figura 7 muestra los resultados de una simulación de campo electromagnético de una antena que es una realización de la invención;
 La figura 8 muestra la distribución de campo para la cuchilla de zafiro de la simulación de la figura 7;
 20 La figura 9 muestra la distribución de campo lejano para la antena a partir de la simulación de la figura 7;
 La figura 10 muestra una estructura de cuchilla radiante que es otra realización de la invención;
 La figura 11 muestra un ejemplo de una estructura de cuchilla de corte;
 La figura 12 muestra una antena quirúrgica con la cuchilla de corte que es otra realización de la invención;
 25 La figura 13 muestra una cuchilla de corte que comprende cuatro antenas de acuerdo con otra realización de la invención;
 La figura 14 muestra una antena quirúrgica con la cuchilla de corte que se mantiene en posición utilizando espuma en otra realización de la invención;
 30 La figura 15 muestra una antena quirúrgica con la cuchilla de corte que se mantiene en posición utilizando espuma en todavía otra realización de la invención;
 La figura 16 muestra una antena quirúrgica con una estructura de 'decapante' que es otra realización de la invención;
 35 La figura 17 muestra una antena de cuchilla radiante con una pluralidad de antenas de parche fabricadas sobre ésta, que es otra realización de la invención fabricadas;
 La figura 18 muestra una antena de cuchilla radiante con una pluralidad de antenas de parche fabricadas sobre ésta que es todavía otra realización de la invención;
 La figura 19 muestra un bisturí que tiene una pluralidad de antenas de parche fabricadas en el borde de la cuchilla;
 40 La figura 20(a) muestra un bisturí que tiene una antena de bucle de campo en H acoplada al mismo;
 La figura 20(b) muestra un bisturí que tiene una antena de bucle de campo en H acoplada al mismo con el centro de la cuchilla eliminado para permitir que la energía electromagnética se propague alrededor de la cuchilla;
 La figura 20(c) muestra un bisturí que tiene una antena sonda de campo en E acoplada al mismo con el centro de la cuchilla eliminado para permitir que la energía electromagnética se propague alrededor de la cuchilla;
 45 Las figuras 21(a) - (d) muestran antenas de guía de ondas sintonizables cargadas para el tratamiento de tumores, que son otras realizaciones de la invención;
 La figura 22 es una estructura de antena de ablación para el tratamiento de tumores grandes que es otra realización de la invención;
 50 La figura 23 muestra un dibujo de concepto para una estructura de antena adecuada para el tratamiento de tumores sólidos de gran volumen;
 Las figuras 24(a) - (b) muestran una estructura de antena coaxial que puede utilizarse para la ablación de tumores hepáticos;
 55 La figura 25 es una vista lateral de una estructura de cuchilla que es otra realización de la invención;
 La figura 26 es una vista en perspectiva de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 25;
 La figura 27 es una simulación de campo electromagnético que muestra la densidad de pérdida de potencia en el plano medio de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 25 cuando se encuentra en el tejido hepático;
 60 La figura 28 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 25 cuando se encuentra en el tejido hepático en una gama de frecuencias;
 La figura 29 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 25 cuando se encuentra en el aire en una gama de frecuencias;

La figura 30 es una vista lateral de una estructura de cuchilla que es todavía otra realización de la invención;

La figura 31 es una vista en perspectiva de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 30;

5 La figura 32 es una simulación de campo electromagnético que muestra la densidad de pérdida de potencia en el plano medio de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 30 cuando se encuentra en el tejido hepático;

La figura 33 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchilla mostrada en la figura 30 cuando se encuentra en el tejido hepático en una gama de frecuencias;

10 La figura 34 es una vista en perspectiva de una estructura de transformador adecuada para conectar la estructura de cuchilla mostrada en la figura 25 a una guía de ondas;

La figura 35 es una vista frontal del transformador que se muestra en la figura 34;

La figura 36 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno del transformador que se muestra en la figura 34 de una guía de ondas;

15 La figura 37 es una gráfica que muestra la pérdida de inserción del transformador que se muestra en la figura 34 de una guía de ondas;

La figura 38 es una vista en perspectiva de una sección transversal longitudinal a través de una estructura de transformador adecuada conectar la estructura de cuchilla mostrada en la figura 30 a una guía de ondas;

20 La figura 39 es una vista en perspectiva de una sección transversal lateral a través de la estructura del transformador que se muestra en la figura 38, y

La figura 40 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno y la pérdida de inserción del transformador que se muestra en la figura 38 de una guía de ondas.

DESCRIPCIÓN DETALLADA: OTRAS OPCIONES Y PREFERENCIAS

25 El funcionamiento de las antenas de resección que se describe aquí puede describirse como similar al de un cuchillo para mantequilla o un cuchillo de carne. Para la aplicación de la presente invención se han considerado distintas estructuras de cuchilla, a saber: una cuchilla en forma de 'diente', una cuchilla en forma de bisturí, una cuchilla en forma de 'decapante', una cuchilla en forma de cincel, una cuchilla de forma semiesférica, una cuchilla en forma de
30 cuchillo de cocina y una cuchilla en forma de cuchillo de trinchar. En el caso en que se utiliza una cuchilla en forma de 'diente', puede ser preferible que el diente tenga forma de estructura triangular con un ángulo de 60° en cada una de las esquinas de base para tener la capacidad de "penetrar" en el tejido.

La figura 1 muestra una estructura de antena quirúrgica 100 para aplicaciones de resección. La disposición que se
35 muestra aquí es una antena de guía de ondas cargada, que utiliza un material de zafiro para formar la sección o cuchilla radiante 110 y, en este caso particular, también actuar como herramienta de corte afilada. La forma de la sección de zafiro dentro de la guía de ondas y el diseño del alojamiento de la sección o cuchilla final proporciona una buena adaptación de impedancia entre el tejido biológico 180, la cuchilla de zafiro 110 y la cavidad de guía de ondas
40 140. La estructura general consiste en la cuchilla de zafiro 110, una sección rígida de guía de ondas 130, un adaptador o pestaña de guía de ondas 120, un tramo de la cavidad de guía de ondas fija 140, tres tetones de ajuste 141, 142, 143 y un conjunto de cables 150. El conjunto de cables 150 puede ser una sección de guía de ondas flexible o flexible/que pueda torcerse o un cable coaxial con un adaptador apropiado para convertir entre un sistema de guía de ondas y un sistema coaxial. La sección de zafiro 110 está parcialmente metalizada en su superficie mediante un proceso de electroformación con sólo el extremo de la cuchilla expuesto, es decir, la sección de
45 radiación. El material de zafiro proporciona una adaptación de impedancia entre la impedancia de la sección de guía de ondas sin carga 120, que es una impedancia elevada, cercana a la de aire, y el tejido biológico, que puede ser una impedancia baja, por ejemplo, entre 100 Ω y 1 Ω . El tamaño de la guía de ondas fija 140 depende de la frecuencia de funcionamiento. En la disposición mostrada en la figura 1, se utilizó una sección de guía de ondas flexible WG18 (WR62) que funciona en la gama de frecuencias entre 12,4 GHz y 18 GHz. Ésta es una estructura
50 adecuada para utilizar en la frecuencia de funcionamiento preferida que se describe aquí, 14,5 GHz.

Para permitir optimizar la adaptación de impedancia estática entre el tejido biológico 180 y el conjunto de antena 100 se utilizan unos tetones de ajuste 141, 142, 143. En la disposición mostrada en la figura 1, la separación entre los
55 tres tornillos de ajuste era un cuarto de la longitud de onda de guía, donde la guía se define aquí como WR62. Tres tornillos de ajuste dispuestos de esta manera permiten obtener una coincidencia de impedancia entre la carga de tejido 180 y la antena 100 donde la carga de tejido puede tomar cualquier valor de impedancia en el diagrama de Smith. Los capuchones de ajuste podrán ser pequeños postes insertados en el interior de la cavidad de la guía de ondas 140. Los tornillos de ajuste pueden reemplazarse por postes fijos en un dispositivo fabricado.

60 La sección de guía de ondas 120 sujeta la cuchilla de zafiro en posición y actúa de interfaz entre la segunda sección de la guía de ondas 140 y el material de zafiro 110. La figura 1 muestra la cuchilla de zafiro en contacto con un bloque de tejido biológico 180, por ejemplo, el hígado.

El dispositivo puede utilizarse con el sistema de adaptación de impedancia dinámica que se describe en el documento WO 2004/047659 para permitir entregar potencia demandada en impedancias de carga de tejido variables, por ejemplo, el hígado y la sangre. Esto puede superar los problemas asociados a otros sistemas en los que la entrega de energía al tejido cesa si la antena se llega a desajustar con la impedancia de carga que presenta el tejido. Al calibrar la antena es posible conectar de manera efectiva la impedancia de salida de la antena a la impedancia del tejido biológico que forma la carga del sistema.

La sección de radiación de la antena quirúrgica puede recubrirse con una capa delgada, por ejemplo de 10 μm , de un material que evite que la punta radiante se adhiera al tejido una vez que la energía de microondas haya coagulado el tejido y permita que el dispositivo sea biocompatible. De lo contrario, la sangre coagulada podría pegarse a la cuchilla radiante. Materiales adecuados que pueden utilizarse incluyen Teflón® y Parileno C.

Pueden utilizarse otras formas para la cuchilla radiante. Por ejemplo, puede utilizarse una estructura radiante en forma de 'diente', o la forma del borde de corte y la sección de radiación pueden ser similares a una cuchilla de bisturí convencional. Las simulaciones de campo electromagnético y la optimización se llevan a cabo en cada forma de cuchilla (o estructura) y se realizan ajustes a la estructura del alojamiento de la guía de ondas 120, 130, la posición los tetones de ajuste 141, 142, 143, y la forma del material dieléctrico (zafiro u otro material cerámico duro) 110 que sobresale dentro y fuera de la cavidad de guía de ondas con el fin de optimizar la estructura.

El material dieléctrico en el interior de la cavidad de guía de ondas 120, 130 es cónico con el fin de maximizar el campo conectado al dieléctrico radiante. Alternativamente o adicionalmente puede utilizarse una pluralidad de materiales dieléctricos o un solo material que presente una pluralidad de constantes dieléctricas. La ventaja de utilizar una sección cónica para adaptara la impedancia de la guía de ondas a la impedancia del tejido biológico es que el escalón entre la impedancia de la guía y la del tejido no es tan abrupta, y por lo tanto se minimizan las discontinuidades asociadas a la transformación. La conicidad puede producirse en un tramo eléctrico igual a varias longitudes de onda a la frecuencia de interés, es decir, tiene lugar efectivamente una pluralidad de transformaciones de un cuarto de onda.

En la disposición mostrada en la figura 1 se utilizó solamente una transformación para transformar la impedancia de la guía de ondas sin carga a la impedancia del tejido biológico. Por ejemplo, si la constante dieléctrica del tejido a tratar es de aproximadamente 40 a la frecuencia de funcionamiento, entonces se requiere un material con una longitud eléctrica de $(2n-1)\lambda/4$ (donde n es un número entero), y una permitividad relativa de $\sqrt{40} = 6,32$ (suponiendo que las secciones de la guía de ondas 120, 130, 140 están descargadas) para conseguir una estructura de impedancia coincidente. En esta aproximación se supone que todos los materiales son sin pérdida, es decir, su factor de disipación o $\tan\delta$ es cero.

Como alternativa a la guía de ondas rectangular (figura 1), puede utilizarse una guía de ondas cilíndrica, una guía de onda cuadrada, o una guía de forma más esotérica que se adapte a las necesidades específicas del usuario.

En la realización específica mostrada en la figura 1, la anchura de la cuchilla de zafiro, o el borde de corte, es de 13 mm. El diseño de la cuchilla está optimizado para una frecuencia de funcionamiento de 14,5 GHz donde el perfil físico o las dimensiones de la cavidad de la guía de ondas WG18 (WR62) están adaptados a la cuchilla de zafiro radiante. La coincidencia en impedancia en la transición se simula para que sea mejor que una pérdida de retorno de -25 dB en el rango de frecuencias entre 14,25 GHz y 14,75 GHz cuando se utiliza el modelo para un bloque de hígado obtenido de <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>, donde la permisividad relativa se da como 27,222 y la conductividad se da como 14,448 S/m a una frecuencia puntual de 14,5 GHz. En la sección o transición 120 de la guía de ondas se incluyeron unas crestas 130 con el fin de reducir la variación de tensión a través de la abertura de la guía de ondas. La cuchilla de zafiro radiante 110 está soldada a una transición entre WG18 y WG17 120. La pared de la cuchilla de zafiro radiante 110 es electroformada. En la cuchilla se introduce una llave física para garantizar que se mantiene firmemente en su posición en el interior de la guía de ondas y no puede caerse o desprenderse accidentalmente.

Materiales específicos adecuados para las estructuras de antena que se describen aquí son:

(a) para la cuchilla radiante/de corte y el transformador de adaptación:

- Zafiro (Al_2O_3) con una dureza de 1900 Knoop (9 Moh), una constante dieléctrica perpendicular al eje $C = 9,3$, una constante dieléctrica paralela al eje $C = 11,5$, y una tangente de pérdida (o factor de disipación o $1/Q$) = 0,00005,

- Un material cerámico de microondas particular de Morgan Electroceramics conocido como D6, que tiene una constante dieléctrica = 6,5 +/-0,5 y una tangente de pérdida = 0,002, y puede utilizarse en la gama de frecuencias entre 3 GHz y 20 GHz;

(b) para el material de revestimiento:

- pueden utilizarse Parileno C, Teflón o PTFE para recubrir la cuchilla radiante/de corte y/o para recubrir la estructura global de la antena, ya que son biocompatibles y de baja pérdida a la frecuencia de interés. La pérdida de calentamiento dieléctrico puede salvarse utilizando una capa muy delgada de dichos materiales, por ejemplo entre 10 μm y 100 μm ;

(c) para el alojamiento de la cuchilla, la sección de la guía de ondas y el conjunto de cable:

- Bronce, aluminio, cobre o plata, que tienen una elevada conductividad minimizando de este modo las pérdidas del conductor en la guía de ondas y limitando el calentamiento de la estructura de guía de ondas producido por las pérdidas del conductor. Por ejemplo, puede utilizarse una estructura de aluminio chapado en plata, donde el grosor del chapado sea de varias profundidades de la piel a la frecuencia de interés para garantizar que la mayor parte de la energía de microondas esté contenida dentro de esta profundidad.

La figura 2 muestra la estructura de antena radiante 20 de la figura 1 utilizada con un sistema de adaptación de impedancia automatizado para permitir una entrega eficiente de energía en el tejido biológico 180 bajo la condición de una impedancia variable o dinámica, por ejemplo, la impedancia de la sangre, la impedancia de la superficie del hígado, o la impedancia de un tumor contenido en el interior del hígado. En WO 2004/047659 pueden encontrarse detalles específicos del sistema mostrado en diagrama de bloques en la figura 2, si bien se incluye aquí un breve resumen del funcionamiento del sistema. El sistema de adaptación de impedancia dinámica que se muestra aquí utiliza una unidad de oscilador fuente 10, que produce una señal de baja potencia a la frecuencia del sistema de 14,5 GHz. El oscilador fuente 10 también puede producir una segunda señal que se utiliza para proporcionar la señal del oscilador local para la unidad receptora de microondas 22. La unidad receptora de microondas 22 es un receptor heterodino para permitir extraer información tanto de magnitud como de fase de las señales proporcionadas por los puertos conectados de acopladores direccionales de potencia directa y reflejada 15, 16, 18, 19. En esta realización, se genera una señal de oscilador local a una frecuencia de microondas de 14,45 GHz, para proporcionar una primera frecuencia intermedia (IF) de 50 MHz. La figura 2 muestra la salida de RF de la unidad de oscilador fuente conectada al controlador de nivel de potencia 11, que se utiliza para controlar el nivel de potencia suministrada a la carga de tejido 180. El nivel se establece utilizando una señal proporcionada por el procesador de señal digital 13. Esta señal se basa en información proporcionada a la interfaz de usuario 24 a través del usuario o el operario. La salida del controlador de nivel de potencia 11 está conectada al conmutador de modulación 12, que se utiliza para controlar el formato de la potencia de salida entregada a una carga de tejido 180, es decir, anchura de pulso, y ciclo de trabajo. La posición del conmutador se establece utilizando una señal proporcionada por el procesador de señal digital 13, que se basa en información proporcionada a la interfaz de usuario 24 a través del usuario. La señal de salida desde el conmutador de modulación 12 se amplifica utilizando un bloque amplificador 14 para proporcionar un nivel de potencia que puede utilizarse para realizar una ablación de tejido biológico eficaz. El bloque amplificador puede ser un amplificador de potencia de estado sólido (por ejemplo, GaAs) o, para potencias más elevadas, un tubo de ondas progresivas. La salida del amplificador de potencia 14 está conectada a la entrada del primer acoplador de potencia directa 15, que está configurado para medir una parte de la energía producida en la salida del amplificador de potencia 14. La salida del primer acoplador de potencia directa 15 está conectada al acoplador de potencia reflejada 16, que está configurado para medir una parte de la potencia reflejada producida en la entrada al filtro de sintonización ajustable 17. El filtro de sintonización 17 actúa como regulador de impedancia, donde la impedancia de la unidad puede ajustarse a cualquier impedancia para permitir que la impedancia 'vista' por la sección de radiación de la antena quirúrgica 20 se adapte a la impedancia de carga creada por el tejido biológico 180. La salida del filtro de sintonización 17 está conectada a la entrada del segundo acoplador de potencia directa 18, que está configurado para medir una parte de la potencia que sale del filtro de sintonización 17. La salida del segundo acoplador de potencia directa 18 está conectada a la entrada del segundo acoplador de potencia reflejada 19, que está configurado para medir una parte de la reflejada que vuelve a lo largo del conjunto de cables 150 debido a un desajuste de impedancia entre la cuchilla radiante de salida 110 de la antena 20 y la carga de tejido biológico 180. Las señales medidas de los puertos conectados de los acopladores de potencia directa 15, 18 y acopladores de potencia reflejada 16, 19 se introducen en la unidad receptora de microondas 22, que convierte la señal a una frecuencia inferior que puede ser utilizada por un convertidor analógico a digital (ADC) contenido dentro de la unidad de procesador de señal 13 que se utiliza para extraer información de fase y magnitud utilizada para calcular los ajustes necesarios para los elementos de ajuste de filtro de sintonización 17 para permitir que la energía producida en la salida del amplificador de potencia 14 coincida en impedancia con la carga de tejido 180 vista en la punta radiante de la antena quirúrgica 20, permitiendo al sistema entregar el nivel de potencia demandada en una carga de impedancia variable. En esta realización, los elementos de ajuste son tres barras (o tetones) de ajuste 25, 26, 27 que se acercan y se alejan físicamente (mecánicamente) de una cavidad de guía de ondas para permitir que la potencia de salida del amplificador de potencia 14 se suministre a una carga presentada a la sección de radiación de la antena quirúrgica 20 por el tejido biológico 180. Pueden utilizarse también diodos varactores de potencia o diodos PIN de potencia como elementos de ajuste. Cada tetón de ajuste 25, 26, 27 proporciona una reactancia

capacitiva o inductiva, y el valor de esta reactancia es en función de la distancia de la barra de ajuste particular dentro de la cavidad de la guía de ondas. Los centros de los tetones de ajuste adyacentes están separados por un cuarto o bien un octavo de la longitud de onda de guía para la guía de ondas específica utilizada en la frecuencia de funcionamiento. La posición de los tetones de ajuste en el interior de la cavidad de la guía de ondas está
5 determinada por las señales en la entrada del controlador del tetón/elemento de ajuste 28, que, en este ejemplo, es un actuador electromecánico. Las señales de entrada utilizadas para controlar el tetón/elemento de ajuste 28 las emite el procesador de señal digital 13, y estas señales se basan en las señales procedentes de la unidad receptora de microondas 22 que, a su vez, se basan en la información medida en los puertos conectados de acopladores direccionales 15, 16, 18, 19. La antena quirúrgica 20 se calibra en la cuchilla radiante distal 10 para permitir utilizar el
10 sistema de adaptación de impedancia automática descrito anteriormente. Antes de su uso en un procedimiento quirúrgico, la antena 20 se inserta dentro de la unidad de calibración 21 y se realiza una calibración de un solo puerto para permitir que la señal "vista" en el extremo distal de la antena 20 (cuchilla de zafiro radiante) sea referenciada a la unidad del procesador de señal digital 13, donde se extrae información de fase y magnitud utilizando métodos de procesamiento de señales digitales. La calibración elimina de forma efectiva cambios de fase
15 y magnitud provocados por todos los componentes del sistema entre la punta distal de la antena radiante y la entrada al procesador de señal digital para permitir que la señal medida sea representativa de la carga biológica con la cual hace contacto la punta distal de la antena radiante.

La figura 3 muestra una gráfica de pérdida de retorno modelizada en función de la frecuencia para la cuchilla de zafiro que se muestra en la figura 1, en la que la cuchilla 110 está insertada en el interior del bloque de hígado 180, cuyas características eléctricas se definen por modelos de tejido que se dan en: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>. La respuesta que se da en la figura 3 indica que la pérdida de retorno a la frecuencia de interés de 14,5 GHz será mayor de -30 dB, lo que implica que la energía que se está entregando al extremo distal de la estructura de antena de zafiro coincide bien con la impedancia del modelo de hígado y que la mayor parte de la energía producida por la
20 estructura radiante será entregada al tejido hepático.

La figura 4 muestra una gráfica de la pérdida de retorno modelizada en función de la frecuencia para la antena de zafiro radiante en espacio libre. Esta gráfica indica que la pérdida de retorno de 14,5 GHz será inferior a -1 dB, lo que implica que la mayor parte de la energía se refleja de vuelta a lo largo de la estructura de la antena hacia la
30 fuente de energía cuando el dispositivo está radiando al espacio libre. La estructura de antena radiante está optimizada para este estado con el fin de minimizar la cantidad de radiación transmitida al espacio libre. Si la antena se utiliza con el resto del sistema, el nivel de potencia reflejada será detectado y el nivel de potencia de la fuente puede reducirse para minimizar más el riesgo de radiar energía al espacio libre.

La figura 5 muestra una gráfica de la pérdida de retorno medida en función de la frecuencia en una banda de frecuencias entre 10 GHz y 15 GHz con la sección radiante de la antena (la cuchilla de zafiro) insertada en un pedazo de hígado porcino mórvido. La gráfica muestra que la estructura está bien adaptada en la banda de frecuencias entre 14 GHz y 14,5 GHz. Un marcador situado en 14,5 GHz muestra que la pérdida de retorno a esta frecuencia es -27,223 dB, lo que indica que la estructura de antena está bien adaptada a una carga de hígado
35 porcino no perfundido a la frecuencia de interés para la presente invención. La figura 6 muestra una gráfica de la pérdida de retorno medida en función de la frecuencia en una banda de frecuencias entre 10 GHz y 15 GHz con la sección radiante de la antena irradiando al espacio libre. A 14,5 GHz la pérdida de retorno es -6,989 dB.

La pérdida de inserción de 14,5 GHz para 1,2 metros de guía de ondas flexible utilizada para el conjunto de cables
45 150 de la figura 1 entre el generador y la antena radiante es 0,621 dB. En términos de pérdida de potencia: suponiendo que la potencia disponible a la salida del generador de microondas es 50 dBm (100 W), entonces la potencia disponible en la entrada de la estructura de la antena será: $50 \text{ dBm} - 0,621 \text{ dB} = 49,379 \text{ dBm} = 86,676 \text{ W}$. Esto implica que se perderán 13,32 vatios de potencia a lo largo de un conjunto de cables de 1,2 metros de longitud, por lo que la pérdida por centímetro será de 0,111 W, lo que indica que la estructura de suministro no se calentará
50 incluso si la energía se aplica de manera continua durante un largo período de tiempo, por ejemplo, 10 minutos o más. También es deseable minimizar la pérdida de inserción de 150 para permitir disponer una cavidad resonante entre la salida del amplificador de potencia 14 y la carga de tejido 180 para permitir que el sistema de adaptación dinámica que se muestra en la figura 2 funcione con eficacia para proporcionar un suministro de energía al tejido incluso cuando la carga y la fuente no coinciden.

La figura 7 muestra los resultados de simulaciones de campo electromagnético con la cuchilla de zafiro radiante inmersa en un bloque de hígado. La simulación se realizó a una frecuencia fija de 14,5 GHz. Puede observarse que el flujo máximo de potencia se encuentra en la zona de la cuchilla y que la densidad de potencia y el campo eléctrico es uniforme a lo largo de la superficie de la cuchilla. La figura 8 muestra la distribución del campo en el interior de la
60 cuchilla de zafiro, donde puede observarse que el campo eléctrico es máximo en el extremo radiante de la cuchilla donde dicha cuchilla entra en el tejido biológico, y que el campo eléctrico generado a lo largo de la cuchilla es uniforme. La figura 9 muestra el patrón de campo lejano para la antena. Puede observarse que la antena es direccional y tiene una ganancia máxima de 11,19 dBi.

Para separar una zona de tejido de hígado porcino mórbido 180 utilizando la antena de cuchilla de zafiro radiante descrita anteriormente, pueden utilizarse las siguientes condiciones:

- 5 1. Nivel de potencia en la cuchilla radiante: 60 W
2. Modo de funcionamiento: Onda continua
3. Duración de funcionamiento: 45 segundos
4. Frecuencia y la estabilidad: 14,5 GHz (+/- 1 kHz)
- 10 5. Temperatura inicial del hígado: Aproximadamente 15° C

En este caso, la profundidad de penetración está limitada a la profundidad de penetración de la radiación.

La figura 10 muestra una realización en la que un material cerámico 110 realiza la función de adaptación de impedancia entre una sección de la guía de ondas sin carga 140 y el tejido biológico 180. El material cerámico 110 se corta o se tritura para formar un borde de cuchilla de corte afilado para cortar a través de la estructura de tejido biológico 180. En la figura 10, el material cerámico tiene una permitividad relativa de 6,32 a la frecuencia de interés para permitir una coincidencia de impedancia eficaz entre la cavidad de la guía de ondas sin carga llena de aire con una permitividad relativa de la unidad y un bloque de tejido 180 con una permitividad relativa de 40. El extremo proximal del material cerámico 110, donde la energía está conectada de la cavidad de la guía de ondas al material cerámico 110, está conformada para permitir una conexión de campo máximo al material cerámico 110.

La figura 11 muestra una cuchilla radiante en forma de 'diente', que tiene forma de triángulo equilátero con tres lados iguales y tres ángulos iguales de 60°. Uno de los planos se extiende para permitir que la cerámica quede sujeta en el interior de la guía de ondas y que la energía de microondas se conecte a dicha cerámica. Pueden utilizarse otras formas de cuchilla. Por ejemplo, rombo, cometa, triángulo de ángulo obtuso, triángulo escaleno o triángulo isósceles.

La figura 12 muestra una realización en la que la antena quirúrgica tiene una longitud de cuchilla de aproximadamente 26 mm. El dispositivo utiliza dos cuchillas de 13 mm de zafiro 110, 111 colocadas en el interior de cavidades de guías de ondas individuales 120, 121, con la pared común entre las dos piezas de zafiro realizadas tan delgadas como sea posible para asegurar que el efecto en el tejido se mantenga uniforme en toda la longitud de la cuchilla. El grosor de pared requerido está limitado por las limitaciones físicas y la profundidad de la piel requerida para que la señal de microondas se propague. Dado que la profundidad de la piel a la frecuencia de interés está en la zona de unos pocos micrómetros (μm), el grosor de pared entre las dos cuchillas de zafiro puede hacerse lo suficientemente pequeño para que no afecte a la uniformidad del efecto en el tejido. Las dos cavidades de guía de ondas 120, 121 se alimentan de manera independiente mediante conjuntos de guías de ondas flexibles o flexibles y que pueden torcerse 140, 141, respectivamente. En la figura 12, la fuente de energía del generador se divide en dos partes iguales que se utilizan para alimentar el extremo proximal de dichos conjuntos de cable de guía de ondas 140, 141 utilizando un divisor de potencia de anillo híbrido 200. La potencia de entrada del generador entra en el anillo híbrido en un puerto 220. La mitad de la potencia de salida sale del puerto dos 230 y la otra mitad de la potencia de salida sale del puerto de cuatro 250.

En la disposición mostrada por el divisor de potencia de anillo híbrido 200, la potencia que llega al puerto uno 220 se divide en partes iguales entre el puerto dos 230 y cuatro 250, actuando el puerto tres 240 como puerto aislado. El puerto aislado 240 está conectado a una carga de alimentación bien adaptada, que se muestra aquí como una carga de la guía de ondas 260. En esta disposición, el desplazamiento de fase entre los dos puertos de salida 230, 250 es de 180°. Puede decirse que la potencia se divide por igual alrededor del anillo 200 si todos los cuatro puertos 220, 230, 240, 250 tienen cargas bien adaptadas conectadas a los mismos, es decir, las reflexiones en los puertos se minimizan, o la impedancia de entrada de los componentes conectados a los cuatro puertos del anillo híbrido (es decir, las dos antenas de cuchillas de zafiro radiantes, la carga de la guía de ondas y el cable de alimentación de entrada) es la misma que la impedancia de los puertos de entrada y de salida del anillo híbrido. Si dicha impedancia del puerto es Z_0 entonces la impedancia del anillo debe ser igual a: $\sqrt{2} \times Z_0$ para que se cumplan las condiciones requeridas para un sistema que coincida en impedancia. Más formalmente, el funcionamiento del divisor de potencia puede describirse de la siguiente manera: en el puerto cuatro 250, las ondas recorrerán $3\lambda/4$, por lo que están en fase y se suman entre sí. En el puerto dos 230 las ondas recorrerán $\lambda/4$ y $5\lambda/4$, por lo que también están en fase y se suman entre sí. Sin embargo, en el puerto tres 240 las ondas recorrerán $2\lambda/4$ y λ , por lo que éstas se encuentran desfasadas 180° de modo que se cancelarán. Puede verse también que la longitud eléctrica entre los dos puertos de salida 230, 250 es $\lambda/2$ y por lo tanto habrá un desplazamiento de fase de 180° entre las dos señales de salida. Esto no afectará al funcionamiento de las dos cuchillas radiantes 110, 111 ya las dos antenas radiantes están funcionando de manera independiente con la energía dirigida al tejido biológico y de modo que debe haber una mínima interacción o conexión entre los patrones de campo producidos por las dos cuchillas radiantes 110, 111. Si se desea poner las dos señales de nuevo en fase entonces puede insertarse una longitud adicional de la sección de guía de ondas en la trayectoria entre el puerto dos 230 del anillo y el conjunto de cables de la guía de ondas 140 o entre el puerto cuatro 250 del anillo y el conjunto de guía de ondas 141. Si la longitud de la trayectoria eléctrica de la

sección de guía de ondas adicional es 180° entonces las ondas que se introducen a la primera y la segunda sección de lanzadores de guías de ondas 120, 121 estarán de nuevo en fase. Dado que la longitud adicional necesaria para producir un desplazamiento de fase de 180° es de aproximadamente 10 mm en el aire (o en el vacío) a la frecuencia de funcionamiento para la realización específica que se da aquí, la sección adicional de la guía de ondas no producirá un desequilibrio de magnitud significativa entre las dos cuchillas radiantes y, por lo tanto, la diferencia en energía producida por las dos cuchillas puede ignorarse.

Pueden utilizarse otros acopladores de potencia o divisores de potencia adecuados, algunos de los cuales incluyen: acopladores de ramal, divisores de cavidades resonantes, acopladores Wilkinson y acopladores de guía de ondas, por ejemplo, un acoplador de dos orificios.

Los divisores de cavidad resonante pueden ser de particular interés a altas frecuencias de microondas ya que estas disposiciones han demostrado ser útiles en aplicaciones de banda estrecha hasta 220 GHz. En estos dispositivos, se utilizan cavidades cilíndricas o rectangulares para permitir pérdidas de potencia tan bajas como 0,2 dB y alcanzar eficiencias de división entre un 85% y un 90% (ref. Kai Chang, 'Handbook of RF/Microwave Components and Engineering', Wiley-Interscience, ISBN: 0-471-39056-9, página 187).

En la figura 12, cada una de las dos cavidades de guía de ondas 120, 121 también contiene tres tornillos de ajuste 141, 142, 143 y 144, 145, 146, respectivamente. Estos tornillos de ajuste se utilizan para permitir que las cuchillas de zafiro 110, 111 coincidan en impedancia estáticamente con la impedancia del tejido biológico 180. Es deseable que el dispositivo coincida en impedancia con la impedancia del tejido biológico representativo 180 que puede utilizarse en la aplicación final, pero si el dispositivo se utiliza con el sistema de ajuste dinámico que se describe en WO2004/047659 y se muestra en la figura 2 entonces la coincidencia en impedancia se realiza automáticamente. Incluso en este caso, es deseable asegurar que existe una buena coincidencia de impedancia inicial entre las cuchillas de zafiro radiantes 110, 111 y el tejido de tratamiento 180 con el fin de limitar las ondas estacionarias, lo que puede dar lugar a que se establezcan altas corrientes o tensiones (campos) en la cavidad resonante entre la red de ajuste y las cuchillas de zafiro radiantes de la antena 110, 111, donde el sintonizador crea el conjugado de la impedancia de la carga de tejido para permitir obtener el estado de coincidencia.

Pueden utilizarse también estructuras de microcinta (también conocidas como "strip-line") para alimentar las antenas radiantes, o para actuar como medio de división de la entrada única de la fuente de potencia de microondas para proporcionar esencialmente una pluralidad de fuentes de energía más baja que puedan utilizarse para excitar una pluralidad de estructuras de antenas radiantes que puedan utilizarse para coagular o realizar la ablación de tejido biológico.

La figura 13 muestra una realización en la que la estructura de antena de cuchilla radiante tiene una longitud de cuchilla de aproximadamente 68 mm. El diseño utiliza una estructura de línea de alimentación de microcinta fabricada en un material dieléctrico 350 que presenta una baja pérdida de inserción a la frecuencia de interés y es lo suficientemente gruesa como para permitir que fluyan niveles de potencia de onda continua de hasta 100 W y más; un candidato adecuado es RT/duriod® 5880 de Rogers Corporation, que es una composición de fibra de vidrio de PTFE con una permitividad relativa de 2,33 y un factor de disipación de 0,0009 a 10 GHz. Un grosor adecuado para este material para poder manejar la potencia generada por el sistema es entre 2,5 mm y 3,5 mm. La anchura y el grosor de las líneas de alimentación 300 también determinan el nivel de potencia que puede manejar la estructura de línea de alimentación, y puesto que la anchura de las líneas de alimentación 300 aumenta con el grosor del material dieléctrico 350, es deseable hacer que el grosor del dieléctrico sea tan grande como sea físicamente posible con el fin de mantener la anchura de la pista lo mayor posible. La impedancia para todas las líneas de microcinta utilizadas para la estructura de alimentación que se muestra en esta realización es 50 Ω . La antena quirúrgica mostrada en la figura 13 utiliza cuatro secciones de guía de ondas 120, 121, 122, 123 cargadas con piezas de material dieléctrico 110, 111, 112, 113. Las piezas de material dieléctrico son en forma de cuchillas afiladas que pueden utilizarse para emitir energía de microondas al tejido biológico 180 y también cortar a través de dicho tejido biológico 180. El grosor de las paredes interiores de la guía de ondas entre los materiales dieléctricos es lo suficientemente pequeño para evitar que la discontinuidad de los campos producidos por secciones adyacentes de material dieléctrico produzcan efectos en el tejido no uniformes, es decir, la pared entre 110 y 111, la pared entre 111 y 112, y la pared entre 112 y 113. La estructura de alimentación de microcinta 300 consiste en cuatro líneas de microcinta de 50 Ω C310, B320, A330, A331. La línea de alimentación de entrada C310 consiste en una línea que pueden ser de cualquier longitud con un conector de microondas 360 conectado a la entrada. Dicho conector 360 puede ser un conector de tipo N o un conector tipo SMA. Una segunda línea de microcinta B320 conectada al extremo distal de la línea de alimentación C310 forma dos transformadores de un cuarto de onda, es decir, la longitud de la línea desde el extremo distal de la línea de alimentación C310 es $(2n-1)\lambda/4$. Se supone que la impedancia conectada a los extremos distales de las líneas A330 y A331 tienen una impedancia de 50 Ω , de modo que la impedancia vista en el extremo distal de los dos transformadores de impedancia producida por la línea B320 será igual a dos impedancias de 50 Ω conectadas en paralelo, es decir, 25 Ω . Los transformadores de un cuarto de onda de 50 Ω B320 transforman entonces la impedancia de 25 Ω a 100 Ω , es decir $50^2/25 = 100 \Omega$, y como que el

extremo proximal de los dos transformadores de impedancia formados por la línea B320 está conectado al extremo distal de la línea de alimentación C 310, la impedancia vista en el extremo distal de la línea de alimentación 310 C es igual a dos impedancias de 100 Ω conectadas en paralelo para dar 50 Ω y, por lo tanto, la red de alimentación tiene una impedancia adaptada al sistema de 50 Ω . Las líneas de microcinta A330, A331 pueden ser de cualquier longitud práctica, pero las longitudes desde el punto central donde se conectan al transformador B320 deberían ser iguales, es decir, las fases y las magnitudes de la energía en los dos extremos de las líneas A 330 y A 331 también son iguales. La energía de los cuatro extremos de las líneas de microcinta A330 y A331 se conecta a cavidades de guía de ondas 120, 121, 122, 123 utilizando bucles de campo en 'H' 340, 341, 342, 343. Los bucles tienen una longitud igual a media longitud de onda (o un múltiplo impar de la misma) a la frecuencia de interés. Un extremo del bucle está conectado a una de las cuatro salidas del divisor de potencia de microcinta y el otro extremo está conectado a la pared de la respectiva cavidad de guía de ondas. Los bucles de campo en 'H' permiten establecer un campo magnético transversal (TM) o un campo eléctrico transversal (TE) en el interior de la guía de ondas, y por lo tanto, la configuración de la onda electromagnética transversal (TEM) a lo largo de la estructura de línea de microcinta se convierte en una configuración de onda magnética transversal (TM) u onda eléctrica transversal (TE) en el interior de las cuatro cavidades de guía de ondas 120, 121, 122, 123. Si la configuración de onda es una onda TM o TE depende de la orientación del bucle; la orientación mostrada en la figura 13 configurará una onda TM, mientras que si los bucles se giran 90° entonces configurará una onda TE. Una alternativa a la utilización de conexión de bucle es el uso de un acoplamiento de sonda en el cual se inserta una sonda que normalmente tiene una longitud igual a un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de interés a través de la pared de la guía de ondas. Si se utilizan bucles de campo en 'H', el campo magnético es predominante generalmente, y de este modo la guía de ondas se denomina magnética transversal, donde las líneas magnéticas pasan por el centro del bucle. Puede observarse a partir de la figura 13 que entre las líneas de microcinta y las cavidades de guía de ondas hay un espacio; este espacio asegura que la línea de señal (o alimentación de potencia) no haga corto circuito a la pared de las cavidades de la guía de ondas. El lado inferior (segundo lado) del material de sustrato dieléctrico 350 está metalizado en toda su superficie para formar una placa de masa y esta superficie metalizada está conectada eléctricamente (y físicamente) a las paredes exteriores de las cavidades de la guía de ondas 120, 121, 122, 123.

Puede intercalar un segundo material dieléctrico en la parte superior de la estructura de la línea de alimentación de microcinta C310, B320, A330, A331 para evitar que la estructura de la línea de alimentación irradie hacia el espacio libre. En este caso, el segundo lado del segundo material dieléctrico está metalizado en toda su superficie para formar una placa de masa y esta superficie metalizada está conectada eléctricamente (y físicamente) a las paredes exteriores de las cavidades de la guía de ondas 120 121 122, 123. En este caso la anchura de las líneas de microcinta se modifica para tener en cuenta el segundo material dieléctrico. Si el grosor del segundo material dieléctrico es igual que el del primer material dieléctrico, es decir, 350, entonces la anchura de la línea se reduce aproximadamente a la mitad.

Con el fin de que la estructura de alimentación de microcinta pueda manejar niveles de potencia de onda continua hasta 100 W y más, es preferible que el grosor de las líneas de microcinta sea aproximadamente 2 oz (70 μm) y para que el material de la línea tenga una alta conductividad, por ejemplo, puede utilizarse cobre, latón, oro o plata.

La figura 14 muestra una disposición para una antena quirúrgica utilizando una cuchilla de zafiro 110 insertada en una cavidad de guía de ondas 120 y se mantiene en posición mediante una pieza de espuma de poliestireno 116. La cuchilla de zafiro 110 se coloca en el interior de la cavidad de la guía de ondas 120 de manera que el campo máximo generado en el interior de la cavidad de guía de ondas se conecta a la cuchilla radiante 110 para permitir que haya disponible la máxima energía para el tratamiento de estructuras de tejido 180. Todo el área de la superficie del zafiro está metalizada excepto para la sección de la cuchilla radiante y la sección de la guía de ondas del interior de la cavidad 120 donde el campo de microondas se conecta al material. La capa de metalización impide que la superficie del material irradie al espacio libre, y también ayuda a concentrar los campos a las estructuras de tejido biológico 180.

La figura 15 muestra una cuchilla radiante de cerámica cilíndrica 110 insertada en el interior de una cavidad de guía de ondas 120 y se mantiene en posición mediante una pieza de espuma de poliestireno 116. En esta disposición, la sección radiante es un cono que está metalizado hasta la punta radiante. La sección cerámica en el interior de la cavidad de guía de ondas 120 es una sección afilada para permitir la máxima conexión del campo desde la cavidad de la guía de ondas a la barra cerámica. La sección cerámica del interior de la guía de ondas no está metalizada. La punta externa es afilada para permitir que la estructura perfora a través de la piel o sea empujada sin ayuda a través de estructuras de tejido biológico que comprenden una pluralidad de planos anatómicos. En la punta extrema del cono puede fijarse una cuchilla (por ejemplo, una cuchilla de bisturí) para permitir y/o ayudar en el corte de tejido o para realizar la incisión inicial (esto no se muestra en la figura 15).

Las figuras 16 a 19 proporcionan detalles de posibles dispositivos que pueden utilizar estructuras de antena de microcinta y líneas de alimentación para proporcionar las características de corte y sellado requeridas de la invención.

Las estructuras que se dan en las figuras 16 a 19 pueden implementarse utilizando estructuras de microcinta "strip-line" o tri-placa con el fin de proteger las estructuras de alimentación asociadas a los diseños para evitar la radiación proveniente de las estructuras de alimentación y también para minimizar discontinuidades.

5

La figura 16 muestra una realización de una antena de resección hepática que utiliza una estructura de 'decapante' con una serie de antenas de parche radiantes 400 depositadas sobre una cuchilla para formar una sección radiante que puede producir un patrón de radiación uniforme a lo largo de la cuchilla para producir una ablación de tejido uniforme a medida que se empuja la estructura hacia el tejido biológico. Los elementos radiantes pueden ayudar en el proceso de corte de tejidos. La impedancia de los elementos radiantes coincide con la impedancia del tejido biológico para permitir que la cuchilla entregue de manera eficiente la energía al tejido para, por ejemplo, coagular la sangre para detener hemorragias en el tratamiento de órganos altamente perfundidos en el interior del cuerpo humano. Para lanzar energía de microondas a la estructura radiante se utiliza un conector de microondas 360 y para alimentar cada una de las antenas de parche radiante preferiblemente con el mismo nivel de potencia se utiliza una estructura de línea de alimentación 300. Las líneas de alimentación entran en las antenas de parche de manera que la fase de las señales es la misma, y los parches adyacentes quedan muy próximos para proporcionar un efecto en el tejido uniforme a lo largo de la cuchilla radiante.

La figura 17 muestra una realización detallada de una antena de cuchilla radiante que tiene una pluralidad de antenas de parche radiantes. Las antenas y una estructura de línea de alimentación se depositan sobre un lado de un material de sustrato cerámico (cuchilla) 350 con el segundo lado de dicho material de sustrato 350 totalmente metalizado para formar una placa de masa o camino de retorno 351. La realización mostrada en la figura 17 utiliza dieciséis antenas de parche radiantes 401-416 dispuestas a lo largo del borde de la cuchilla cerámica. La estructura de alimentación utiliza líneas de microcinta de 50Ω y transformadores de un cuarto de onda alternativos. Un conector de microondas de tipo N 360 está conectado a la entrada de la estructura de línea de alimentación y permite conectar un conjunto de cables entre el generador de potencia de microondas y la antena quirúrgica. La primera línea de microcinta 310 está conectada al pin de lanzamiento de microcinta del conector de microondas 360. La longitud de dicha línea de microcinta 310 no es crítica, pero se rige por la pérdida de inserción tolerable y limitaciones físicas relativas al uso final y la estética general del instrumento que aplica. El extremo distal de la línea de microcinta 310 está conectado a la segunda línea de microcinta 320, que forma dos transformadores de cuarto de onda. El punto central de la segunda línea de microcinta 320 está conectado al extremo distal de la primera línea de microcinta 310. Los dos extremos distales de la segunda línea de microcinta 320 están conectados al punto central de la tercera y cuarta línea de microcinta 331, 330, respectivamente. La longitud de la tercera y cuarta línea de microcinta 331, 330 no es crítica, pero es preferible que las dos longitudes de línea sean iguales para permitir que las señales en los cuatro extremos distales sean iguales en términos de magnitud y fase. Los extremos distales de la tercera y cuarta línea de microcinta 331, 330 están conectados al punto central de la quinta, sexta, séptima y octava línea de microcinta, que forman otras cuatro líneas de microcinta de media longitud de onda 373, 372, 371, 370, respectivamente. Estas líneas de microcinta forman otros ocho transformadores de un cuarto de longitud de onda. Los extremos distales de las cuatro líneas de microcinta de media longitud de onda 373, 372, 371, 370 están conectados a otras ocho líneas de microcinta 380, 381, 382, 383, 384, 385, 386, 387, cuya longitud no es crítica, pero preferiblemente deberían tener todas la misma longitud con el fin de garantizar que la fase y la magnitud de todas las señales producidas en el extremo distal de dichas líneas de microcinta sean iguales. Los extremos distales de las líneas de microcinta 370-373 deben conectarse al punto central de las líneas de microcinta 380-387 para permitir realizar las transformaciones de impedancia necesarias. Los extremos distales de las líneas de microcinta 380-387 forman las líneas de alimentación a las antenas de parche radiantes 401-416 respectivamente.

La distancia entre los parches radiantes adyacentes es tal que se genera un campo electromagnético uniforme a lo largo de la cuchilla. La distancia entre los parches adyacentes es de aproximadamente 1 mm a la frecuencia de interés con el fin de asegurar que el efecto en el tejido (coagulación/ablación) es uniforme a lo largo de la cuchilla radiante.

Un ejemplo del funcionamiento de la estructura de línea de alimentación de microcinta de 50Ω que se da en la figura 17 es el siguiente:

55

1. A partir de la alimentación a las dieciséis antenas radiantes, se supone que los puntos de alimentación de la antena 401-416 'ven' una carga de impedancia de 50Ω ,

2. Esto implica que el punto central de las líneas de microcinta 380 a 387 'ven' cada uno una impedancia de 25Ω , es decir, dos cargas de 50Ω en paralelo ($50/2 = 25 \Omega$),

60

3. Como que cada una de las líneas de microcinta 370-373 tienen una longitud eléctrica igual a la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de interés y el centro de las líneas están conectados al extremo distal de las líneas de microcinta que alimentan estas líneas, cada una de las impedancias de carga de 25Ω se transforma a 100Ω a través de cada uno de los transformadores de un cuarto de longitud de onda, es decir

$$Z_0 = \sqrt{Z_1 \times Z_s} \Rightarrow Z_1 = Z_0^2 / Z_s = 50^2 / 25 = 100 \Omega$$

- 5 (en este análisis Z_0 es la impedancia característica de la línea de microcinta (en ohmios), Z_1 es la impedancia de carga (en ohmios) y Z_s es la impedancia de la fuente (en ohmios)),
4. Esto implica que la impedancia 'vista' en el punto central de cada una de las líneas de microcinta 370-373 es 50Ω , es decir, la suma en paralelo de las dos impedancias de 100Ω ($100/2 = 50 \Omega$),
5. Por lo tanto, la impedancia 'vista' en los cuatro extremos distales de las líneas de microcinta 331 y 330 es 50Ω ,
- 10 6. Esto implica que el punto central de las líneas de microcinta 331 y 330 'ven' una impedancia de 25Ω , es decir, dos cargas en paralelo de 50Ω ($50/2 = 25 \Omega$),
7. La línea de microcinta 320 tiene una longitud eléctrica igual a la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de interés, y el centro de la línea 320 está conectado al extremo distal de la primera línea de alimentación de microcinta 310 que conecta al conector de entrada 360; por lo tanto, la impedancia
- 15 de carga de 25Ω se transforma en 100Ω mediante el transformador de un cuarto de longitud de onda, es decir,

$$Z_1 = Z_0^2 / Z_s = 50^2 / 25 = 100 \Omega$$

- 20 8. Esto implica que la impedancia 'vista' en el punto central de la línea de microcinta 320 es de 50Ω , es decir, la suma en paralelo de las dos impedancias de 100Ω ($100/2 = 50 \Omega$)
9. Dado que la primera línea de microcinta 310 es una línea de transmisión de microcinta de 50Ω y el conjunto de cables conectado al conector de entrada 360 tiene una impedancia característica de 50Ω , la impedancia de 50Ω 'vista' en el punto central de la línea de microcinta 320 proporciona las
- 25 condiciones para una red o sistema bien adaptado.

Las antenas de parche radiantes 401-416 están configuradas de manera que los bordes radiantes tienen una impedancia que coincide con la impedancia del tejido biológico 180 que está en contacto con dichos bordes radiantes.

- 30 La figura 18 muestra una disposición alternativa para una antena de resección quirúrgica que utiliza una estructura de línea de alimentación de microcinta y una pluralidad de antenas de parches radiantes fabricadas sobre el primer lado de una estructura de sustrato híbrido. En esta disposición, las primeras cuatro líneas de microcinta 310, 320, 331, 330 que forman parte de la estructura de línea de alimentación están fabricadas en un material de PCB de
- 35 microondas; en esta realización, el material de PCB de microondas es 5880 RT Duriod® de Rogers Corporation. El resto de líneas de alimentación 380-387 y elementos de antena radiantes 401-416 están fabricados en un material cerámico duro que, en esta realización, es zafiro. Los dos materiales pueden unirse utilizando un adhesivo adecuado. El segundo lado de la estructura está totalmente metalizado y forma una placa de masa o de señal de
- 40 retorno 351 para la alimentación de microondas y la estructura de antena radiante. La capa de metalización es un buen conductor, por ejemplo, cobre, plata o latón. Entre la metalización y el material de sustrato se dispone una capa de interfaz para unir las dos capas entre sí. El material de interfaz presenta una baja pérdida a la frecuencia de funcionamiento con el fin de evitar que parte de la energía de microondas sea absorbida por el material y provoque los efectos indeseables de calentamiento estructural y pérdida de energía disponible en las antenas radiantes.
- 45 Las líneas de alimentación pueden cubrirse con un recinto metálico (no mostrado) para evitar que desde la estructura de línea de alimentación de microcinta se propaguen emisiones de radiación al espacio libre.

La figura 19 muestra una realización de la estructura de la antena de parche radiante con una estructura de alimentación 378 y parches radiantes 417 fabricados en una cuchilla de bisturí 500. Un lado de la cuchilla de bisturí

50 se utiliza como placa de masa y al segundo lado de la cuchilla de bisturí se une una capa de material de sustrato dieléctrico 350, de modo que la estructura de línea de alimentación de microcinta y los parches radiantes se unen a dicha capa de sustrato para formar una estructura de línea de microcinta. Puede utilizarse un pulverizador sobre el material dieléctrico para recubrir el segundo lado de cuchilla de bisturí 500 antes de disponer una capa de metalización para las líneas de alimentación de microcinta y los parches radiantes.

55 La geometría de las antenas de parche radiante mostradas en las figuras 17 a 19 viene determinada por la frecuencia de funcionamiento, las propiedades del material de sustrato, y la carga del tejido. En el funcionamiento normal el borde radiante de una antena de parche es la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento. Típicamente, los campos a lo largo de los bordes perpendiculares a la línea de alimentación son

60 cero.

La figura 20(a) muestra otra realización de una antena de cuchilla radiante. En esta disposición, una cuchilla de bisturí 500 está unida al extremo distal de un conjunto de cables coaxial 503, 504 y una antena de bucle de campo

en 'H' radiante 502 está conectada al extremo distal de dicho conjunto coaxial para formar un elemento de campo radiante. El conductor central 504 está conectado al extremo proximal del bucle de campo en 'H' 502 y el extremo distal está unido al conductor exterior 503 de la estructura de alimentación coaxial. Para evitar que el bucle de campo en 'H' entre en cortocircuito con la cuchilla de corte 500 se utiliza un material de aislamiento 501. La realización que se muestra aquí utiliza cinta Kapton como material de aislamiento por su capacidad de ruptura de alta tensión, pero pueden utilizarse otros aislantes. En funcionamiento, el borde afilado de la cuchilla corta a través del tejido y la antena de bucle irradia energía de microondas para realizar una ablación o coagular el tejido 180 instantáneamente cerca del borde de corte. La longitud física del bucle de campo en 'H' es la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento preferida (o un múltiplo impar de la misma). El diámetro del bucle de alambre es capaz de manejar niveles de potencia de hasta 100 W de onda continua. Como alternativa al bucle de campo en 'H' puede utilizarse una antena de sonda de campo en 'E' para producir la radiación de microondas. Por ejemplo, a la estructura de la cuchilla pueden conectarse estructuras de antena monopolar, dipolar, cruzada, o en espiral. La estructura radiante puede ir parcialmente cubierta para limitar las emisiones de campo electromagnético al espacio libre o para limitar el riesgo de radiación al usuario o para al paciente en zonas de la anatomía distintas de la zona de tratamiento deseada. La disposición mostrada en la figura 20(a) puede modificarse eliminando una sección alrededor del centro de la cuchilla de corte 500 donde se encuentra situada la antena campo en 'H' 502. Dicha antena campo en 'H' 502 puede residir entonces en el interior de la sección central de dicha cuchilla de corte 500 para permitir que se produzca un campo electromagnético radiante alrededor del borde de corte de la cuchilla de corte 500 que puede utilizarse para sellar el flujo de sangre cerca del borde de corte. Esta disposición se muestra en la figura 20(b), donde puede verse que el material de aislamiento 501 se ha eliminado y el bucle radiante se encuentra situado dentro de la sección de corte de la cuchilla 500. Dicha cuchilla 500 puede estar realizada en un material cerámico duro o en metal. Las figuras 20(b) y 20(c) muestran realizaciones de antenas de cuchilla de bisturí con una antena de bucle de campo en 'H' y una antena de sonda o monopolar de campo en 'E' respectivamente. Cada una de estas realizaciones tiene una sección de la cuchilla eliminada para permitir que la radiación de microondas se propague alrededor del borde de corte de la cuchilla.

La figura 21 proporciona realizaciones de dispositivos de antena de guía de ondas cargada con elementos de ajuste estático para permitir que la impedancia de las estructuras de antena coincida con la impedancia de las cargas de tejidos biológicos. Las estructuras de antena mostradas aquí son para utilizarse en aplicaciones de tratamiento y, más específicamente, para utilizarse en el tratamiento de tumores sólidos grandes, por ejemplo, tumores de hígado, tumores de pulmón o tumores suprarrenales. La figura 21(a) muestra una estructura de antena de guía de ondas cargada en la que una parte de una barra dieléctrica radiante 601 está insertada en el tejido biológico 180 para producir la ablación del tejido. En esta disposición, la barra dieléctrica 601 actúa de transformador de impedancia para permitir que la impedancia de la cavidad de guía de ondas 602 coincida con la impedancia del tejido biológico 180. La barra dieléctrica 601 se ajusta en el interior de la sección de guía de ondas cilíndrica 600 y dicha sección de guía de onda cilíndrica 600 está conectada a la sección de guía de ondas rectangular 602. La sección rectangular 602 contiene tres tetones de ajuste 141, 142, 143 que se utilizan para coincidir con la cavidad de guía de ondas 602 con la impedancia 'vista' en el extremo distal de material dieléctrico 601 para permitir la máxima transferencia de potencia entre la fuente de energía y la carga de tejido biológico 180. La potencia de microondas de entrada está conectada a la antena utilizando un conector de microondas, que tiene un extremo de un bucle de campo en 'H' 603 conectado a su conductor central (pin). El otro extremo del bucle está conectado a la pared de la guía de ondas 602. La longitud de dicho bucle 603 es igual a la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento preferida (o un múltiplo impar de la ésta). Esta disposición de conexión de bucle de campo en 'H' permite conectar el conjunto de cables utilizado para enviar potencia de microondas a la antena al conjunto en el mismo plano que la antena, es decir, la estructura de antena es alimentada por el extremo. La separación entre tetones de ajuste adyacentes 141, 142 o 142, 143 es un cuarto de la longitud de onda de guía determinada por la frecuencia de corte de la sección de guía de onda rectangular 602 y la frecuencia de funcionamiento.

La figura 21(b) muestra una disposición similar a la mostrada en la figura 21(a) excepto que en la disposición mostrada en la figura 21(b) la barra dieléctrica 601 es cónica a lo largo de ésta desde el extremo distal de la sección de guía de ondas cilíndrica 600. El extremo proximal de la barra dieléctrica 601 también se muestra con una conicidad para producir un lanzamiento cónico desde la cavidad de guía de ondas 602 hacia la barra dieléctrica. Es preferible que la barra dieléctrica 601 sea de un material de baja pérdida, es decir, el factor de disipación a la frecuencia de interés debe ser inferior a 0,001, por ejemplo.

La figura 21(c) muestra una disposición de antena rectangular cargada, donde la forma del material dieléctrico radiante 601 es rectangular. Todas las características de la estructura de antena que se muestra en la figura 21(c) son idénticas a las estructuras de antena mostradas en las figuras 21(a) y (b) que se han descrito anteriormente. La figura 21(d) muestra una sección transversal de la cara radiante de la estructura de antena. Puede apreciarse que la cara radiante queda asentada en la superficie de la estructura del tejido 180 a tratar. Esta invención no se limita a la utilización de barras de forma rectangular; pueden utilizarse barras de forma cuadrada o incluso barras de forma triangular. Las estructuras que se muestran en las figuras 21(a) y (c) pueden utilizarse para lanzar energía a las estructuras de tejido que se encuentran por debajo de la superficie del tejido que se encuentra en contacto físico con

la antena: Por ejemplo, la sección radiante de la antena (cilíndrica o rectangular) puede quedar asentada en la superficie de la piel y la energía de microondas puede utilizarse para variar el estado del tejido graso situado por debajo de la superficie de la piel, dejando la superficie superior de la piel (la epidermis) sin adulterar. La superficie de la piel (u otra estructura de tejido) puede enfriarse mientras se aplica la energía de microondas con el fin de asegurar que se conserva la estructura de tejido que se encuentra en la superficie y/o cerca de la misma.

Las figuras 22 a 24 muestran estructuras de antena que pueden utilizarse para tratar tumores sólidos de gran volumen situados en el interior del cuerpo humano y animal. Las estructuras introducidas aquí se basan en sistemas de líneas de transmisión coaxiales y de microcinta con transformadores de adaptación de impedancia de un cuarto de onda. La figura 23 muestra un dibujo de concepto de una estructura de antena que comprende una pluralidad de estructuras de antena radiantes coaxiales 701/706, 702/707, 703/708, 704/709, 705/710 dispuestas para radiar desde el extremo de un tubo o trocar o catéter 700. El extremo distal de dicho tubo tiene forma de cono y los radiadores coaxiales están dispuestos de tal manera que producen un campo electromagnético uniforme sobre la superficie del cono con el fin de producir efectos en el tejido uniformes al insertarse en el interior de estructuras de tejido biológico 180. La pluralidad de estructuras coaxiales radiantes se alimentan de un único cable coaxial que es capaz de manejar la potencia total entregada al final de la estructura sin una pérdida de inserción excesiva, es decir, para lanzar una potencia continua de 100W a la entrada de la estructura de antena, el diámetro exterior de la estructura es de aproximadamente 10 mm.

Las figuras 24(a) y (b) muestran una disposición para una estructura de antena de tratamiento coaxial que puede utilizarse para la ablación de tumores de hígado. La estructura consiste en un primer cable de alimentación coaxial 801 con un conector de microondas 360 conectado al extremo proximal, una segunda sección de cable coaxial 802 dispuesta como un transformador de impedancia, y otros ocho conjuntos de cables coaxiales (sólo cinco de los cuales son visibles en la figura 24 (a)) 808-812 con extremos radiantes 813-817. El segundo conjunto de cables coaxial 802 tiene una longitud física que es igual a la longitud eléctrica de un cuarto de la longitud de onda (o un múltiplo impar de la misma) a la frecuencia de funcionamiento y una impedancia que es igual a la raíz cuadrada del producto de la impedancia característica de la primera sección coaxial 801 y la suma paralela de la impedancia de los ocho cables coaxiales con los extremos radiantes conectados a cargas de tejido representativas.

La impedancia característica del segundo conjunto de cables coaxial 802 que realiza la transformación de impedancia requerida puede calcularse para cualquier número de radiadores coaxiales utilizando

$$Z_{02} = \sqrt{(Z_{01} \times Z_{03}^2 / Z_1 \times n)}$$

donde Z_{02} es la impedancia característica de la sección del transformador coaxial 802 (Ω), Z_{01} es la impedancia característica del cable de alimentación coaxial 801 (Ω), Z_{03} es la impedancia característica de 'n' secciones de cable coaxial conectados al extremo distal de 802 (Ω), Z_1 es la impedancia de la carga de tejido (Ω), y 'n' es el número de elementos radiantes (sin unidades).

Este análisis supone que cada extremo radiante 've' la misma impedancia de carga, es decir, la impedancia del tejido biológico es la misma en la zona en la que los elementos radiantes hacen contacto, o, dicho de otro modo, la carga es equilibrada.

Este análisis también supone que la impedancia característica de cada una de las secciones coaxiales (Z_{03}) es la misma, y que la longitud de las secciones de cable coaxial indicadas por Z_{03} es un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento (o un múltiplo impar de ésta).

La disposición mostrada en la figura 24 puede ir insertada en el interior de un tubo y los elementos radiantes pueden estar dispuestos en el interior de una estructura en forma de cono tal como se ilustra en la figura 23.

La figura 22 muestra otra estructura de antena que puede utilizarse para la ablación de tumores de gran volumen. Esta disposición utiliza una línea de transmisión de microcinta 1000, con un conector de entrada de microondas 360 conectado en el extremo proximal y un transformador de impedancia de microcinta 1001 conectado en el extremo distal. El transformador de impedancia de microcinta 1001 es un transformador de un cuarto de onda que tiene una longitud física igual a un cuarto de la longitud de onda eléctrica (o un múltiplo impar de ésta) a la frecuencia de funcionamiento en la que esta longitud tiene en cuenta la permitividad relativa del material del sustrato 1124. Dichas líneas de microcinta 1000, 1001 están fabricadas sobre el primer lado de un material de sustrato de microondas adecuado 1124. El segundo lado de dicho material de microcinta 1124 está metalizado por toda la superficie del material y esta capa de metalización actúa de placa de masa. Varios conjuntos de cables coaxiales, que comprenden cada uno un conductor exterior 1005, 1008, 1011, 1014, un conductor interior 1003, 1007, 1010, 1013, y un material dieléctrico 1004, 1006, 1008, 1012, están conectados al extremo distal del transformador de impedancia 1001. Los siete conjuntos de cables coaxiales están montados en el interior de un cono cerámico 1002 y dicho cono cerámico 1002 está conectado al extremo distal de la estructura de microcinta 1000, 1124, 1001. Los

siete conjuntos de cables coaxiales están dispuestos (montados) en el interior del cono cerámico 1002 de manera que permiten que el cono cerámico 1002 actúe de antena que produce un campo electromagnético uniforme sobre la superficie de la punta del cono. Pueden conectarse unas placas metálicas (no mostradas) a unos conductores internos 1003, 1007, 1010, 1013, para mejorar la uniformidad del campo producido a través el cono radiante 1002. El cono radiante puede ser insertable en el interior del tejido biológico 180 para la ablación de estructuras de tejido enfermo o canceroso.

A continuación se describen otras realizaciones de un instrumento quirúrgico de acuerdo con un aspecto de la invención. En particular, las realizaciones que se describen a continuación proporcionan una herramienta de resección que tiene una forma similar a una cuchilla de bisturí. La forma está seleccionada para proporcionar un equilibrio entre un borde de corte afilado y una estructura radiante que proporcione un buen acoplamiento de la radiación de microondas al tejido. Una ventaja particular de la forma que se describe es que la distribución de campo radiante (y por lo tanto la potencia suministrada al tejido) es sustancialmente uniforme a lo largo del borde de corte de la cuchilla. A continuación se describen unas simulaciones de microondas que demuestran este efecto.

En realizaciones en las que la antena es una estructura de guía de ondas cargada, es decir, la cuchilla es una pieza de material dieléctrico montada en el extremo de una cavidad de guía de ondas para emitir energía de microondas transportada por la guía de ondas es deseable que el material dieléctrico actúe como un transformador de adaptación de impedancia para coincidir la impedancia de la guía de ondas (no cargada) con la impedancia de la carga de tejido biológico para permitir una entrega de energía eficiente al tejido. En una realización descrita anteriormente, una disposición de ajuste (por ejemplo, un filtro de sintonización que comprende una serie de tetones de sintonización ajustables) se dispone en una cavidad de guía de ondas para permitir que la antena se adapte en impedancia estáticamente con diferentes cargas de tejido (por ejemplo, diferentes tipos de tejidos). En esa realización, un sintonizador de tornillo de tres tetones se encuentra situado entre el conjunto de cables de guía de ondas y el extremo proximal de una cuchilla cerámica. En una estructura de este tipo, los desajustes de impedancia en el interior de la cavidad (por ejemplo, producidos por la reactancia inductiva o capacitiva de los tetones) pueden producir que se formen campos electromagnéticos de alta frecuencia en la zona del filtro de sintonización. Estos campos pueden provocar un calentamiento del instrumento quirúrgico.

Las realizaciones que se describen a continuación también pueden proporcionar una disposición de transformador para coincidir la impedancia de la guía de ondas (descargada) con la impedancia de tejido biológico. El transformador puede formar parte de la cuchilla de corte. El uso de este transformador permite transferir prácticamente toda la energía suministrada a lo largo de la guía de ondas al tejido biológico.

La figura 25 es una vista lateral de una estructura de cuchilla radiante para una antena quirúrgica de acuerdo con una realización de la invención que es particularmente adecuada para un funcionamiento a 24 GHz. La estructura de cuchilla 1110 tiene la forma básica de un bisturí, en el cual se mecanizan dos bordes de corte afilados en ángulo 1112, 1114 en un extremo de un bloque rectangular de material 1116, por ejemplo de alúmina, de zafiro o similares. Las dimensiones particulares en esta realización son adecuadas para la alúmina, pero sólo se necesitan alteraciones menores para una aplicación similar utilizando zafiro.

Tal como se ilustra en la figura 26, el bloque rectangular 1116 tiene una altura de 4,75 mm y una anchura de 2 mm. Cada borde de corte es simétrico alrededor del plano medio longitudinal de la estructura de cuchillas (es decir, el plano que pasa por el centro de la cuchilla paralelo al plano del papel en la figura 25). El ángulo que forman las caras que se encuentran a lo largo de cada borde de corte 1112, 1114 es de 90°. Variando este ángulo puede cambiarse la ubicación de la zona de absorción de potencia principal en el tejido. Haciendo que sea menor de 90° (es decir, un filo más agudo) el área de calentamiento principal del borde puede desplazarse hacia la estructura de cuchillas.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 25, el borde de corte superior 1112 forma un ángulo de 60° respecto a la superficie superior de la estructura de cuchillas y el borde de corte inferior 1114 forma un ángulo de 15° respecto a la superficie inferior de la estructura de cuchillas. Los bordes de corte 1112, 1114 se encuentran en un extremo de la cuchilla 1118 que se encuentra a la mitad de la altura del bloque rectangular.

Los lados del bloque rectangular 1116 (es decir, las superficies laterales y la superficie superior e inferior) están metalizados. Las caras inclinadas 1120, 1122, que se encuentran en los bordes de corte 1112, 1114, respectivamente, no están metalizadas; la alúmina queda expuesta en esta posición.

Las dimensiones de la estructura de cuchillas radiantes se obtienen en base a información acerca de la estructura general de la herramienta de resección quirúrgica. La herramienta de resección quirúrgica puede comprender los siguientes componentes:

- un conjunto conector de microondas para conectar la herramienta de resección quirúrgica a una fuente de microondas;
- un conjunto de cables para transferir energía de la fuente de microondas a la estructura de cuchillas radiantes (por ejemplo, un cable coaxial o una guía de onda adecuada);
- un circuito (o transformador) de adaptación de impedancia para coincidir la impedancia del conjunto de cables a la impedancia del tejido; y
- la estructura de cuchillas radiantes en sí.

El transformador de adaptación de impedancia puede estar integrado con la estructura de la cuchilla.

En algunas realizaciones para implementar la herramienta de resección quirúrgica, el cable de guía de ondas rectangular se ha utilizado como conjunto de cables. El cable de guía de ondas puede ser flexible/puede torcerse. El diseño de la cuchilla quirúrgica depende del tamaño de la cavidad de guía de ondas que, a su vez, depende de la gama de frecuencias que la guía de ondas es capaz de soportar. La Tabla 1 proporciona una lista de cavidades de guía de ondas estándar junto con dimensiones físicas de la cavidad de guía de ondas y la gama de frecuencias en las que pueden utilizarse las cavidades de guía de ondas.

Si el tamaño de la cavidad es menor que el requerido para la gama de frecuencias de funcionamiento entonces los campos electromagnéticos no se propagan en el interior de la guía de ondas o la onda se cortará. La realización mostrada en la figura 25 utiliza radiación a una frecuencia de 24 GHz. En una realización que se describe a continuación se utiliza una frecuencia puntual de 14,5 GHz. Para propagar la energía en tales realizaciones pueden utilizarse siguientes guías de ondas estándar: guía de ondas 17 (WR75), guía de ondas 18 (WR62), guía de ondas 20 (WR42), y guía de ondas 21 (WR34). Estas guías de ondas pueden activar un funcionamiento en modo dominante (TE₁₀) a 14,5 GHz (WR75 y WR62) y 24 GHz (WR42 y WR34).

Tabla 1: características de guía de ondas estándar

Tipo de guía de ondas	Gama de frecuencias	Dimensiones exteriores y grosor de pared (mm)	Longitud de onda de corte para modo TE ₁₀ (mm)	Longitud de onda de corte para modo TE ₁₀ (GHz)
WR187 (WG12)	3,95-5,85	50,8 x 25,4 x 1,626	95,0	3,16
WR159 (WG13)	4,90-7,05	43,64 x 23,44 x 1,626	80,9	3,71
WR137 (WG14)	5,85-8,20	38,1 x 19,05 x 1.626	69,8	4,29
WR112 (WG15)	7,05-10,0	31,75 x 15,88 x 1.626	57,0	5,26
WR90 (WG16)	8.20-12.4	25,4 x 12,7 x 1,27	45,7	6,26
WR75 (WG17)	10,0-15,0	21,59 x 12,07 x 1,27	38,1	7,88
WR62 (WG18)	12,4-18,0	17,83 x 9,93 x 1,02	31,6	9,49
WR42 (WG20)	18,0-26,5	12,7 x 6,35 x 1,02	21,3	14,1
WR34 (WG21)	21,7-33,0	10,67 x 6,35 x 1,02	17,3	17,3
WR28 (WG22)	26,5-40,0	9,14 x 5,58 x 1,02	14,2	21,1

A partir de la tabla puede apreciarse que la frecuencia de funcionamiento también determina las dimensiones físicas de la cavidad de guía de ondas. Con el fin de realizar un instrumento quirúrgico con unas dimensiones similares a las de una cuchilla de bisturí convencional puede verse que debe considerarse utilizar WG20, WG21 o WG22 para implementar con éxito la herramienta de resección quirúrgica.

La figura 27 es una simulación que muestra la densidad de potencia perdida desde la estructura de cuchillas radiantes 1110 cuando se inserta en el tejido hepático y a través del mismo se dirige energía de microondas con una frecuencia de 24 GHz. La figura 27 muestra que la pérdida de potencia (y por lo tanto el área principal de calentamiento) se concentra a lo largo del borde de corte inferior 1114 que, en esta realización, es el borde utilizado para el corte. De este modo, mediante esta realización, la energía deseada, por ejemplo, para una cauterización instantánea en el momento de corte se proporciona en el área objetivo. La distribución de campo también es sustancialmente uniforme a lo largo del borde de corte. Por otra parte, no se produce ninguna absorción de potencia externa, es decir, no se produce un calentamiento sustancial en otros lugares respecto a la estructura de cuchillas, de modo que pueden evitarse efectos secundarios (potencialmente perjudiciales) no deseados.

La figura 28 muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchillas en el tejido del hígado en una gama de frecuencias. En la gama de frecuencias simulada (20-28 GHz), la pérdida de retorno (es decir, medida de coincidencia) entre la cuchilla y el tejido es mejor (más negativa) que -30 dB, lo que indica que más de un 99,9% de la energía suministrada desde la sección de radiación será entregada al tejido. Como que la impedancia compleja de la sangre es muy similar a la de hígado, la adaptación a la sangre también será muy buena.

La figura 29 muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchillas en el aire. En la gama de frecuencias simulada (20-28 GHz), la pérdida de retorno es generalmente superior (más positiva) que -5 dB. La gráfica muestra que se produce resonancia a varias frecuencias. Esto se produce por modos adicionales generados por reflexiones en la punta de la cuchilla que no son absorbidas en el otro extremo (extremo de alimentación) de la estructura de cuchillas y, por lo tanto, reflejan hacia atrás y hacia adelante. A la frecuencia de destino (24 GHz), la pérdida de retorno está por encima (más positiva) de -1 dB. Para mayor seguridad, puede ser deseable reducir la potencia suministrada a la estructura de cuchillas cuando la pérdida de retorno tiene una magnitud menor (es decir, es más positiva) que -3dB (donde la pérdida de retorno puede definirse como $-20 \log_{10} |\Gamma|$, donde r es el coeficiente de reflexión, es decir, una medida de la relación entre la potencia entregada al tejido y la potencia que vuelve debido a un desajuste en la impedancia).

Las figuras 30 a 32 son representaciones correspondientes a las figuras 25 al 27, pero para una estructura de cuchillas radiantes 1130 para otra realización de una antena quirúrgica, esta vez siendo particularmente adecuada para el funcionamiento a 14,5 GHz. La forma de la estructura de cuchillas 1130 es similar a la estructura de cuchillas 1110 que se muestra en la figura 25. Hay dos bordes de corte inclinados 1132, 1134 mecanizados en un extremo de un bloque rectangular 1136. Las dimensiones del bloque rectangular son diferentes en esta realización. Tal como se muestra en la figura 31, el bloque rectangular tiene una anchura de 2 mm y una altura de 8 mm. Otros detalles, sin embargo, son iguales. Por ejemplo, el borde de corte superior 1132 forma un ángulo de 60° con la superficie superior del bloque rectangular 1136, mientras que el borde de corte inferior 1134 forma un ángulo de 15° con la superficie inferior del bloque rectangular 1136. Estos ángulos se seleccionaron puesto que son representativos de cuchillas de bisturí quirúrgicas estándar que utilizan comúnmente los cirujanos o médicos. Los bordes de corte 1132, 1134 se encuentran en un extremo de la cuchilla 1138 que está a la mitad de la altura del bloque rectangular 1136. Las superficies inclinadas 1140, 1142, que se encuentran en los bordes de corte 1132, 1134, respectivamente, forman 90° entre sí. Las superficies laterales y la superficie superior e inferior del bloque rectangular 1136 están metalizadas, pero las superficies inclinadas 1140, 1142 no están metalizadas (es decir, la alúmina queda expuesta).

La figura 32 es una simulación de pérdida de alimentación de la estructura de cuchillas cuando se encuentra en el tejido hepático y suministrándose a la misma una energía de microondas a una frecuencia de 14,5 GHz. En cuanto a la realización anterior, la absorción de potencia está localizada en los bordes de corte 1132, 1134 y uniformemente distribuida a lo largo de los mismos.

La figura 33 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno de la estructura de cuchillas en el tejido del hígado en una gama de frecuencias. A la frecuencia de interés (14,5 GHz) la pérdida de retorno (es decir, la medida de la coincidencia) entre la cuchilla y el tejido es mejor (más negativa) que -30 dB, lo que indica que más de un 99,9% de la energía liberada desde la sección de radiación será entregada al tejido.

Una segunda característica (aunque independiente) de cada una de las realizaciones que se describen aquí es un transformador para conectar la cavidad de guía de ondas al tejido biológico con una buena adaptación. La disposición que se propone aquí es una interfaz realizada con un material dieléctrico que puede conseguir una adaptación sin ajuste. El material dieléctrico utilizado para llevar a cabo la transformación de impedancia puede ser el mismo que el utilizado para la cuchilla radiante/de corte. El transformador y la cuchilla radiante/de corte pueden formar una sola sección o pieza. Una buena adaptación puede evitar un calentamiento indeseable en la conexión cuchilla-guía de ondas.

La figura 34 es una vista en perspectiva de un transformador 1150 para conectar un bloque rectangular 1116 de la estructura de cuchillas 1110 que se muestra en la figura 25 a una guía de ondas 1152 (por ejemplo, una guía de ondas estándar). La longitud del transformador debe ser un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda cargada en la frecuencia de interés, es decir, $(2n-1)\lambda_L/4$, donde n es cualquier número entero de 1 a ∞ y λ_L es la longitud de onda cargada que corresponde a la frecuencia de interés. Debido al hecho de que se requiere adaptar una guía de ondas llena de aire con una permitividad relativa de unidad a la carga del tejido con una constante dieléctrica elevada, por ejemplo 40, es necesario formar el transformador de adaptación de un material con una constante dieléctrica elevada. Esto da lugar a una longitud de onda cargada muy corta (especialmente a la mayor frecuencia de 24 GHz). Esta situación puede ilustrarse mejor mediante un ejemplo práctico:

- se supone que la guía de ondas está llena de aire ($\epsilon_r = 1$)
- se supone que la constante dieléctrica del tejido es 40
- la constante dieléctrica para el material del transformador puede aproximarse, por lo tanto, a

$$\sqrt{1 \times 40} = 6.32 .$$

Esto supone que el factor de pérdida ($\tan\delta$) es prácticamente cero. En la práctica, esto es deseable para minimizar la pérdida de energía en el material del transformador, lo cual se manifestaría en forma de calor.

5

- para un funcionamiento a 24 GHz, la longitud del transformador de impedancia de un cuarto de onda viene dada por

$$\frac{c}{f \times 4 \times \sqrt{6.32}}$$

10

donde c es la velocidad de la luz en m/s y f es la frecuencia de funcionamiento en Hertz. Aplicando esta ecuación en el presente ejemplo se obtiene un cuarto de longitud de onda de 1,24 mm.

Esta longitud puede ser poco práctica, por lo que puede utilizarse un múltiplo impar, por ejemplo, $3\lambda_L/4 = 3,72$ mm o incluso $5\lambda_L/4 = 6,2$ mm.

Una sección extrema no metalizada 1154 del bloque rectangular 1116 se proyecta a través del centro de una sección del transformador de guía de ondas 1156 que tiene unas dimensiones seleccionadas en función del tamaño del bloque rectangular 1116, la guía de ondas 1152 y la frecuencia de la energía de microondas suministrada para proporcionar una adaptación entre el bloque rectangular 1116 y la guía de ondas 1152. En esta realización, en la que la frecuencia de funcionamiento es de 24 GHz, la sección del transformador de guía de ondas 1152 tiene una longitud simulada de 5,9 mm (la sección extrema no metalizada 54 se proyecta a lo largo de toda esta longitud), una altura de 10 mm y una anchura de 3,2 mm. Esta sección puede unirse directamente (y de hecho se mecaniza desde el extremo) a una guía de ondas 52 con una sección transversal de 4,318 mm x 10,668 mm. El transformador puede disponerse en una zona de agarre de la antena quirúrgica.

20

25

La figura 35 es una vista en sección transversal a través de la sección del transformador de guía de ondas 1156 mirando hacia la guía de ondas 1152. Las dimensiones utilizadas en esta realización se muestran en el dibujo.

La figura 36 es una gráfica que muestra las pérdidas de retorno del transformador 1150. A 24 GHz la pérdida de retorno es mucho mejor (más negativa) que -30 dB, lo que indica que más de un 99,9% de la energía de microondas suministrada al transformador 1150 será entregada a la estructura de cuchillas 1110.

30

La figura 37 es una gráfica que muestra la pérdida de inserción del transformador 1150. A 24 GHz la pérdida de inserción es mejor (más negativa o menor) que 0,2 dB, es decir 0,1 dB, lo que indica que gran parte de la energía suministrada por la guía de ondas 1152 entra en el transformador 1150. El transformador ha sido diseñado con la cuchilla radiante inmersa dentro de un bloque de tejido que es representativo de la carga hígado/sangre. Cuando la carga varía, es decir, a la del aire, por ejemplo, el transformador de adaptación no permitirá una buena adaptación entre la cuchilla radiante y la carga de tejido, por lo que gran parte de la energía se reflejará de nuevo a la guía de ondas y a lo largo del conjunto de cable.

35

40

Las figuras 38 y 39 son vistas en sección transversal a través de un transformador 1170 para conectar un bloque rectangular 1136 de la estructura de cuchillas 1130 que se muestra en la figura 30 a una guía de ondas 1172 (por ejemplo, una guía de ondas estándar tal como WG 18). La disposición mostrada en las figuras 38 y 39 es similar a las figuras 34 y 35 excepto por unas dimensiones diferentes para proporcionar una adaptación para un bloque rectangular de tamaño distinto 1136 y una frecuencia de funcionamiento diferente (en este caso 14,5 GHz). En esta realización, una sección extrema no metalizada 1174 del bloque rectangular 1136 se proyecta a través de una sección del transformador de guía de ondas 1176 que forma parte del extremo de la guía de ondas 1172. Al igual que antes, las dimensiones de la disposición se seleccionan en base al tamaño del bloque rectangular 36, la guía de ondas 1172 y la frecuencia de la energía de microondas suministrada para proporcionar una adaptación entre el bloque rectangular 1136 y la guía de ondas 1172. En esta realización, donde la frecuencia de funcionamiento es de 14,5 GHz, la sección del transformador de guía de ondas 1176 tiene una longitud de 12 mm (la sección extrema no metalizada 1174 se proyecta a lo largo de toda esta longitud), una altura de 15,4 mm y una anchura de 3,6 mm.

45

50

La figura 40 es una gráfica que muestra la pérdida de retorno y la pérdida de inserción del transformador 1170. A 14,5 GHz la pérdida de retorno es mejor (más negativa) que 20 dB, lo que indica que más de un 99% de la energía de microondas suministrada al transformador 1170 será entregada a la estructura de cuchillas 1130. A 14,5 GHz la pérdida de inserción es mejor (más negativa o menor) que 0,1 dB, es decir, 0,05 dB, lo que indica que la mayor parte de la energía suministrada por la guía de ondas 1172 entra en el transformador 1170.

55

60

REIVINDICACIONES

1. Instrumento quirúrgico (100) que tiene:

5 una guía de ondas para transportar energía de microondas que tiene una frecuencia entre 5 GHz y 100 GHz; y
un elemento de corte conectado a la guía de ondas para recibir energía de microondas desde ésta y para emitir un campo de radiación de microondas,
caracterizado por el hecho de que:

10 la guía de ondas comprende una cavidad de guía de ondas (140); y
el elemento de corte comprende una pieza de material dieléctrico (110) conectada para cargar la cavidad de guía de ondas (140), en el que la pieza de material dieléctrico (110) incluye:

15 un borde afilado que forma una cuchilla para cortar tejido biológico;
una antena radiante para emitir el campo de radiación de microondas en el borde afilado; y
una zona de conexión (120, 130) para transportar energía de microondas
20 de la cavidad de guía de ondas (140) a la antena radiante, incluyendo la zona de conexión (120, 130) un transformador de impedancia dispuesto para proporcionar substancialmente un acoplamiento de campo máximo de la guía de ondas al elemento de corte.

25 2. Instrumento quirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que el transformador de impedancia es un transformador cónico o un transformador de paso.

3. Instrumento quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por el hecho de que la zona de conexión (120, 130) incluye un sintonizador de tetones.

30 4. Instrumento quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por el hecho de que el elemento de corte es una pieza de cerámica que tiene una superficie metalizada excepto en la zona de conexión (120, 130) y la cuchilla.

35 5. Instrumento quirúrgico según la reivindicación 4, caracterizado por el hecho de que la cerámica es alúmina o zafiro.

6. Instrumento quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por el hecho de que la antena está dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas que es sustancialmente uniforme a lo largo
40 de la cuchilla.

7. Instrumento quirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por el hecho de que incluye un mecanismo de ajuste dispuesto para ajustar la impedancia del instrumento.

45 8. Instrumento quirúrgico según la reivindicación 7, caracterizado por el hecho de que el mecanismo de ajuste incluye tres tornillos (141, 142, 143) montados de manera ajustable en la guía de ondas.

9. Instrumento quirúrgico según la reivindicación 7, caracterizado por el hecho de que el mecanismo de ajuste incluye un transformador solidario del elemento de corte y dispuesto para coincidir la impedancia de la guía de
50 ondas con una impedancia predeterminada.

10. Instrumento quirúrgico según la reivindicación 9, caracterizado por el hecho de que el transformador tiene una longitud en una dirección a lo largo de la guía de ondas (150) que es un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda de la radiación de microondas que se propaga en la guía de ondas (150) en funcionamiento.

55 11. Instrumento quirúrgico que tiene:

- una fuente de microondas (10) que incluye un oscilador dispuesto para generar energía de microondas que tiene una frecuencia estable de 5 GHz a 100 GHz; y
60 - un instrumento quirúrgico (100) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores conectado a la fuente de microondas (10) a través de un conjunto de cables (150) para recibir energía de microondas de la misma.

12. Aparato de corte quirúrgico según la reivindicación 11, que incluye:

un detector de radiación reflejada conectado entre la fuente (10) y el instrumento quirúrgico (100); y
un regulador de impedancia (17) conectado entre la fuente (10) y el instrumento quirúrgico (100);
5 en el que el detector de radiación reflejada está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la radiación de microondas reflejada de vuelta a través del instrumento (100) hacia la fuente (10), y el regulador de impedancia (17) tiene una impedancia compleja ajustable que es controlable en base a la magnitud y la fase detectadas de la radiación de microondas reflejada.

10 13. Aparato de corte quirúrgico según la reivindicación 12, que incluye acopladores direccionales de potencia directa y reflejada (15, 16; 18, 19) dispuestos para detectar radiación de microondas entre el instrumento (100) y la fuente (10), en el que el detector de radiación reflejada es un receptor heterodino dispuesto para extraer información tanto de magnitud como de fase de la radiación de microondas conectado mediante los acopladores direccionales de potencia directa y reflejada (15, 16; 18, 19).

15 14. Aparato de corte quirúrgico según la reivindicación 13, caracterizado por el hecho de que el regulador de impedancia (17) es ajustable dinámicamente en base a la información de fase y magnitud extraída por el detector.

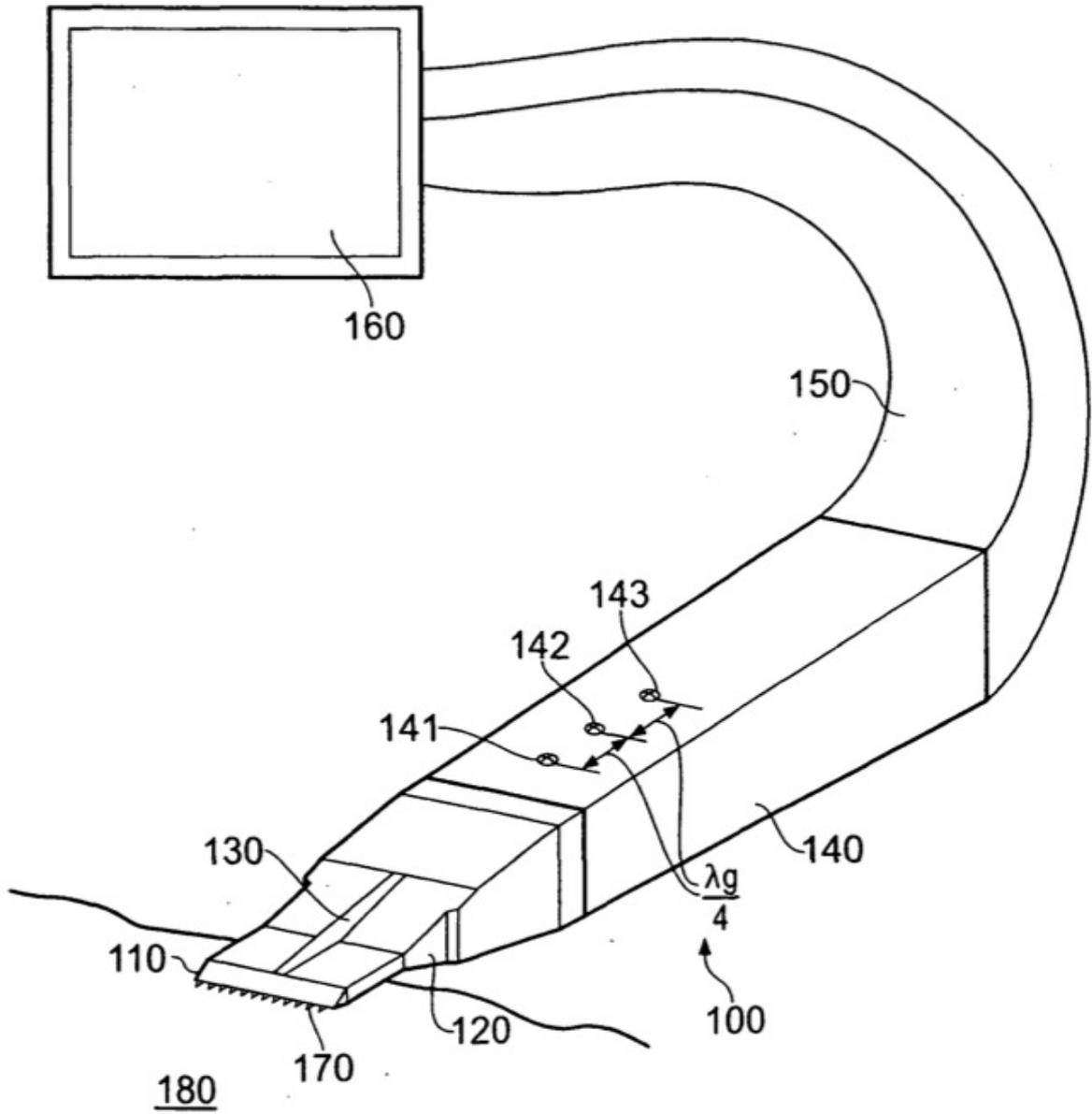


FIG. 1

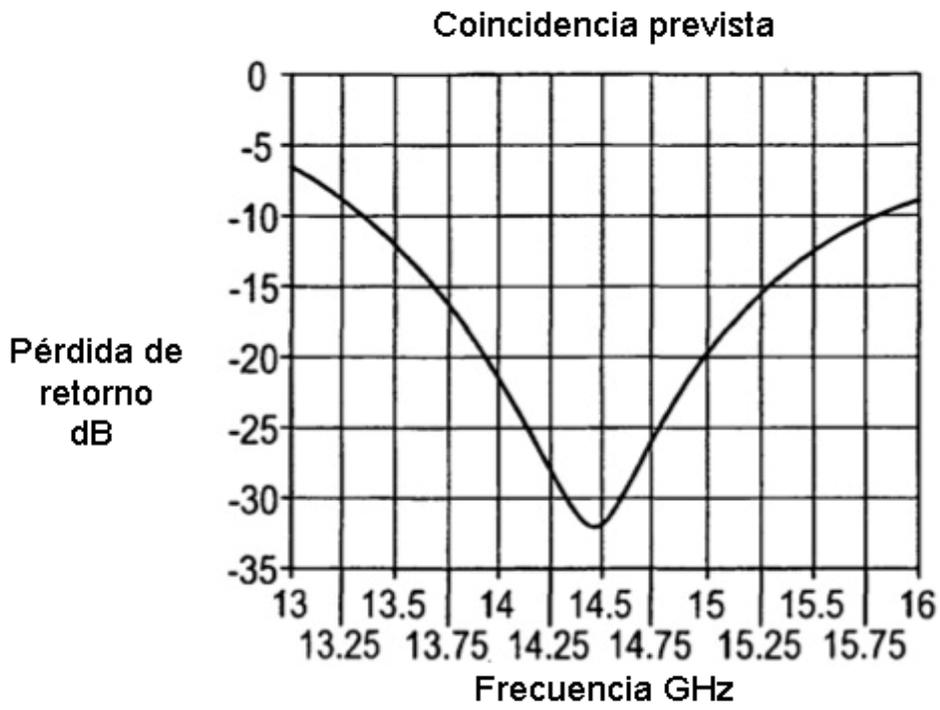


FIG. 3

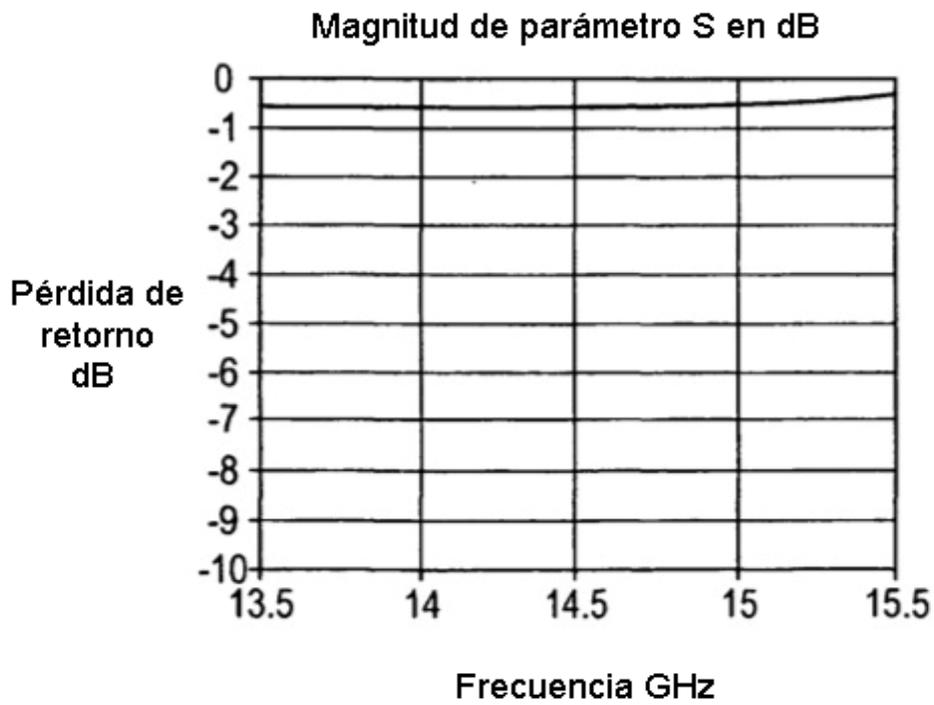


FIG. 4

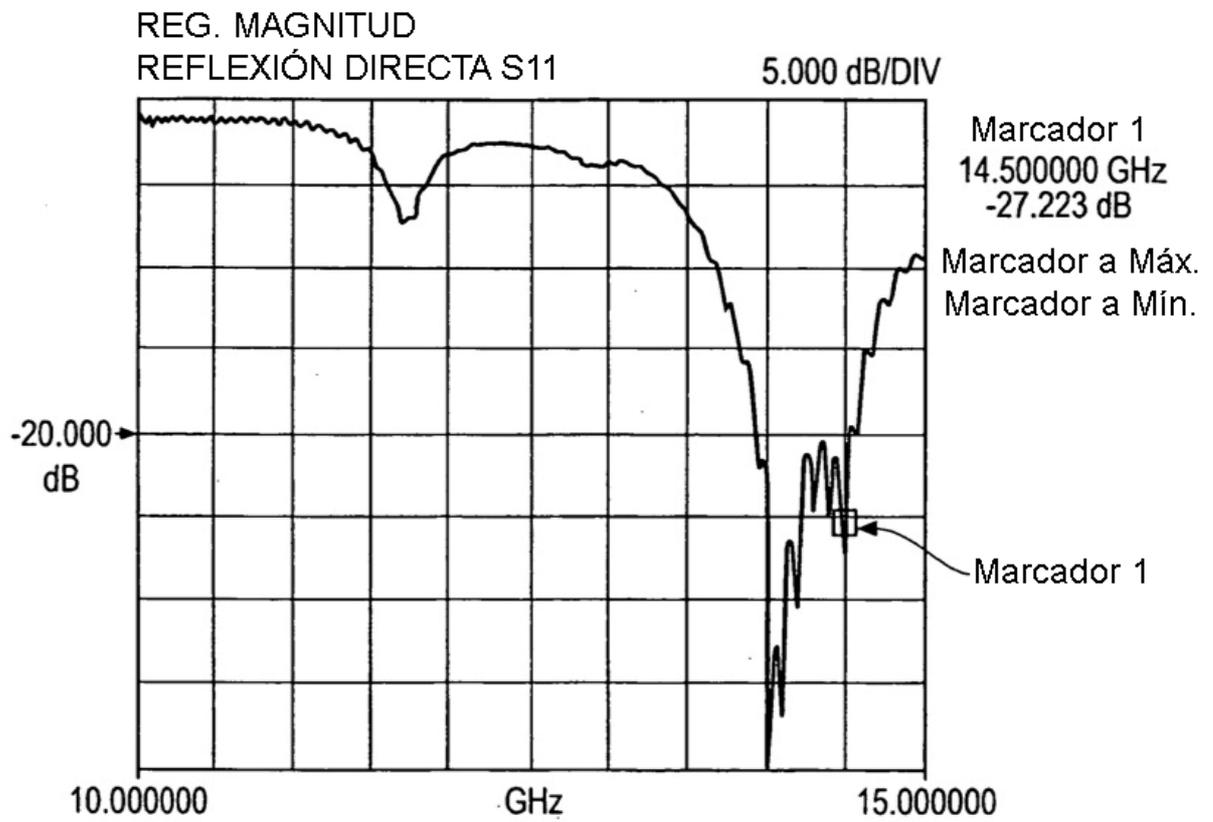


FIG. 5

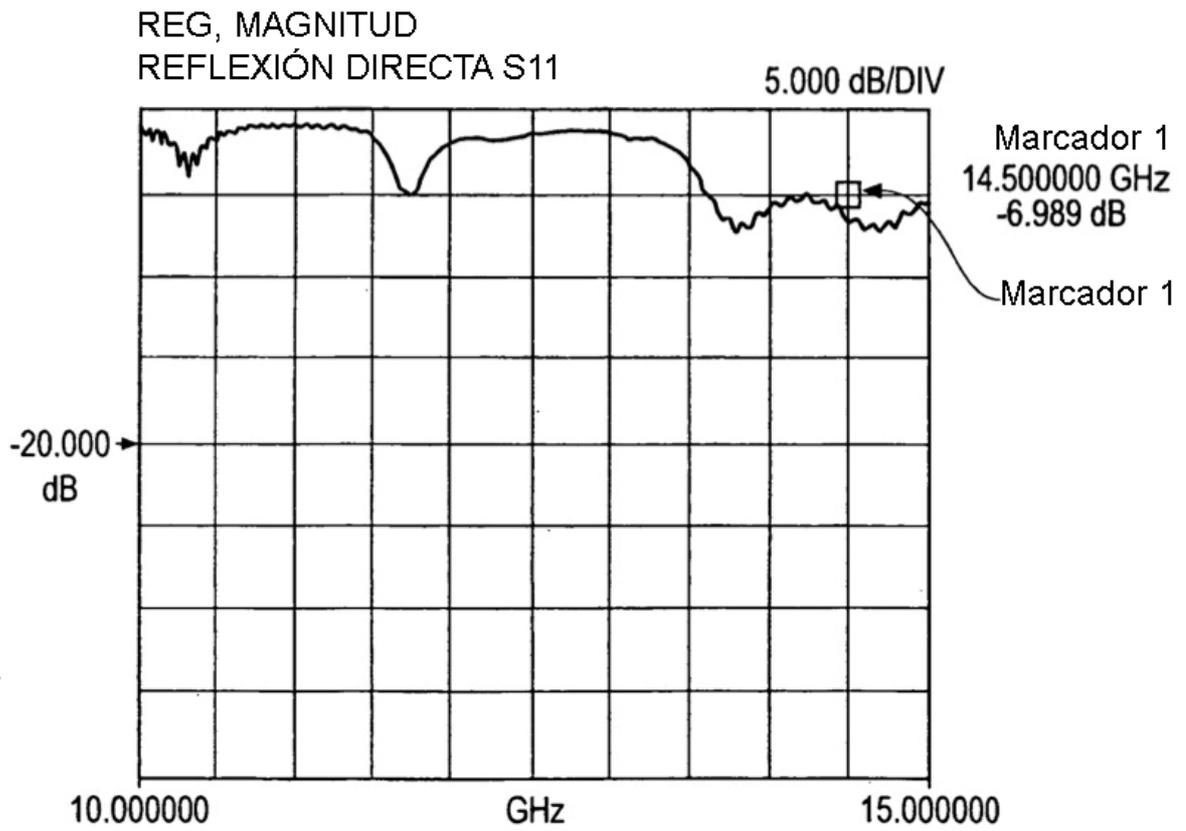


FIG. 6

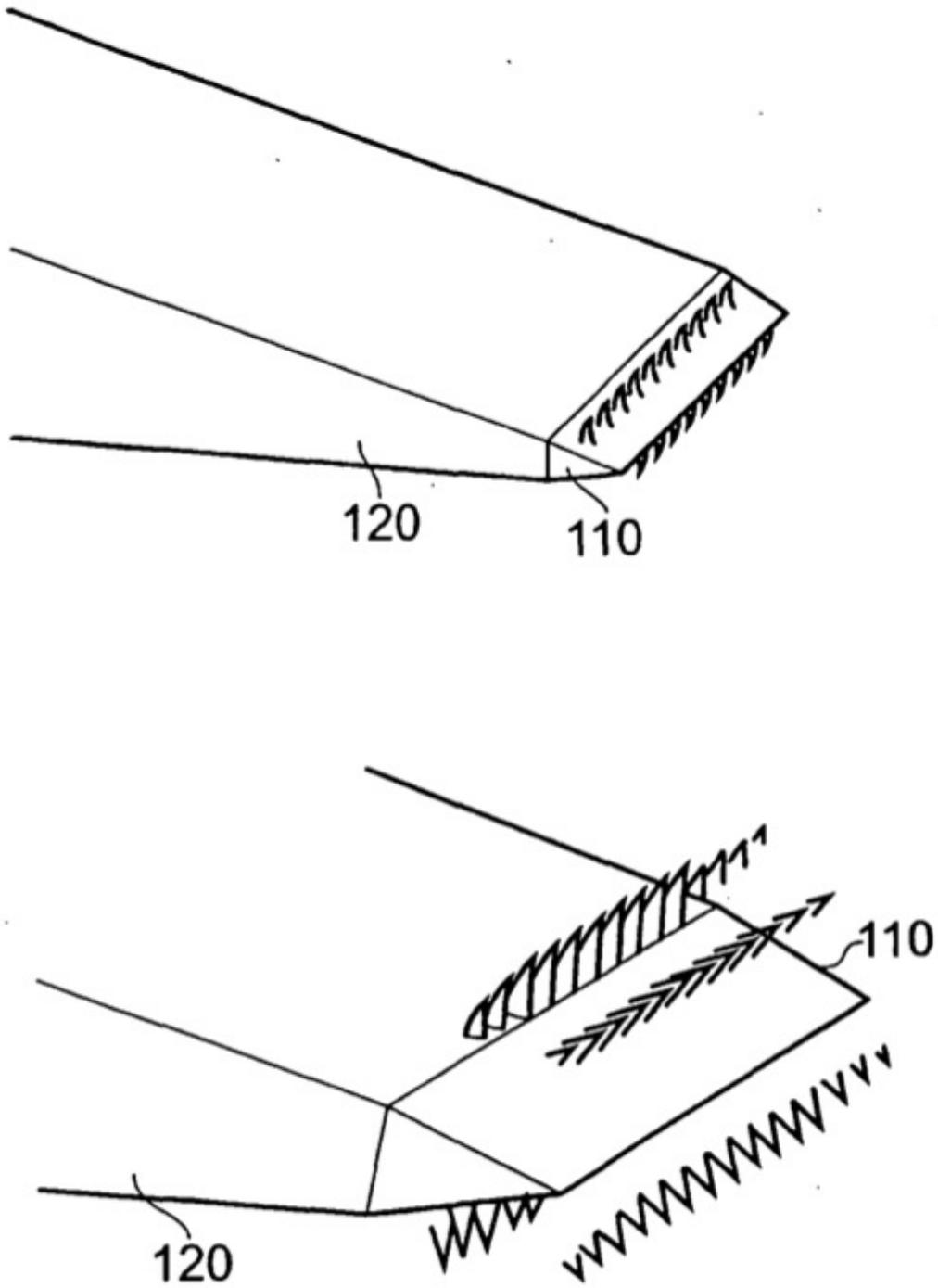


FIG. 7

Distribución de tensión

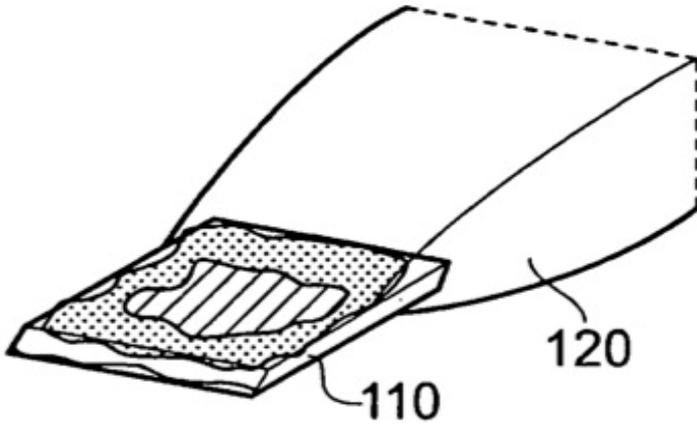
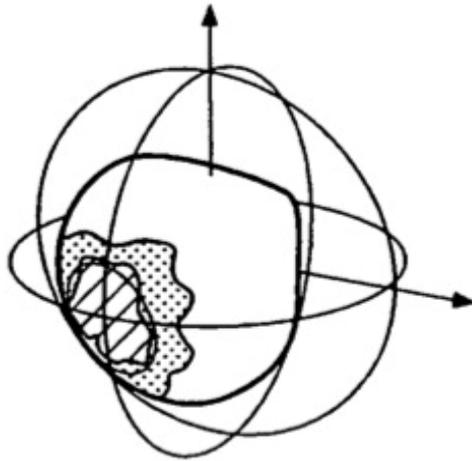


FIG. 8



Patrón de campo lejano

FIG. 9

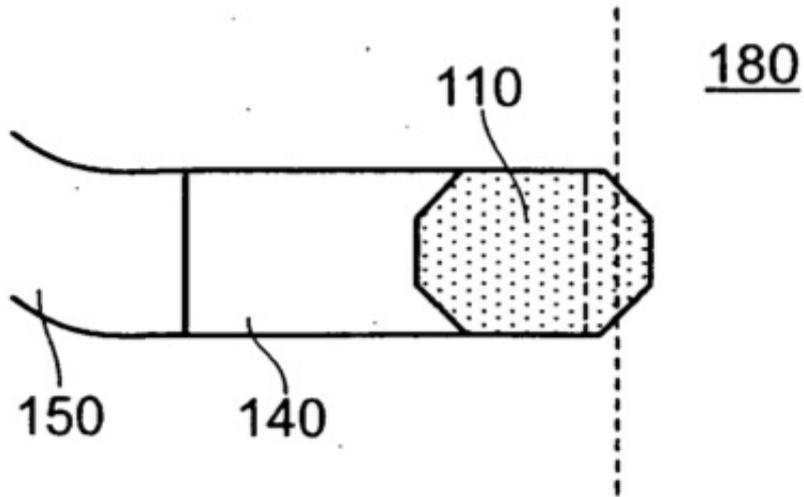


FIG. 10

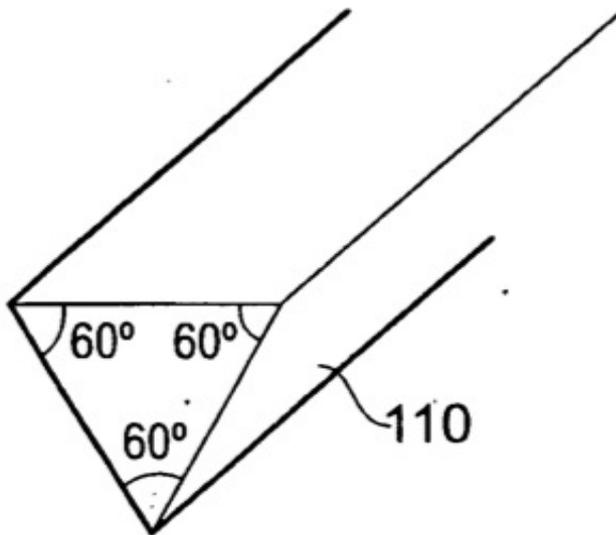


FIG. 11

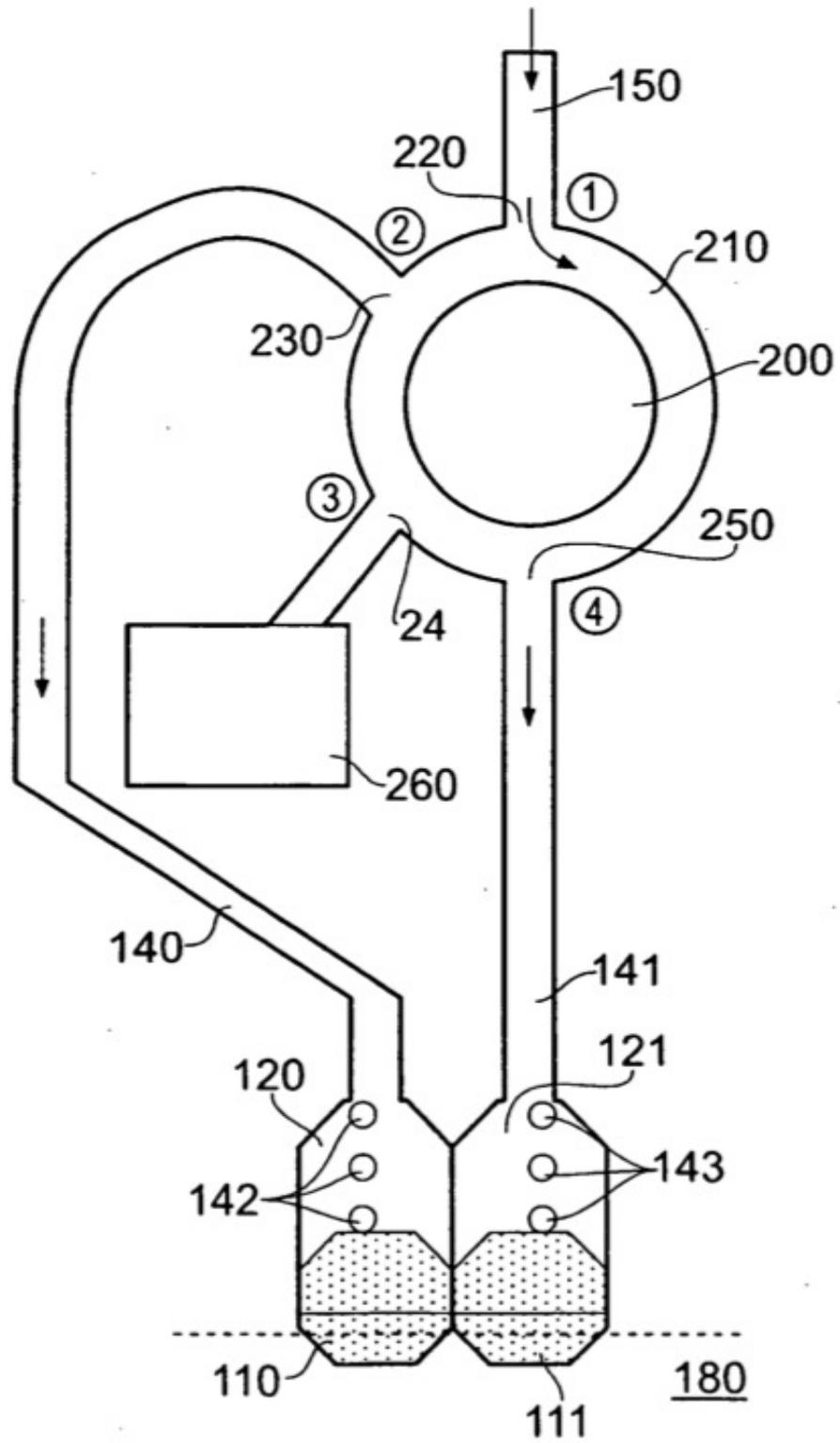


FIG. 12

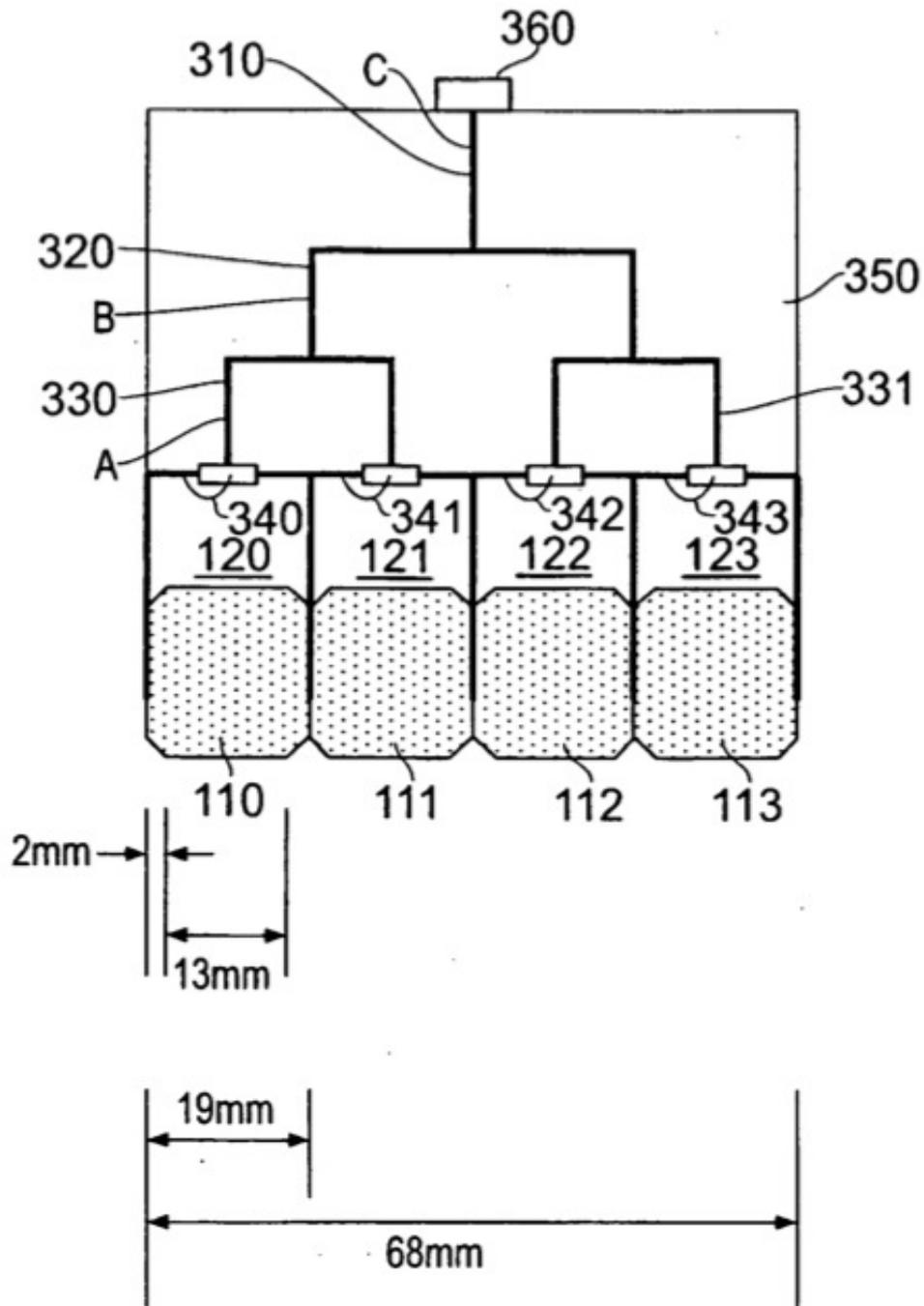


FIG. 13

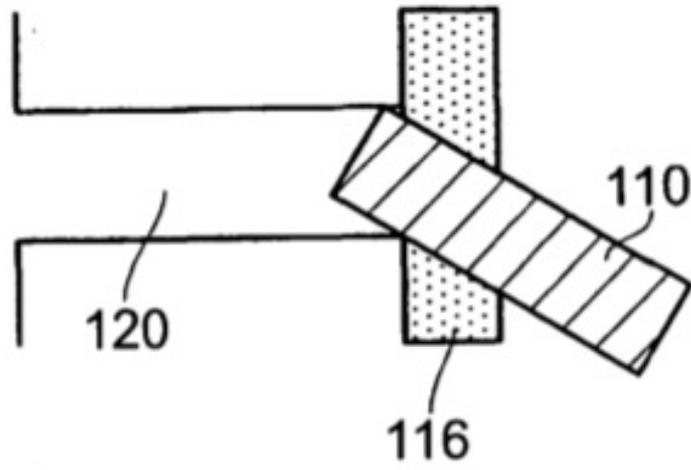


FIG. 14

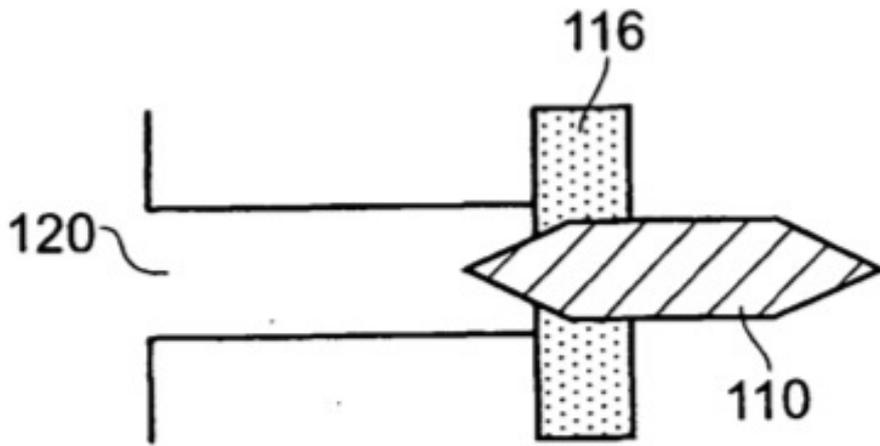


FIG. 15

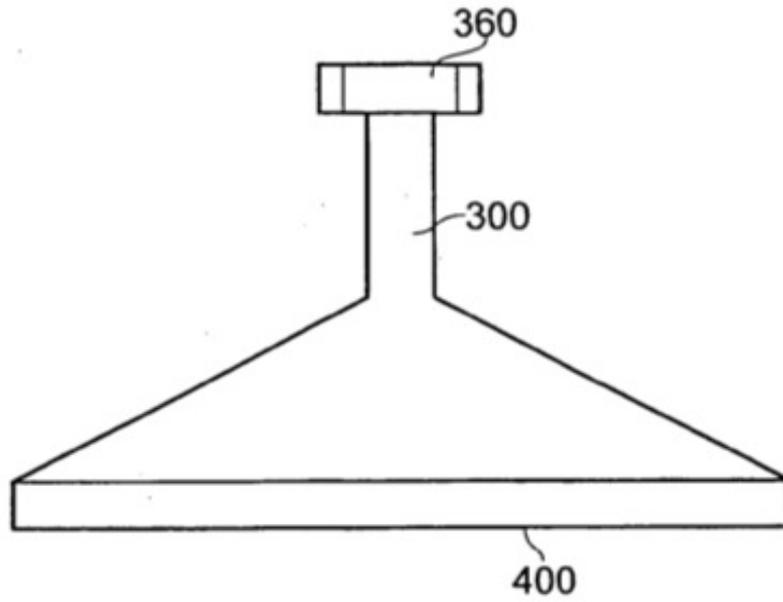


FIG. 16

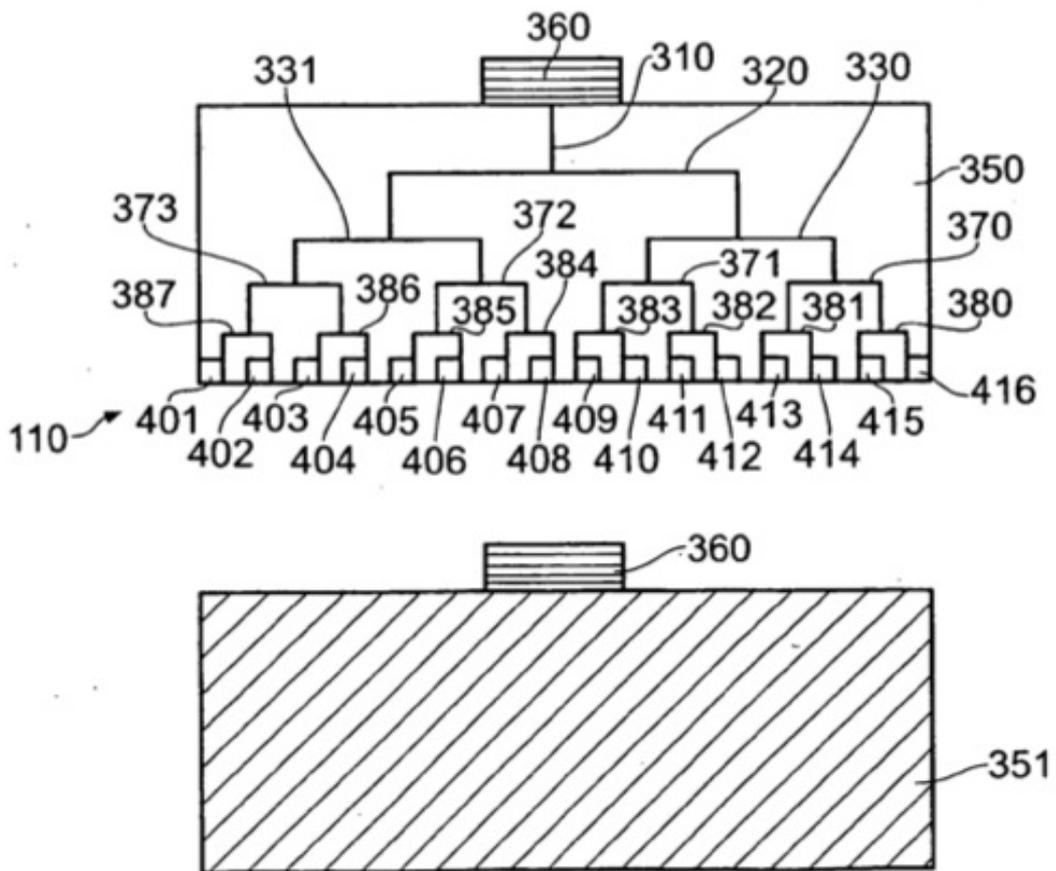


FIG. 17

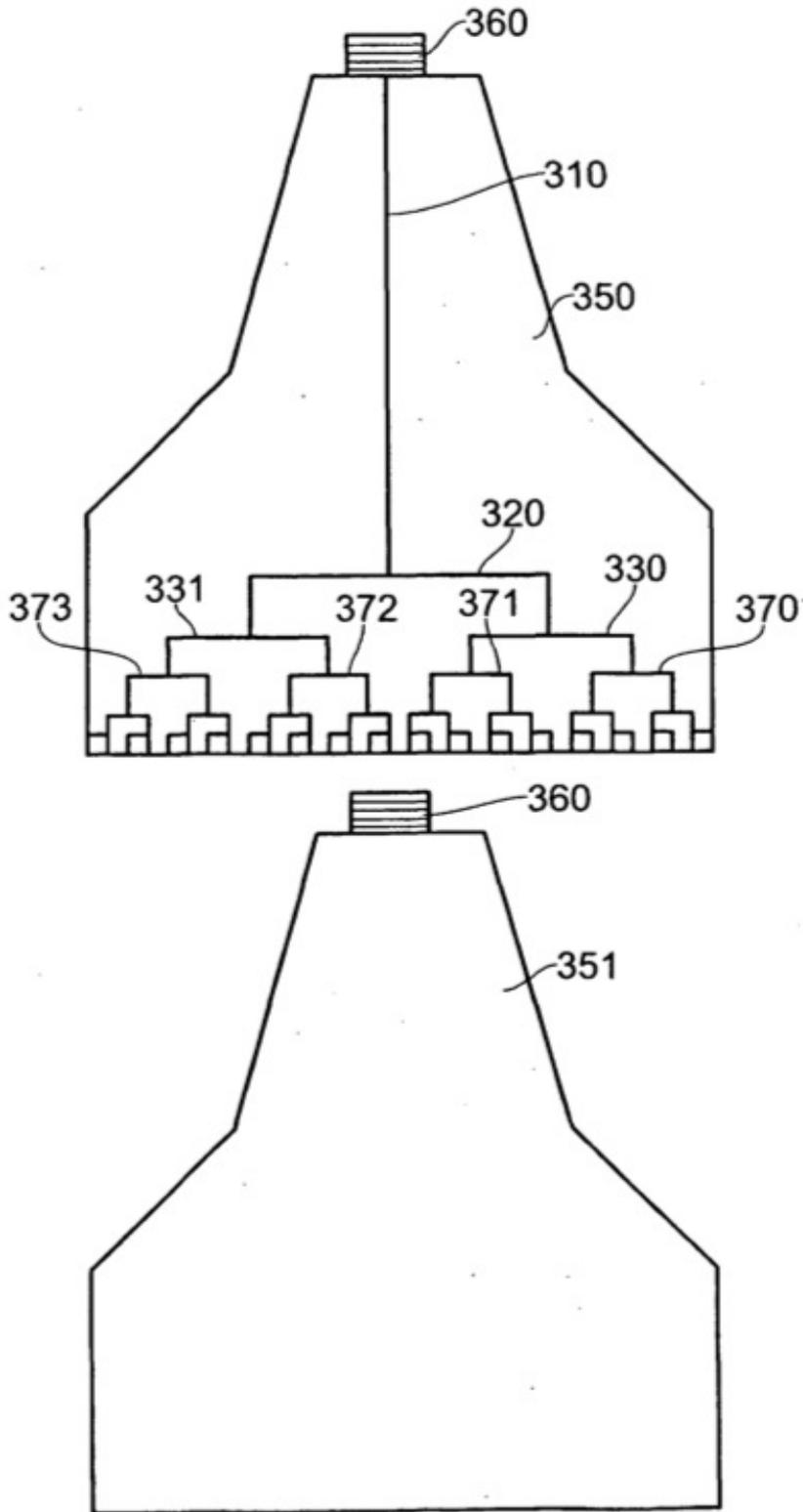


FIG. 18

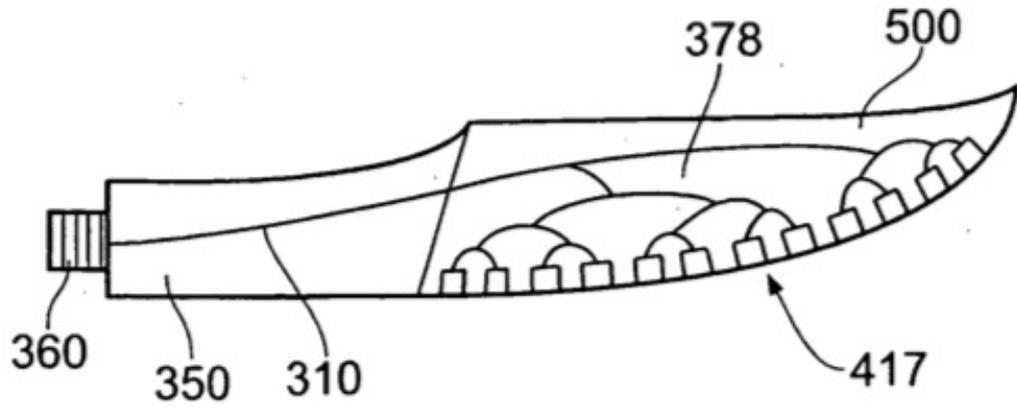


FIG. 19

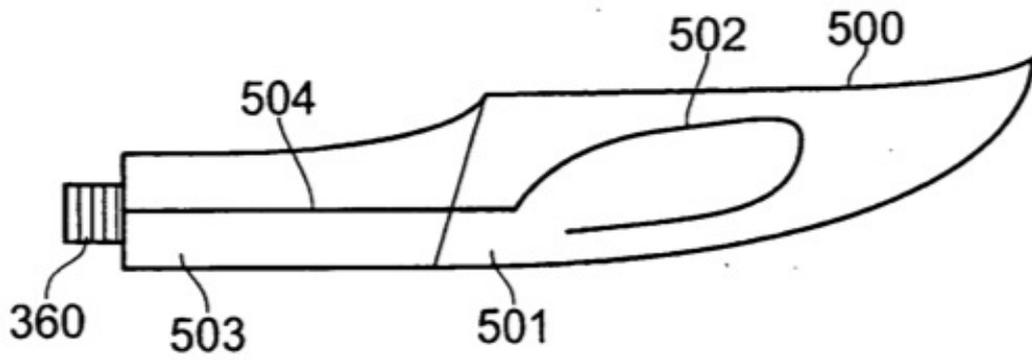


FIG. 20(a)

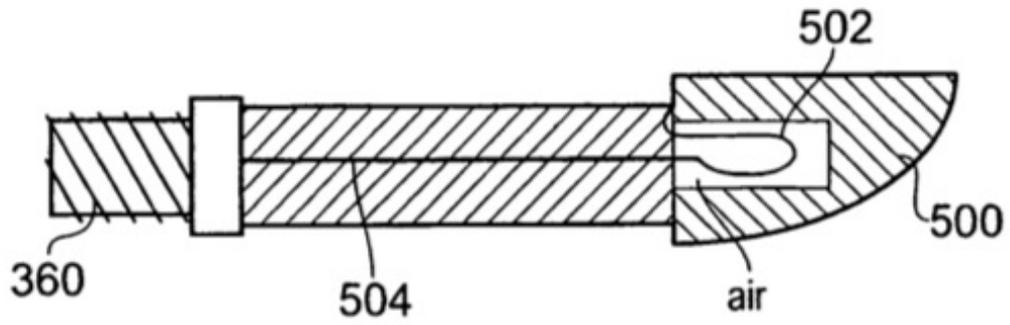


FIG. 20(b)

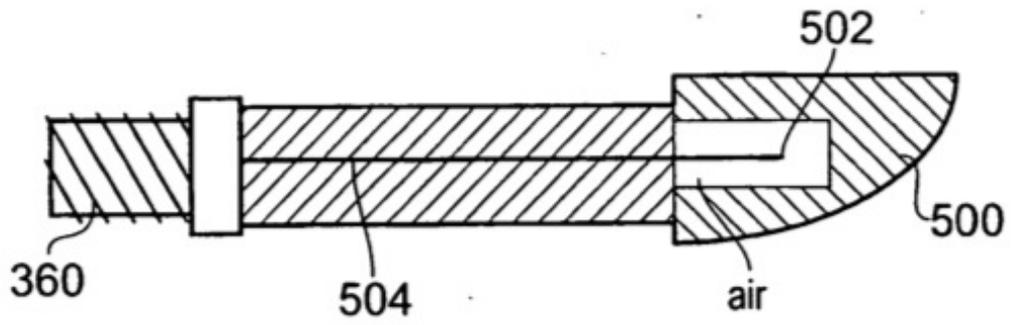


FIG. 20(c)

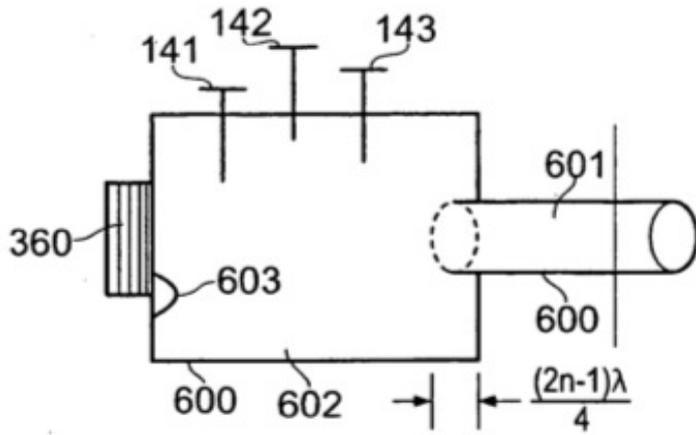


FIG. 21(a)

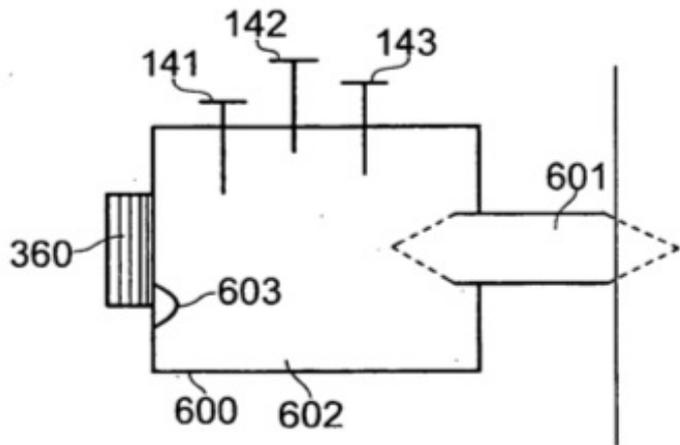


FIG. 21(b)

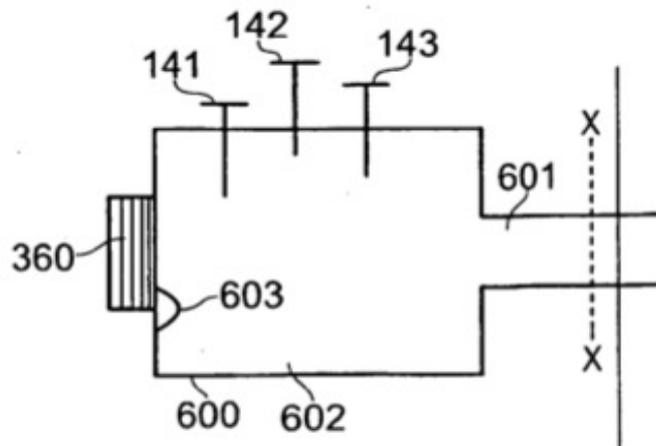


FIG. 21(c)

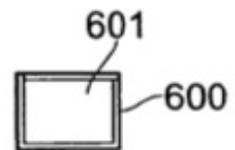


FIG. 21(d)

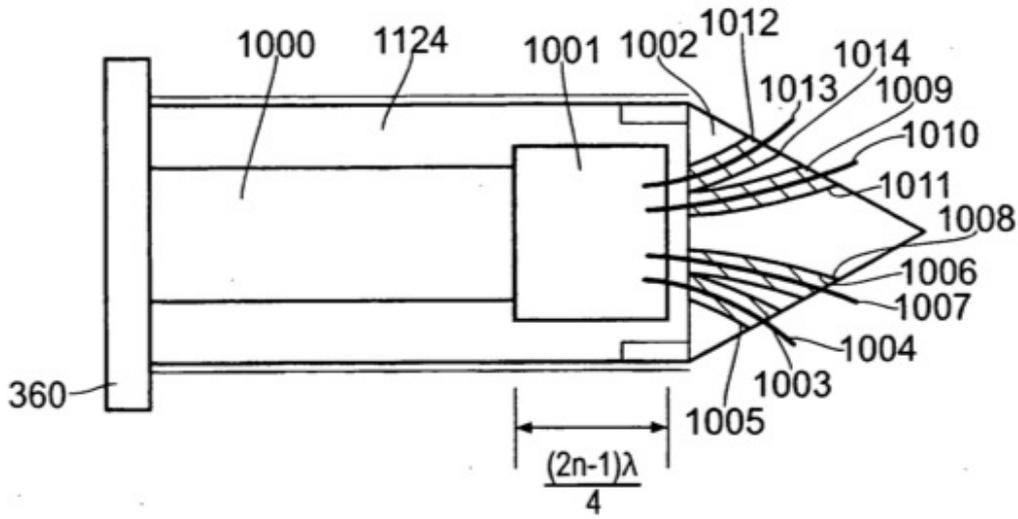


FIG. 22

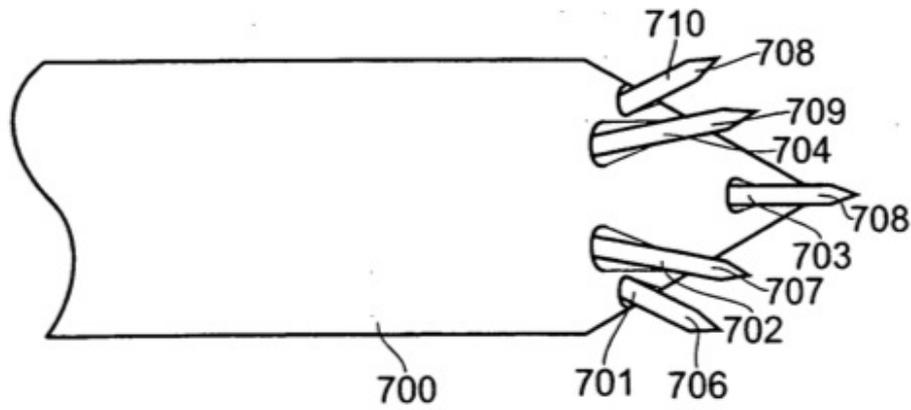


FIG. 23

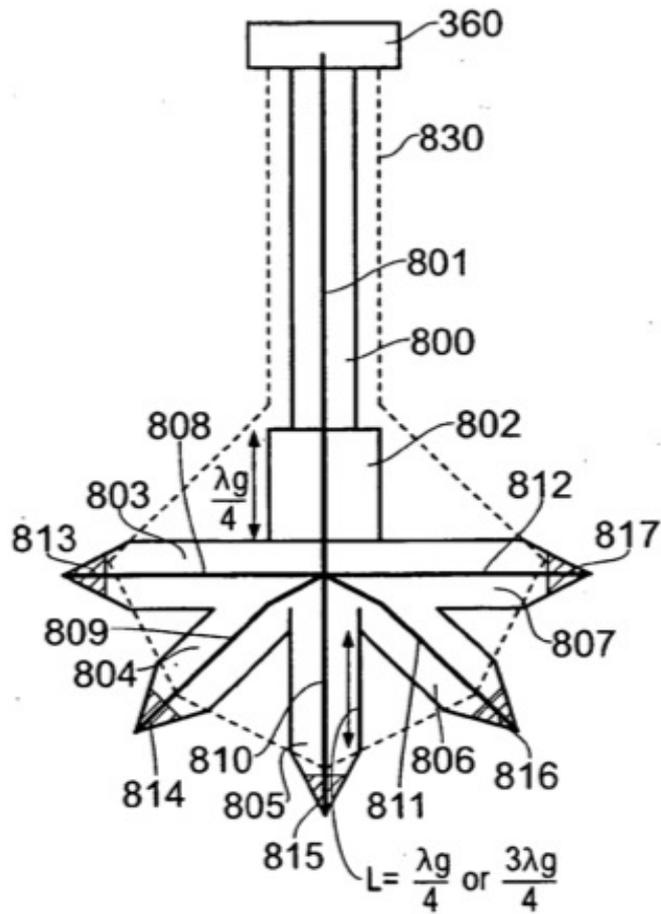


FIG. 24(a)

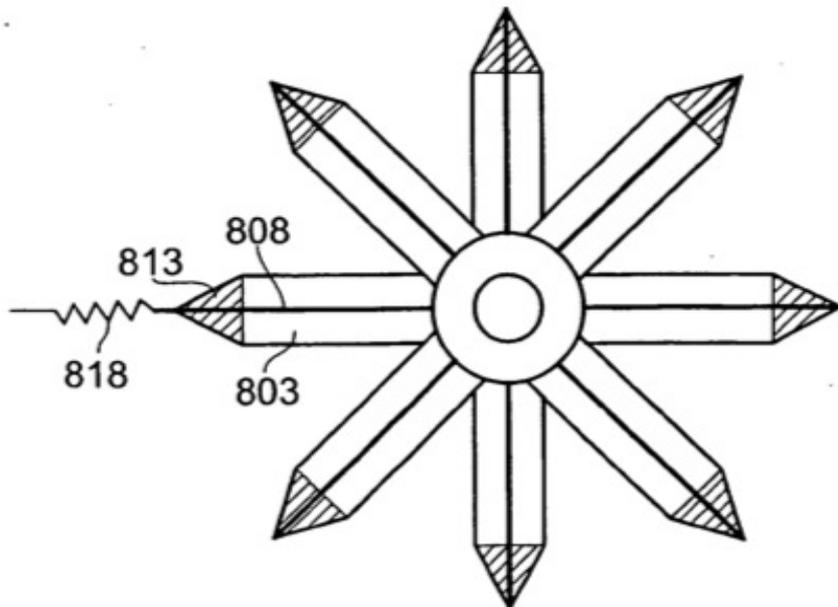


FIG. 24(b)

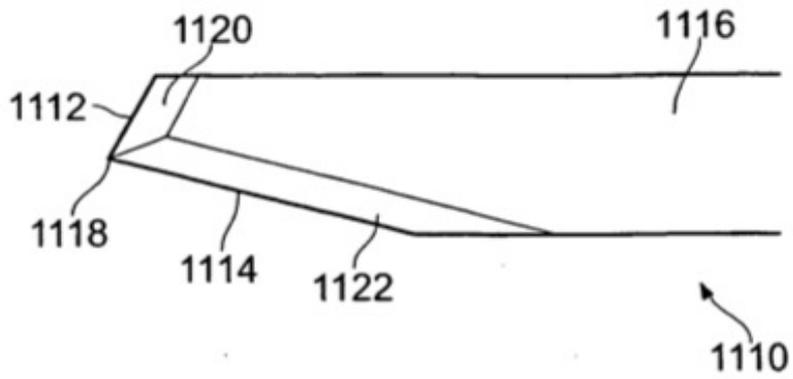


FIG. 25

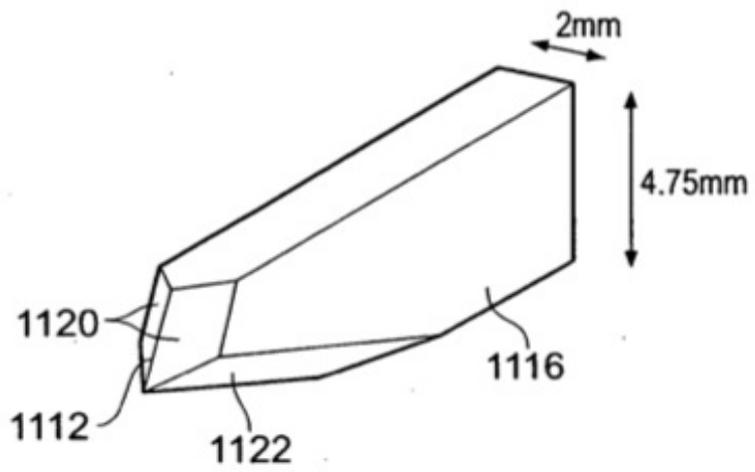


FIG. 26

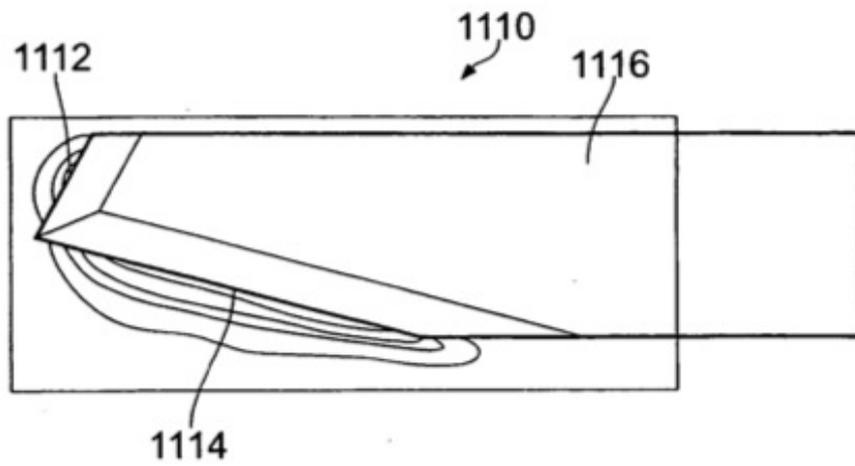


FIG. 27

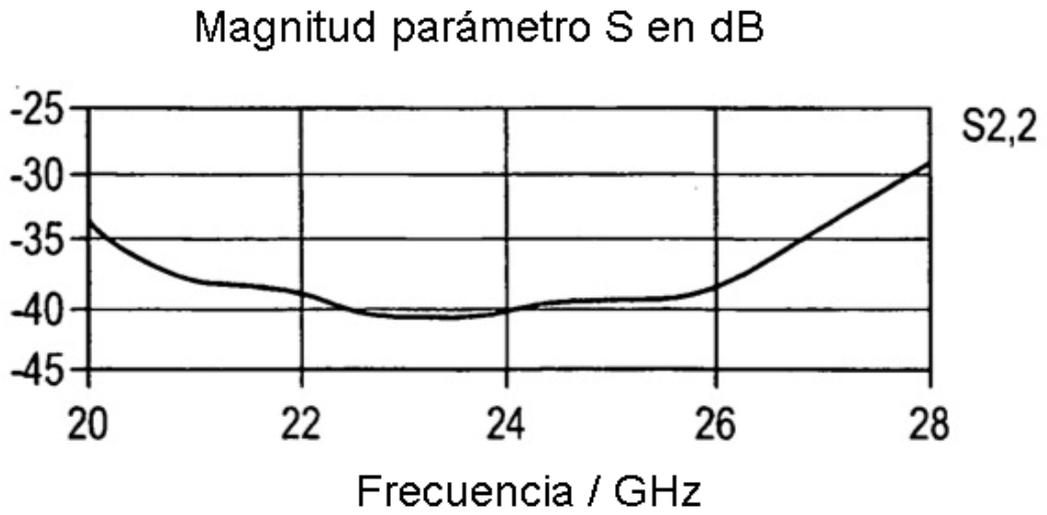


FIG. 28

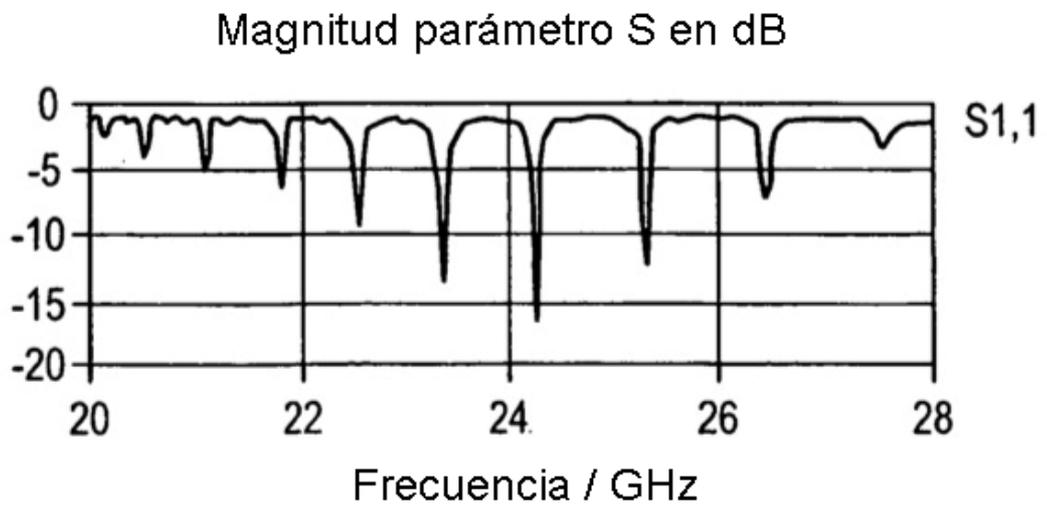


FIG. 29

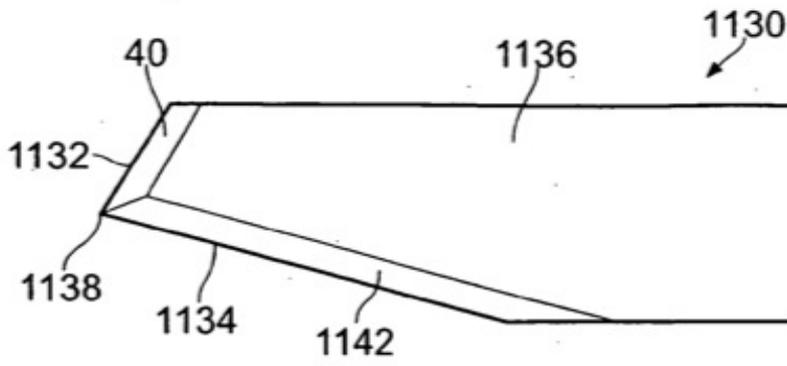


FIG. 30

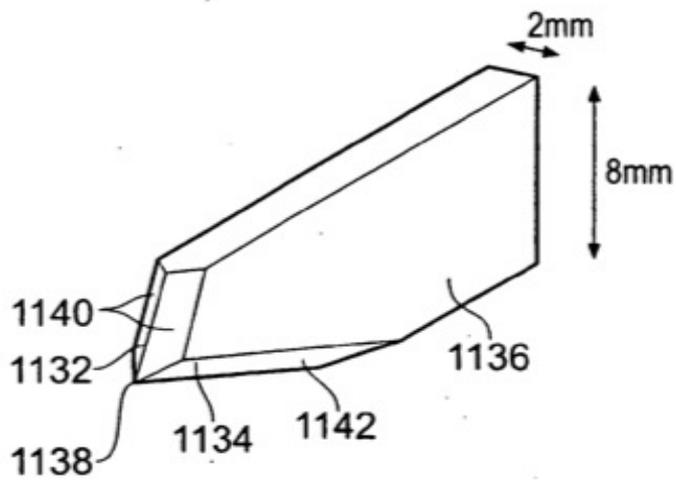


FIG. 31

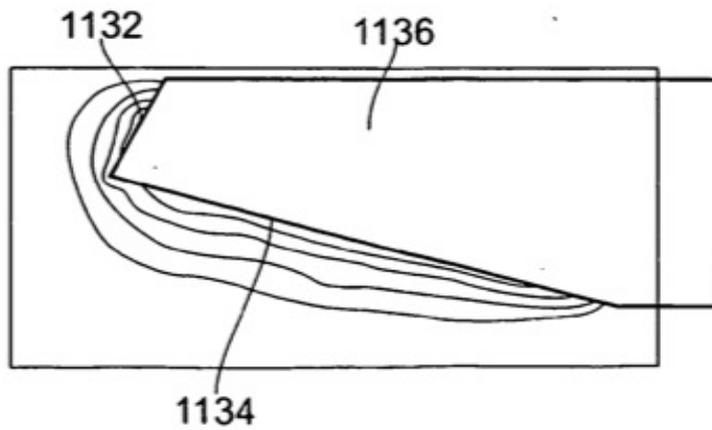


FIG. 32

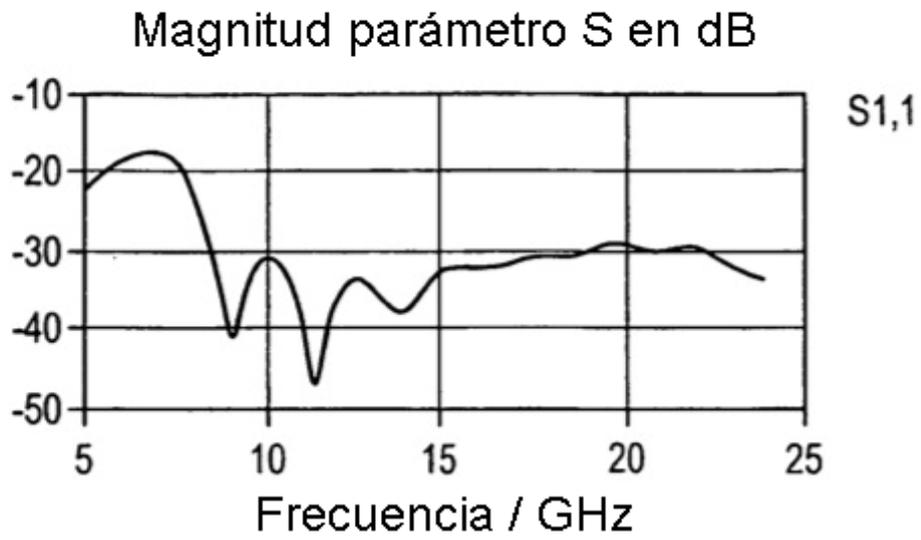


FIG. 33

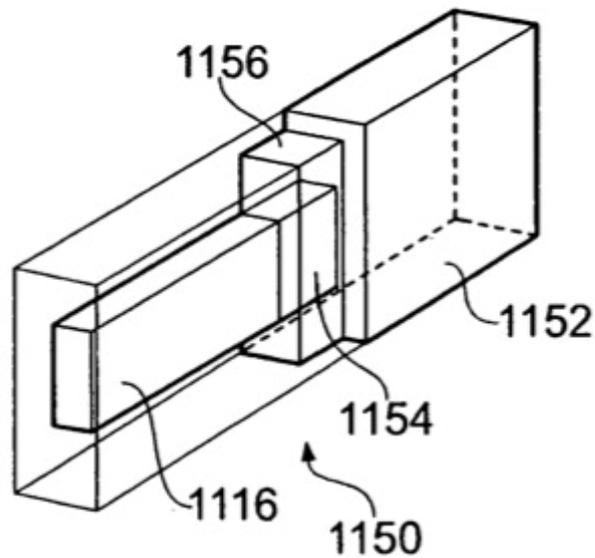


FIG. 34

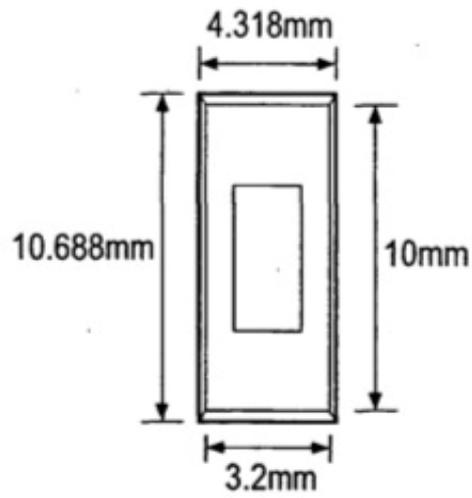
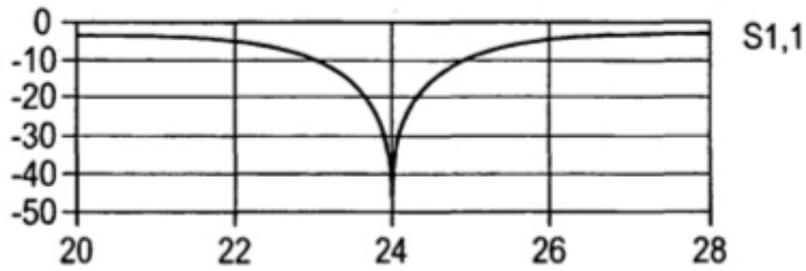


FIG. 35

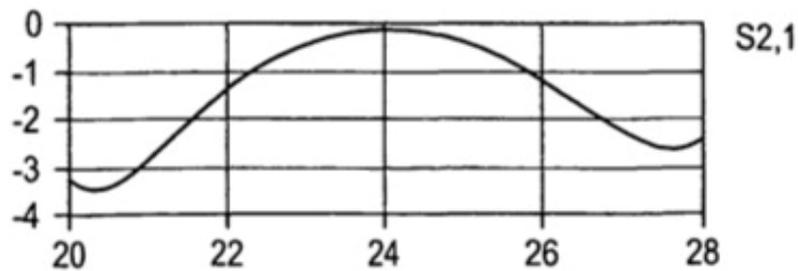
Magnitud parámetro S en dB



Frecuencia / GHz

FIG. 36

Magnitud parámetro S en dB



Frecuencia / GHz

FIG. 37

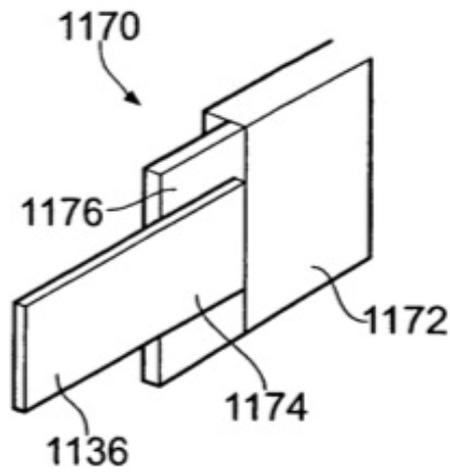


FIG. 38

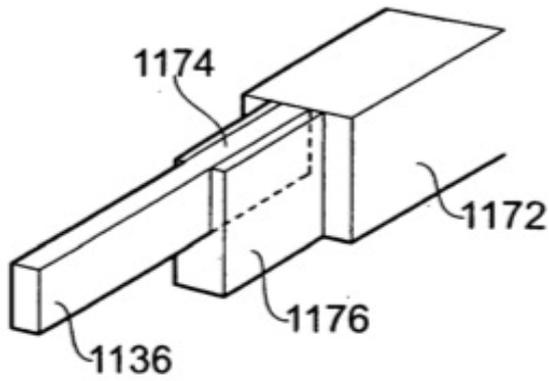


FIG. 39

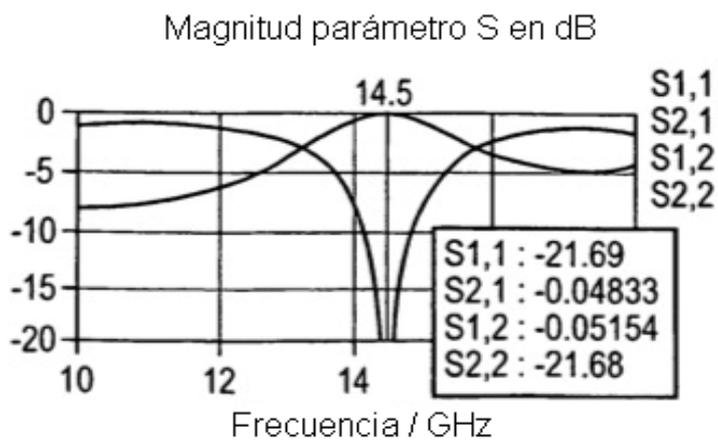


FIG. 40

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

Esta lista de referencias citadas por el solicitante es únicamente para la comodidad del lector. No forma parte del documento de la patente europea. A pesar del cuidado tenido en la recopilación de las referencias, no se pueden 5 excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.

Documentos de patentes citados en la descripción

- 10 • EP 0150253 A • WO 2004047659 A
• EP 0919196 A • WO 2005115235 A

Literatura diferente de patentes citada en la descripción

- 15 • **KAI CHANG**. Handbook of RF/Microwave Components and Engineering, Wiley-Interscience, página 187