

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 385 757**

51 Int. Cl.:
A61B 18/18 (2006.01)
A61F 2/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07824076 .9**
96 Fecha de presentación: **09.10.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2120763**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.11.2009**

54 Título: **Antena para ablación y medición de tejidos**

30 Prioridad:
10.10.2006 GB 0620058

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
31.07.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
31.07.2012

73 Titular/es:
**MEDICAL DEVICE INNOVATIONS LIMITED
DARESBUY INNOVATION CENTRE
DARESBUY SCIENCE AND INNOVATION
CAMPUS HALTON
CHESHIRE WA4 4FS, GB**

72 Inventor/es:
**HANCOCK, Christopher Paul y
WHITE, Malcolm**

74 Agente/Representante:
Zea Checa, Bernabé

ES 2 385 757 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).

DESCRIPCION

Antena para ablación y medición de tejidos

5 CAMPO DE LA TÉCNICA

[0001] La presente invención se refiere a una antena quirúrgica para suministrar energía de microondas al tejido biológico. Por ejemplo, las antenas quirúrgicas se utilizan para realizar la ablación controlada y orientada de tumores cancerosos. Alternativamente o adicionalmente, dichas antenas pueden medir información relativa a la estructura del
 10 tejido biológico, por ejemplo con el fin de diferenciar entre tipos de tejidos, y/o para identificar los diversos tipos de tumores cancerosos, y/o para diferenciar entre los tejidos sanos y tejidos cancerosos, y/o para determinar la fase de crecimiento del tumor, y/o para proporcionar información para controlar instrumentación electrónica asociada para permitir que el extremo distal de la antena sea de impedancia adaptada (o emparejada) con la impedancia compleja del tejido biológico con el fin de permitir la máxima transferencia de energía entre una fuente de energía (o la punta
 15 distal de la antena) y el tejido biológico que está siendo tratado.

ESTADO DE LA TÉCNICA ANTERIOR

[0002] WO 2004/047659 y WO 2005/115235 se refieren a aparatos para la generación de energía de microondas adecuada para permitir la ablación controlada de los tejidos cancerosos usando la adaptación dinámica (o equilibrio
 20 dinámico) de impedancias y para hacer mediciones del estado de los tejidos. En la práctica, para que funcione eficientemente un sistema de ablación controlada/medición del estado del tejido, es deseable realizar la adaptación dinámica de impedancia (o energía) con la carga cambiante del tejido durante el proceso de ablación y la medición de pequeños cambios en la impedancia compleja para permitir la caracterización de los diversos tipos de tejidos, estados del tejido y/o fases relacionadas con el crecimiento de tumores cancerosos que se quieren medir.

[0003] Las estructuras de antena convencionales pueden ser ineficientes cuando son utilizadas con dichos sistemas.

25 [0004] US 2003/0100894 describe una sonda invasiva que está dispuesta para suministrar al tejido energía de radiofrecuencia procedente de una antena colocada en un eje de la sonda invasiva.

[0005] WO 90/06079 describe un aparato de ablación cardíaca que tiene una antena solenoide conectada para recibir energía de radiofrecuencia a través de una red de acoplamiento.

30 [0006] WO 2006/084676 describe un dispositivo de ablación por microondas que comprende una antena coaxial insertable en una aguja hueca, teniendo la antena un transformador de impedancia de cuarto de onda dispuesto coaxialmente con ésta.

[0007] WO 00/64003 describe un alambre/hilo guía para su uso en procesos de diagnóstico por imágenes de resonancia magnética (MRI - Magnetic Resonance Imaging), que puede actuar como una antena para recibir
 señales de diagnóstico por imágenes de resonancia magnética procedentes de un material de observación.

35 [0008] US 6.223.086 describe un catéter que tiene una antena en su extremo distal para emitir energía de microondas para tratar aterosclerosis. Puede usarse un miembro de transición para proporcionar la adaptación de impedancias entre un cable coaxial y la antena. La antena puede incluir un disco de sintonía para ajustar la frecuencia central de funcionamiento de la antena.

RESUMEN DE LA INVENCION

40 [0009] La presente invención puede proveer una antena que puede contribuir a la adaptación de impedancias de los sistemas electro-quirúrgicos descritos en WO 2004/047659 y WO 2005/115235, y que preferiblemente puede funcionar eficientemente en los modos de operación tanto de tratamiento como de medición. Sin embargo, la presente invención no necesita limitar su uso en tales sistemas. También podría ser utilizada en otros tratamientos electro-quirúrgicos y/o sistemas de medición.

45 [0010] En su forma más general, la presente invención propone una antena quirúrgica, para ser usada por ejemplo con un sistema o mecanismo de sintonía dinámica, en el que se selecciona la impedancia de la punta distal (de inserción) de la antena para permitir una mejor adaptación de impedancia con el conjugado complejo de la impedancia compleja del tejido del tratamiento. En otras palabras, la antena está diseñada para la adaptación de la impedancia con una impedancia representativa de un tumor en la frecuencia de interés, por ejemplo para reducir el
 50 efecto de ondas estacionarias generadas en la estructura de la línea de transmisión entre la fuente de energía y la antena debido a la energía reflejada que retrocede por la línea de transmisión cuando se utiliza la antena en, por ejemplo, un modo de ablación controlada cuando la punta está en contacto con un tumor. Con una adaptación más ajustada de la impedancia de la antena con el tejido objeto de la ablación o medición, se puede realizar la sintonía dinámica (si usada) de manera mucho más eficiente. Además, la adaptación de la impedancia de la punta distal
 55 puede orientar la distribución de energía en esta área, proporcionando así una mejor orientación de la energía que las antenas convencionales.

[0011] En esta memoria, microondas significa el intervalo de frecuencias de entre 500 MHz y 60 GHz, preferiblemente entre 5 GHz y 60 GHz, y más preferiblemente entre 14 GHz y 15 GHz, y aún más preferiblemente una frecuencia única de 14.5 GHz.

[0012] De acuerdo con la invención, se provee una antena quirúrgica para su inserción en el tejido, la cual
 5 comprende: un cuerpo alargado con un conductor interno a lo largo de su longitud, un conductor exterior que envuelve el conductor interno y que está separado de éste por un material dieléctrico; un conector para conectar el conductor interno y conductor exterior a una fuente de energía de microondas para recibir energía de frecuencia de microondas de dicha fuente, y una punta de inserción en un extremo distal del cuerpo alargado, teniendo la punta de
 10 inserción una impedancia a la frecuencia de microondas que es diferente de una impedancia en el extremo proximal de la antena, comprendiendo la punta de inserción una pieza independiente de material dieléctrico dispuesta tanto para actuar como un primer transformador de impedancia para adaptar el material dieléctrico del cuerpo alargado con el tejido a la frecuencia de microondas y para penetrar en el tejido, y en la que el cuerpo alargado incluye un segundo transformador de impedancia dispuesto para introducir una reactancia capacitiva o inductiva en la antena. En otras palabras, la antena comprende dos o más secciones longitudinales que tienen impedancias diferentes
 15 seleccionadas para mejorar la adaptación de impedancias por ejemplo entre la fuente de energía de microondas y el tejido objeto del tratamiento.

[0013] Preferiblemente, el conductor exterior es coaxial con el conductor interno. El conductor exterior es preferiblemente cilíndrico. La punta de inserción puede ser formada a partir del conductor interno, por ejemplo el conductor interno puede sobresalir por el extremo distal de la antena. Éste puede estar revestido en la zona
 20 sobresaliente para ajustar su impedancia. Preferiblemente, la punta de inserción es una pieza independiente de material dieléctrico (preferiblemente diferente del material dieléctrico que separa los conductores interno y externo, y más preferiblemente de cerámica) que está sujeta en el extremo distal de la antena. El material dieléctrico de la punta puede actuar como un primer transformador de impedancia para adaptar el material dieléctrico que separa los conductores interior y exterior con el tumor. Puede ser preferible incluir también un segundo transformador de
 25 impedancia. El segundo transformador puede ser un material dieléctrico adicional o un material metálico que puede ser utilizado como una línea auxiliar de sintonía fija (fixed tuning stub) para introducir una reactancia inductiva para su adaptación con la reactancia capacitiva o inductiva no deseada que pueda existir en la estructura. El conductor interno puede extenderse más allá del conductor exterior en el extremo distal, por ejemplo en la punta de inserción independiente.

[0014] La punta de inserción está preferiblemente conformada para ser insertable dentro de diversas regiones de la anatomía humana con una fuerza mínima; la disposición ha sido desarrollada para producir una mínima
 30 incomodidad al paciente durante la inserción y para causar un tiempo mínimo de cicatrización a corto plazo cuando es retirada al final del procedimiento de tratamiento/medición.

[0015] Preferiblemente, la antena está adaptada para el tratamiento de tumores de mama esféricos con diámetros
 35 de hasta alrededor de 2 cm, y para medir la información relativa a las características del tejido biológico a medida que se inserta la antena a través de varias capas del tejido biológico de la estructura de la mama y del tumor que hay dentro de ésta. Sin embargo, la antena aquí descrita no está necesariamente limitada a ser utilizada en esta aplicación concreta. Por ejemplo, la antena puede ser utilizada para tratar tumores cerebrales, u otros pequeños tumores que se generan dentro del sistema biológico.

[0016] La adaptación de impedancia propuesta anteriormente permite que la antena esté optimizada para medir un
 40 intervalo de impedancias de tejido representativas de diversas estructuras anatómicas y tumores cancerosos (la información utilizada aquí para modelar un tumor canceroso se basa en la extrapolación de los datos de medición de baja frecuencia). Las mediciones de impedancia que se indican en esta memoria están referenciadas al extremo proximal de la estructura de la antena quirúrgica.

[0017] La antena puede contener uno o ambos de los dos mecanismos o redes de adaptación de impedancia que se
 45 explican a continuación. Preferiblemente, las disposiciones de adaptación de impedancia están contenidas dentro de la punta distal de por ejemplo una estructura de calibre francés 7 (2,2 mm de diámetro exterior). Preferiblemente, la estructura de la antena es adecuada para la inserción percutánea en el cuerpo humano, es decir, la estructura física puede ser rígida y la punta de inserción puede tener una punta afilada. Para permitir que la estructura pueda ser
 50 utilizada dentro del cuerpo humano, los materiales utilizados son preferentemente bio-compatibles (o tienen recubrimientos bio-compatibles) y preferiblemente no presentan riesgo alguno para el paciente. Por ejemplo, la punta de inserción independiente (cono de la punta distal) que se ha mencionado anteriormente está preferiblemente bien sujeta con el fin de garantizar que no se desprende cuando está dentro del paciente.

[0018] Aunque las realizaciones concretas de la antena que se describen a continuación están optimizadas para un
 55 funcionamiento a una frecuencia única de 14,5 GHz, esta invención no se limita a un funcionamiento a frecuencia única, por ejemplo, puede ser deseable hacer funcionar la antena en un intervalo de frecuencia de +/- 50 MHz alrededor de la frecuencia puntual de 14,5 GHz. Las dimensiones de la antena pueden ser seleccionadas o ajustadas para acomodar cualquier frecuencia posible (o gama de frecuencias) siempre que la teoría subyacente relacionada con la invención actual siga siendo válida. Esta invención no se limita a utilizar la misma frecuencia para
 60 realizar la ablación controlada y mediciones del estado de los tejidos, por ejemplo, la estructura puede ser

optimizada para producir la ablación a 5 GHz y las mediciones del estado de tejidos a 25 GHz. La antena está preferiblemente adaptada para ser usada con una frecuencia que permite la ablación controlada de pequeños tumores (especialmente adecuada para el tratamiento de cánceres de mama en una fase inicial y otras condiciones en las que es deseable la ablación controlada de pequeñas lesiones), y también proporciona una profundidad de penetración de la radiación en las estructuras de tejido representativas que es lo suficientemente pequeña para permitir las mediciones dieléctricas localizadas que se quieran realizar, es decir, la información de medición puede estar referenciada a la punta distal de la estructura de la antena y se minimiza la interferencia debida a estructuras de tejido adyacentes o cercanas a la estructura de tejido de interés. Esta característica proporciona una ventaja en el sentido de que permite que la antena localice con precisión el tumor objeto de la ablación antes de que se inicie el proceso de ablación.

[0019] Los materiales descritos para su utilización en la invención actual pueden ser utilizados para tratamientos quirúrgicos similares y/o estructuras de antena de medición que están optimizadas para funcionar a otras frecuencias de microondas. En este ejemplo, puede ajustarse la geometría de la estructura de acuerdo con la frecuencia concreta. Preferentemente, se utilizan herramientas de simulación de campo electromagnético para optimizar las estructuras de antena. Es preferible que el diámetro y/o la frecuencia sean tales que otros modos diferentes del modo electromagnético transversal (TEM - Transverse Electromagnetic Mode) no se propaguen dentro de la estructura, es decir, para evitar que la estructura se comporte como una guía de onda cilíndrica.

[0020] Para facilitar la medición precisa de los cambios en la fase y magnitud en el extremo distal de la antena de tratamiento/medición, la estructura completa de la antena puede presentar una pérdida de inserción baja, y se minimiza la variación de la fase y magnitud en forma de una función de cambios en la temperatura de la propia estructura, por ejemplo, debido al calentamiento del dieléctrico o conductores, dado que grandes variaciones limitarán la capacidad de sensibilidad de medida del sistema. Las variaciones aleatorias de la fase y magnitud que se producen dentro de la estructura de la antena pueden hacer que sea difícil determinar las variaciones exactas de fase y magnitud que se producen en el extremo distal de la antena como consecuencia de variaciones de la carga del tejido. Cualquier variación aleatoria no cuantificable que se produzca dentro de la estructura de la antena puede presentar una limitación en la sensibilidad de medición del sistema, por lo tanto es deseable considerar cuidadosamente los materiales utilizados en el diseño de la antena y es preferible optimizar la geometría de la antena, por ejemplo mediante el uso de simulaciones, con el fin de proporcionar una capacidad óptima de sensibilidad de medición del sistema.

[0021] Preferiblemente, la antena puede funcionar en dos modos de tratamiento. El primer modo se refiere a permitir que la energía de microondas sea transferida de manera eficiente a un tumor para permitir la ablación controlada (o muerte celular) que se quiere realizar en el tejido canceroso y para dejar un "margen de seguridad" controlado de tejido sano seccionado alrededor de la localización del tumor. El segundo modo es permitir las mediciones de las características del tejido biológico que se quieran realizar. En este modo de funcionamiento, la punta distal de la antena permite preferiblemente pequeños cambios en la impedancia compleja que se quiere medir con el fin de que el sistema sea capaz de diferenciar entre diversos tipos de tejido biológico (por ejemplo, piel, grasa, sangre y tumor), para tener la capacidad potencial de ser capaz de diferenciar entre las diversas fases de crecimiento del cáncer, (por ejemplo, estados benigno y maligno), y para ser capaz de medir los cambios en el estado de los tejidos que se producen durante el proceso de ablación. Este último requisito está directamente relacionado con el primer modo de tratamiento; el de ser capaz de transferir de manera eficiente la energía a un tumor para permitir la ablación controlada (o muerte celular) que se realizará en el tejido canceroso y dejar un "margen de seguridad" controlado de tejido sano seccionado alrededor de la localización del tumor, ya que la información de medición guiará la posición de líneas auxiliares de sintonía (u otro mecanismo de sintonía) utilizados en un filtro de sintonía usado para la adaptación dinámica de impedancia de una fuente de energía con una carga del tejido (se proveen detalles particulares de este aspecto en WO 2004/047659). Esta información también se utilizará para calcular la energía necesaria para la ablación del tumor con el "margen de seguridad" deseado, y puede ser utilizada para determinar los requisitos de modulación (frecuencia de pulso y ciclo de trabajo), y niveles de potencia media/pico, lo cual es extremadamente deseable para que la antena sea sensible a pequeños cambios en las propiedades dieléctricas (o de impedancia) observadas en el extremo distal de la punta de la antena.

[0022] La geometría, y la elección de los materiales utilizados en el diseño de la antena, pueden ser optimizados mediante la herramienta de simulación de campo electromagnético Microondas Studio®, que es una tecnología de simulación por ordenador (Computer Simulation Technology CST). A continuación se incluyen algunos resultados de las optimizaciones del campo electromagnético.

[0023] Se describen también procedimientos para producir una solución de fabricación de la antena de ablación/medición que es capaz de realizar las funciones descritas anteriormente. En este aspecto, se consideran procesos de fabricación adecuados, la elección de materiales y estructuras bio-compatibles que pueden ser insertados directamente en el cuerpo permitiendo una cirugía mínimamente invasiva o percutánea. En un sistema práctico preferido, se recomiendan los siguientes componentes: una estructura compuesta por acero inoxidable rígido y cobre (o plata) de baja pérdida con un dieléctrico PTFE (teflón) de baja pérdida entre el conductor interno y externo, una estructura de adaptación y transformación de impedancia de punta cónica de cerámica de baja pérdida (por ejemplo, alúmina o zirconia) para la adaptación de impedancia del dieléctrico PTFE (teflón) de baja pérdida con la constante dieléctrica de una carga tipo de tejido representativo, un revestimiento Parileno C para bio-

compatibilidad y para reducir la fricción entre la antena y el tejido, y un elemento de sintonía adicional para la compensación de cualquier elemento inductivo o capacitivo no deseado inherente dentro de la estructura de la antena que pueda existir.

5 [0024] Dado que puede conformarse un elemento desechable de uso único a partir de una conexión por cable de microondas y la antena de microondas aquí descrita, el montaje completo puede estar contenido en un envase estéril con sólo una pequeña sección de la conexión por cable y el conector de entrada de RF, accesible para permitir que se pueda realizar una conexión con la instrumentación electrónica (generador).

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

10 [0025] A continuación se describen en detalle ejemplos de la presente invención con referencia a los dibujos que se adjuntan, en los que:

Las Figuras 1(a) y 1(b) muestran una antena quirúrgica que es una primera realización de la presente invención, mostrando la fig. 1(a) la antena completa, y mostrando la fig. 1(b) una sección transversal de la punta;

15 Las Figuras 2(a), 2(b) y 2(c) muestran una antena quirúrgica que es una segunda realización de la presente invención, mostrando la fig. 2(a) la antena completa y una sección transversal de la punta, y mostrando las figuras 2(b) y 2(c) una sección transversal con respecto al eje de la antena;

La Figura 3 ilustra un ejemplo de un transformador de cuarto de onda que puede ser utilizado en la antena de la presente invención;

La figura 4 muestra una vista en perspectiva seccionada de una antena quirúrgica que es una tercera realización de la presente invención;

20 La figura 5 es un diagrama de Smith que muestra la adaptación de impedancia de la antena de la figura 4 en el aire;

La figura 6 es un diagrama que muestra una distribución simulada de densidad de corriente dentro y fuera de la antena de la figura 4 cuando está en el aire;

La figura 7 es un diagrama de Smith que muestra la adaptación de impedancia de la antena de la figura 4 en el tejido graso;

25 La figura 8 es un gráfico de la distribución de densidad de corriente que muestra la densidad de corriente dentro y fuera de la antena de la figura 4 cuando está en tejido adiposo;

La figura 9 es un diagrama de Smith que muestra la adaptación de impedancia de la antena de la figura 4 en el tumor;

30 La figura 10 es un gráfico de la distribución de densidad de corriente que muestra la densidad de corriente dentro y fuera de la antena de la figura 4 cuando está en un tumor;

Las figuras 11(a) y 11(b) muestran una sección transversal de la punta de una antena quirúrgica que es una cuarta realización de la presente invención, mostrando la figura 11(a) la punta completa, y mostrando la figura 11(b) una sección transversal ampliada de su extremo distal;

35 La figura 11(c) muestra una representación esquemática de la adaptación de impedancia de materiales que pueden ser aplicados en la antena de la presente invención;

La figura 12 es un dibujo acotado de la parte de la punta de cerámica de la antena que se muestra en la figura 11(a);

La figura 13 es un gráfico de Smith que muestra los puntos de impedancia detectada (reflejo) para una variedad de materiales;

40 La figura 14 ilustra esquemáticamente el movimiento de una punta de la antena a través de varias capas de diferentes tipos de tejidos;

La figura 15 es un diagrama de Smith que muestra el locus de los puntos de impedancia detectados por la antena para los materiales indicados en la figura 14;

Las Figuras 16(a) y 16(b) muestran respectivamente vistas en sección transversal de antenas quirúrgicas que son unas realizaciones quinta y sexta de la presente invención;

45 Las Figuras 17(a), 17(b) y 17(c) muestran una antena quirúrgica que es una séptima realización de la presente invención, mostrando la figura 17(a) la antena completa y una sección transversal de la punta, y mostrando las figuras 17(b) y 17(c) una sección transversal con respecto al eje de la antena; y

Las Figuras 18(a) y 18(b) muestran una antena quirúrgica que es una octava realización de la presente invención, mostrando la figura 18(a) la antena completa y una sección transversal de la punta, y mostrando la figura 18(b) una sección transversal con respecto al eje de la antena.

DESCRIPCIÓN DETALLADA; OPCIONES ADICIONALES Y PREFERENCIAS

5 [0026] La siguiente descripción se centra en el diseño y desarrollo de la antena de medición/ablación.

[0027] Se tratan detalles de los materiales utilizados para la implementación práctica y los medios de fabricación. Se prevé que la antena será un elemento desechable, por lo tanto, el diseño para su fabricación se convertirá en una característica importante de la estructura de la antena.

10 [0028] Las mediciones de impedancia ofrecidas en esta descripción para la estructura de la antena optimizada son medidas fijando un puerto de medición en el extremo proximal de la estructura de la antena y estando el extremo distal de la punta completamente sumergido en un bloque de tejido biológico que está definido por un valor de conductividad y permitividad relativa (estas dos propiedades pueden describir materiales dieléctricos). Se comparan mediciones del extremo proximal para diversos tipos de tejidos. Los valores de conductividad y permitividad relativa de los tejidos biológicos utilizados en las simulaciones que aquí se presentan se obtuvieron de la siguiente
15 referencia: 'An internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz', IFAC-CNR, Florence, Italy, 1997-2002, <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>. En este trabajo, las propiedades biológicas de la mayoría de los tipos de tejidos biológicos que constituyen la estructura anatómica han sido medidas en la gama de frecuencias de entre 10 Hz y 100 GHz.

Aspectos de la ablación

20 [0029] La antena utilizada para tratar tumores de mama es una antena omnidireccional con una punta de cerámica en el extremo distal que se reduce a un punto tal que es adecuado para su uso en aplicaciones percutáneas o intersticiales, lo cual es necesario para que la estructura pueda ser insertada directamente a través de la superficie de la piel. La antena también puede ser introducida a través de un tubo secundario, por ejemplo el canal de instrumento de un endoscopio o un broncoscopio. El eje de la antena tiene forma cilíndrica y tiene un diámetro
25 exterior preferido de 2,2 mm, aunque esta invención no se limita a este diámetro específico, por ejemplo puede ser mayor que 10 mm o menor que 1 mm.

[0030] El eje de la sonda constituye una línea de transmisión coaxial que suministra energía de microondas a la antena irradiante. La antena está preferiblemente revestida con una cubierta de protección (radome), y esta envoltura es preferiblemente de forma cónica. También es preferible que el diámetro máximo del cono, donde se une
30 al eje de metal, sea igual al diámetro del eje. Así pues, la estructura se reducirá a un punto desde el punto de contacto entre el eje de metal y el cono de cerámica. Este punto es preferiblemente afilado para permitir la perforación no asistida (sin ayuda) en la piel u otro tejido biológico (humano o animal).

[0031] Es deseable que el patrón de radiación Near Field transmitida cuando se propaga en un tumor sea esférico. La antena contenida dentro de la cubierta de protección (radome) cónica debe generar un patrón de radiación
35 esférico en el Near Field. La antena debe funcionar con máxima eficiencia de emisión cuando se inserta en un tumor. Se han tenido en cuenta las propiedades del tumor, y de otros tejidos biológicos de su alrededor, en el diseño de la antena para asegurar que la radiación se concentra en el tumor. Puede realizarse un modelado de campo electromagnético para asegurar que se optimiza la eficiencia de la antena usando el tumor objetivo como la carga del tejido. Las propiedades eléctricas de los materiales utilizados para el cono determinan la adaptación de
40 impedancia en el tejido biológico y pueden ser optimizadas para maximizar la transmisión de energía a ciertas cargas del tejido. El modelo electromagnético incluye la antena in situ dentro del tejido biológico. La antena es alimentada por un extremo ('end-fed') desde el eje coaxial y está envuelta dentro de un cono circular de un material con un primer valor de permitividad relativa a la frecuencia de elección, y está rodeada por tejido biológico con una segunda permitividad relativa a la frecuencia de elección.

45 [0032] Los factores que pueden tenerse en cuenta durante el desarrollo de la antena son: la forma del haz de radiación, la eficiencia de transmisión, la disposición de alimentación coaxial, materiales dieléctricos de baja pérdida, materiales bio-compatibles, materiales duros de microondas (hard microwave materials), la conectividad de los componentes, las propiedades dieléctricas de cargas de tejidos representativos, y la facilidad de construcción.

50 Consideraciones de diseño

[0033] La impedancia compleja de la estructura coaxial utilizada en esta invención es nominalmente de $50 + j0$ ohmios (esta es la impedancia característica típica de una línea de transmisión estándar coaxial). La invención no se limita al uso de estructuras de alimentación que tienen una impedancia característica de $50 + j0$ ohmios, por ejemplo, hay disponibles comercialmente ensamblados coaxiales semi-rígidos que tienen impedancias tan bajas como $10 + j0$
55 ohmios y tan altas como $100 + j0$ ohmios. La impedancia representada por la carga del tejido biológico puede, por ejemplo, consistir en una parte real relativamente baja, junto con una reactancia capacitiva. Con el fin de minimizar el

reflejo de energía, es necesario colocar un transformador de impedancia entre la estructura coaxial (el transformador puede estar parcialmente insertado dentro de la estructura coaxial) y la carga del tejido para asegurar que se transfiera la cantidad máxima de energía a la carga. El transformador de adaptación puede ser una estructura fija que está optimizada para una carga específica del tejido, un filtro de adaptación de impedancia variable (por ejemplo, el sintonizador de triple línea auxiliar o "stub" descrito en el documento WO 2004/047659), o una combinación de los dos componentes. En la presente invención, se ha desarrollado una estructura fija que se puede utilizar en combinación con una disposición de triple línea auxiliar o "stub" descrita en el documento WO 2004/047659, aunque la invención no está limitada a ser utilizada con un sintonizador de triple línea auxiliar (o "stub") o cualquier otro filtro de sintonía, y puede ser utilizada como una invención independiente donde se requiere una estructura de antena que está pre-adaptada a una impedancia de carga típica, por ejemplo, la impedancia de un tumor. La ventaja de usar la estructura de antena aquí descrita en combinación con el mecanismo de sintonía de triple línea auxiliar (o "stub") descrito en el documento WO 2004/047659 es que es posible ajustar dinámicamente la red de adaptación para permitir que la estructura de la antena transmita energía a las cargas de impedancia cambiantes, que, por ejemplo, pueden corresponder a un cambio en la impedancia del tumor a medida que se aumenta la temperatura o progresa el proceso de ablación. Puede ser deseable la adaptación de impedancia en el tejido quemado (charred) con el fin de aumentar la zona de calentamiento.

[0034] La realización más sencilla de un transformador de impedancia que se podría utilizar en la banda de frecuencias de microondas que se describen en esta memoria como las que podrían ser potencialmente útiles para la ablación y/o la detección del tumor, es el transformador de cuarto de onda. En esta realización, puede usarse una longitud de línea de transmisión que es de una longitud igual a una cuarta parte (o un múltiplo impar de un cuarto) de la longitud de onda eléctrica a la frecuencia de interés, y de impedancia característica igual a la raíz cuadrada del producto de las impedancias de la fuente y la carga unidas a cada extremo, para adaptar dicha impedancia de la fuente a dicha impedancia de la carga. Lo anterior se describe matemáticamente mediante la ecuación 1 que se indica a continuación:

25

$$Z_0 = \sqrt{Z_s \times Z_l}$$

. . 1

en la que Z_0 es la impedancia característica del transformador de adaptación (en ohmios), Z_s es la impedancia de la fuente (en ohmios), y Z_l es la impedancia de la carga (en ohmios). En este caso, Z_s es la impedancia de la estructura coaxial, y Z_l es la impedancia del tejido biológico.

[0035] Si, por ejemplo, se utiliza una estructura coaxial con una impedancia de $50 + j0$ ohmios, y la impedancia del tejido biológico es $10 - j20$ ohmios, entonces sería necesario insertar un transformador con una impedancia característica de $28,43 + j17,57$ ohmios para producir la condición de adaptación.

[0036] En la figura 3 se muestra una estructura que utiliza un transformador de cuarto de onda. Cabe señalar que puede ser preferible utilizar una pluralidad transformadores de cuarto de longitud de onda para formar una red de adaptación de impedancia. Puede ser conveniente adoptar este enfoque de diseño en el caso en que la impedancia de la fuente es significativamente diferente a la impedancia de carga, por ejemplo, en que la impedancia de la fuente es de 10Ω y la impedancia de carga es de 1000Ω , y se desea acoplar eficientemente la energía procedente de la fuente en la carga.

[0037] Una alternativa al uso de un transformador de paso de impedancia es el uso de pines o stubs insertados dentro de la estructura de coaxial. Por ejemplo, pueden situarse dos pines metálicos cerca de la punta distal de la antena para producir un filtro de onda media. Esta disposición también puede servir al propósito de situar y mantener la punta del cono de cerámica en su lugar y aliviar la necesidad de utilizar pegamento (Araldite o pegamento aprobado médicamente) para fijar la punta de cerámica. La ventaja de utilizar una conexión física es que la disposición es esencialmente independiente de la temperatura y no hay peligro de que se liberen productos químicos no deseados en el interior del cuerpo. El uso de pines para lograr la adaptación entre la estructura coaxial y el tumor significa que la estructura tiene un factor Q más alto de lo que tendría si el diseño utilizara un transformador de paso de impedancia de cuarto de onda. También puede ser preferible utilizar pines de PTFE (teflón) en lugar de pines metálicos. Cabe señalar que si se utiliza el adhesivo Araldite en la estructura, éste debería ser desgasificado en un vacío para evitar la formación de burbujas de aire.

[0038] Es normal que el material dieléctrico utilizado en estructuras coaxiales que están diseñadas para funcionar en la región de frecuencias de microondas sea un material PTFE de baja densidad, por ejemplo cinta de PTFE o PTFE expandido, con el fin de minimizar la pérdida de inserción a través de la estructura. La constante dieléctrica para tales materiales es baja y está normalmente entre 1 y 3. Por otro lado, la constante dieléctrica para el tumor puede ser mucho mayor, por ejemplo alrededor de 40, por lo tanto, con el fin de ser capaz de proporcionar una buena adaptación de impedancia entre la estructura coaxial y el tumor para permitir que la energía de la fuente sea suministrada eficientemente al tumor, es decir, para reducir al mínimo la cantidad de energía reflejada de vuelta a lo largo de la estructura coaxial, es necesario que el transformador proporcione un medio de adaptación del PTFE de

baja dieléctrica con el tumor de alta dieléctrica; esto puede lograrse mediante el uso de un tercer material dieléctrico con un valor de constante dieléctrica entre el valor del PTFE y el del tumor. También puede ser preferible utilizar un material con una constante dieléctrica que cambie gradualmente a lo largo de la longitud del transformador a fin de proporcionar un cambio no brusco desde la constante dieléctrica baja hacia la constante dieléctrica alta representativa de la estructura coaxial y del tumor respectivamente. Por ejemplo, para intercalar una pluralidad de materiales juntos, puede ser preferible que cada uno sea de longitud igual a un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda eléctrica para formar el transformador.

[0039] Se ha determinado en trabajos anteriores que la construcción de una antena simple mono-polo dio lugar a la absorción de energía concentrada alrededor del extremo de la cubierta exterior de la estructura coaxial; este efecto puede dar lugar a que exista un calentamiento insuficiente en la punta del conductor interno para hacer que las células cancerosas sean destruidas. También es preferible que la radiación sea emitida en la dirección de avance desde el extremo de la antena con el fin de controlar el volumen de la ablación del tejido objetivo del tratamiento y para crear un volumen esférico de tejido extirpado. Los tumores de mama que serán tratados utilizando la antena descrita aquí serán normalmente de forma esférica.

[0040] La figura 1 muestra la estructura de la antena que se ha desarrollado para satisfacer los requisitos indicados anteriormente para el tratamiento de tumores de mama de manera controlable y para diferenciar entre el tejido normal y tejido canceroso. La Figura 1(a) muestra la estructura de la antena en general, que consta de un conector de microondas 10 conectado al extremo proximal de la antena. Este conector puede ser, por ejemplo, un SMA (SubMiniature version A), tipo-N, o MCX y puede ser de género macho o hembra; la antena desarrollada para este trabajo utiliza un conector hembra SMA. Puede ser preferible no utilizar un conector en el extremo proximal de la antena, sino integrar la antena con un ensamblaje de cable suministrador de energía (no mostrado). El conector 10 está unido a un cable coaxial 20 rígido, que es preferiblemente de acero inoxidable, y el extremo distal del cable coaxial 20 está conectado a la sección de radiación de la antena de la estructura (la antena). Se muestran la antena y una porción de cable coaxial 20 inmersos dentro de un volumen de tejido 70; este tejido puede ser un tumor.

[0041] La figura 1(b) muestra los detalles de la sección de radiación de la antena que ha sido desarrollada para permitir la ablación controlada de tumores esféricos y para permitir la información de impedancia a ser medida en el extremo proximal de la estructura 10 para proporcionar información relativa al tipo de tejido biológico (o al estado del tejido) que está en contacto con la punta distal de la antena (la antena). La antena comprende una estructura de alimentación coaxial que consta de un conductor exterior 20, un conductor interior (o central) 30 y un primer dieléctrico 50. Se muestra un segundo dieléctrico 60 insertado dentro de la estructura coaxial, con el conductor central 30 que se extiende a través de (o en) el centro del segundo material dieléctrico 60. Dicho segundo dieléctrico 60 forma un transformador de impedancia para permitir la adaptación del primer dieléctrico 50 en un tercer dieléctrico que está representado por el volumen de tejido (o tumor) 70. También se incluye un segundo elemento de adaptación 40; este elemento es un anillo de metal (o abretubos - swage) que se utiliza para mejorar la adaptación de impedancia en un modelo de referencia (dummy) representativo de un tumor 70. El segundo dieléctrico 60 es un material duro y tiene una forma de cono con una punta afilada para permitir la inserción percutánea a través del tejido biológico 70. El conductor exterior (o envoltura) 20 es preferiblemente una construcción bimetálica, que utiliza acero inoxidable para formar la sección exterior para permitir que la estructura sea bio-compatible y rígida para proporcionar la resistencia necesaria para que la estructura sea insertada directamente a través de los diversos tipos de tejidos hasta que se localice el tumor, y utiliza un material con una mayor conductividad, por ejemplo, cobre o plata, para formar la sección interior para permitir que se propague la señal de microondas de manera que la pérdida sea baja. Debido al uso de frecuencias altas de microondas (alrededor de 14.5 GHz), la energía de microondas se concentrará en un espesor de pared inferior a PM10 como consecuencia de que la profundidad superficial a 14.5 GHz es de alrededor PM 1 para los materiales que serían considerados para ser usados en el diseño y de que el 99,9% de la energía fluye en cinco profundidades superficiales de material. Esta característica permite que la mayor parte del conductor exterior sea construida utilizando acero inoxidable para proporcionar la rigidez necesaria y un material de conductividad superior para ser utilizado como la capa interior del conductor exterior. Los resultados de los cálculos teóricos de espesor de la metalización de la plata, cobre y acero a 14.5 GHz están indicados en la tabla 1. Esta tabla muestra los valores del espesor requerido de metalización para el 90%, 99% y el 99,9% del flujo de energía.

Tabla 1: Requerimientos de espesor de metalización para la segunda sección del conductor exterior 20

| | Plata | Cobre | Acero |
|-------------------------|---------------------------------|-------|-------|
| Energía transferida (%) | Espesor de la metalización (µm) | | |
| 90 | 1.23 | 1.26 | 4.30 |
| 99 | 2.46 | 2.53 | 8.61 |
| 99.9 | 3.68 | 3.79 | 12.91 |

[0042] También es preferible que el conductor central 30 y el anillo (swage) 40 estén hechos de materiales que tienen una alta conductividad con el fin de minimizar la pérdida del conductor, reducir la pérdida total de inserción de la estructura y para minimizar el calentamiento estructural. Los materiales dieléctricos primero y segundo 50 y 60 respectivamente, también deben presentar una baja pérdida dieléctrica a la frecuencia de interés para ayudar a
 5 reducir la pérdida total de inserción de la estructura y para minimizar el calentamiento estructural. La pérdida dieléctrica se puede cuantificar mediante el factor de calidad (Q) o la tangente de pérdida (tanδ), que proporcionan una medida de la cantidad de energía disipada o perdida en el material. Definición formal: Q = energía almacenada/ energía disipada (o perdida) y tanδ = 1/Q.

[0043] Para la construcción práctica de la antena, tiene que retirarse (o recortarse) del interior de la formación coaxial una porción del primer material dieléctrico 50 y el segundo dieléctrico 60 puede tener un perfil curvado. Pueden existir pequeños huecos (air gaps) entre el segundo dieléctrico 60, y las interfaces siguientes: la superficie interior del conductor exterior 20, la superficie exterior del conductor interno 30, el anillo de metal (o swage) 40, y el primer dieléctrico 50. Dado que, en la práctica, estos huecos existirán, han sido considerados en el modelado de campo electromagnético realizado en la estructura de la antena. El corte transversal en el primer dieléctrico 50 fue
 10 de hasta 7 mm, y puesto que el material preferido para 50 es PTFE, tiene que garantizarse que el PTFE blando 50 no es aplastado por el material duro 60 o que existe un hueco excesivo entre los dos materiales. El material preferido para el segundo dieléctrico 60 es un material cerámico de baja pérdida, por ejemplo alúmina (más adelante en esta descripción se tratarán más detalles sobre los materiales específicos que se pueden utilizar). Puede ser preferible añadir un revestimiento de conformación de material bio-compatible a la superficie exterior del segundo
 15 material dieléctrico 60 y a una porción del conductor exterior 20. Un material adecuado es Parileno C, y se puede aplicar un espesor de revestimiento de alrededor PM 10 sin afectar al diseño de la antena en el sentido de que la estructura sea capaz de suministrar energía controlada para la ablación de tumores esféricos y de tener la sensibilidad de medición necesaria para permitir la identificación de diferentes tipos de tejidos y estados de los tejidos. El revestimiento de Parileno C también puede ser usado para garantizar que la humedad no pueda entrar en
 20 la interfaz de la estructura entre el cable coaxial (más específicamente, el conductor externo 20) y el segundo material dieléctrico 60. El revestimiento de Parileno C también ayudará a reducir el coeficiente de fricción en la superficie de la antena. En la construcción de la antena puede ser preferible precalentar el PTFE para permitir su expansión, es decir, una vez que el PTFE se ha calentado y se expande, debe permanecer estable cuando es utilizado después. También puede ser preferible eliminar los 7mm de PTFE mediante la congelación del PTFE,
 25 cortarlo de nuevo por los 7 mm utilizando una hoja de bisturí afilada y después volver a introducirlo mientras sigue congelado.
 30

[0044] La figura 2(a) muestra una estructura de antena similar a la descrita anteriormente con una capa de material bio-compatible 90 aplicado a la superficie exterior de la estructura. Las figuras 2(b) y 2(c) muestran secciones transversales de la estructura coaxial.

[0045] La figura 3 muestra una disposición en la que el transformador de impedancia es una parte integral de la estructura coaxial. En esta disposición, el transformador de impedancia comprende una sección de la estructura coaxial con una longitud eléctrica de un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda cargada a la frecuencia de interés y de una impedancia que es igual a la raíz cuadrada del producto de la impedancia de la carga del tejido (Z_L) 70 y la impedancia de la fuente (Z_s). Si no hay otras transformaciones presentes en la estructura y la impedancia
 35 característica (Z₀) de la primera sección del cable de alimentación coaxial es 50 Ω, entonces se puede suponer que la impedancia de la fuente (Z_s) también es 50 Ω, por lo que la siguiente fórmula describe la impedancia de la primera sección de la estructura de la antena:
 40

$$\frac{138}{\sqrt{\epsilon_{r1}}} \log_{10} \frac{c}{b} = 50 \Omega, \quad \dots 2$$

45

en la que ε_{r1} es la permitividad relativa del primer material dieléctrico 50 (adimensional), c es el diámetro interior del conductor exterior 20 (en metros), y b es el diámetro exterior del primer conductor interior 30 (en metros).

[0046] La ecuación 3 describe la impedancia de la segunda sección, la cual se utiliza para adaptar la impedancia de la primera sección con la impedancia de la carga del tejido 70:

50

$$\sqrt{Z_L} \times \frac{138}{\sqrt{\epsilon_{r2}}} \log_{10} \frac{c}{d} = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_{r1}}} \log_{10} \frac{c}{b}, \quad \dots 3$$

donde ε_{r2} es la permitividad relativa del segundo material dieléctrico (adimensional), y d es el diámetro exterior del segundo conductor interior 31 (en metros).

[0047] La longitud de la segunda sección (el transformador de impedancia) se describe formalmente mediante la ecuación 4

$$L = \frac{(2n-1)v}{4f\sqrt{\epsilon_{r2}}}, \quad \dots 4$$

5

en la que L es la longitud física del transformador (en metros), n es cualquier número entero (adimensional), v es la velocidad de la luz en el vacío o aire (3×10^8 m/s), y f es la frecuencia de operación (en Hz).

[0048] De una manera similar, los valores de las constantes dieléctricas de la primera sección ϵ_{r1} 50, la segunda sección ϵ_{r2} 60 y la carga del tejido ϵ_{r3} 70 pueden utilizarse para adaptar la impedancia de la estructura. La relación que existe entre las tres constantes dieléctricas se describe formalmente mediante la ecuación 5

$$\sqrt{\epsilon_{r1} \times \epsilon_{r3}} = \epsilon_{r2} \cdot \quad \dots 5$$

La tangente de pérdida ($\tan\delta$) para ϵ_{r1} y ϵ_{r2} debe ser tan baja como sea posible para evitar que la energía sea disipada en la estructura de la antena, causando el calentamiento de la estructura para minimizar la pérdida de energía a través de la estructura (o pérdida de inserción).

[0049] Las propiedades de los tejidos biológicos que se utilizan para el modelado electromagnético son la permitividad relativa (ϵ_r) y la conductividad (σ), que varían como una función de la frecuencia. Se utilizó la siguiente referencia para obtener los valores de ϵ_r y σ para los diversos tipos de tejidos biológicos utilizados para este trabajo: 'An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10Hz - 100GHz', IFAC-CNR, Florence, Italy, 1997-2002, comentado anteriormente. Si se supone que una onda transversal electromagnética (TEM - Transverse ElectroMagnetic) se propaga en el tejido, entonces puede usarse la ecuación 6 para calcular la impedancia compleja a partir de valores de ϵ_r y σ obtenidos a partir de la mencionada referencia. Esto proporciona una aproximación de primer orden que puede utilizarse para fines de modelado y para calcular el valor de la impedancia característica requerida para el diseño de los transformadores de adaptación utilizados en este trabajo.

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu_0\mu_r}{\sigma + (j\omega\epsilon_0\epsilon_r)}}, \quad \dots 6$$

en la que Z es la impedancia compleja del tejido (ohmios Ω), j es el operador de impedancia compleja $=\sqrt{-1}$ (adimensional), ω es la frecuencia en radianes $= 2\pi f$ Hz, μ_0 es la permeabilidad del espacio libre $= 4\pi \times 10^{-7}$ H/m, μ_r es la permeabilidad relativa (adimensional), ϵ_0 es la permitividad del espacio libre $= 8,854 \times 10^{-12}$ F/m, y ϵ_r es la permitividad relativa (adimensional) y σ es la conductividad (Siemens por metro o 1/ohmios metros).

[0050] Se utilizó el paquete de modelado del campo electromagnético Computer Simulation Technology (CST) Microwave Studio® para modelar las estructuras de antena que se describen en esta memoria.

[0051] La figura 4 muestra la estructura de la antena que se utilizó para las simulaciones del campo electromagnético. El modelo muestra la estructura que ha sido cortada a lo largo del eje 'Z' en un plano paralelo al eje 'Y'. En este modelo, los conductores interior y exterior, 30 y 20 respectivamente, están especificados como hechos de cobre con una conductividad de 5,8107 Siemens por metro (S/m), el primer material dieléctrico 50 es PTFE con una permitividad relativa de 2,08 y una tangente de pérdida ($\tan\delta$) de 0,0001 a las frecuencias que se encuentran dentro de la banda de microondas de interés en este trabajo, y el segundo material dieléctrico 60 es alúmina, con una permitividad relativa de 9,9 y una $\tan\delta$ de 0,0004. Se ha supuesto que la permeabilidad relativa para todos los materiales utilizados es la unidad; esta es una suposición válida dado que no debería haber componentes magnéticos en cualquiera de las estructuras utilizadas en este trabajo. El conductor interior 30 tiene un radio exterior de 0,254 mm, y el conductor exterior 20 tiene un radio exterior de 1,08 mm y un radio interior de 0,762 mm. El primer material dieléctrico 50 tiene un radio exterior de 0,762 mm y un radio interior de 0,254 mm. La punta de alúmina es afilada para permitir que la estructura sea fuerte con el fin de permitir la inserción percutánea en el tejido no asistida (sin ayuda).

[0052] Para el modelado del campo electromagnético llevado a cabo en este trabajo, se usan el gráfico de Smith y perfiles de energía alrededor de la estructura de la antena para mostrar la eficacia de la estructura de antena diseñada en función de su capacidad para transmitir energía en varias cargas de tejido representativas. Los modelos utilizados en este trabajo para evaluar los perfiles de energía producidos por la estructura de antena son: el aire, la grasa y el tumor.

[0053] El gráfico de Smith proporciona un medio para indicar la adaptación de impedancia entre la antena y la carga del tejido. Más específicamente, la adaptación de impedancia entre la punta distal de la antena (la antena) y un volumen del tejido. El gráfico de Smith permite representar cualquier impedancia. El gráfico de Smith se basa en dos conjuntos de círculos ortogonales utilizados para expresar la impedancia (Z) como una combinación de dos componentes: $Z = R \pm jX$, en la que R es el componente resistivo, o real, y X es el componente reactivo, o imaginario. Tanto el componente real como el imaginario deben ser utilizados para caracterizar la impedancia, por ejemplo, un sistema de 50Ω se describe formalmente como: $50 + j0$ ohmios. Los gráficos Smith utilizados en este trabajo están normalizados a 50Ω , con lo que el centro del gráfico es 1.0 y todas las impedancias mostradas están divididas por esta impedancia característica de 50Ω . En referencia a la figura 5, puede observarse la parte resistiva (real) de la impedancia (R) a lo largo de uno de los círculos completos mostrados, en el que los valores mostrados vienen determinados por: $R/50$, y puede observarse la parte reactiva (imaginaria) (X) a lo largo de una de las líneas que aparecen como arcos, en la que los valores que se muestran vienen determinados por: $jX/50$. Dos características adicionales en el gráfico Smith ilustrado son (1) una línea horizontal de números que representan la resistencia pura y un círculo de números en la circunferencia exterior que representan la reactancia pura, una región superior por encima de la línea horizontal (pero no alrededor de la circunferencia) que representa por tanto una combinación de resistencia y reactancia inductiva, y una región inferior por debajo de la línea horizontal (pero no alrededor de la circunferencia) que representa una combinación de resistencia y reactancia capacitiva, y (2) el hecho de que cuanto más cerca esté la posición del marcador (o punto de interés) de la posición 1,0 de la línea horizontal, mejor será la adaptación de impedancia entre el sistema de 50Ω y la carga (tejido biológico o aire). Por ejemplo, si el marcador está exactamente sobre la línea horizontal en la posición 1,0, entonces el sistema 50Ω está perfectamente adaptado a la carga y no se producirá reflexión de energía alguna. Dicho de otro modo, en este caso, el generador está adaptado con la carga y no habrá energía reflejada de vuelta a lo largo del cable de alimentación coaxial, por lo que no habrá ondas estacionarias situadas a lo largo del cable coaxial entre el generador y la carga.

[0054] En los modelos presentados en este trabajo, la carga en la punta distal de la antena está representada por un cilindro de 40 mm de longitud por 20 mm de diámetro. Este volumen ha sido elegido porque es lo suficientemente grande para absorber toda la energía transmitida a los materiales biológicos de interés cuando se opera a una frecuencia de 14,5 GHz, ya que estos materiales son con (tienen) pérdidas y, por tanto, absorberán toda la energía en una distancia corta. Además, la propagación de la energía es infinita en el aire tanto tiempo como se utilicen límites (boundaries) adaptados (o emparejados). El volumen limitado que aquí se utiliza también permite que las simulaciones requieran unos 15 minutos para ejecutarse, pero si el diámetro fuera aumentado de 20 mm a 40 mm, entonces la ejecución de cada simulación podría tardar hasta 3 horas, por lo que no sería factible ejecutar el simulador varias veces con el fin de realizar un proceso de optimización.

[0055] La figura 5 muestra tres puntos en el gráfico de Smith que reflejan la adaptación entre el sistema de 50Ω y el aire. La impedancia compleja de interés es a 14,5 GHz, donde el valor es: $20\Omega + j16.04\Omega$, el cual da una pérdida de retorno de 6,66 dB ya que la pérdida de retorno es el ratio de la energía suministrada en relación con la energía reflejada a fin de maximizar el suministro de energía en el tejido, es deseable para que la pérdida de retorno sea tan alta como sea posible por ejemplo una pérdida de retorno de 10dB indica que aproximadamente el 90% de la energía será suministrada en la carga del tejido. Puede observarse en la figura 5 que el marcador a 14,5 GHz está lejos de la posición 1,0, por lo que es de esperar que no haya una buena adaptación de impedancia entre la carga y el sistema de 50Ω . Esto implica que una gran cantidad de la energía será reflejada de vuelta a lo largo de la antena, lo cual es deseable en este caso. Es deseable para que la antena no propague energía en el espacio libre, por lo que es preferible que haya un desequilibrio (mismatch) entre la punta distal de la antena y el aire. Es preferible para que la estructura de la antena a utilizar con la instrumentación descrita en WO 2004/047659 y WO 2005/115235, donde se detectará (will be sensed) una carga de espacio libre y el nivel de energía será retrocedido a un valor seguro para evitar la propagación en el espacio libre.

[0056] La figura 6 muestra una simulación de la densidad de corriente dentro y fuera de la estructura de la antena con el aire 70 en calidad de carga. Los contornos de densidad de corriente 80 indican que ésta es máxima alrededor del conductor central y el nivel de retorno a lo largo del exterior de la estructura es mucho menor, por lo que se minimizan las corrientes en la cubierta/envoltura. Esta es una característica deseable del diseño ya que las corrientes excesivas en la envoltura causarán un calentamiento a lo largo del eje exterior y harán que el suministro de energía desde la punta sea menos eficiente.

[0057] La figura 7 muestra tres puntos en el gráfico de Smith que indican la adaptación (equilibrio) entre el sistema de 50Ω y el tejido adiposo 70. La impedancia compleja de interés es la de 14,5 GHz, donde el valor es: $38.01\Omega - j5.714\Omega$, lo que da una pérdida de retorno de 16,66 dB. Esto implica que existe una buena adaptación de impedancia entre la punta distal de la antena (la antena) y la carga de tejido 70.

[0058] La figura 8 muestra la densidad de energía (o absorción de energía) 80 en el tejido graso 70. Se puede observar que la energía se distribuye alrededor de la región de la punta y, a diferencia del caso de la antena mono-polo estándar sin el transformador de adaptación de cerámica, la energía es suministrada fuera del extremo de la antena, lo cual es deseable. En el caso del mono-polo estándar, se detectó que la absorción de energía se concentró alrededor del extremo del conductor externo 20 de la estructura de la antena, por lo que pudo no haber sido suficiente el calentamiento en la punta del conductor interno 30 para destruir el tejido canceroso.

[0059] La figura 9 muestra tres puntos en el gráfico Smith que indican la adaptación entre el sistema de 50 Ω y el modelo de tumor 70. La impedancia compleja de interés es a 14,5GHz, donde el valor es: $46.24\Omega - j14.17\Omega$, lo que da una pérdida de retorno de 16,66 dB. Esto implica que existe una buena adaptación de impedancia entre la punta distal de la antena (la antena) y la carga de tejido 70. La figura 10 muestra la densidad de energía (o absorción de energía) 80 en el modelo de tumor 70. Puede observarse que la energía se distribuye alrededor de la región de la punta y que el perfil de energía 80 es esférico. La distribución de energía también indica que no hay flujos de energía de vuelta a lo largo del eje de la antena y que la estructura debería permitir la ablación controlada que se pretende realizar. Se detectó durante el diseño de la estructura preferida que la inclusión de un anillo (swage) controlado (ver figura 1, elemento 40), el cual puede ser un enrollado pausado (slow rolling) del borde alrededor del cuerpo coaxial con un aumento lentamente controlado y medido en profundidad para que se aplique una presión mínima a la cerámica, causó una mejor adaptación de impedancia en el modelo de tumor 70.

[0060] La forma del transformador de adaptación de cerámica 60 ha sido optimizada para ofrecer una buena adaptación de impedancia en el modelo tumoral de referencia 70, el cual utiliza un valor de constante dieléctrica de 40 y una tangente de pérdida de 0,5 a una frecuencia de 14,5 GHz (esto indica que el tumor es un material de gran pérdida (very lossy)). Es posible ajustar la geometría para adaptar otros tipos de tejidos o usar un modelo diferente para el tumor 70. En el diseño final, la punta cónica 60 tiene el efecto de difractar la radiación de la antena ligeramente en la dirección de avance (ver Figuras 8 y 10). La absorción de energía 80 en el tejido adiposo o tumor 70 es mayor cuanto más cerca de la punta del conductor interno 30. En el tejido, el calentamiento cerca del extremo del conductor externo 20 es menor que en la punta del conductor interno 30 y la energía que retro-fluye hacia la parte exterior de la estructura coaxial es mínima, por lo que se minimizan las corrientes en la cubierta/envoltura. Estos resultados indican que no debería ser necesario utilizar un inductor o balún adicional en la estructura de la antena para evitar que las corrientes de la envoltura fluyan hacia el exterior de la estructura coaxial, las cuales pueden causar daños colaterales o ablación en zonas no deseadas. Esto da como resultado una estructura menos compleja, que debería ser de fácil fabricación. Los resultados de la simulación muestran que la mayor parte de la energía suministrada por la antena es absorbida dentro de unos pocos diámetros de la estructura de cable coaxial, es decir, alrededor de 6 mm. Esto es debido a que la alta constante dieléctrica y la gran tangente de pérdida producen un alto índice de refracción imaginaria, que es proporcional a la atenuación en dB por longitud de onda. El calentamiento hacia un radio mayor se producirá por conducción térmica desde el tejido calentado, a menos que las propiedades eléctricas del tejido ya calentado cambien de modo que haya una menor atenuación a través de éste.

[0061] Una buena adaptación de impedancia en el tejido de interés significa que la Razón o Relación de onda estacionaria (ROE - en inglés VSWR) debería ser baja y no deberían producirse grandes ondas estacionarias cuando se suministran niveles altos de potencia, por ejemplo, 50 W o 100 W, a un tumor o tejido graso, antes de que se produzca la carbonización (charring). Si la ROE sigue siendo baja después de la carbonización, se limitarán los requisitos de manejo de la potencia y voltaje para los componentes utilizados en la estructura de la antena, por ejemplo el conector microondas 10 conectado al extremo proximal de la estructura de la antena.

Materiales y fabricación

[0062] Las figuras 11(a) y 11(b) muestran una realización específica de la antena para tratar/medir el cáncer de mama descrita en esta memoria. Esta disposición utiliza una estructura coaxial rígida en la que el conductor exterior 20 es una construcción bimetálica de acero inoxidable y cobre, y el conductor interno 30 es una construcción bimetálica de un acero revestido de cobre plateado de plata. El diámetro exterior del conductor exterior 20 es de 2,20 mm +/- 0,02 mm, y el diámetro exterior del conductor interior 30 es de 0,51 mm +/- 0,01 mm. El dieléctrico entre los conductores interior y exterior, 30 y 20, respectivamente, es de PTFE sólido, con un diámetro exterior de 1,67 mm +/- 0,02 mm. Una ventaja de usar PTFE sólido en lugar de cinta envuelta de PTFE es que puede ser posible utilizar una herramienta configurada para extraer del interior del tubo los 7 mm de material necesarios para permitir que el transformador de cerámica 60 pueda ser insertado en la estructura. El espesor del cobre que forma una parte de 20, y que es inmediatamente adyacente con el material dieléctrico 50 es de 76,2 μm y esta capa actúa como el conductor primario a la frecuencia utilizada de 14,5 GHz. Otros parámetros de la estructura coaxial utilizados son: impedancia = 50 Ω +/- 1 Ω , capacitancia = 96,1 pF/m, resistencia de corriente continua del conductor interno = 21 Ω /100m, rigidez dieléctrica = 5 kV RMS (valor cuadrático medio), frecuencia de corte en el modo de orden superior = 60 GHz, y temperatura de funcionamiento máxima = 200 °C. Se soldó un conector SMA hembra 10 al extremo proximal de la estructura coaxial. Se preparó el extremo distal para permitir que la estructura coaxial albergara el transformador de la punta de cerámica 60 recortando 7 mm +/- 0.05mm del dieléctrico PTFE 50 del extremo distal del conductor exterior 20, y dejando una longitud de 3,05 mm +/-0.02mm (incluyendo un cono de 0,3 mm) de conductor interno 30 sobresaliendo del extremo del conductor externo 20. Los montajes de cables coaxiales utilizados en el desarrollo de la antena descrita en este trabajo fueron obtenidos de elspec GmbH (Brunnenfeldweg 5a, D-82538 Geretsried, Germany <http://www.elspec.de>).

[0063] Se fabricó un anillo o abre-tubos (swage) de plata (se pueden usar también otros materiales de baja conductividad como por ejemplo, cobre, latón, oro o aluminio) y fue insertado en una ranura de 1mm 25 hecha en el transformador de cerámica 60. El propósito de este anillo era proporcionar una adaptación de impedancia óptima en el modelo de tumor 70. Se detectó que el anillo mejora la adaptación con la mayoría de los tejidos. El anillo puede ser ligeramente sobredimensionado para permitir que el cono de cerámica 60 pueda encajar dentro de un encaje de interferencia dentro de la estructura coaxial para impedir que el cono de cerámica se desprenda de la estructura de

la antena mientras está insertado dentro del tejido. Es preferible que el anillo sea encajado en el cono de cerámica 60 antes de que el cono sea insertado dentro de la estructura coaxial. Si el anillo puede ser utilizado para mantener el cono de cerámica en su lugar, se alivia la necesidad de utilizar adhesivo dentro de la estructura. Si la presión ejercida por el anillo sobre el material cerámico es bastante uniforme, la cerámica no se rompe puesto que la cerámica es resistente a la compresión. Puede que sea necesario, para mantener el cono de cerámica 60 dentro de la estructura coaxial, el uso de Araldite o un súper-adhesivo aprobado médicamente. Ejemplos de súper-adhesivos que pueden ser utilizados son: adhesivo instantáneo que se puede aplicar a cualquier superficie 4011 o adhesivo de foto-polimerización de luz visible 3341, ambos de Henkel Loctite. Estos productos son certificados ISO 10993 o aprobados Clase VI de USP, son seguros y no tóxicos, y son de polimerización rápida a temperatura ambiente. Más preferiblemente, el anillo puede ser soldado al conductor exterior de la estructura coaxial para fijar la punta de cerámica en su posición. Por ejemplo, antes de insertar la punta en la estructura coaxial, pueden devanarse una o dos vueltas de 0,1 mm o 0,2 mm de hilo de plata en el interior de la ranura de la punta de cerámica y luego puede hacerse fluir una pequeña cantidad de material de soldadura alrededor del hilo de plata. Después de la inserción en la estructura coaxial puede calentarse el exterior del eje a una temperatura que provoque que la soldadura fluya dentro del tubo, por lo tanto conectando mecánicamente el hilo de plata con la pared interior de p.ej. cobre del tubo.

[0064] La figura 11(c) muestra la disposición de materiales dieléctricos utilizados en la estructura adaptada (o equilibrada). Este dibujo ilustra cómo la baja permitividad del dieléctrico PTFE 50 y la alta permitividad del tumor 70 están adaptadas (equilibradas) en lo que a impedancia se refiere utilizando un transformador que forma parte de un material dieléctrico 60 con un valor de permitividad relativa de entre la del primer material dieléctrico 50 y la del tercer material dieléctrico 70 (calculado utilizando la ecuación 5), y de una longitud que es un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda cargada a la frecuencia de interés (calculada mediante la ecuación 4). Puede ser posible utilizar un material dieléctrico 60 que tiene un perfil escalonado de permitividad en el que se intercalan una pluralidad de materiales dieléctricos juntos a lo largo de la longitud del transformador y cada material es un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda de la onda electromagnética en el interior del material a la frecuencia de interés.

[0065] En una realización alternativa, el anillo o abre-tubos (swage) no está presente. En lugar de que el conductor exterior de la estructura coaxial esté comprimido, puede ser empujado dentro de la ranura formada en la punta de cerámica. Esto puede lograrse utilizando por ejemplo un corta-tubos (pipe cutter) colocado en la parte exterior del eje coaxial de tal manera que la hoja empuja la pared metálica dentro de la ranura de la punta de cerámica.

[0066] Los dos métodos anteriores se combinan formando un segundo transformador de impedancia con la fijación de la punta de cerámica a la estructura coaxial. El último método es preferido por delante del método de soldadura, ya que proporciona una mejor reproducibilidad y el rendimiento.

[0067] La figura 12 muestra un dibujo del transformador de adaptación de la punta de cerámica 60 con todas las magnitudes necesarias para la fabricación de la pieza. Los materiales adecuados para la punta de cerámica 60 incluyen alúmina y zirconia. La alúmina es una cerámica de ingeniería que ofrece buenas propiedades de aislamiento eléctrico junto con una alta dureza y buena resistencia al desgaste. Las alúminas son generalmente blancas, pero a veces son de color rosa o marrón. Es posible obtener un contenido de pureza de entre el 96% y el 99,9%. La Tabla 2 describe las propiedades de los materiales de alúmina que pueden ser utilizados en el desarrollo de las antenas descritas en esta memoria.

Tabla 2: Propiedades de la cerámica de alúmina y proveedores

| Fabricante | Constante dieléctrica (ϵ_r) | Disipación ($\tan \delta$) | Pureza (%) |
|--|--|------------------------------|------------------|
| mde Persephonestraat 2 NL-5047 TT Tilburg The Netherlands (www.mde.nl) | 9.8 | 0.0008 | 99.7 |
| Dynamic-Ceramic Ltd Crewe Hall Weston Road Crewe Cheshire UK (www. Dynacer.com) | 9.0 | 0.00045 | Dynallox 99.7 |

[0068] La punta cónica de cerámica y el circuito de adaptación 60 pueden ser mecanizados y amolados para la construcción de prototipos de antenas, pero es preferible diseñar un molde o una herramienta para permitir la fabricación a gran escala de estas estructuras. El conductor exterior 20 y la punta cónica de cerámica 60 pueden ser revestidas con un material bio-compatibles 90, como por ejemplo Teflón o Parileno C. Puede ser preferible aplicar un revestimiento de conformación del material 90 para permitir la facilidad de aplicación.

[0069] Es preferible que la punta cónica 60 tenga un radio de curvatura de alrededor de 12 mm para asegurar que haya suficiente espesor de pared entre el conductor central 30 y el material cerámico. No es posible que el cono de cerámica 60 encaje en la estructura coaxial sin que haya huecos (air gaps) entre las dos estructuras, por lo tanto huecos pequeños que se han tenido en cuenta en las simulaciones de campos electromagnéticos realizadas en la estructura de la antena. El cono extremo 60 también podría estar hecho de un número de superficies planas con un ángulo creciente hacia el extremo de la punta. Debe respetarse el perfil general que se muestra en las Figuras 11(a) y 11(b), por lo que puede ser necesario formar la punta a partir de una pluralidad de secciones planas, por ejemplo, diez.

[0070] Puede ser preferible utilizar un conector sin soldadura para implementar el conector de microondas conectado al extremo proximal de la estructura de la antena 10. Un candidato adecuado puede ser uno del número: 055-607-6702890, de la gama actual de conectores SMA de precisión de ITT Cannon. Puesto que es preferible que la capa exterior del conductor exterior sea de acero inoxidable, si se utiliza un conector SMA convencional, es necesario hacer una conexión de soldadura. En esta situación es necesario recubrir el acero inoxidable con un material que permita que pueda hacerse esta conexión de forma efectiva.

20 Aspectos de medición

[0071] Además de permitir la ablación controlada del tejido que se desea realizar a partir de la punta distal de la antena, la estructura de la antena también debe permitir la medición de impedancias de tejido usando la información de señales reflejadas proporcionada por la antena e instrumentación electrónica dedicada diseñada para convertir la señal reflejada en componentes de amplitud y fase. En los resultados de la simulación que aquí se presentan, las impedancias indicadas fueron medidas utilizando un puerto de medición conectado al extremo proximal de la estructura de la antena.

[0072] La figura 13 muestra un gráfico de los valores de impedancia para diversos tejidos. Los resultados que se muestran son medidos en el extremo proximal de la estructura de la antena. Sólo se utiliza una porción del gráfico de Smith para mostrar los resultados. Se puede observar que las reflexiones de los tejidos indicadas están agrupadas en dos grupos principales. Las reflexiones de la grasa en general 140 y de la grasa de mama 130 se encuentran cerca de la posición (-0,1, -0,6), y las de otros tejidos están cerca de una línea que va desde (0,1, -0,5) hasta (0,25, 0,1). Si la impedancia de la antena cambiara, entonces no sería de esperar que la agrupación cambiara, pero los puntos se moverían al unísono, de forma que cada punto seguiría una línea en forma de arco de un círculo que pasa por ese punto y dos puntos diametralmente opuestos entre sí en el borde del gráfico de Smith (estos dos puntos serían (1,0) y (-1,0) si la referencia de fase estuviera exactamente en la unión entre la antena y el tejido). Debido a la forma de estos arcos, cuando el grupo está cerca del centro del gráfico de Smith, la separación entre los puntos individuales es la más grande posible. El efecto de la longitud de la línea adicional será girar los puntos al unísono alrededor del centro del gráfico, en (0,0). La atenuación en la estructura coaxial moverá los puntos fraccionalmente más cerca del centro del gráfico de Smith, por ejemplo, 1dB de dirección única de atenuación resultará en un movimiento de los puntos un 20% más cerca del centro del gráfico de Smith, es decir, la imagen se encogerá por un factor de 0,8. El efecto de los cambios de fase (función de la temperatura o la flexión aleatoria) será dispersar los puntos hacia fuera en arcos alrededor del centro. Por consiguiente, es importante utilizar cable coaxial de bajas pérdidas con la variación en fase debida a la variación de temperatura y flexión aleatoria más baja posible. Se muestra a continuación la Tabla 3, que indica las impedancias complejas para los tejidos biológicos correspondientes a la figura. 13.

Tabla 3: Impedancia compleja de varios materiales a 14.5GHz

| Medio | Parte real (Ω) | Parte imaginaria (Ω) |
|-----------------|-------------------------|-------------------------------|
| Aire | 23.43 | -j61.85 |
| Sangre | 56.69 | +j4.80 |
| Vaso sanguíneo | 61.50 | -j5.85 |
| Fluido corporal | 52.20 | +j9.70 |
| Grasa | 19.92 | -J35.80 |
| Riñón | 58.99 | +j0.37 |
| Hígado | 60.85 | -j5.09 |
| Músculo | 56.88 | +j2.78 |
| Esófago | 54.60 | +j6.45 |
| Próstata | 56.23 | +j4.59 |
| Tumor | 54.39 | +j3.84 |

[0073] Se puede ver en la Tabla 3 que hay una diferencia significativa en la impedancia compleja de la grasa 140 y del tumor 220.

[0074] La figura 14 muestra el cambio en la impedancia compleja cuando la punta distal de la antena es insertada en diversas estructuras de tejidos biológicos. La región negra 240 indica la posición de la punta en el medio estratificado (de capas). La punta es insertada en pasos o tramos de 5 mm, comenzando con el coaxial exterior 20 situado a 5 mm de la capa exterior de grasa mamaria 130 - en este punto la punta distal está sólo tocando la grasa mamaria 130. Se puede observar que hay un cambio en las partes real e imaginaria de la impedancia compleja en la punta distal de la antena cuando se introduce la estructura de la antena en las diversas capas de tejido. Estos resultados indican que será posible utilizar la antena descrita en esta memoria para distinguir entre diferentes tipos de tejidos, y, más importante, debería ser posible utilizarla para diferenciar entre los tejidos normales y los cancerosos. La figura 15 muestra el locus de la impedancia (reflexión) cuando se inserta la punta distal de la antena en tramos de 5mm desde el aire a través de 10mm de gruesas capas de grasa mamaria 130, del tumor 220 y del cortical de hueso 230. Se puede observar que ninguno de los puntos en el locus está encima de otro, por lo tanto, se ha demostrado que es posible diferenciar entre tipos de tejidos.

[0075] Las simulaciones realizadas en este trabajo muestran diferencias significativas entre los cambios de magnitud y fase calculados a partir de las reflexiones de la antena, medidas en el extremo proximal de la estructura de la antena, con la punta de la antena en el aire, ubicada dentro de tejido graso, y también dentro del modelo de tumor. Los resultados indican que la estructura de la antena descrita en este trabajo puede ser utilizada para distinguir entre diferentes tipos de tejidos (o materiales) situados alrededor de la punta de la antena mediante el cálculo de la amplitud y fase de las señales reflejadas medidas en el extremo proximal de la estructura de la antena. Cabe señalar que la estructura de la antena aquí descrita y el procedimiento de medición descrito pueden permitir la medición de diversas propiedades de otros materiales (biológicos y/o no biológicos).

[0076] Las figuras 16(a) y 16(b) muestran diseños alternativos para la estructura de la antena descrita en este trabajo. La figura 16(a) muestra una estructura en la que el conductor central 30 sobresale a través de una estructura de punta hecha de un material bio-compatible 90 (en este caso, una resina), y el conductor central 30 está en contacto con el tejido 70. En esta estructura, el conductor central 30 comprende un material rígido que ha sido afilado en la punta distal. Puede ser preferible que el conductor central sea de acero inoxidable, para proporcionar la rigidez necesaria y hacer que la estructura sea bio-compatible, y que esté recubierto con una capa de plata para permitir que una propagación de la señal de microondas de baja pérdida. Es preferible que el espesor de la capa de plata sea de por lo menos 5 profundidades superficiales, por ejemplo, se requerirían alrededor de PM10 de plata a 14,5 Ghz. Puede que sea necesario recubrir la estructura general con una segunda capa de material bio-compatible, por ejemplo, Parileno C, para proporcionar una baja fricción entre la antena y el tejido y para asegurar que la estructura completa (cable coaxial y punta de cerámica) es bio-compatible. La figura 16(b) muestra una estructura similar con un conductor central afilado 30, en contacto con el tejido 70. En esta configuración, se usa un material

cerámico duro 60 para formar la sección final y permitir que la estructura de la antena sea empujada a través del tejido por vía percutánea. La cerámica dura debería ser preferiblemente un material de baja pérdida y puede presentar una constante dieléctrica con un valor entre el del primer material dieléctrico 50 y el del tejido en tratamiento 70 para ayudar a proporcionar una adaptación de impedancia entre la estructura coaxial y el tejido en tratamiento 70. Puede ser preferible (y necesario) que la estructura completa esté revestida con un revestimiento de conformación de un material bio-compatibile, por ejemplo, una capa de Parileno C de PM10.

[0077] Las figuras 17(a), 17(b) y 17(c) muestran una antena mono-polo simple que utiliza un cable coaxial rígido revestido con una capa de material bio-compatibile 90. La figura 17(a) muestra el montaje general, en el cual el diámetro exterior del conductor exterior 20 es de 3,0 mm y el extremo proximal de la antena termina con un conector hembra SMA. La figura 17(b) muestra la sección transversal de la antena coaxial desde la punta distal; cada uno de los componentes en la estructura está etiquetado. La figura 17(c) muestra una realización específica con dimensiones. Las figuras 18(a) y 18(b) muestran una disposición similar en la que se reduce el diámetro exterior del conductor exterior 20 a 2,0 mm y el material bio-compatibile cubre la sección mono-polo del conductor central 30 y una región del conductor externo 20.

15

REIVINDICACIONES

1. Una antena quirúrgica para ser insertada en un tejido (70), que comprende:
un cuerpo alargado con un conductor interno (30) a lo largo de su longitud, un conductor exterior (20) que envuelve el conductor interno (30) y está separado de éste por un material dieléctrico (50);
- 5 un conector (10) para conectar el conductor interno (30) y el conductor exterior (20) a una fuente de energía de microondas para recibir energía de frecuencia de microondas de ésta, y
una punta de inserción en un extremo distal del cuerpo alargado, teniendo la punta de inserción una impedancia a la frecuencia de microondas que es diferente de una impedancia en el extremo proximal de la antena,
caracterizada por el hecho de que:
- 10 la punta de inserción comprende una pieza independiente de material dieléctrico (60) dispuesta tanto para actuar como un primer transformador de impedancia para adaptar el material dieléctrico (50) del cuerpo alargado con el tejido (70) a la frecuencia de microondas como para penetrar en el tejido (70), y
en la que el cuerpo alargado incluye un segundo transformador de impedancia (40) dispuesto para introducir una reactancia capacitiva o inductiva en la antena.
- 15 2. Una antena quirúrgica según la reivindicación 1, en la que la punta de inserción está hecha de un material que es independiente del material dieléctrico (50) del cuerpo alargado y tiene un valor de constante dieléctrica entre la del material dieléctrico (50) del cuerpo alargado y la del tejido (70).
3. Una antena quirúrgica según la reivindicación 2, en la que el valor de constante dieléctrica de la punta de inserción aumenta hacia su extremo distal.
- 20 4. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la pieza independiente de material dieléctrico (60) es una cerámica que presenta una baja pérdida en la frecuencia de microondas.
5. Una antena quirúrgica según la reivindicación 4, en la que la cerámica es alúmina o zirconia.
6. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5, en la que el conductor interno (30) se extiende en la punta de inserción más allá de la extensión axial del conductor exterior (20), de este modo siendo la
- 25 punta de inserción una antena omnidireccional.
7. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el segundo transformador de impedancia (40) comprende uno cualquiera de los siguientes elementos
una línea auxiliar de sintonía fija dispuesta para introducir una reactancia inductiva o capacitiva,
una porción estrechada del conductor exterior del cuerpo alargado recibida en una ranura formada en la punta de
- 30 inserción, y
un anillo de metal recibido en una ranura formada en la punta de inserción.
8. Una antena quirúrgica según la reivindicación 7, en la que el segundo transformador de impedancia (40) es una porción estrechada del conductor exterior (20) del cuerpo alargado recibida en una ranura formada en la punta de inserción, y la punta de inserción está firmemente sujeta por el cuerpo alargado en la porción estrechada.
- 35 9. Una antena quirúrgica según la reivindicación 7, en la que el segundo transformador de impedancia (40) comprende un anillo de metal recibido en una ranura formada en la punta de inserción, y el conductor exterior está unido al anillo de metal para sujetar bien la punta de inserción al cuerpo alargado.
10. Una antena quirúrgica según la reivindicación 9, en la que la superficie interior del conductor exterior (20) está soldada al anillo de metal.
- 40 11. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el primer y/o segundo transformadores de impedancia son transformadores de impedancia de cuarto de onda.
12. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que tiene una porción distal insertable que incluye la punta de inserción con un diámetro de 2,2 mm, siendo la porción de inserción adecuada para la inserción percutánea en el interior del cuerpo humano.
- 45 13. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la punta de inserción tiene un recubrimiento biocompatible.

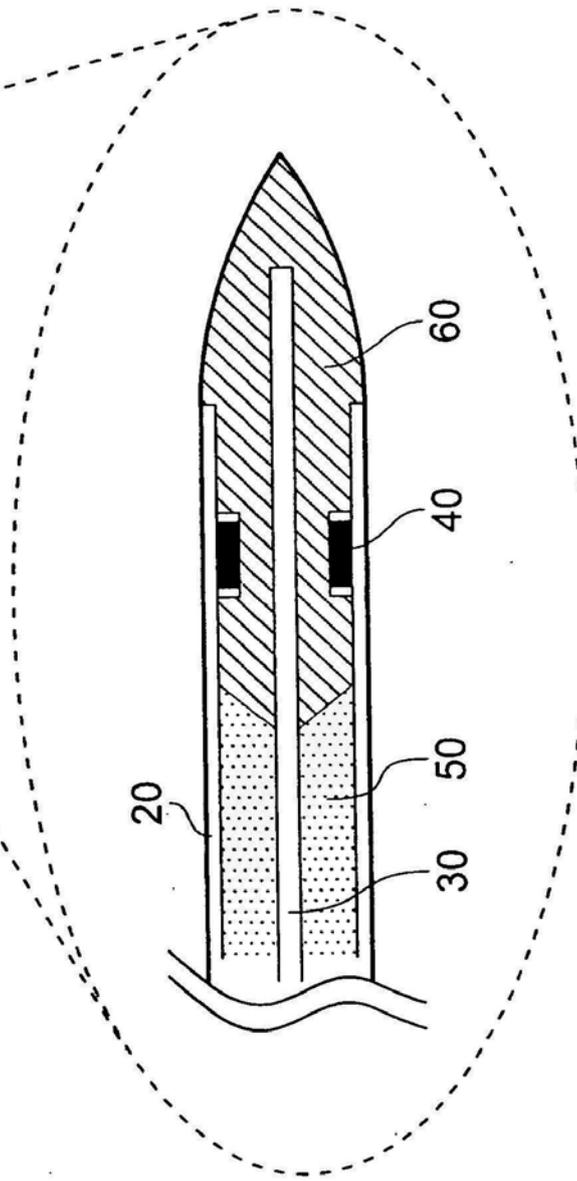
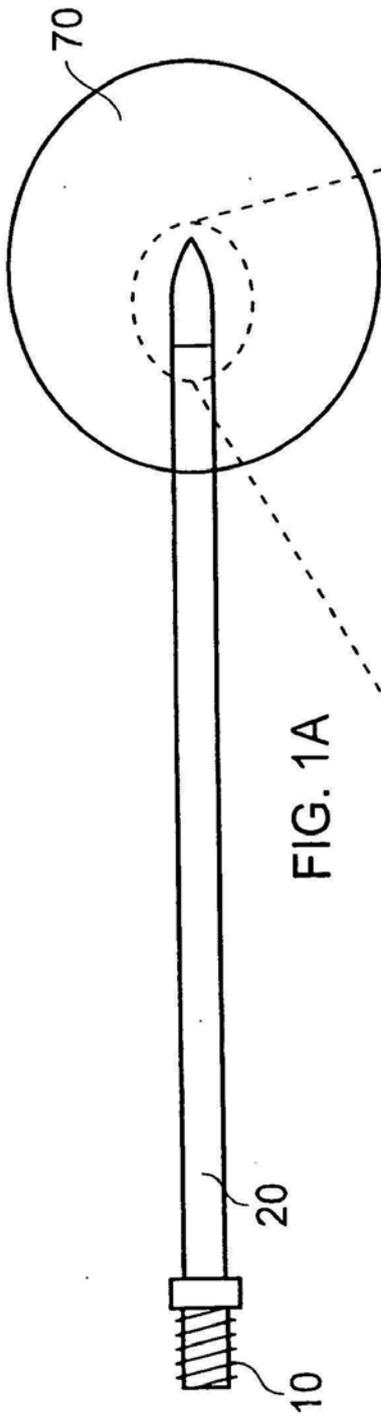
14. Una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores contenida en un envase estéril como un elemento desechable.

15. Aparato de tratamiento de tejido para la provisión de energía de frecuencia de microondas al tejido biológico, incluyendo el aparato:

5 una fuente de energía de microondas;

una antena quirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores conectada para recibir la energía de frecuencia de microondas procedente de la fuente e irradiar energía de microondas desde una punta inserción distal que está dispuesta para penetrar en el tejido biológico, y

10 un filtro de sintonía dispuesto para adaptar dinámicamente una impedancia de la fuente a una impedancia de una carga del tejido en la punta de inserción distal.



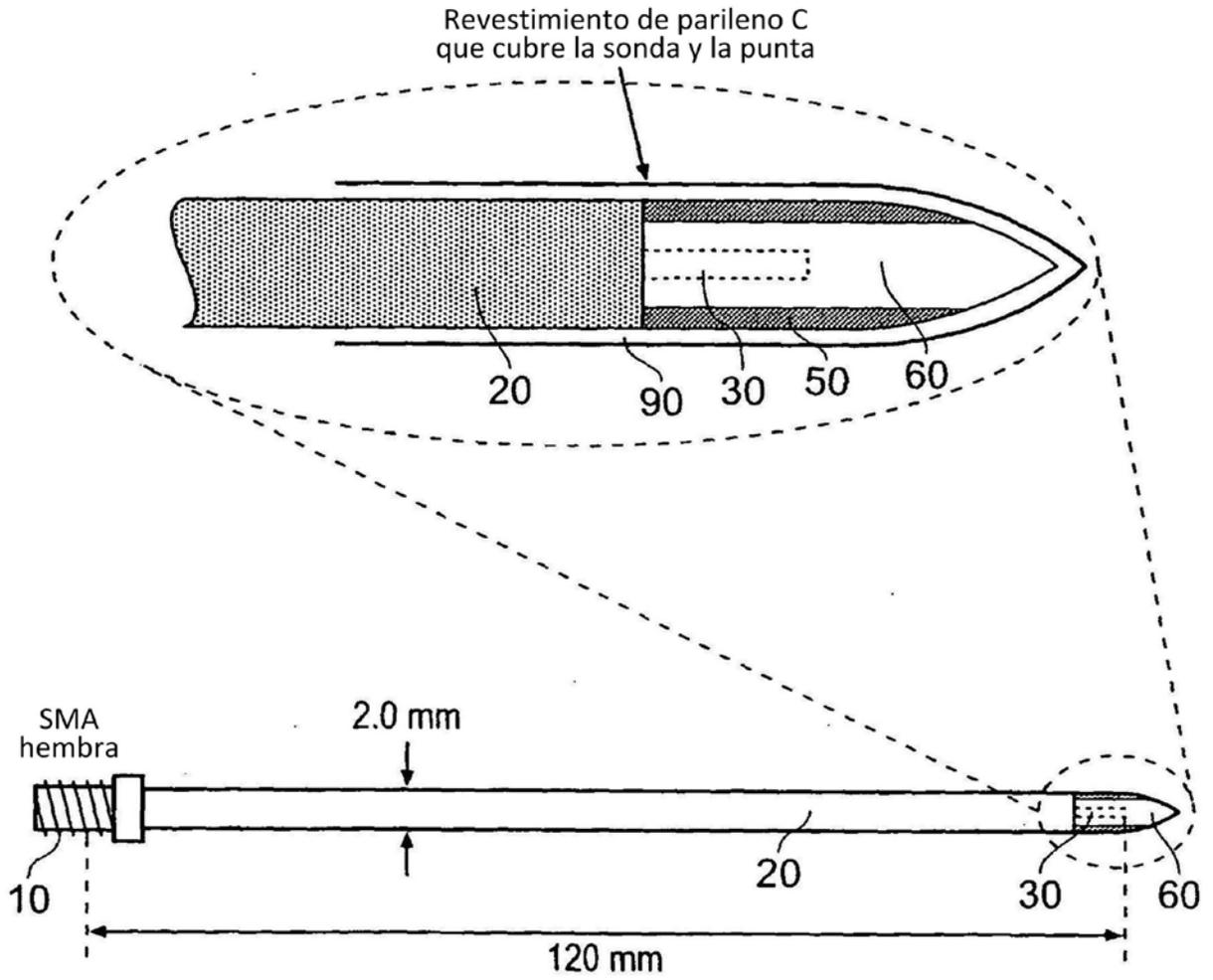


FIG. 2A

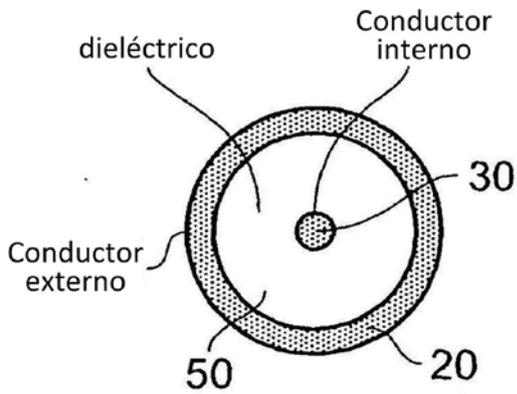


FIG. 2B

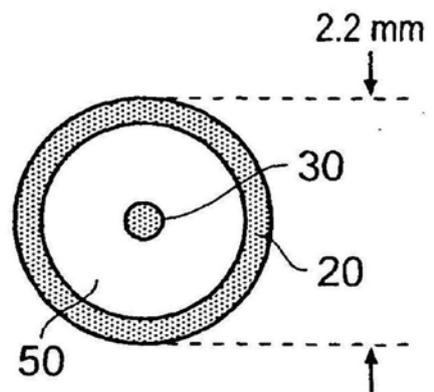
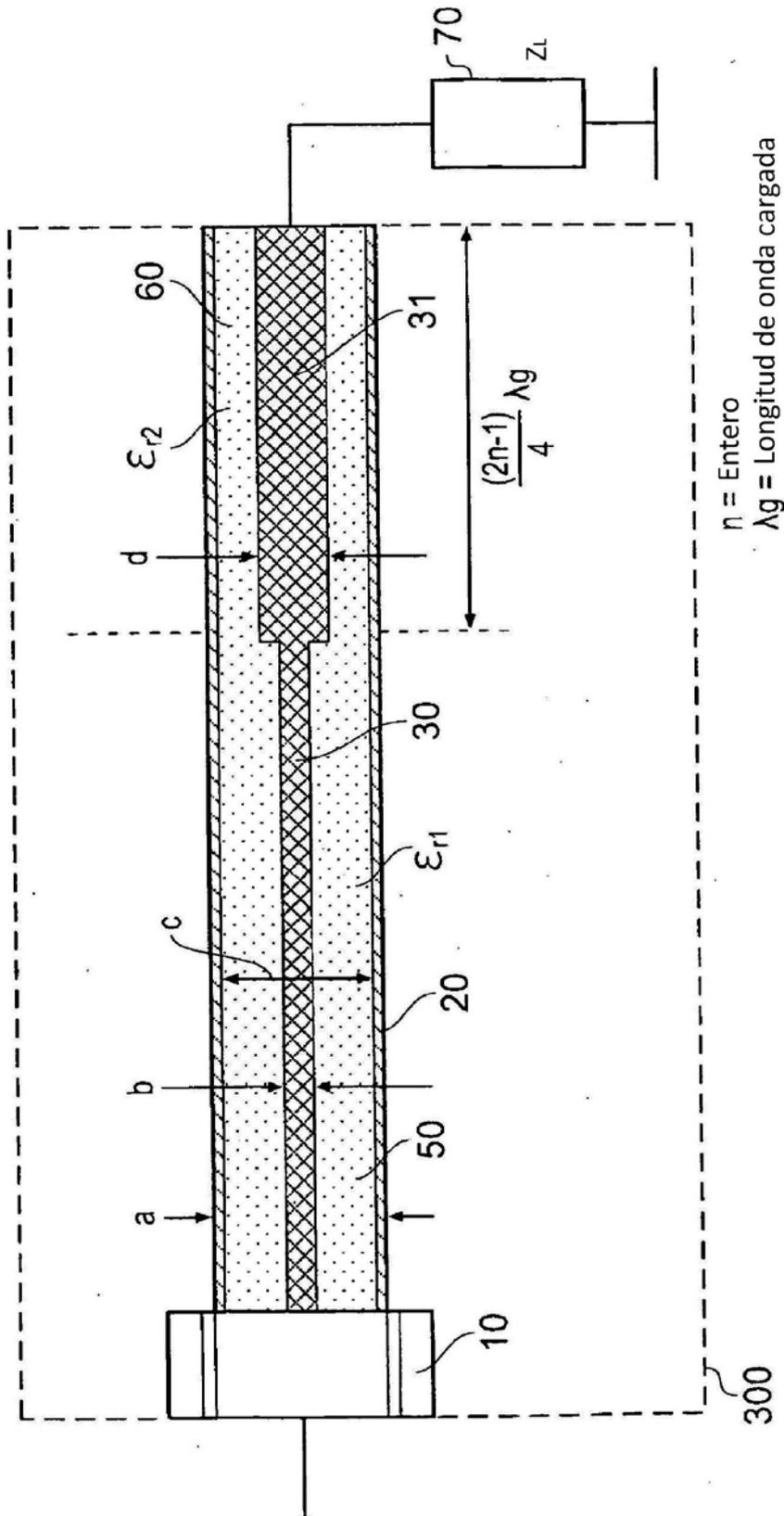


FIG. 2C



$n =$ Entero
 $\lambda_g =$ Longitud de onda cargada

FIG. 3

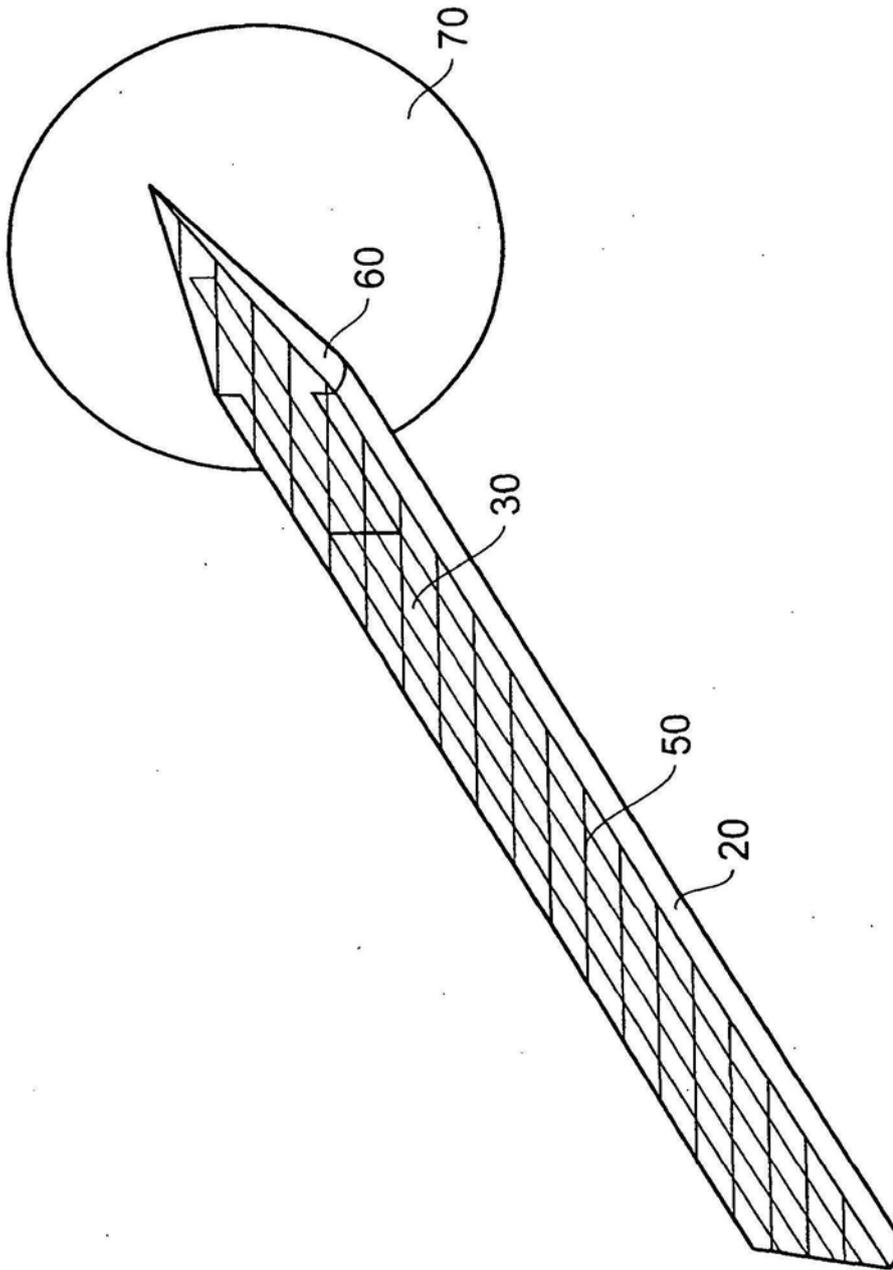


FIG. 4

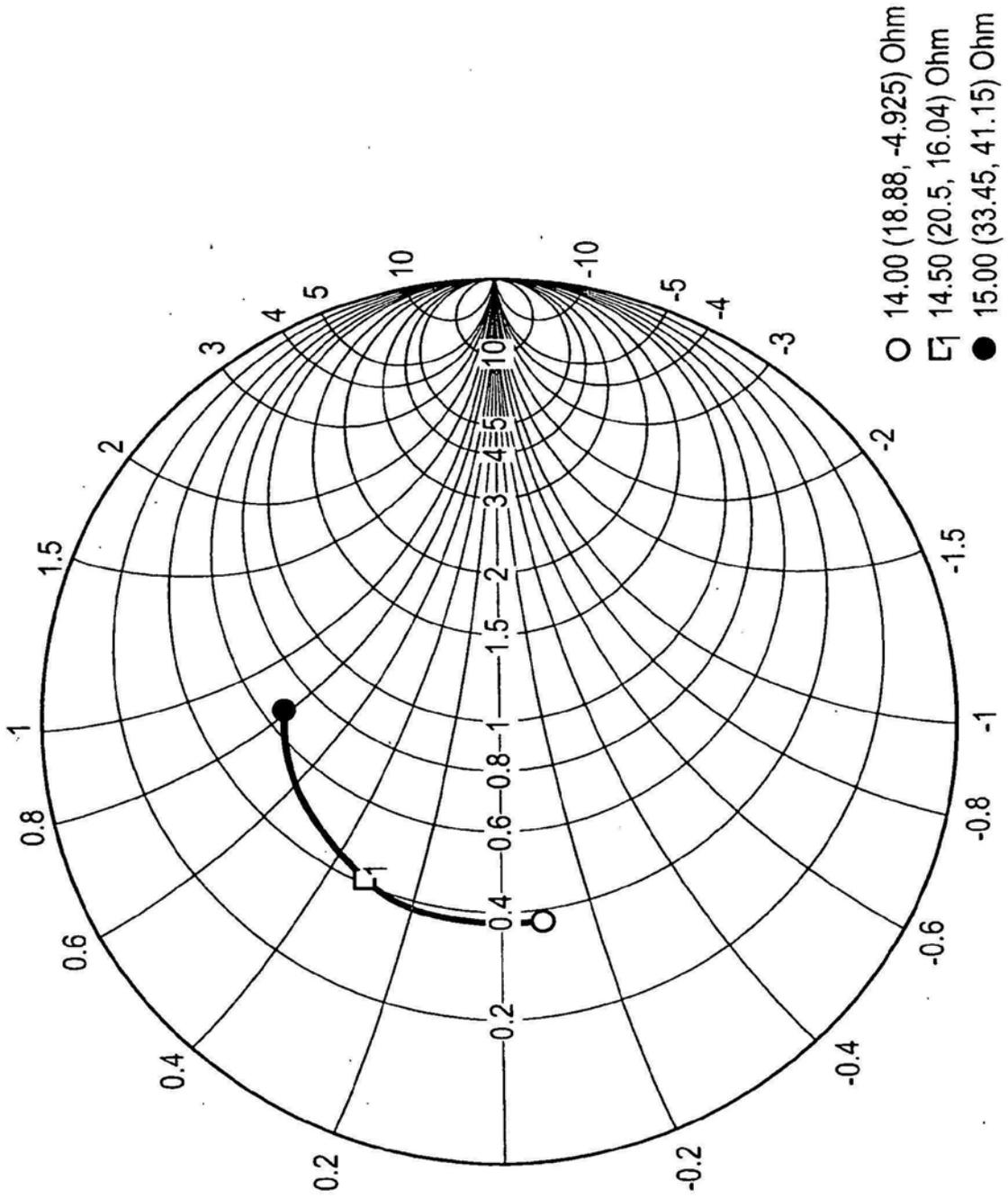


FIG. 5

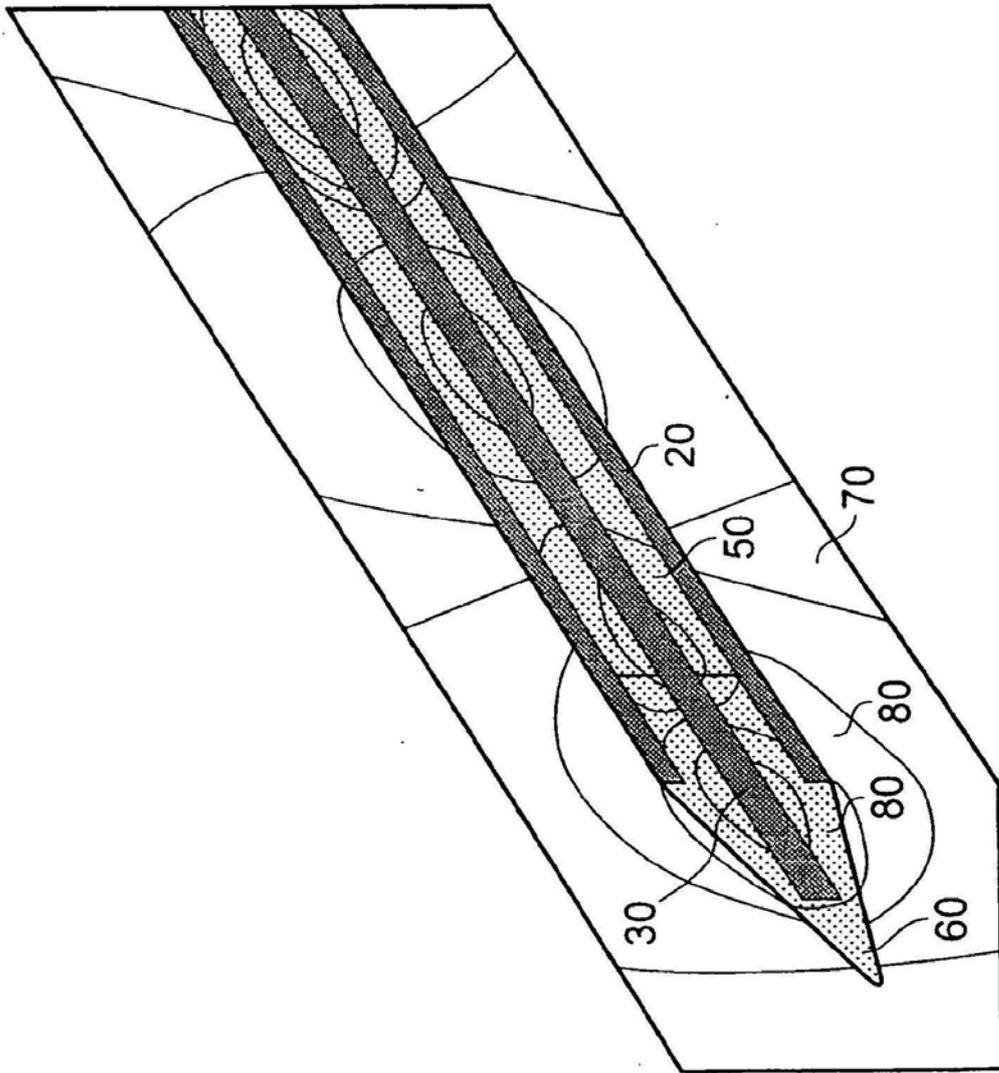


FIG. 6

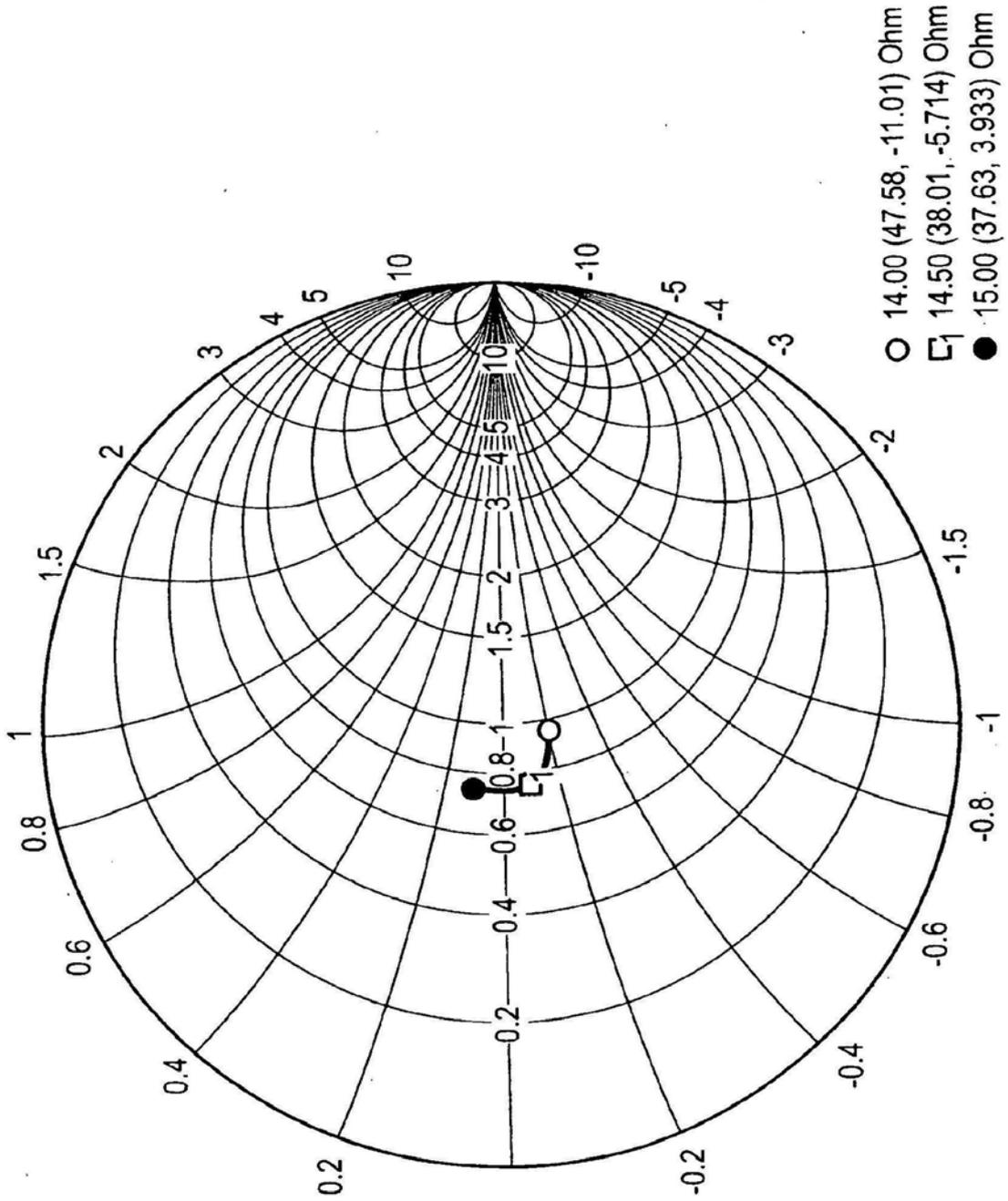


FIG. 7

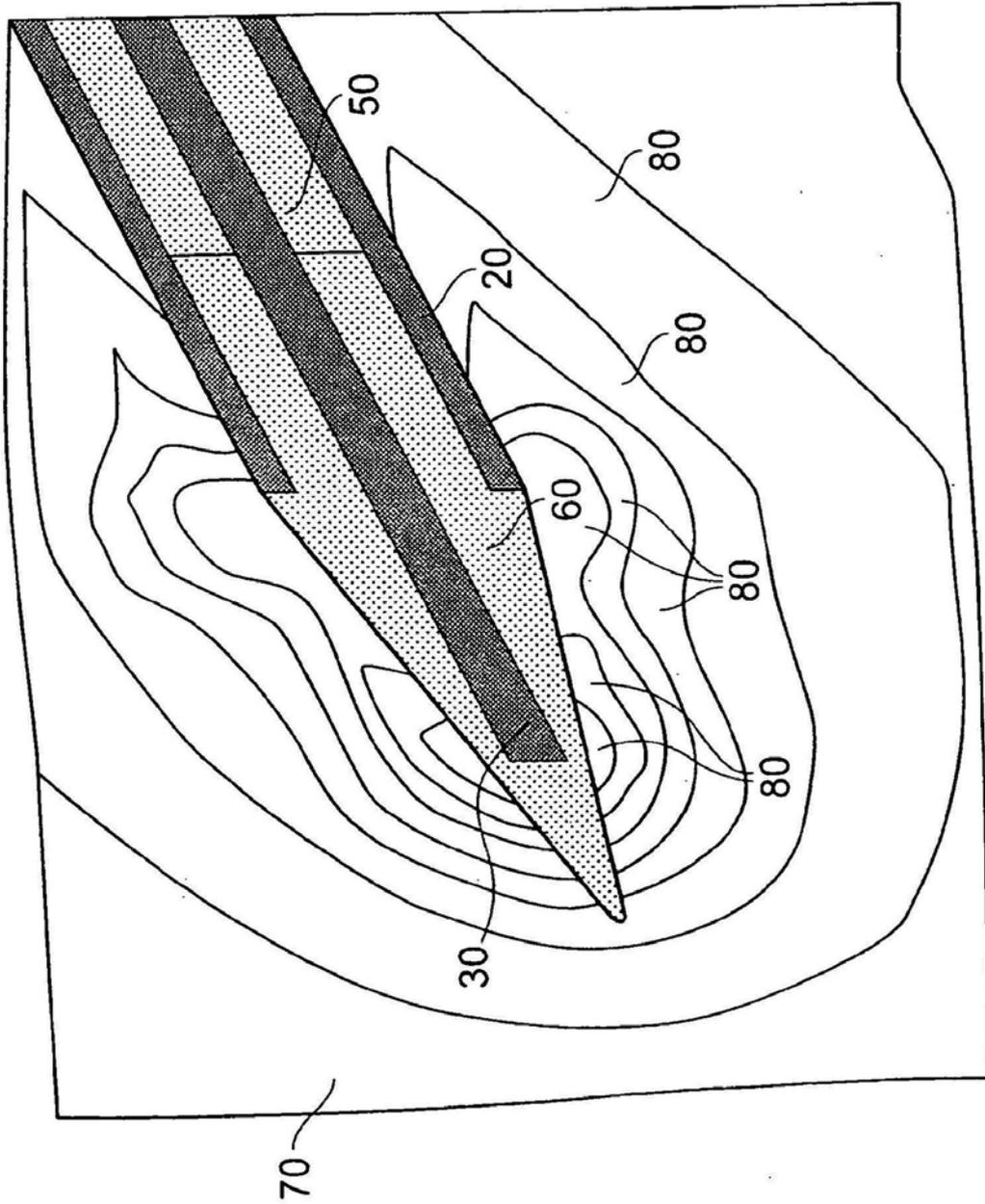


FIG. 8

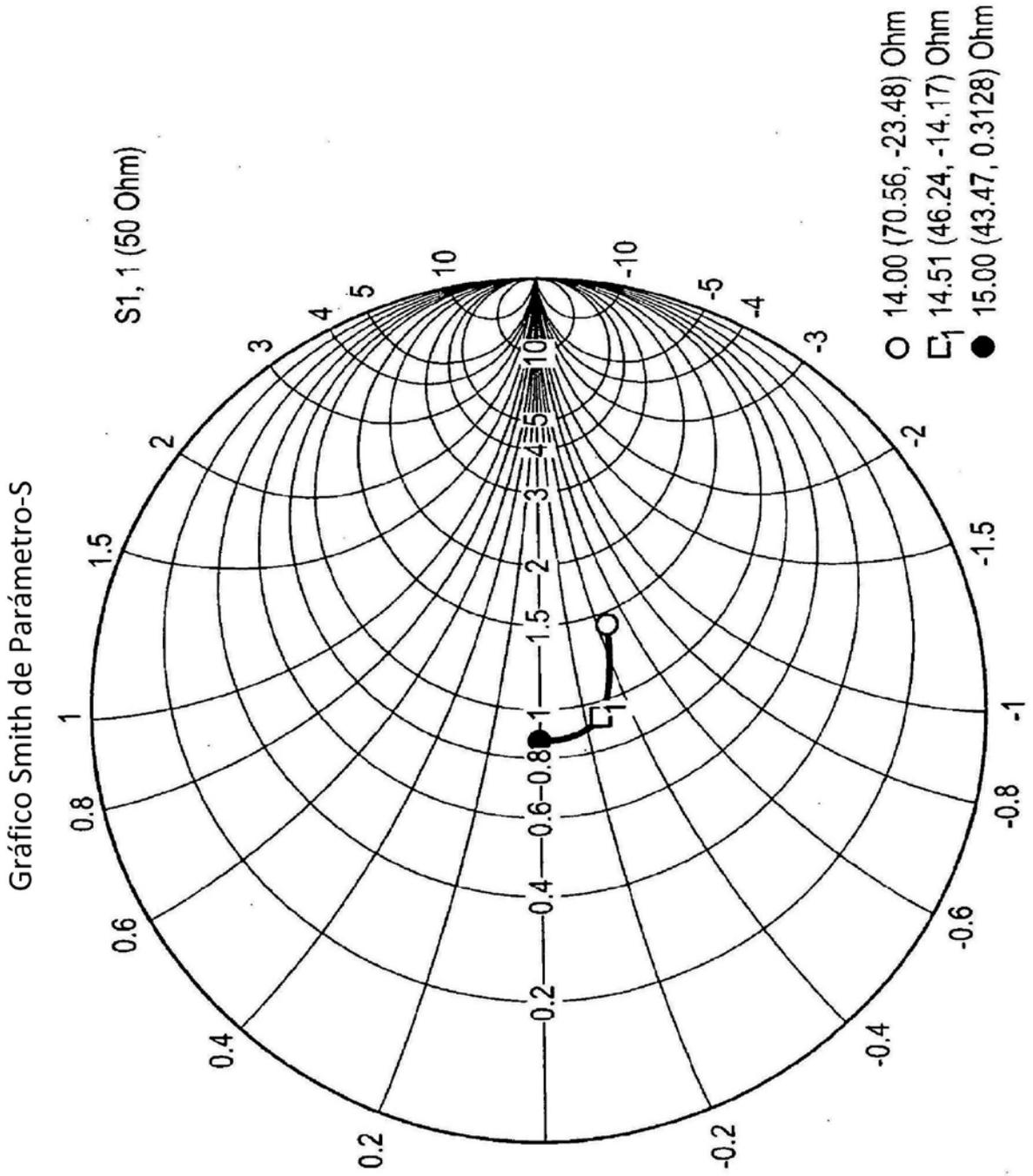


FIG. 9

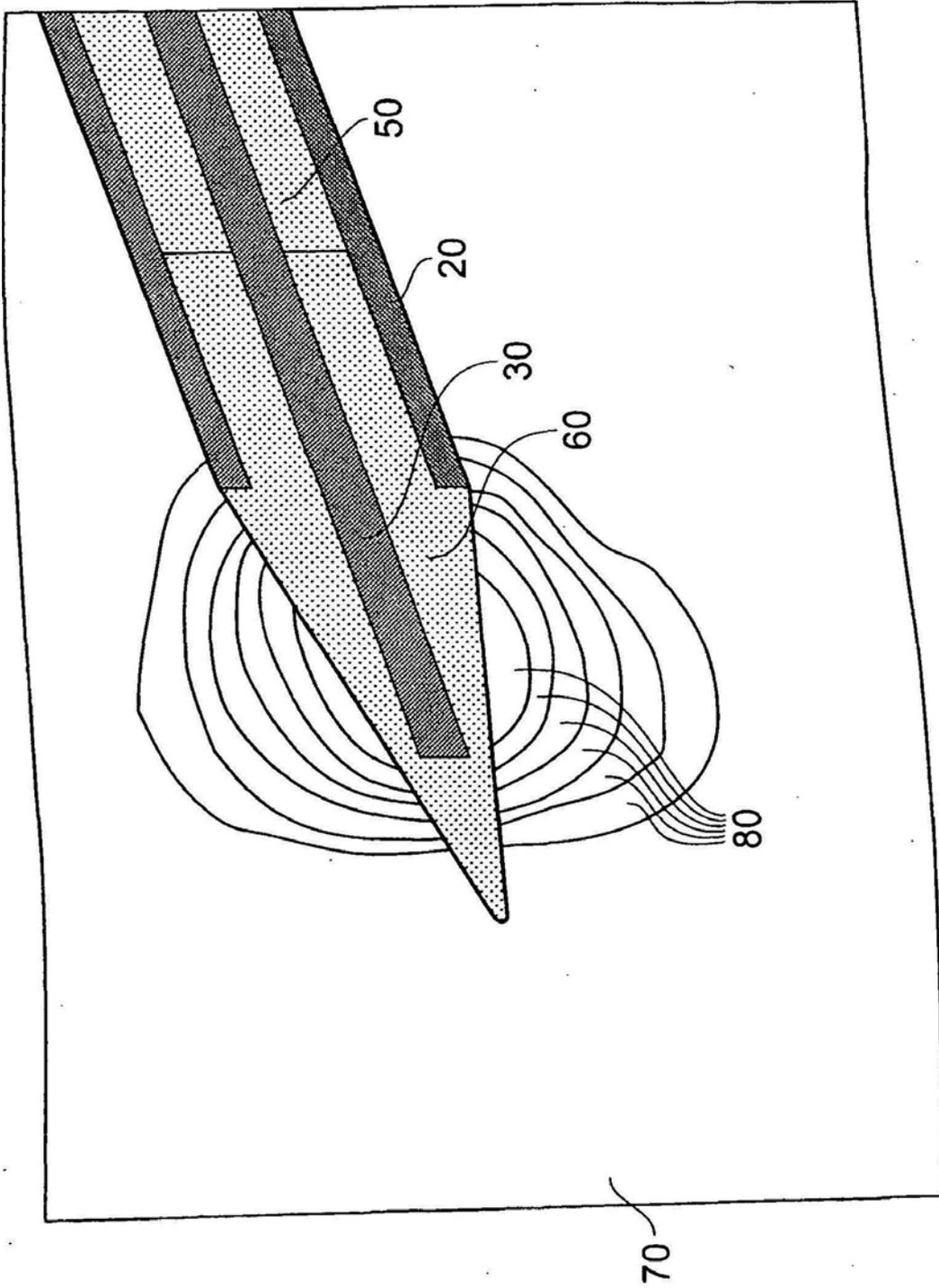


FIG. 10

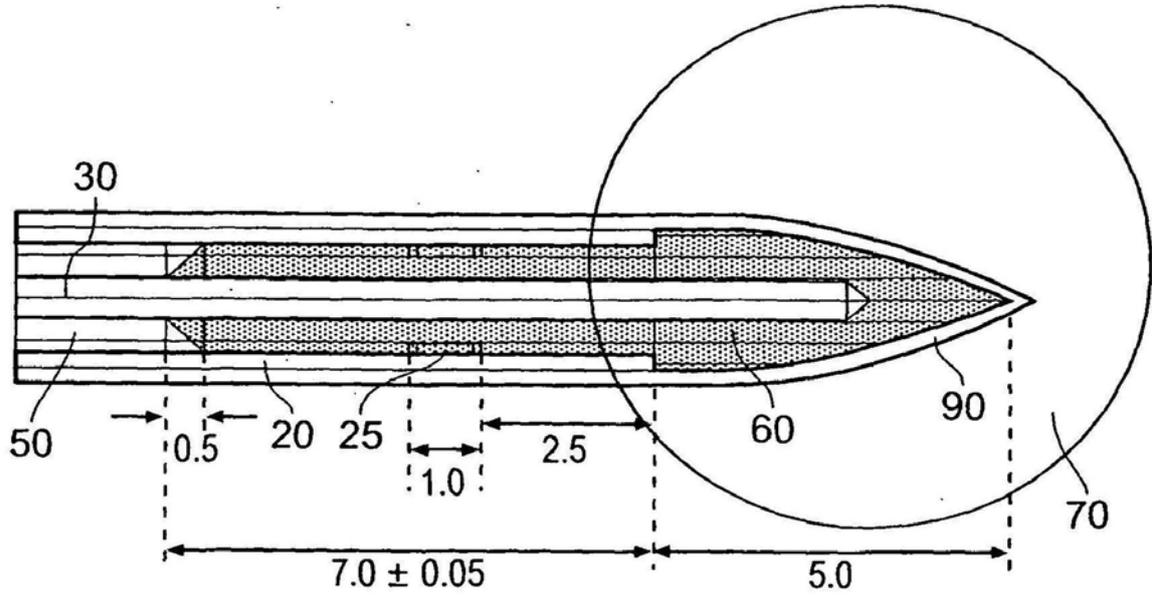


FIG. 11A

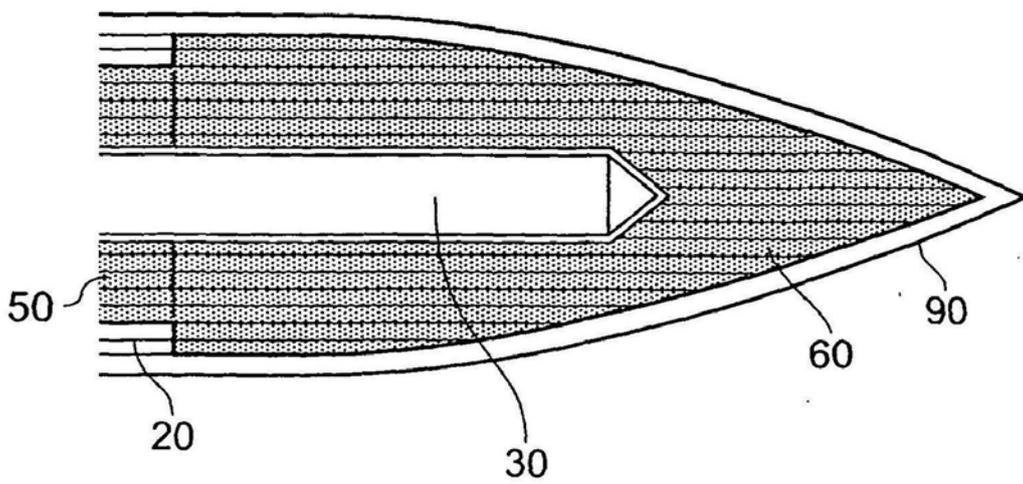


FIG. 11B

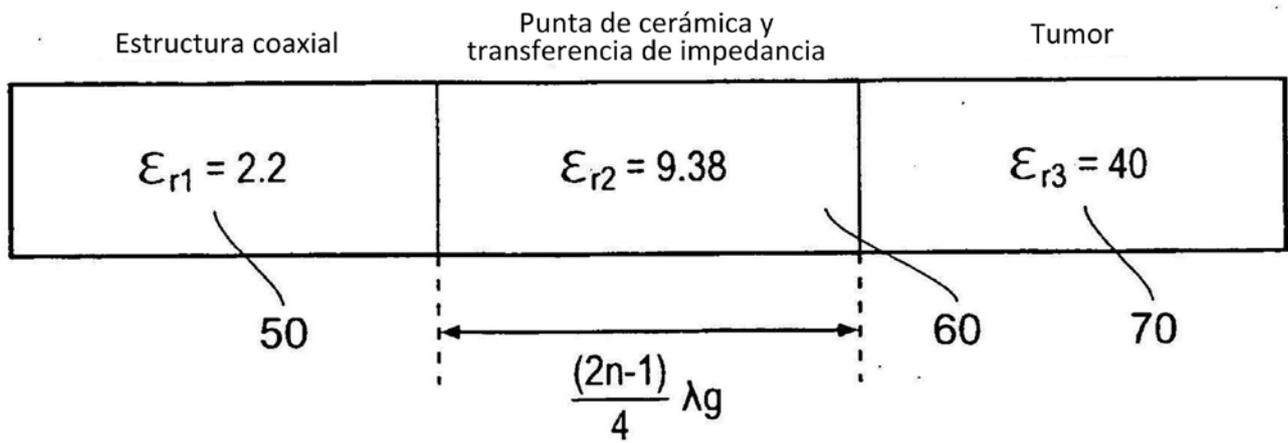


FIG. 11C

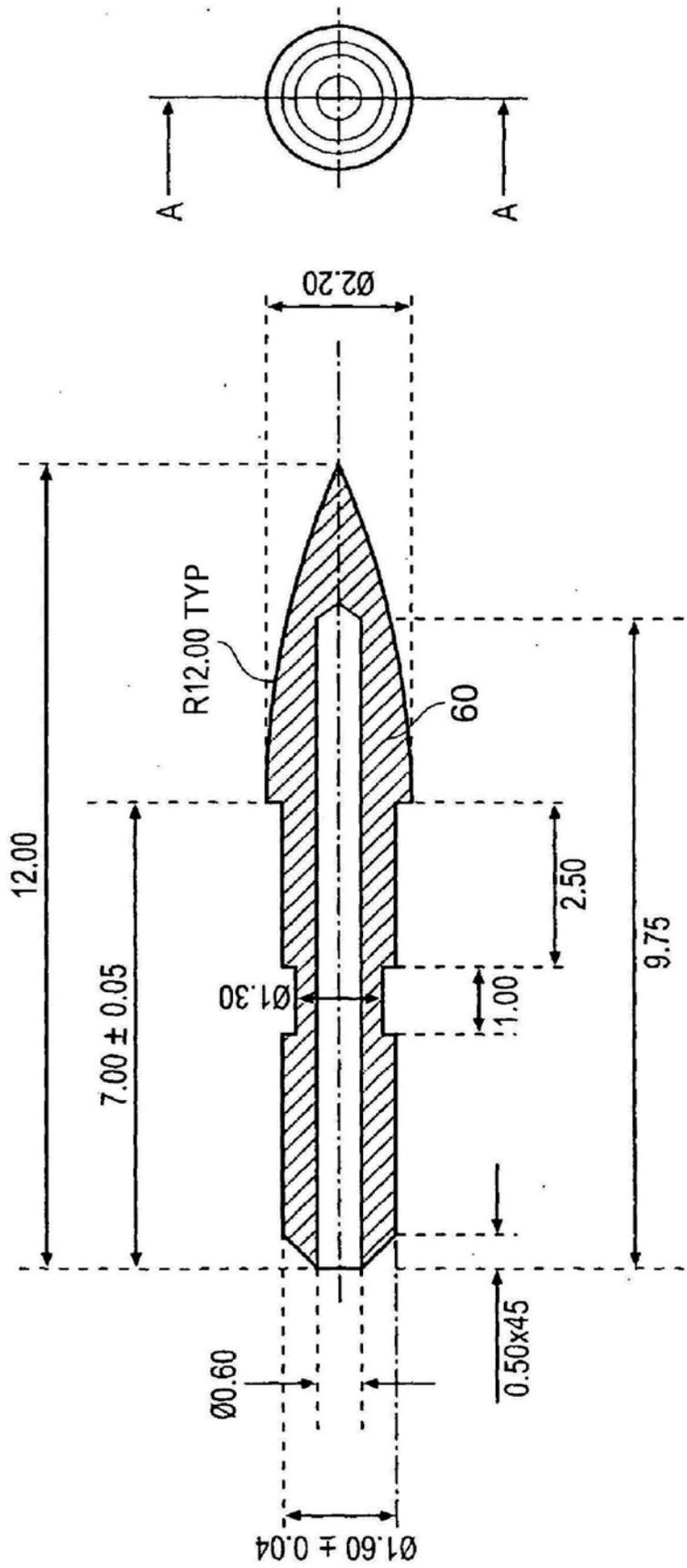


FIG. 12

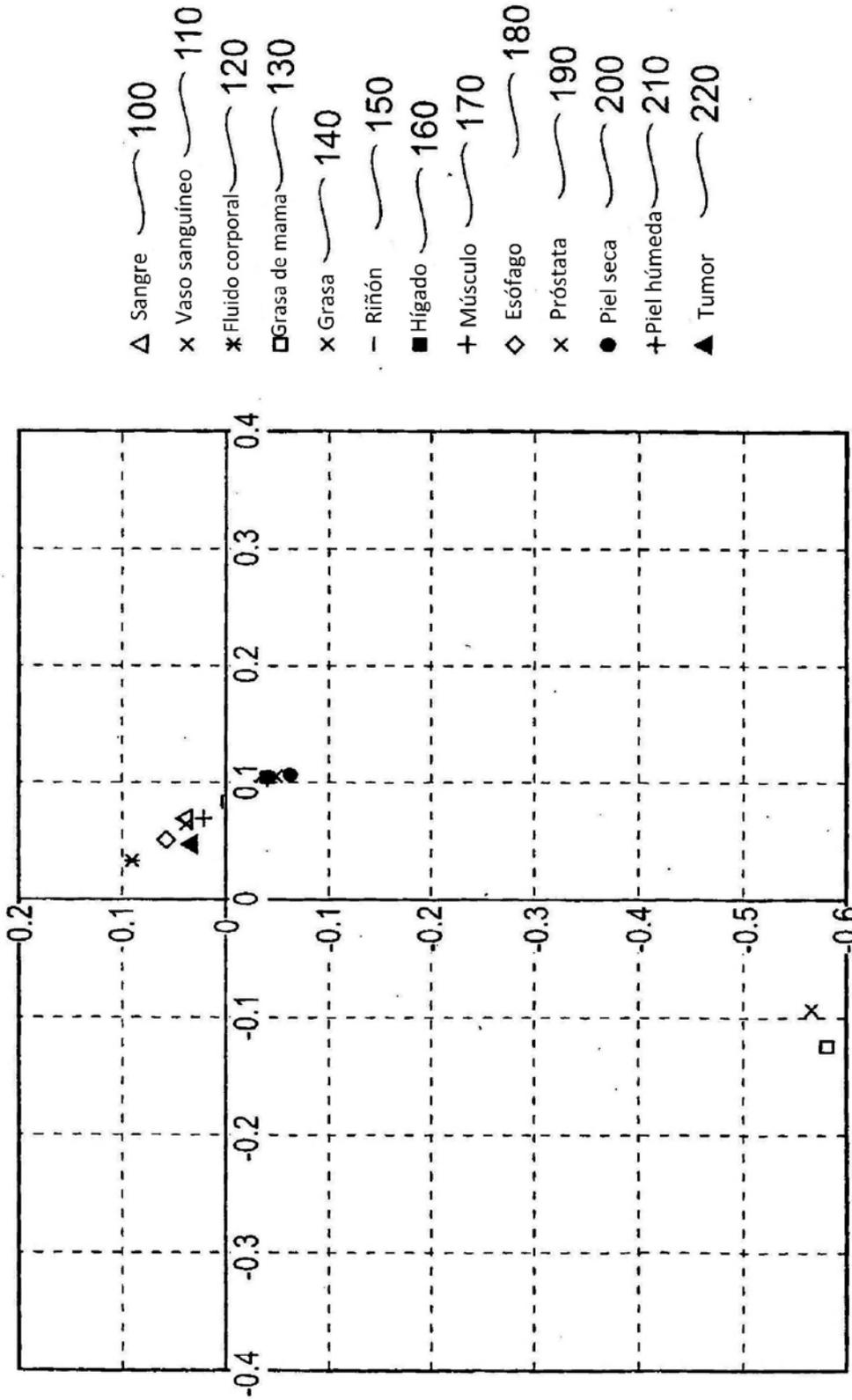


FIG. 13

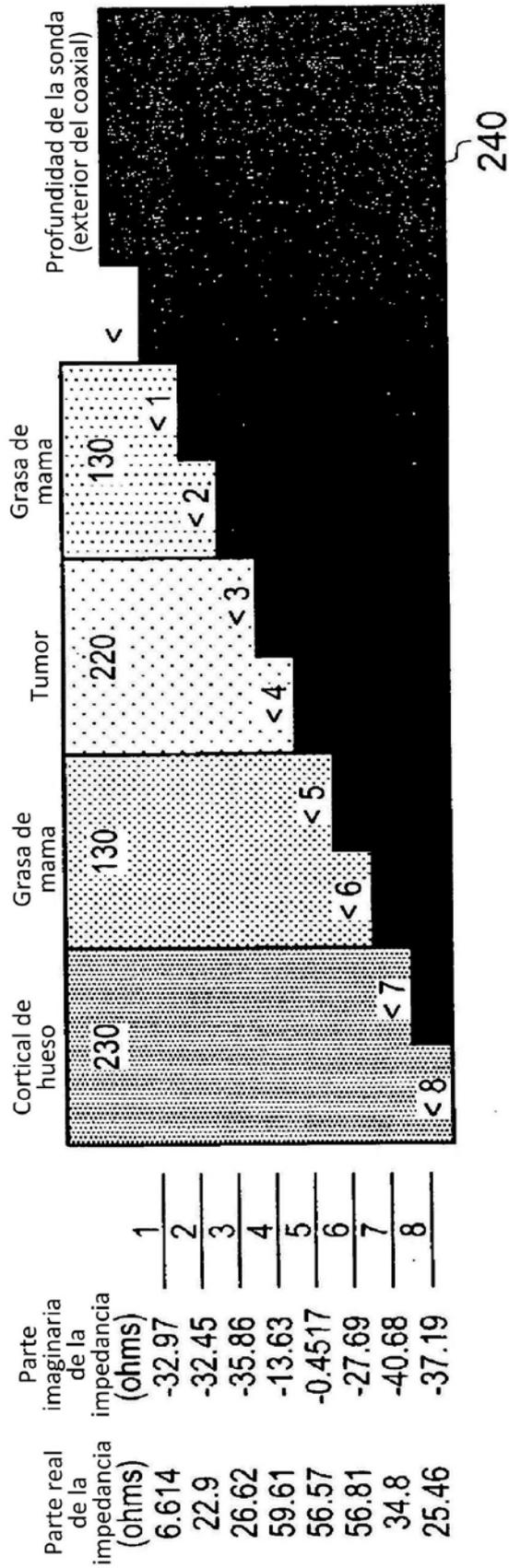


FIG. 14

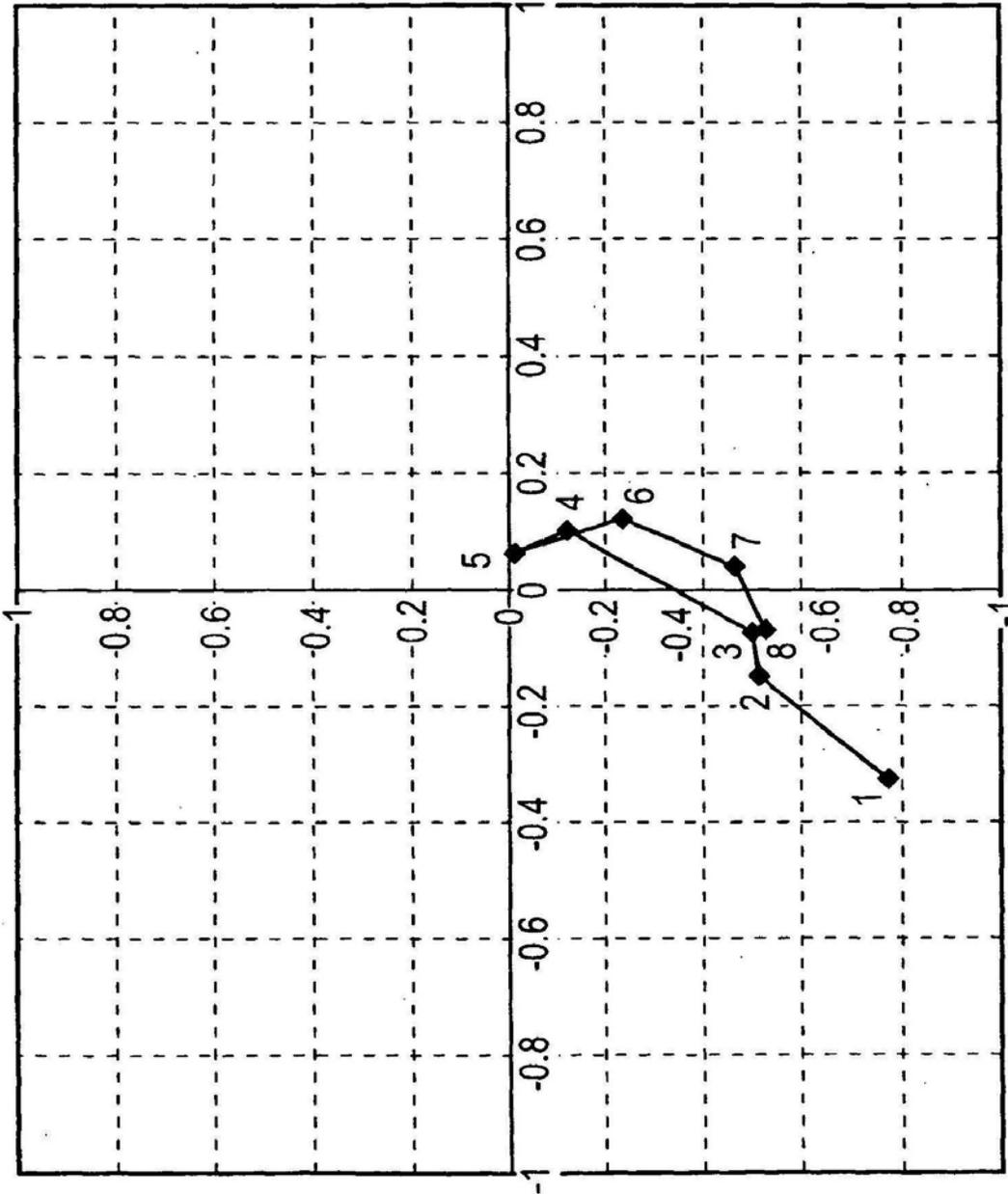


FIG. 15

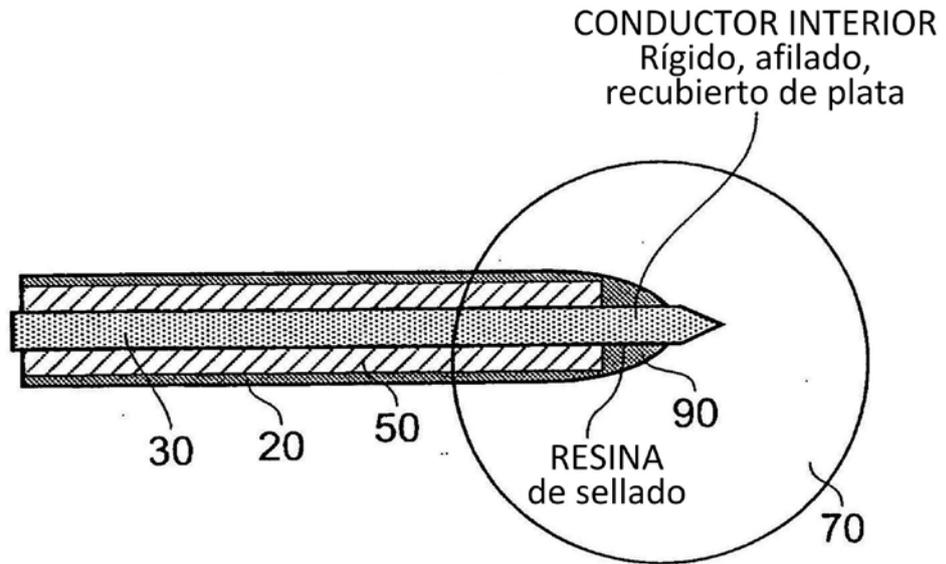


FIG. 16A

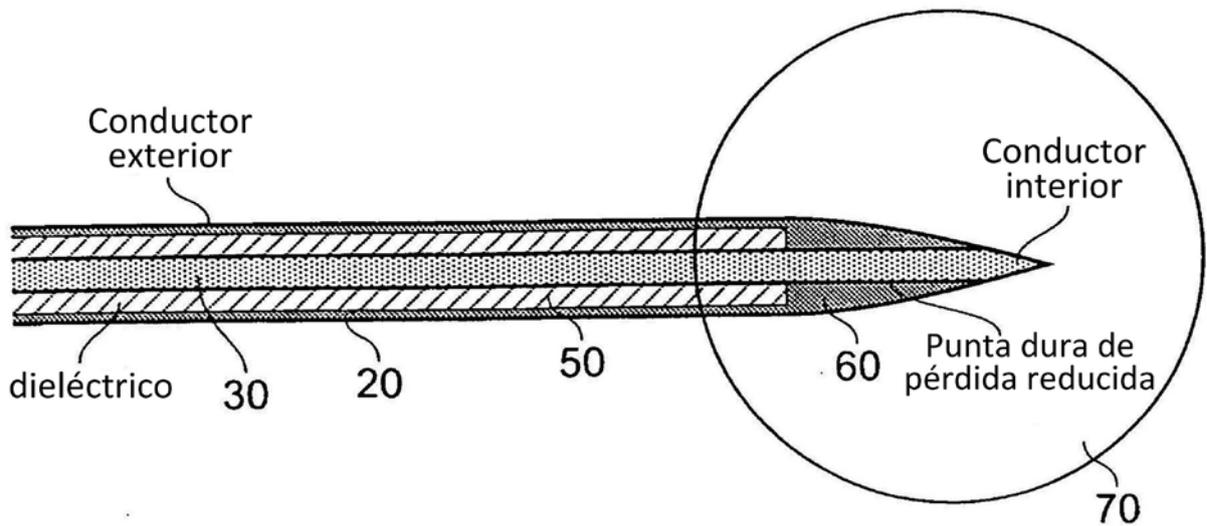


FIG. 16B

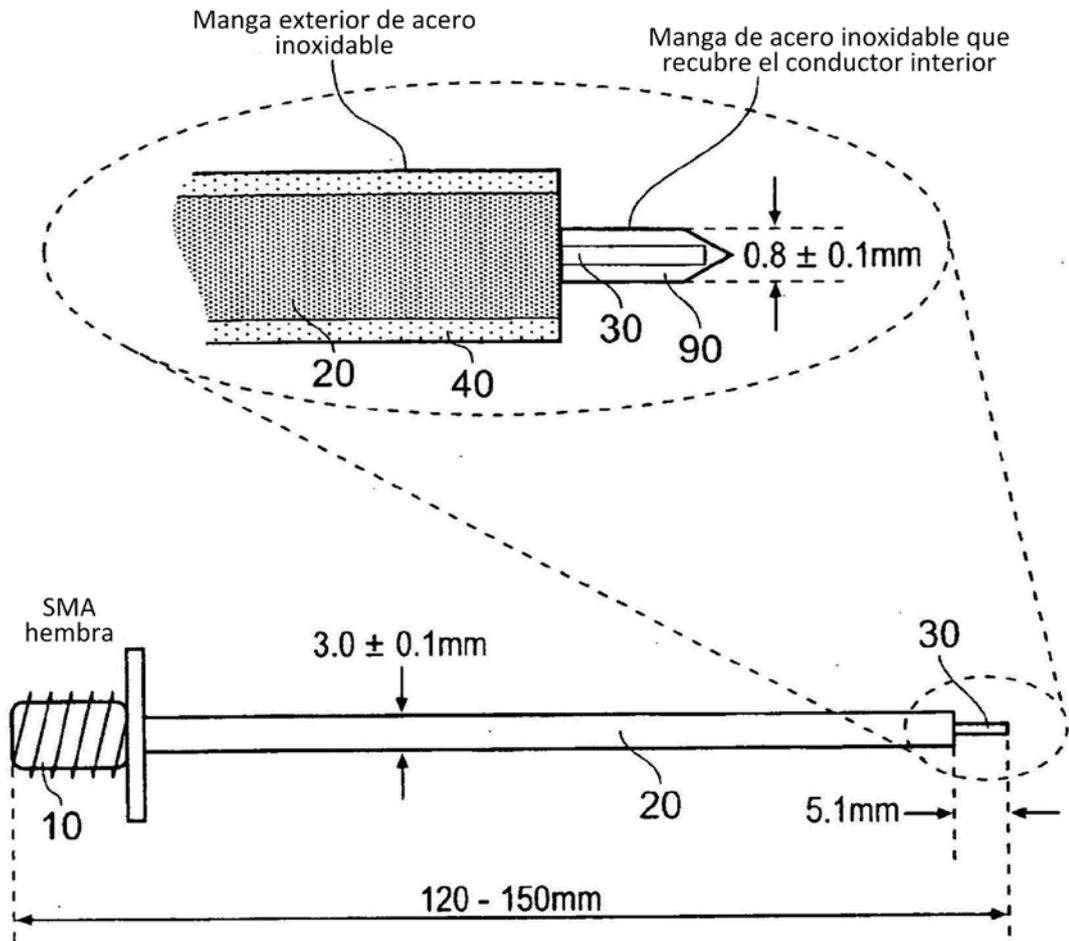


FIG. 17A

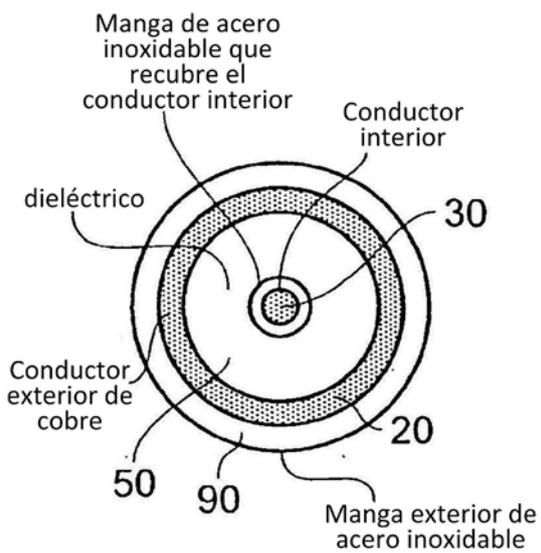


FIG. 17B

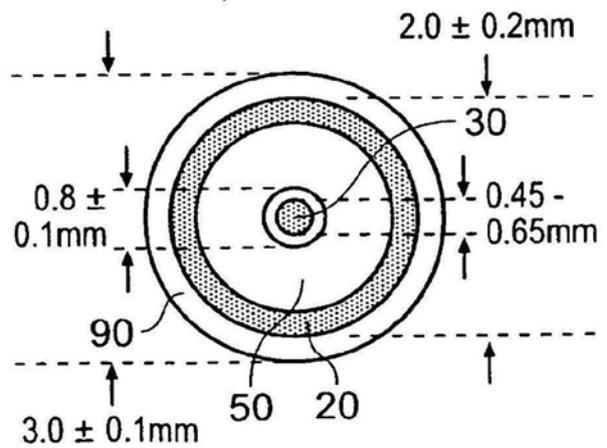


FIG. 17C

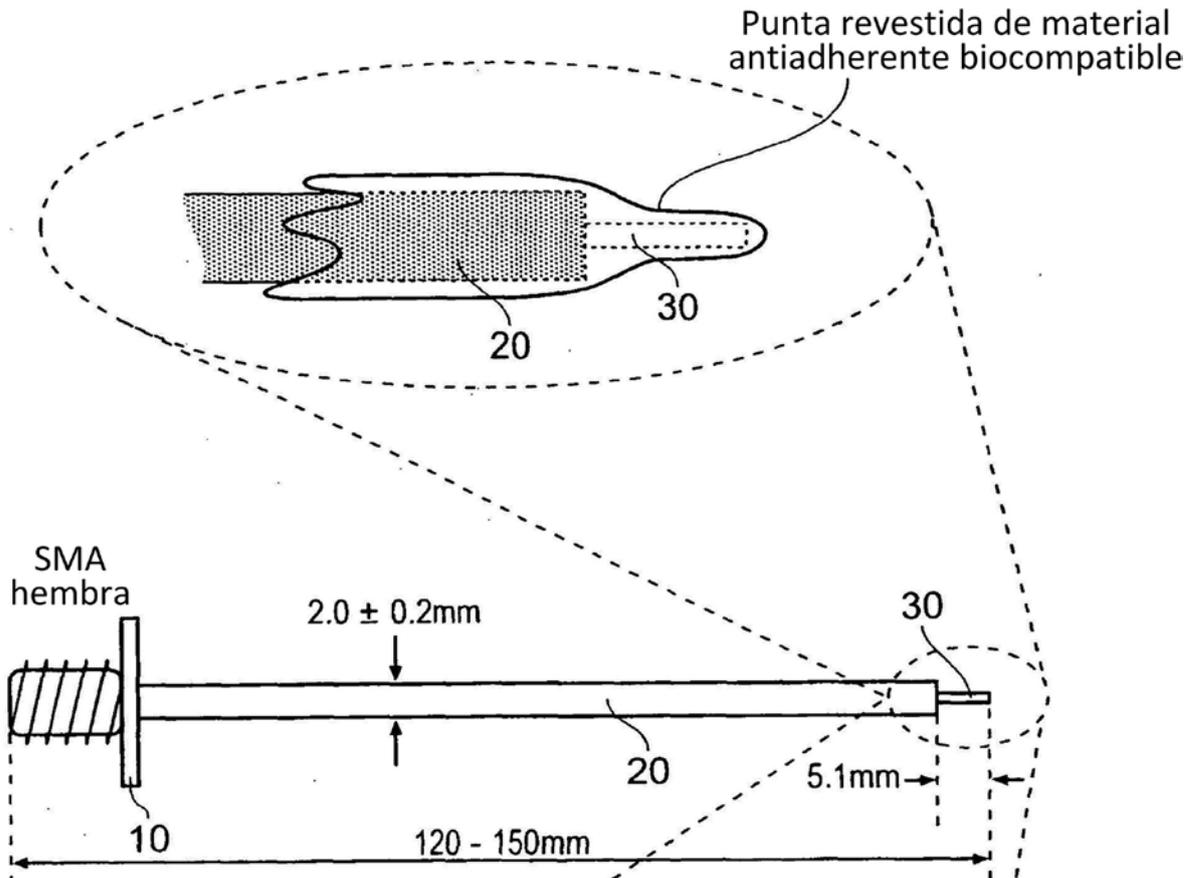


FIG. 18A

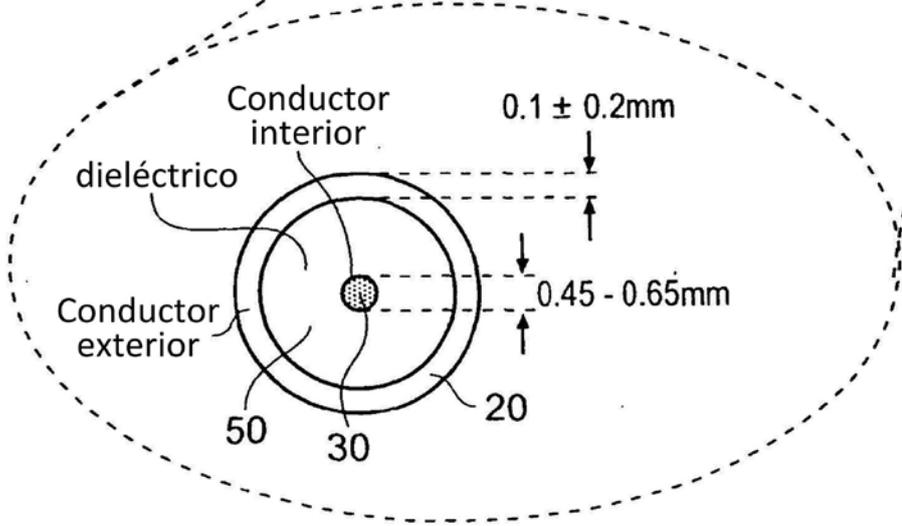


FIG. 18B

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 excluir errores u omisiones y la EPO niega toda responsabilidad en este sentido.

Documentos de patente citados en la descripción

10

- WO 2004047659 A [0002] [0009] [0021] [0033] [0055]
- WO 2005115235 A [0002] [0009] [0055]
- US 20030100894 A [0004]
- WO 9006079 A [0005]
- WO 2006084676 A [0006]
- WO 0064003 A [0007]
- US 6223086 B [0008]

15

Literatura diferente de patente citada en la descripción

- An internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10Hz - 100GHz. *IFAC-CNR*, 1997 [0028]
- An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10Hz - 100GHz. *IFAC-CNR*, 1997 [0049]

20