

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 638 791**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/40** (2006.01)

**A61N 1/44** (2006.01)

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61N 1/18** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.05.2014 PCT/GB2014/051468**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.11.2014 WO14184544**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.05.2014 E 14725510 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.07.2017 EP 2996768**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico de coagulación de doble función de plasma y microondas no ionizante y aparato electroquirúrgico que lo incorpora**

30 Prioridad:

**13.05.2013 GB 201308558**

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

**24.10.2017**

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)**

**Riverside Court, Beaufort Park**

**Chepstow, Monmouthshire NP16 5UH, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;**

**WHITE, MALCOLM;**

**HALES, PHILIP WILLIAM;**

**SAUNDERS, BRIAN y**

**HOLMES, SANDRA MAY BERNADETTE**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 638 791 T3

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

**DESCRIPCIÓN**

Instrumento electroquirúrgico de coagulación de doble función de plasma y microondas no ionizante y aparato electroquirúrgico que lo incorpora

5

**Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un aparato electroquirúrgico en que se usa energía de radiofrecuencia y/o de frecuencia de microondas para tratar un tejido biológico causando hemostasis (es decir, sellado de vasos sanguíneos rotos promoviendo la coagulación sanguínea). En particular, la invención se refiere a un aparato quirúrgico en que la energía de radiofrecuencia (RF) y/o microondas se usa junto con un flujo de gas para percutir y sostener un plasma térmico.

10

**Antecedentes de la invención**

15

La coagulación con plasma de argón (APC) o la coagulación con rayos de argón (ABC) es una técnica quirúrgica conocida para controlar la hemorragia superficial de una manera que no requiere contacto físico entre una sonda quirúrgica que suministra el plasma y la lesión. La APC puede realizarse de forma endoscópica, por lo cual un chorro de gas argón se dirige a través de una sonda que pasa a través de un endoscopio. La ionización del gas argón según se emite crea el plasma que causa la coagulación.

20

Para percutir el plasma es deseable tener un alto campo eléctrico (por ejemplo, condición de alto voltaje o alta impedancia). Por consiguiente, es necesario establecer un estado de alta impedancia para posibilitar el alto voltaje (alto campo eléctrico) necesario para descomponer el gas para generar plasma. En una realización analizada en el documento WO 2009/060213, se establece una condición de alto voltaje (alta impedancia) usando un circuito de retroceso que usa un circuito oscilante de baja frecuencia (por ejemplo, radiofrecuencia) y un transformador cuyo bobinado principal está conectada al circuito oscilante de baja frecuencia por un controlador adecuado y un dispositivo conmutador (por ejemplo, chip de unidad de puerta y un MOSFET de potencia o BJT). La disposición genera impulsos de alto voltaje o adiciones que percuten o inician de otro modo el plasma. Una vez percutido, el plasma puede mantenerse por un suministro de energía de microondas.

25

30

El documento GB 2 487 199 divulga un instrumento electroquirúrgico que tiene una punta de sonda capaz de suministrar energía de RF y microondas, donde la punta de la sonda incluye un conducto de suministro de fluido.

35

El documento GB 2 486 343 divulga un generador electroquirúrgico para suministrar energía de RF y microondas.

El documento GB 2 487 288 divulga un instrumento electroquirúrgico de vasos que tiene miembros de sujeción opuestos para sujetar un vaso biológico para suministrar energía de RF o microondas al mismo.

40

El documento US 6.391.027 divulga un instrumento quirúrgico con un electrodo móvil longitudinalmente.

El documento US 6.063.084 divulga un dispositivo para coagulación endoscópica de alta frecuencia, en que un electrodo activo es móvil respecto a un extremo distal de un catéter endoscópico.

45

El documento WO 93/05721 divulga un aparato electroquirúrgico en que un electrodo es móvil respecto a una boquilla de suministro de gases para conmutar entre el modo convencional y el modo de potenciación de gas de electrocirugía.

**Sumario de la invención**

50

La invención se define por las reivindicaciones adjuntas. En su aspecto más general, la presente invención proporciona un dispositivo electroquirúrgico que es capaz tanto de generar un plasma para realizar la coagulación superficial como de emitir un campo de microondas no ionizante (en ausencia de plasma) para realizar la coagulación a un nivel más profundo. La primera funcionalidad puede ser útil de la misma manera que la técnica APC convencional, por ejemplo, para tratar hemorragias superficiales. La última funcionalidad puede usarse para tratar úlceras pépticas o coagular vasos sanguíneos grandes.

55

Para conseguir la doble funcionalidad expresada anteriormente, el dispositivo electroquirúrgico de la invención comprende una punta de sonda que es ajustable entre dos configuraciones. La punta de la sonda se conecta para recibir energía de radiofrecuencia (RF) y/o energía de frecuencia de microondas desde un generador, y también define una trayectoria de flujo para un gas. En una primera configuración, la punta de la sonda define una estructura bipolar (por ejemplo, coaxial) para producir un alto campo eléctrico desde la energía de RF y/o de frecuencia de microondas recibida a través de la trayectoria de flujo para que el gas percuta y mantenga el plasma. En una segunda configuración, la punta de la sonda define una estructura de antena para emitir energía de microondas no ionizante en el tejido. La estructura de antena puede ser una antena monopolar radiante, que puede adoptar la forma de un cilindro, una bola, un cable rígido o una hélice o una antena de giro que es capaz de emitir

60

65

externamente (es decir, desde la sonda) un campo eléctrico desde la energía de frecuencia de microondas recibida. Por tanto, en la primera configuración, el dispositivo puede usar una de la energía RF y energía de microondas o ambas, mientras que, en la segunda configuración, el dispositivo preferiblemente usa la energía de microondas.

5 La estructura bipolar puede comprender conductores internos y externos. El conductor externo puede ser retráctil respecto al conductor interno para ajustar la punta de la sonda entre la primera configuración y la segunda configuración. Por ejemplo, cuando el conductor interno y el conductor externos están dispuestos de forma coaxial, el conductor externo puede retraerse desde una primera posición (correspondiente a la primera configuración) donde rodea el conductor interno, hasta una segunda posición (correspondiente a la segunda configuración) donde está desplazado axialmente hacia atrás (es decir, hacia el extremo proximal del dispositivo) para exponer el conductor interno.

15 En la primera configuración el plasma puede percutirse usando energía de RF o microondas. La energía de microondas puede usarse para mantener el plasma después de que se haya percutado. Esta disposición puede ofrecer una ventaja sobre el plasma de RF usado en sistemas electroquirúrgico convencionales, donde el campo eléctrico puede colapsar debido a la capacitancia del cable y la carga causada por las variaciones tisulares.

20 La impedancia del plasma se acopla preferiblemente a la impedancia del aplicador (y el sistema de suministro de energía) a la frecuencia de la energía de microondas para posibilitar la transferencia eficaz de la energía de microondas, producida por la fuente de microondas, en el plasma. Cuando se usa energía de microondas, el aplicador y/o el generador pueden sintonizarse (de forma estática o dinámica) para asegurar que el plasma se acople a la carga presentada por el tejido. A frecuencias de microondas, el cable forma una línea de transmisión de elemento distribuido, donde el acoplamiento de impedancia entre el aplicador y la fuente de energía se determina por la impedancia de la fuente del generador de microondas, la impedancia característica del cable (línea de transmisión), la impedancia de la propia estructura del aplicador y la impedancia del tejido. Si la impedancia característica del cable es igual a la impedancia de salida de la fuente, entonces toda la energía de microondas se suministrará en el aplicador, menos la atenuación causada por el cable (dieléctrico y pérdidas del conductor). Si la impedancia del aplicador y el tejido es igual que la impedancia característica del cable, entonces la energía máxima disponible en la fuente se transferirá al plasma/carga tisular. Pueden hacerse ajustes a la estructura del aplicador para mantener el mejor acoplamiento de impedancia entre el aplicador y el plasma/carga tisular, como se explica a continuación. También pueden hacerse ajustes en el generador o en la superficie de contacto entre el extremo distal del primer cable y el extremo proximal del segundo cable (del instrumento). Estos ajustes pueden ser en forma de un cambio de capacitancia y/o inductancia de la red de acoplamiento, es decir, sintonización de sección.

35 En esta memoria descriptiva "frecuencia de microondas" puede usarse ampliamente para indicar un intervalo de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferiblemente el intervalo de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias específicas que se han considerado son: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. Por el contrario, esta memoria descriptiva usa "radiofrecuencia" o "RF" para indicar un intervalo de frecuencia que es al menos 3 órdenes de magnitud inferior, por ejemplo, hasta 300 MHz, preferiblemente de 10 kHz a 1 MHz.

40 De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico como se expone en la reivindicación 1.

45 En una primera configuración, el instrumento puede funcionar para producir un plasma adecuado para la coagulación en superficie (o superficial) de un tejido biológico y/o esterilización/desinfección de tejido biológico o instrumentos. El gas puede ser argón, o cualquier otro gas adecuado, por ejemplo, dióxido de carbono, helio, nitrógeno, una mezcla de aire y uno cualquiera de estos gases, es decir, aire al 10 %/helio al 90 %. El alto campo eléctrico para percudir el plasma puede provocarse creando una condición de alta impedancia para la energía EM de RF o la energía EM de microondas en la punta de la sonda. Esto puede conseguirse a través de la selección de una geometría adecuada para el primer y el segundo electrodos. Por ejemplo, un trozo de material dieléctrico aislante, tal como cuarzo u otro material similar de baja pérdida, puede estar localizado entre el primer y el segundo electrodos en la primera configuración. Esto puede aumentar la impedancia y, por lo tanto, facilitar la creación de un alto campo eléctrico. En esta configuración, el segundo electrodo puede estar dispuesto para extenderse pasado (es decir, de forma más distal que) el primer conductor para asegurar que no se emite radiación no ionizante.

55 En una segunda configuración, la sonda puede irradiar energía de frecuencia de microondas en forma de un campo EM de microondas para la coagulación más profunda de tejido biológico o esterilización.

60 En una realización preferida, el instrumento es capaz de recibir energía EM tanto RF como microondas. La energía EM de RF puede ser para percudir el plasma y puede recibirse como un impulso de alto voltaje. La energía EM de microondas es para mantener el plasma, es decir, suministrar energía al plasma para mantener el estado de ionización. Esta también puede recibirse como un impulso. El plasma se puede percudir repetidamente de una manera para producir un haz cuasicontinuo de plasma. La ventaja de esta disposición sobre el dispositivo APC convencional que usa solamente energía EM de RF es que el plasma no colapsará debido a la carga capacitiva o el cambio de un entorno seco a húmedo. Además, la naturaleza de configuración doble del instrumento posibilita conmutar a un estado adecuado para la coagulación profunda, donde el segundo electrodo (y el material dieléctrico

aislante) se extraen hasta una distancia donde el primer electrodo está expuesto de modo que actúa como una estructura de antena monopolar de microondas radiante como se analiza a continuación.

5 También puede ser posible percutir el plasma usando la energía de frecuencia de microondas, por ejemplo, usando un resonador de microondas o un transformador de impedancia, es decir, un transformador de cuarto de onda que transforma un bajo voltaje a un voltaje mayor para percutir plasma usando una línea de transmisión de mayor impedancia que es de un cuarto de onda (o un múltiplo impar del mismo) de longitud a la frecuencia de funcionamiento. Esta línea de alta impedancia puede conmutarse para percutir el plasma o inactivarse (es decir, para volver a una línea de impedancia inferior) una vez el plasma se ha percutido y se requiere mantener el plasma.  
10 Puede usarse preferiblemente un PIN de energía o un diodo varactor para conmutar entre los dos estados, aunque puede ser posible usar un conmutador coaxial o guíaondas.

15 La sonda alargada puede comprender una funda que rodea el cable coaxial. La funda puede actuar protegiendo el cable coaxial, pero también puede definir el conducto de gas, por ejemplo, como un espacio entre una superficie interior de la funda y una superficie exterior del cable coaxial. El conducto de gas puede tener un acceso de entrada localizado en un extremo proximal de la funda para conectar con una fuente de gas (por ejemplo, una bombona de gas presurizado o similar).

20 La funda además puede ser el medio para provocar el movimiento relativo entre el primer y el segundo electrodos. El movimiento relativo entre el primer y el segundo electrodos puede conseguirse deslizando un catéter conductor (por ejemplo, metálico) sobre un cable coaxial de microondas, cuyo conductor exterior también puede ser metálico. En esta configuración, la superficie interior del catéter (o tubo que desliza sobre el cable coaxial) debe hacer un buen contacto eléctrico con el conductor exterior del cable coaxial. Esto puede conseguirse proporcionando una estructura conductora permeable a gases que es deslizable respecto al segundo electrodo o electrodo exterior del cable coaxial  
25 y permite el flujo de gas a través del mismo. La estructura conductora permeable a gases puede ser una cualquiera de: una malla conductora; una jaula de cables o resortes conductores que se extienden de forma radial; y una pluralidad de dientes que sobresalen radialmente espaciados de forma circunferencial. La estructura conductora permeable a gases, por tanto, puede proporcionar una pluralidad de (por ejemplo, cuatro o más) conexiones circunferenciales o se necesitarán contactos puntuales para asegurar que se hace una buena conexión eléctrica  
30 para la señal de microondas. Esta solución puede proporcionar un equilibrio entre tener suficientes puntos de conexión para crear un entorno apropiado para que la energía de microondas se propague, para permitir que suficiente gas fluya y para permitir que el otro catéter se mueva sobre el cable coaxial con relativa facilidad.

35 En una realización, el segundo electrodo puede estar montado sobre o formado en el extremo distal de la funda, y la funda puede ser retráctil respecto al cable coaxial. En otras palabras, la funda puede ser capaz de retirarse para dejar al descubierto el primer electrodo en la punta de la sonda. La funda puede ser coaxial con el cable coaxial. El primer y el segundo electrodos, por tanto, pueden ser coaxiales entre sí en la primera configuración. El segundo electrodo puede ser una banda anular de material conductor sobre el extremo distal de la funda. El material dieléctrico mencionado anteriormente puede ser una abrazadera de cuarzo montado sobre la funda hacia el interior  
40 de la banda anular. Como alternativa o adicionalmente, el material dieléctrico puede ser parte del electrodo interior, como se analiza a continuación.

45 La funda retráctil puede comprender dos o más secciones telescópicas. Las secciones telescópicas pueden tener un precinto estanco a fluidos entre las mismas para evitar que se escape el gas. La funda exterior deslizable puede retraerse o extenderse usando un sistema mecánico o electromecánico, es decir, un deslizador mecánico, un motor lineal o un dispositivo de motor de pasos. Como se explica a continuación, la posición de la funda exterior con respecto al conductor exterior del cable coaxial puede determinarse por una pérdida de retorno o medición de acoplamiento/desacoplamiento de impedancia hecha usando una medición de energía reflejada o energía directa y reflejada, es decir, un reflectómetro o medición de puente VSWR usando uno o más detectores dentro del generador  
50 o dentro de la sonda.

55 En una realización alternativa, el propio cable coaxial puede ser móvil dentro de la funda. En esta disposición la funda puede asegurarse, por ejemplo, fijarse a una pieza manual proximal, que puede incluir un deslizador manual o cualquiera de los mecanismos de movimiento mencionados en este documento para deslizar el cable coaxial dentro de la funda.

60 El primer electrodo puede ser una estructura de antena de monopolo de microondas radiante acoplada para recibir energía de RF y/o microondas desde el cable coaxial. El conductor exterior del cable coaxial puede estar conectado a tierra para formar un suministro desequilibrado o puede ser flotante para formar un suministro equilibrado a la antena, es decir, donde el voltaje en ambos conductores está subiendo y bajando. Preferiblemente, el primer electrodo está conformado para actuar como una antena de microondas para emitir un campo de microondas correspondiente a la radiación EM de microondas recibida. Por ejemplo, la estructura de radiación monopolar puede comprender un cilindro de material dieléctrico que tiene un extremo distal hemisférico que rodea una longitud del conductor interno del cable coaxial que sobresale más allá del conductor exterior y se extiende a través del cilindro  
65 de material dieléctrico para sobresalir en su extremo distal hemisférico. Son posibles otras formas del extremo distal, por ejemplo, bola o extremo plano. El cilindro puede estar hecho de material cerámico de baja pérdida. La presencia

del cilindro dieléctrico puede mejorar el suministro de energía al tejido, por ejemplo, reduciendo la cantidad de energía reflejada. El extremo de la longitud del conductor interno que sobresale desde el extremo distal hemisférico del cilindro puede ser redondeado, por ejemplo, conformado en un hemisferio, para proporcionar un campo emitido más uniforme.

5 Preferiblemente, la estructura radiante monopolar (es decir, el primer electrodo en la segunda configuración) está dispuesta para acoplar bien con la impedancia de la sangre a la frecuencia de la radiación EM de microondas para producir radiación no ionizante que se acople de forma eficaz en la sangre para causar una coagulación controlada.

10 El electrodo exterior del cable coaxial puede estar conectado al segundo electrodo por una malla conductora que permite que fluya el gas a través de la misma. La malla conductora, por lo tanto, puede montarse en la trayectoria en la sonda, es decir, en el espacio entre el cable coaxial y la funda. Como alternativa, el espacio entre el cable coaxial y la funda puede estar dividido en una pluralidad de subtrayectorias, por ejemplo, por elementos divisores conectados a o parte de la funda. En esta situación, los elementos divisores o un elemento conector diferente  
15 pueden proporcionar una conexión eléctrica entre el conductor exterior del cable coaxial y el segundo electrodo. La conexión también puede hacerse por un cable o tira flexible, que puede soldarse o engarzarse al segundo electrodo.

La sonda puede usarse de forma laparoscópica o puede tener la dimensión correcta para poderse insertar a través de un dispositivo de examen, por ejemplo, a través del canal del instrumento de un endoscopio, gastroscopio, broncoscopio o similar. Por ejemplo, el cable coaxial puede tener un diámetro de 2,5 mm o menos, preferiblemente 2,2 mm o menos. La funda puede tener un diámetro exterior de menos de 2,6 mm, preferiblemente de menos de 2,5 mm. Para instrumentos laparoscópicos más grandes, el diámetro exterior puede ser de 3 mm o más, y puede usarse un cable coaxial de diámetro más grande.

25 De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un aparato electroquirúrgico para realizar la coagulación, que comprende: un generador de señales microondas para generar una energía EM de microondas; un instrumento electroquirúrgico como se describe anteriormente conectado para recibir la energía EM de microondas; una estructura de suministro para transportar la energía EM de microondas a la sonda, comprendiendo la estructura de suministro un canal de microondas para conectar la sonda al generador de señales de microondas, un suministro de gas conectado para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico, donde el aparato puede funcionar: en un modo de coagulación superficial cuando el instrumento electroquirúrgico está en la primera configuración y se suministra gas al mismo, por el cual la energía EM de microondas suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para percutir y/o mantener un plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos; y un modo de coagulación de tejido profundo cuando el instrumento electroquirúrgico está en la segunda configuración sin gas  
30 suministrado al mismo, por el cual la energía EM de microondas suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para emitir un campo eléctrico no ionizante hacia el exterior desde la punta de la sonda. El aparato puede incluir un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar energía electromagnética de (EM) de RF que tiene una primera frecuencia, donde: la energía EM de frecuencia microondas tiene una segunda frecuencia que es mayor que la primera frecuencia, la estructura de suministro incluye un canal de RF para conectar la sonda al generador de señales de RF, y en el modo de coagulación superficial el aparato está dispuesto para suministrar a energía EM de RF a la punta de la sonda para percutir el plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos.

El aparato puede comprender un circuito de generación de señales de percusión dispuesto para causar un impulso (o impulsos) de radiación EM de RF a suministrarse a la sonda para generar el alto campo eléctrico a través del trayectoria de flujo para percutir el plasma, donde el circuito de generación de señales de percusión incluye circuitería de control dispuestos para usar una característica detectable de un impulso de radiación EM de microondas sobre el canal de microondas para activar la generación del impulso de radiación EM de RF. La radiación EM de RF, por tanto, se usa para percutir el plasma, mientras que la radiación EM de microondas se usa para mantener el plasma. Coordinando el suministro de un impulso de percusión de RF con un impulso de radiación EM de microondas como se describe anteriormente, el aparato es capaz de percutir el plasma con mayor seguridad.

El aparato adicionalmente puede comprender un detector de señales de microondas para tomar muestras de energía directa y reflejada del canal de microondas y generar a partir de las mismas una señal de detección de microondas indicativa de la energía de microondas suministrada por la sonda, y un controlador en comunicación con el detector de señales de microondas para recibir la señal de detección de microondas, donde el controlador puede funcionar para seleccionar un perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas, siendo el perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas para la coagulación de tejido, donde el controlador comprende un microprocesador digital programado para producir una señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la señal de control de microondas para establecer el perfil de suministro de energía para la radiación EM de microondas, y donde el controlador está dispuesto para determinar un estado para la señal de control de microondas basándose en la señal de detección de microondas recibida. La disposición puede usarse para medir la señal de microondas reflejada, por la cual la señal de detección de microondas es representativa de si se ha percutido o no un plasma. El detector de señales también puede estar dispuesto para controlar de forma continua la radiación EM de microondas directa y reflejada para asegurar que se mantiene el mejor acoplamiento de impedancia durante el suministro de plasma. El detector de señales de microondas puede comprender detectores de señales directas y reflejadas (por ejemplo, acopladores de energía  
55  
60  
65

- 5 5 direcciónales adecuados sobre el canal de microondas). Los detectores pueden estar dispuestos para detectar solamente la magnitud de la señal, por ejemplo, pueden ser detectores de diodo. Como alternativa, los detectores pueden estar dispuestos para detectar la magnitud y la fase, por ejemplo, pueden ser detectores de heterodino. La señal de detección de microondas, por tanto, puede ser representativa de la información de pérdida de retorno o acoplamiento de impedancia. La posición relativa del primer y el segundo electrodos del instrumento electroquirúrgico puede ser ajustable por el controlador en el modo de coagulación superficial (es decir, cuando se está generando plasma) hasta que se alcanza un umbral de pérdida de retorno establecido, es decir, 8 dB, 10 dB o 12 dB.
- 10 10 El aparato puede incluir un mecanismo de movimiento para causar el movimiento relativo entre el primer electrodo y el segundo electrodo, donde el controlador está dispuesto para comunicar una señal de control al mecanismo de movimiento basándose en la señal de detección de microondas recibida. El mecanismo de movimiento puede ser mecánico, y puede estar controlado de forma manual, por ejemplo, por el operario del instrumento. El mecanismo de movimiento puede comprender un accionador, por ejemplo, palanca o brazo de tracción, localizado en el extremo
- 15 15 distal del instrumento, por ejemplo, un mecanismo deslizante o rotativo que se mueve a mano.
- Sin embargo, también se contempla en este documento el control del movimiento relativo del primer y el segundo electrodos (es decir, estableciendo la primera y segunda configuración) de una manera automatizada, por ejemplo, usando un mecanismo electromecánico. Por ejemplo, en una realización, puede haber un controlador de configuración dispuesto para mover automáticamente el manguito y manejar el suministro de gas de acuerdo con la tasa de flujo de sangre en el sitio del tratamiento. Esta característica puede usarse para asegurar que se tratan grandes hemorragias de una manera conveniente y que la profundidad de calentamiento del tejido sano está limitada.
- 20 20
- 25 25 Además, el controlador puede estar dispuesto para manejar automáticamente el mecanismo de movimiento como un medio para controlar el acoplamiento de impedancia en el plasma. Las mediciones de energía reflejada y directa en el canal de microondas pueden usarse para controlar la posición del catéter exterior con respecto al cable coaxial interior (o el electrodo interior adherido al cable coaxial) por movimiento manual o mediante un accionador electromecánico (accionador PZT, un accionador magnetoestrictivo, motor de pasos, motor lineal) basándose en las
- 30 30 mediciones de pérdida de retorno o acoplamiento de impedancia. La aparición de una hemorragia profunda o intensa mientras se realiza ABC o coagulación superficial puede causar que el plasma se extinga, lo que a su vez daría lugar al cambio de la medición de la pérdida de retorno, es decir, de 10 dB (buen acoplamiento) a 2 dB (mal acoplamiento). En la presente invención, la funda exterior puede moverse automáticamente hacia atrás para permitir que la antena de microondas se despliegue para posibilitar que la energía de microondas no ionizante se acople a la
- 35 35 sangre o el vaso en lugar de gas ionizante (plasma) para producir coagulación más profunda para tratar una hemorragia más grande.
- El controlador de la configuración puede incluir un motor de pasos o motor lineal conectado a la funda o el cable coaxial para mover el primer y el segundo electrodos uno respecto al otro. El movimiento del primer electrodo también puede basarse en una medición del caudal en lugar de o además de la medición del acoplamiento de impedancia o pérdida de retorno. En este caso, el modo de funcionamiento se cambia automáticamente de coagulación superficial (ABC) a coagulación más profunda (antena de monopolo prolongada para suministrar radiación de microondas no ionizante) para producir coagulación profunda basándose en un aumento en el caudal de sangre.
- 40 40
- 45 45 El controlador de la configuración puede conectarse a una válvula para controlar el suministro de gas, por ejemplo, para inactivar el suministro cuando el instrumento se mueve a la segunda configuración y para activarlo cuando el instrumento se mueve a la primera configuración. La válvula puede ser parte del instrumento, por ejemplo, integrada entre la funda y el cable coaxial, o puede estar localizada fuera del instrumento, por ejemplo, en el suministro de
- 50 50 gas.
- Además, en combinación con el detector de señal de microondas mencionado anteriormente, el controlador de la configuración puede estar dispuesto para controlar la posición de la funda en la primera configuración cuando el plasma está presente basándose en la señal de detección de microondas para minimizar la señal de microondas reflejada. En otras palabras, el controlador de la configuración comprende una disposición de retroalimentación para sintonizar de forma precisa la posición de la funda en la primera configuración para facilitar un suministro eficaz del plasma.
- 55 55
- 60 60 Aunque el instrumento puede estar dispuesto para generar un plasma térmico cuando está en la primera configuración, también puede estar dispuesto para generar un plasma no térmico para esterilización. Con una estructura de aplicador coaxial que tiene una región que genera plasma con un diámetro entre 3 mm y 5 mm, es decir, el diámetro interior del conductor exterior dentro de la estructura coaxial tiene un diámetro entre 3 mm y 5 mm, y un tubo de cuarzo que ajusta firmemente dentro con un grosor de pared entre 0,25 mm y 1 mm, y cuando el diámetro exterior del conductor interior es entre 0,75 mm y 4 mm (que permite un espacio para que fluya gas en la
- 65 65 región entre el conductor interior y la pared interior del tubo de cuarzo), puede producirse un plasma no térmico adecuado para desinfección o esterilización haciendo funcionar el generador en modo pulsado con un ciclo de

trabajo de menos de un 40 %, es decir, un 28 %. En una realización, la energía de rms en un único impulso de microondas es 50 W y el tiempo de activación del impulso es 40 ms, en un periodo total de 140 ms, es decir la energía promedio suministrada al plasma es 14,28 W a 2,45 GHz. Cuando se usa un impulso de percusión de RF en esta configuración, la duración del impulso de percusión de RF es de aproximadamente 1 ms, y la frecuencia de las oscilaciones sinusoides fue 100 kHz. La amplitud fue de aproximadamente 1 kV máximo (707 Vrms). La energía de RF fue menor de un 10 % de la energía microondas. El impulso de RF se sincronizó a ráfaga o impulso de microondas y se activó en el flanco ascendente de la ráfaga o impulso de microondas.

Para producir plasma térmico, el ciclo de trabajo puede aumentarse, es decir, hasta un 50 % u onda continua (CW) y/o puede aumentarse el nivel de energía de rms, es decir hasta 75 W o 100 W para esta geometría de aplicador particular (si la geometría disminuía o aumentaba entonces la energía de microondas y la amplitud del impulso de percusión de RF se ajustaría en consecuencia). La relación de energía de RF a microondas preferiblemente permanecerá constante, es decir, menos de un 10 % para el plasma no térmico y térmico.

Tener la capacidad de realizar esterilización en el extremo distal del instrumento puede ser particularmente ventajoso con el fin de desinfectar el canal instrumental de los dispositivos de examen. En otras palabras, el plasma no térmico se está emitiendo según se extrae el instrumento del dispositivo de examen (por ejemplo, endoscopio o similar) para tratar la superficie interior del instrumento. Aunque se prefiere plasma no térmico para este proceso, también puede ser posible conseguir esterilización suministrando radiación de RF de microondas no ionizante solamente, es decir, en ausencia de gas.

La función de esterilización del plasma no térmico también puede usarse para esterilizar cavidades corporales antes o después del tratamiento. Cuando el dispositivo se usa para limpiar o esterilizar instrumentos, por ejemplo, endoscopios o gastroscopios, el dispositivo puede configurarse para producir una combinación de plasma no térmico y radiación de microondas no ionizante. El dispositivo también puede configurarse para producir plasma no térmico, plasma térmico y radiación de microondas no ionizante cuando se usa en procedimientos NOTES o cuando es ventajoso ser capaces de realizar coagulación superficial, esterilización de tejido corporal y coagulación profunda de vasos grandes o hemorrágicos.

El aparato e instrumento, por tanto, puede tener cuatro modos de uso:

- plasma no térmico usado para esterilizar o desinfectar el canal instrumental de un endoscopio o cualquier otro dispositivo de examen u otro equipo o para esterilizar o desinfectar tejido biológico o superficies externas.
- radiación de microondas no ionizante para esterilizar o desinfectar el canal instrumental de endoscopios, otros dispositivos de examen u otro equipo.
- plasma térmico para coagulación en superficie o superficial
- radiación de microondas no ionizante para coagulación más profunda.

En otras palabras, la funda del instrumento puede ser ajustable entre cuatro estados:

- radiación de microondas no ionizante: antena de radiación monopolar expuesta para emitir radiación de microondas no ionizante para coagulación profunda;
- se percute plasma usando energía de RF y microonda: el monopolo radiante está cubierto por la funda exterior y se introduce gas en la región de modo que puede percutirse plasma (térmico para coagulación superficial y/o no térmico para esterilización/desinfección) y mantenerse;
- se percute plasma usando energía de microondas solamente: la proximidad entre el conductor interior y exterior se ajusta para generar un campo E suficientemente alto para percudir plasma;
- se mantiene el plasma usando el campo de microondas solamente: la proximidad entre el conductor interior y exterior se ajusta para generar un entorno de baja impedancia para permitir que se mantenga el plasma.

La funda puede tener una pluralidad de posiciones de ajuste predeterminadas correspondientes a cada configuración. El instrumento puede incluir un mecanismo para retener la funda en cada una de las posiciones de ajuste, por ejemplo, un surco de localización o mecanismo de trinquete.

El instrumento, por tanto, puede proporcionar cuatro funciones: esterilización usando plasma no térmico, coagulación de tejido superficial usando plasma térmico, coagulación de tejido profundo usando radiación de microondas no ionizante y esterilización usando radiación de microondas no ionizante. Puede apreciarse que tener un único instrumento capaz de realizar dos o tres o cuatro funciones como se describe anteriormente posibilita un tratamiento rápido y eficaz porque el instrumento no tiene que extraerse si se requiere una función diferente.

La energía EM de RF y microondas puede suministrarse por separado o simultáneamente en cualquiera de los modos de uso del aparato. Por ejemplo, puede usarse solamente energía EM de RF para percudir y mantener el plasma en el modo de coagulación superficial, y puede usarse solamente energía EM de microondas para suministrar radiación no ionizante en el modo de coagulación profunda. Como alternativa, puede crearse un campo eléctrico de RF de alto voltaje para percudir el plasma, seguido por un campo de frecuencia de microondas aumentado con un campo de RF para mantener el plasma.

Asimismo, la energía EM de frecuencia de microondas puede usarse para aumentar el voltaje de percusión de RF para ayudar a garantizar una percusión de plasma. Esto puede hacerse controlando el generador de señales de microondas para producir energía máxima mientras dure el impulso de percusión de RF, y después producir un nivel de energía reducido para mantener el plasma después de que se haya percutido.

En otro aspecto la presente invención puede proporcionar un instrumento adecuado para realizar APC cuando el plasma se percute por un impulso de energía de RF y se mantiene por un impulso de energía de frecuencia de microondas. De acuerdo con este aspecto, se puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico que comprende: una sonda alargada que comprende un cable coaxial para transportar radiación electromagnética de radiofrecuencia (RF) y de frecuencia de microondas (EM), y una punta de sonda conectada al extremo distal del cable coaxial para recibir la radiación de RF y microondas por separado o simultáneamente desde el cable coaxial; y un conducto de gas para transportar gas a través de la sonda alargada hasta la punta de la sonda, donde el cable coaxial comprende un conductor interior, un conductor exterior y un material dieléctrico que separa el conductor interior del conductor exterior, donde la punta de la sonda que comprende un primer electrodo conectado al conductor interior del cable coaxial y un segundo electrodo conectado al conductor exterior del cable coaxial, y donde el primer electrodo y el segundo electrodos están dispuestos para producir un alto campo eléctrico desde la energía EM de RF recibida a través de un trayectoria de flujo de gas recibido del conducto de gas para percutir un plasma y dispuesto para suministrar la energía de microondas recibida para mantener el plasma después de que se percuta.

Este dispositivo puede no tener la doble funcionalidad analizada anteriormente, pero en su lugar utiliza energía de frecuencia de microondas para mejorar los sistemas APC existentes. La ventaja de usar energía combinada de RF y de frecuencia de microondas para crear el haz de plasma es que la energía necesaria para percutir el plasma no depende del paso de retorno externo y la energía para mantener el plasma puede controlarse de forma precisa para asegurar un tratamiento rápido y eficaz. Como alternativa, el plasma puede generarse usando la RF solamente, como es convencional, y a energía de microondas puede proporcionarse solamente para proporcionar la función adicional de coagulación de tejido profundo o esterilización en la aplicación de limpieza del canal instrumental del dispositivo de examen o esterilización de tejido biológico en la aplicación NOTES o de orificios naturales.

Como con el aspecto de doble funcionalidad analizada anteriormente, el plasma puede generarse en la punta distal de un cable de microondas flexible con un diámetro de menos de 2,5 mm, que posibilita que el instrumento se introduzca bajo el canal instrumental de cualquier dispositivo de examen, es decir, endoscopio, gastroscopio, etc. También puede usarse para limpiar o desinfectar el canal instrumental de endoscopios y usarse para desinfectar tejido antes o después del tratamiento de úlceras, y/o para eliminar o reducir bacterias manifestadas en orificios naturales del organismo y/o para esterilizar lechos de heridas antes de realizar injertos de piel y/o desinfectar la piel antes de que se injerte en el organismo.

También puede usarse en orejas, nariz y garganta (ENT) en procedimientos de endometriosis y procedimientos abiertos generales donde es necesario evitar o detener el flujo/pérdida de sangre.

La presente invención puede usarse en varias aplicaciones quirúrgicas abiertas y endoscópicas donde la coagulación superficial es beneficiosa, es decir, para detener la hemorragia superficial en el lecho hepático o cirugía de descolgamiento de mama, para tratar úlceras superficiales, etc. Puede ser particularmente útil en procedimientos que minimizan la hemorragia en el tubo gastrointestinal superior e inferior, y puede desempeñar una parte en el tratamiento de hemorragias varicosas y hemorragias de úlceras pépticas y duodenales, diverticulosis, angiodisplasia, colitis, carcinoma de colon y enfermedad anorrectal.

### Breve descripción de los dibujos

Las realizaciones de la invención se analizan a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en que:

- La figura 1 es un sistema de suministro de energía conocido adecuado para su uso con la presente invención;
- La figura 2 es una vista esquemática del aparato electroquirúrgico que es una realización de la invención;
- La figura 3A es una vista esquemática en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención en una primera configuración;
- La figura 3B es una vista esquemática en sección transversal del instrumento electroquirúrgico de la figura 3A en una segunda configuración;
- La figura 4A es una vista esquemática en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención en una primera configuración;
- La figura 4B es una sección transversal transversa tomada a lo largo de la línea B-B en la figura 4A;
- La figura 4C es una vista esquemática en sección transversal del instrumento electroquirúrgico de la figura 4A en una segunda configuración;
- La figura 5 es una vista en perspectiva del cilindro dieléctrico usado para modelar el primer electrodo del instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;
- La figura 6A y 6B son simulaciones de campo de microondas del primer electrodo mostrado en la figura 5 con la energía suministrada en modelos representativos de sangre y tejido hepático;



La figura 6C es una simulación de campo de microondas del primer electrodo mostrada en la figura 5 con una terminación de conductor interior redondeada en el modelo hepático;

Las figuras 7A y 7B son diagramas que muestran la pérdida de retorno simulada para las estructuras de las figuras 6A y 6C en modelos representativos de sangre y tejido hepático respectivamente;

5 Las figuras 8A y 8B son simulaciones de campo de microondas de otro primer electrodo en modelos representativos de sangre y tejido hepático;

Las figuras 9A y 9B son diagramas que muestran la pérdida de retorno simulada para las estructuras de las figuras 8A y 8B en modelos representativos de sangre y tejido hepático respectivamente;

La figura 10 es una simulación de campo de microondas de otro primer electrodo en sangre y tejido hepático;

10 Las figuras 11A y 11B son diagramas que muestran la pérdida de retorno simulada para la estructura de la figura 10 en modelos representativos de sangre y tejido hepático respectivamente;

Las figuras 12A y 12B son vistas esquemáticas en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico que es otra realización más de la invención;

15 La figura 13 es una vista en perspectiva de una pieza manual adecuada para manejar el instrumento electroquirúrgico de la invención; y

La figura 14 es una vista esquemática en sección transversal a través de la pieza manual mostrada en la figura 13.

### **Descripción detallada; opciones adicionales y preferencias**

20 La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema de suministro de energía 100 divulgado en el documento WO 2012/076844, que es adecuado para su uso en la presente invención.

25 El sistema 100 comprende un alineamiento de RF 102 y un alineamiento de microondas 104, que forman partes de un canal de RF y un canal de microondas respectivamente.

30 El alineamiento de RF 102 contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia RF a un nivel de energía adecuado para percutir un plasma, como se describe a continuación. En esta realización, incluye un oscilador de RF 1001, un controlador de energía 1002, una unidad amplificadora (que aquí comprende un amplificador de conducción 1003 y un amplificador de energía 1004), un transformador 1005 y un detector de señal de RF 1006.

35 El alineamiento de microondas 104 contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de microondas a un nivel de energía adecuado para tratar un tejido biológico. En esta realización, incluye un oscilador de bloqueo de fase 1007, un amplificador de señales 1008, un atenuador de señales ajustable (por ejemplo, un atenuador basado en diodo PIN analógico o digital) 1009, una unidad amplificadora (aquí un amplificador de conducción 1010 y un amplificador de energía 1011), un acoplador de energía directa 1012, un diseminador 1013 y un acoplador de energía reflejada 1014. El diseminador 1013 aísla la señal directa de la señal reflejada para reducir los componentes de señal indeseados presentes en los acopladores 1012, 1014, es decir, 40 aumenta la directividad de los acopladores. El diseminador también protege los transistores dentro de la fase de salida de alta energía, por ejemplo, los transistores de energía GaN o GaAs. Es preferible que el aislamiento entre los accesos 1 a 3, 2 a 1 y 3 a 2 sea lo más alto posible, es decir, mayor de 15 dB, o más preferiblemente mayor de 20 dB.

45 El alineamiento de RF 102 y el alineamiento de microondas 104 están en comunicación con un controlador 106 que puede comprender circuitos 108 de acondicionamiento de las señales y de interfaz general, un microcontrolador 110 y temporizador 1015. El temporizador 1015 puede controlar una gama de condiciones de error potenciales, que provocarían que el sistema no realizara su especificación pretendida, es decir, el sistema suministra la dosificación incorrecta de energía al tejido del paciente debido a la salida o el tiempo de tratamiento es mayor que el solicitado 50 por el usuario. El temporizador 1015 comprende un microprocesador que es independiente del microcontrolador 110 para asegurar que el microcontrolador está funcionando correctamente. El temporizador 1015 puede controlar, por ejemplo, los niveles de voltaje de fuentes de energía CC o el ritmo de los impulsos determinado por el microcontrolador 110. El controlador 106 está dispuesto para comunicar señales de control a los componentes en el alineamiento de RF 102 y el alineamiento de microondas 104. En esta realización, el microprocesador 110 está 55 programado para producir una señal de control de RF  $C_{RF}$  y una señal de control de microondas  $C_M$  para el controlador de energía 1002 y el atenuador de señales ajustable 1009 respectivamente. Estas señales de control se usan para establecer el perfil de suministro de energía de la salida de radiación EM de RF y la salida de radiación EM de microondas desde el alineamiento de RF 102 y el alineamiento de microondas 104 respectivamente. En particular, el controlador de energía 1002 y el atenuador de señales ajustable 1009 son capaces de controlar el nivel 60 de energía de la radiación de salida. Además, el controlador de energía 1002 y el atenuador de señales ajustable 1009 pueden incluir circuitería de conmutación capaz de establecer la forma de onda (por ejemplo, anchura del impulso, ciclo de trabajo y amplitud, etc.) de la radiación de salida.

65 El microprocesador 110 está programado para producir la señal de control de RF  $C_{RF}$  y la señal de control de microondas  $C_M$  basándose en la información de señal del detector de señales de RF 1006 y los acopladores de energía directa y reflejada 1012, 1014. El detector de señales de RF 1006 produce una señal o señales  $S_{RF}$  que son

indicativas del voltaje y la corriente (y opcionalmente la fase entre el voltaje y la corriente) de la radiación EM de RF en el canal de RF. En esta realización, el generador de RF y microondas puede controlarse por medición de la información de fase solamente, que puede obtenerse del canal de RF (de la información de corriente y voltaje muestreada) o el canal de microondas (de la información de energía directa y reflejada muestreada). El acoplador de energía directa 1012 produce una señal  $S_{M1}$  indicativa del nivel de energía directa y el acoplador de energía reflejada 1014 produce una señal  $S_{M2}$  indicativa del nivel de energía reflejada. Las señales  $S_{RF}$ ,  $S_{M1}$ ,  $S_{M2}$  del detector de señales de RF 1006 y los acopladores de energía directa y reflejada 1012, 1014 se comunican a los circuitos 108 de acondicionado de señales y de interfaz general, donde se adaptan a una forma adecuada para pasar al microprocesador 110.

Una interfaz de usuario 112, por ejemplo, panel de pantalla táctil, teclado, pantalla LED/LCD, teclado de membrana, pedal o similar, se comunica con el controlador 106 para proporcionar información acerca del tratamiento para el usuario (por ejemplo, cirujano) y permite que diversos aspectos del tratamiento (por ejemplo, la cantidad de energía suministrada al paciente, o el perfil de suministro de energía) se seleccionen o controlen manualmente, por ejemplo, a través de comandos adecuados del usuario. El aparato puede manejarse usando un pedal convencional 1016, que también está conectado al controlador 106.

Las señales de RF y microondas producidas por el alineamiento de RF 102 y el alineamiento de microondas 104 respectivamente se introducen en un combinador de señales 114, que transporta la radiación EM de RF y microondas por separado o simultáneamente a lo largo de un ensamblaje de cable 116 hasta la sonda 118. En esta realización, el combinador de señales 114 comprende una unidad duplexora-diplexora que permite que la energía a las frecuencias de microondas y RF se transmitan a lo largo del ensamblaje de cable 116 (por ejemplo, un cable coaxial) hasta una sonda (o aplicador) 118, desde el que se suministra (por ejemplo, irradia) en el tejido biológico de un paciente en el canal instrumental de un dispositivo de examen, por ejemplo, un endoscopio u otra superficie.

El combinador de señales 114 también permite que la energía reflejada, que vuelve desde la sonda 118 a lo largo del ensamble de cable 116, pase a los alineamientos de microondas y RF 104, 102, por ejemplo, se detecte por los detectores contenidos en el mismo. Como se explica a continuación, el aparato puede incluir un filtro de paso bajo 146 en el canal de RF y un filtro de paso alto 166 en el canal de microondas, de modo que solamente la señal de RF reflejada entre en el alineamiento de RF 102 y solamente una señal de microondas reflejada entre en el alineamiento de microondas 104.

Finalmente, el aparato incluye una unidad de suministro de energía 1017 que recibe energía desde una fuente externa 1018 (por ejemplo, red eléctrica) y la transforma en señales de suministro de energía CC  $V_1$ - $V_6$  para los componentes en el aparato. Por tanto, la interfaz del usuario recibe una señal de energía  $V_1$ , el microprocesador 110 recibe una señal de energía  $V_3$ , el alineamiento de RF 102 recibe una señal de energía  $V_3$ , el alineamiento de microondas recibe una señal de energía  $V_4$ , los circuitos 108 de acondicionado de señales y de interfaz general reciben una señal de energía  $V_5$  y el temporizador 1015 recibe una señal de energía  $V_6$ .

La figura 2 muestra un diagrama esquemático del aparato electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El aparato 200 comprende un instrumento electroquirúrgico 202 capaz de suministrar plasma o radiación electromagnética (EM) no ionizante desde su extremo distal. Los ejemplos de la estructura del instrumento 202 se describen a continuación.

El instrumento 202 está conectado a un sistema de suministro de energía que puede ser como el que se describe con referencia a la figura 1. Sin embargo, en la realización de la figura 2, el sistema de suministro de energía comprende una fuente de radiación de radiofrecuencia (RF) 204 y una fuente de radiación de microondas 206 que están conectadas para suministrar energía al extremo proximal del instrumento 202 a través de una estructura de alimentación 208. La estructura de alimentación 208 puede incluir una unidad de combinación de señales 210 como se analiza anteriormente. La fuente RF 204 y la fuente de microondas 206 pueden estar dispuestas para producir una señal de RF y una señal de microondas respectivamente basándose en las señales de control  $C_{RF}$  y  $C_M$  de un controlador (no mostrado).

El instrumento 202 también está conectado para recibir un gas, por ejemplo, desde una fuente de gas presurizado 214 a través de la línea de suministro 212. Una válvula de control 216 en la línea de suministro 212 puede estar dispuesta para controlar el flujo de gas recibido por el instrumento 202, por ejemplo, basándose en la señal de control  $C_g$  desde el controlador. Puede ser deseable activar la válvula de control de gas y/o el controlador de flujo antes de activar las fuentes de energía de RF y/o microondas para asegurar que el gas está presente cuando dichas fuentes de energía están activadas ya que es necesario que haya gas presente en la región de formación de plasma antes de que pueda generarse el plasma. Puede ser preferible incluir un detector de gases en la región de formación de plasma y las señales de este detector se usan para controlar las válvulas de flujo de gas. Este sistema también ayuda a controlar la utilización de gas y evitar que el paciente se llene de gas argón (u otros).

La información de la medición de RF y microondas también puede usarse para controlar el controlador de gases, es decir, la válvula de control de gases puede cerrarse cuando no puede detectarse energía de RF y/o microondas usando los circuitos de control de voltaje/corriente y/o energía directa/reflejada dentro del generador. Puede ser

preferible esperar un periodo de tiempo establecido, es decir, 20 ms o 200 ms antes de cortar el suministro de gas. Esta disposición actúa como elemento seguro y como medio para controlar el uso de gas.

Las figuras 3A y 3B muestran una primera realización de un instrumento electroquirúrgico 300 de acuerdo con la invención. El instrumento 300 comprende una sonda alargada compuesta de un cable coaxial 302 rodeado por una funda tubular 304. El extremo proximal del cable coaxial 302 (mostrado a la izquierda en las figuras 3A y 3B) termina en un conector adecuado 306 que está adaptado para conectarse a la estructura de alimentación que suministra las señales de RF y microondas. El cable coaxial 302 transporta las señales de RF y microondas hasta el extremo distal del instrumento (a la derecha en las figuras 3A y 3B).

El extremo distal del cable coaxial 302 termina en un elemento aislante 308 tal como una microesfera de vidrio o disco cerámico colocado entre el cuerpo del cable coaxial y la capucha cilíndrica para evitar que se produzca un corte o interrupción. Como alternativa, el dieléctrico dentro del cable de microondas puede prolongarse en, por ejemplo, 0,1 mm a 0,2 mm pasado el conductor exterior del cable coaxial. El conductor exterior 310 del cable coaxial se detiene en el elemento aislante 308, pero el conductor interior 312 continúa a través del elemento aislante 308 y sobresale más allá del elemento aislante 308 en una longitud seleccionada (usando simulaciones) para dar un mejor acoplamiento de impedancia para la coagulación profunda. La longitud sobresaliente está rodeada por una capucha cerámica cilíndrica 314 (u otro material dieléctrico o magnético adecuado), que termina en su extremo distal en un domo 316, por ejemplo, un hemisferio. El conductor interior 312 sobresale ligeramente del domo 316. El conductor interior 312 y la capucha cilíndrica funcionan como un primer electrodo del instrumento.

La funda 304 está en una disposición para deslizarse en una dirección longitudinal respecto al cable coaxial 302. En esa realización, la funda 304 está montada de forma deslizante de una manera telescópica dentro de una pieza de base proximal 318. Un cable de extracción (no mostrado) puede prolongarse a través del conector 306 para ayudar a colocar la funda 304 respecto al cable coaxial. El cable de extracción puede manejarse de forma manual, o puede estar conectado a un mecanismo de control automatizado, por ejemplo, un motor de pasos o motor lineal, que puede controlar de forma automática la colocación de la funda 304, por ejemplo, basándose en una señal de control del controlador.

El cable de extracción también puede adoptar la forma de una sección rígida de tubo conectada al cable coaxial en un extremo y dispuesta para deslizarse sobre la funda (catéter). Puede ser preferible introducir dos secciones de catéter, una primera sección en el extremo proximal que está fija a una sección "Y" (usada para introducir la energía de microondas/RF mediante un cable coaxial y el gas mediante un tubo). Las dos entradas a la pieza "Y" y la salida común deben precintarse y ser estancas a gases. Un dispositivo de bloqueo Luer con un precinto circunferencial que puede ajustarse para apretar una rosca puede usarse para este propósito. La primera sección rígida puede deslizarse sobre una segunda sección menos rígida (el catéter principal) que se introduce dentro del canal instrumental de un endoscopio o una cánula o similar. Se proporciona un precinto entre la sección proximal rígida y la sección flexible para asegurar que no pueda escaparse el gas en la superficie de contacto entre las dos secciones.

La funda 304 rodea el cable coaxial 302 para definir un espacio anular 320 entre la superficie exterior del cable coaxial 302 y la superficie interior de la funda 304. Pueden usarse elementos de soporte radiales o espaciadores (no mostrados) para localizar el cable coaxial 302 dentro de la funda. El espacio anular 320 puede usarse para transportar gas hasta el extremo distal del instrumento. La pieza de base 318 tiene un acceso 322 en una superficie interior de la misma que está conectada a la línea de suministro de gas. Los precintos estancos a gases 324, 326, que pueden ser juntas tóricas o similares, se proporcionan en la unión entre la pieza de base 318 y el conector 306 y en la unión deslizante entre la pieza de base y la funda 304 para minimizar el escape de gases. El gas introducido en el acceso 322, por lo tanto, fluye a lo largo del espacio anular 320 hasta salir del instrumento en su extremo distal.

La funda 304 tiene una superficie interior eléctricamente conductora 321 a lo largo de una longitud de la misma que conduce hasta su extremo distal. Esta superficie interior eléctricamente conductora 321 está conectada de forma eléctrica al conductor exterior 310 del cable coaxial 302. En esta realización, esto se hace mediante una malla eléctricamente conductora 328, montada dentro del espacio anular 320. La malla es porosa y, por lo tanto, permite que el gas fluya a través de la misma mientras proporciona también una conexión eléctrica. Esto también podría conseguirse usando un resorte o una pluralidad de pequeños cables conectados eléctricamente, es decir, soldados o engarzados o atrapados, a una o ambas superficies de los conductores o electrodos 310 y 321. Proporcionar al menos dos, de forma ideal al menos cuatro, puntos de contacto circunferenciales alrededor de la circunferencia del conductor o conductores puede asegurar un contacto eléctrico suficientemente bueno para que la energía de microondas se propague sin alteraciones. También puede ser posible y preferible poner una pluralidad de dientes o un engarce parcial (por ejemplo 180 °) en/sobre uno de los conductores para hacer el contacto eléctrico necesario que se necesita mientras también se posibilita que el gas fluya a la región de generación de plasma o el extremo distal del dispositivo donde se forma el plasma.

La superficie interior eléctricamente conductora 321 de la funda se cubre adicionalmente por un tubo aislante 330 (por ejemplo, hecho de cuarzo, cerámica, o similar) a lo largo de una longitud distal de la misma que puede solaparse longitudinalmente con la capucha cilíndrica 314. La superficie interior eléctricamente conductora 321 y el tubo aislante 330 funcionan como un segundo electrodo del instrumento.

La funda deslizable permite que el instrumento adopte dos configuraciones. En una primera configuración, como se muestra en la figura 3B, la superficie interior eléctricamente conductora 321 de la funda 304 está longitudinalmente en línea con la capucha cilíndrica 314. Esta configuración establece una región de alta impedancia que muestra un alto campo eléctrico cuando se suministra una señal de RF o microondas al instrumento. En esta configuración, el instrumento puede adaptarse para suministrar plasma, por ejemplo, plasma térmico para la coagulación superficial o plasma no térmico para la esterilización, desde el extremo distal de la sonda.

El microprocesador puede estar dispuesto para producir una señal de control para ajustar la posición de la funda deslizante respecto al cable coaxial basándose en la pérdida de retorno o desacoplamiento de impedancia detectada que se determina en el controlador desde la señal de detección de microondas. Este control puede hacerse cuando se está generando plasma, por ejemplo, para mantener un acoplamiento o pérdida de retorno requerido preestablecido, por ejemplo, 10 dB (se suministra un 90 % de la energía de microondas en el plasma).

En una realización preferida, el plasma (térmico o no térmico, según lo necesario) se genera por las siguientes etapas:

- se suministra gas a la región distal del instrumento (es decir, a la región entre el tubo de cuarzo 330 y la capucha cilíndrica 314),
- se envía un impulso de energía de RF a través del cable coaxial para percutir un plasma en el gas en la región distal generando un alto campo eléctrico en la región, y
- se envía un impulso de energía de microondas a través del cable coaxial para sostener o mantener el plasma para asegurar que tiene lugar el tratamiento apropiado.

El impulso de RF puede activarse automáticamente por una característica (por ejemplo, el flanco ascendente) del impulso de microondas, de modo que los impulsos de percusión y mantenimiento siempre están sincronizados. El impulso de RF se dispone para que tenga un voltaje adecuado para establecer un campo eléctrico para percutir el plasma. El voltaje puede ser entre 150 V y 1500 V de máximo, más preferiblemente entre 250 V y 750 V de máximo. La frecuencia de los impulsos de RF puede ser entre 100 kHz y 1 MHz, donde se controla por puerta una ventana o ráfaga de forma de onda o señales sinusoides (basándose en el impulso de microondas detectado) y es preferiblemente entre 0,5  $\mu$ s y 10 ms.

La energía de microondas suministrada puede controlarse (por ejemplo, midiendo las señales de microondas directas y reflejadas) para comprobar el estado del plasma.

En la realización anterior, el plasma se percute por la señal de RF. En otras realizaciones, el plasma puede percutirse por la señal de microondas solamente, porque la cercana proximidad entre los conductores interior y exterior posibilita que se genere un alto campo eléctrico desde la señal de microondas. Por ejemplo, si es posible suministrar una energía de microondas de 25 W de CW al extremo distal del instrumento, entonces esto puede crear un campo eléctrico suficientemente alto. Un posible medio de percutir plasma usando el campo de microondas es disminuir la distancia entre los dos conductores dentro de la región de generación de plasma en el momento en que se percute el plasma y después aumentar la distancia de nuevo una vez se ha percutado para crear el entorno óptimo (impedancia) para que el plasma se mantenga. En esta configuración, la funda ajustable (tubo exterior) puede disponerse para que sea o establecerse para que esté en cuatro posibles posiciones, que son las siguientes:

- Posición 1 - Antena de radiación monopolar expuesta para suministrar radiación de microondas no ionizante para coagulación profunda;
- Posición 2 - Configuración de región de generación de plasma, el monopolo de radiación está cubierto por la funda exterior y se introduce gas en la región de modo que se puede percutir plasma (térmico para coagulación superficial y/o no térmico para esterilización/desinfección) y mantenerse usando energía de RF y microondas respectivamente;
- Posición 3 - Se percute plasma usando energía de microondas y la proximidad entre los conductores interior y exterior se ajusta para generar un campo E suficientemente alto para percutir plasma;
- Posición 4 - Se mantiene el plasma usando el campo de microondas y la proximidad entre el conductor interior y exterior se ajusta para generar un entorno de baja impedancia para permitir que se mantenga el plasma.

El control de la posición de la funda y la formación de las diversas regiones puede realizarse automáticamente basándose en el movimiento de un accionador lineal o un motor de pasos basado en las señales de voltaje y/o corriente desde el canal de RF y/o las señales de energía directa y/o reflejada del canal de microondas.

Si la sección coaxial que incluye el tubo aislante 330 y la capucha cilíndrica 314 tiene una impedancia de 50 ohms, entonces el voltaje máximo será 50 V, que produce un campo eléctrico de 50 kV/m si la distancia entre el conductor interior 312 y la superficie interior eléctricamente conductora del conductor de la funda 304 es 1 mm. Dicho campo puede ser capaz de percutir un plasma si hay argón presente en el hueco. También es posible conmutar un transformador de impedancia, es decir, un transformador de cuarto de onda, para producir el aumento de voltaje necesario que se necesita para percutir plasma, por ejemplo, una línea de cuarto de onda con una impedancia de

250 Ω con una impedancia de fuente de 50 Ω y una fuente de energía de 25 W, producirá un voltaje de percusión de:

$$\sqrt{\left(\frac{(250)^2}{50} \times 25\right)} = 177 \text{ V.}$$

5 En dichas realizaciones, el instrumento solamente puede recibir una entrada de microondas; el sistema de suministro de energía no tiene que tener una fuente de RF en esta disposición.

10 En una segunda configuración, como se muestra en la figura 3A, la funda 304 desliza de nuevo respecto al cable coaxial 302 para exponer una longitud de la capucha cilíndrica 314 en el extremo distal del dispositivo. El extremo expuesto funciona como una antena de microondas monopolar radiante. En esta configuración, se suministra una señal de microondas al cable coaxial en ausencia de gas. La señal de microonda se emite en un campo de radiación no ionizante para realizar coagulación de tejido profundo. Los niveles de energía de microondas no ionizante, suministrados en el monopolo radiante distal pueden ser entre 2,5 W y 50 W de energía de onda continua; el nivel depende del caudal de sangre o el tamaño del vaso que se está coagulando. El nivel de energía también depende de las propiedades del cable de transmisión de microondas usado para suministrar la energía de microondas desde el generador hasta el aplicador o antena.

20 Las figuras 4A, 4B y 4C muestran una segunda realización del instrumento electroquirúrgico 400 de acuerdo con la invención. Los elementos comunes con las figuras 3A y 3B tienen los mismos números de referencia. La segunda realización es similar a la primera realización excepto por la manera en que el conductor exterior 310 del cable coaxial 302 está conectado de forma eléctrica a la superficie interior eléctricamente conductora 321 de la funda 304. En lugar de la malla conductora, la segunda realización usa un miembro cónico dividido 402, hecho de un material eléctricamente conductor para conectar el conductor exterior 310 del cable coaxial 302 a la superficie interior eléctricamente conductora 321 de la funda 304. El miembro cónico 402 comprende una pluralidad de dedos que sobresalen desde el cable coaxial hacia la funda 304. La funda 304 puede deslizar respecto a los dedos, o el miembro cónico 402 puede estar fijo a la funda y deslizar sobre el cable coaxial.

30 La figura 4B muestra una vista en sección transversal a través del miembro cónico dividido 402, que muestra el modo en que el gas puede pasar entre los dedos hasta alcanzar el extremo distal de la sonda.

La figura 4C muestra el instrumento en la primera configuración y la figura 4A muestra el instrumento en la segunda configuración, como se analiza anteriormente.

35 La figura 5 es una vista en perspectiva de un cilindro dieléctrico usado para modelar la capucha cilíndrica que forma parte del primer electrodo de un instrumento electroquirúrgico descrito anteriormente. Se ha descubierto que un cilindro redondeado que tiene un diámetro de aproximadamente 2 mm y una longitud de 6,7 mm da un buen acoplamiento en tejido hepático para la energía microondas a 5,8 GHz y, por lo tanto, es útil para el suministro eficaz de energía en el modo de coagulación profunda (es decir, la segunda configuración). Como se muestra en las figuras 6A a 6C, el calentamiento producido por la radiación no ionizante emitida desde esta estructura es sobre una región muy pequeña de aproximadamente 1 mm de radio centrada en el extremo del conductor interior. Las figuras 6A y 6B muestran el conductor interior que termina en una superficie plana con bordes afilados. Los campos son muy altos en los bordes afilados. La figura 6C muestra el conductor interior que termina en un domo (por ejemplo, hemisferio), que causa que los campos sean más uniformes.

45 Las figuras 7A y 7B muestran un diagrama de la pérdida de retorno para las estructuras de las figuras 6C y 6B respectivamente. En general, muestran un buen acoplamiento en tejido a la frecuencia aproximada usada para la señal microondas en esta realización (5,8 GHz). La figura 7A muestra que el extremo hemisférico en el conductor interior disminuye la frecuencia acoplada, pero esto puede ajustarse fácilmente acortando la longitud de la capucha.

50 Las figuras 8A y 8B son simulaciones de campo de microondas de una capucha cilíndrica que termina en el extremo distal del cable de microondas Sucoform 86 de Huber y Suhner o similar (es decir, un cable de 2,2 mm de diámetro) en sangre y tejido hepático respectivamente. En esta disposición, el material usado para la capucha cilíndrica es PEEK, y la longitud de la sección cilíndrica antes del hemisferio era de 3 mm. Por tanto, la capucha (por ejemplo, hecha de PEEK) tiene un diámetro de 2 a 2,1 mm y una longitud total de 4 a 4,1 mm. En esta disposición, el domo en el extremo del conductor interior se modela con un diámetro de 1 mm. De nuevo, el calentamiento de dicha estructura está localizado alrededor de la punta distal.

60 Las figuras 9A y 9B muestran un diagrama de la pérdida de retorno para las estructuras de las figuras 8A y 8B respectivamente. Las pérdidas en la frecuencia de interés en esta ocasión (aproximadamente 5,8 GHz) son aceptables.

La figura 10 es una simulación de campo de microondas de una capucha cilíndrica que termina en el extremo distal del cable de microondas Sucoform 47 de Huber y Suhner o similar (es decir, un cable de 1,2 mm de diámetro) en

tejido hepático. En esta disposición, el material usado para la capucha cilíndrica también es PEEK, y la longitud de la sección cilíndrica antes del hemisferio era también 3 mm. Sin embargo, el diámetro de la capucha en esta disposición es de 1,2 mm y, por lo tanto, tiene una longitud total de aproximadamente 3,6 mm. En esta disposición, el domo en el extremo del conductor interior se modela con un diámetro de 0,5 mm.

5 Las figuras 11A y 11B muestran un diagrama de la pérdida de retorno para las estructuras de la figura 10 en sangre y tejido hepático respectivamente. De nuevo, las pérdidas en la frecuencia de interés en esta ocasión (aproximadamente 5,8 GHz) son aceptables.

10 Las figuras 12A y 12B muestran una vista esquemática en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico 500 que es una realización de la invención, que utiliza las estructuras de emisión de microondas analizadas anteriormente con referencia a las figuras 6 a 11.

15 La figura 12A muestra el instrumento electroquirúrgico 500 en una primera configuración que es adecuada para suministrar un plasma en la punta distal. El instrumento 500 es cilíndrico, y su tamaño se ajusta al canal instrumental de un dispositivo de examen, por ejemplo, un endoscopio. El instrumento comprende un cable coaxial 502 que tiene un conductor interior 504 y un conductor exterior 506 separado del conductor interior 504 por un material dieléctrico 508. El conductor exterior 506 está expuesto alrededor en la superficie exterior del cable coaxial 502. En la punta distal del cable coaxial 502, el conductor interior 504 se prolonga más allá del conductor exterior 506 y está rodeado por una capucha dieléctrica 510, por ejemplo, hecha de PEEK o similar. La capucha 510 es un cilindro que tiene un diámetro sustancialmente igual al cable coaxial 502. El extremo distal de la capucha 510 forma un domo redondeado, por ejemplo, hemisférico. El conductor interior 504 termina en su extremo distal y es una punta redondeada 512 que se proyecta más allá del extremo de la capucha 510.

25 El cable coaxial 502 está montado dentro de una funda 514, que preferiblemente incluye trenzados internos (no mostrados) para conferir resistencia. Hay un hueco anular 516 entre la superficie interior de la funda 514 y la superficie exterior del cable coaxial 502 (es decir, el conductor exterior expuesto) que forma una trayectoria de flujo de gas para transportar el gas que se introduce en el extremo proximal de la funda 514 hasta el extremo distal.

30 Un tubo terminal conductor 518 está montado en el extremo distal de la funda 514. Por ejemplo, el tubo terminal conductor 518 puede soldarse a la funda 514. En la configuración mostrada en la figura 12A, la punta redondeada 512 del conductor interior 504 forma un primer electrodo y el tubo terminal conductor 518 forma un segundo electrodo. Se forma un campo eléctrico para percutir un plasma en el gas que fluye desde el hueco anular 516 entre el primer electrodo y el segundo electrodo aplicando energía adecuada (por ejemplo, energía de frecuencia RF y/o microondas) al cable coaxial, como se explica anteriormente.

35 El tubo terminal conductor 518 está eléctricamente conectado al conductor exterior 506 del cable coaxial 502 por una pluralidad de prominencias que se proyectan de forma radial 520 sobre la superficie interior del tubo terminal conductor 518. Puede haber dos, tres, cuatro o más prominencias 520 espaciadas entre sí alrededor de la circunferencia interior del tubo terminal conductor 518. El espaciado de las prominencias de esta manera permite que el gas fluya más allá.

40 Un revestimiento aislante 522 está montado alrededor de la superficie interior del tubo terminal conductor 518 a lo largo de una longitud distal del mismo. El revestimiento aislante 522 puede estar hecho de poliimida o similar. El propósito del revestimiento 522 es proporcionar una barrera dieléctrica adecuada entre el primer electrodo y el segundo electrodo para asegurar que la energía de frecuencia RF y/o microondas aplicada produzca un campo eléctrico con alto voltaje para percutir el plasma. Hay un pequeño hueco entre el revestimiento 522 y la capucha 510 para permitir que el gas fluya más allá.

45 La figura 12B muestra el instrumento electroquirúrgico 500 en una segunda configuración que es adecuada para suministrar energía de frecuencia microondas no ionizante en su extremo distal. En esta configuración, la capucha 510 se prolonga desde el tubo terminal conductor 518, donde forma una antena de microondas monopolar como se analiza anteriormente.

50 Para transformar el instrumento 500 entre la primera configuración y la segunda configuración, el cable coaxial 502 se desliza de forma axial respecto a la funda 514. La operación de deslizamiento puede lograrse por un conmutador de deslizamiento físico montado en una pieza manual proximal del instrumento, donde puede manejarse por el cirujano.

55 La figura 13 muestra una vista en perspectiva de una pieza manual 600 que puede usarse con o formar parte del instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. La pieza manual comprende una carcasa 602 o cubierta para rodear y proyectar los componentes interiores. La carcasa tiene un acceso proximal 604 en su extremo posterior para conectar a un cable coaxial para recibir energía de frecuencia RF y/o microondas desde un generador electroquirúrgico (no mostrado). En una parte central de la carcasa 602 hay un conmutador de deslizamiento 606 para cambiar la configuración en el extremo distal del instrumento. En un lado opuesto de la carcasa del conmutador de deslizamiento 606 hay un acceso para recibir gas 608 para adherirlo a un conducto de alimentación de gas

adecuado (no mostrado). En el extremo distal de la carcasa 602 hay una boquilla flexible 610 que actúa como guía protectora para la funda 612 que transporta el gas y la energía hasta la localización del tratamiento.

La figura 14 muestra, una vista en sección transversal de los componentes interiores de la carcasa 602. Un cable coaxial 614 se prolonga a través de la carcasa desde el acceso proximal 604. Una abrazadera 616, por ejemplo, de acero inoxidable está montado sobre (por ejemplo, soldado a) el cable coaxial 614 en un extremo proximal del mismo. El conmutador de deslizamiento 606 está adherido a la abrazadera 616 a través de un tornillo sin cabeza 618. Esta disposición asegura que el conmutador de deslizamiento 606 pueda adherirse de forma fija al cable coaxial sin dañarlo.

5  
10 El cable coaxial 614 se recibe en un primer acceso de entrada de una unión con forma de Y 620. El segundo acceso de entrada de la unión con forma de Y 620 se conecta al acceso que recibe el gas 608. El gas introducido en la unión con forma de Y 620 evita que escape a través del primer acceso de entrada por un precinto adecuado 622.

15 El cable coaxial 614 se prolonga a través de la unión con forma de Y 620 y sale en un acceso de salida. Un extremo proximal de la funda 612 se fija (por ejemplo, se adhiere) al acceso de salida de la unión con forma de Y 620, donde recibe tanto el gas del acceso que recibe el gas 608 como el cable coaxial. En uso, el conmutador de deslizamiento 606 es móvil respecto a la carcasa 602 para prolongar y retraer el cable coaxial 614 dentro de la funda 612. El intervalo de movimiento del conmutador de deslizamiento puede ser de 20 mm.

**REIVINDICACIONES**

1. Un instrumento electroquirúrgico (300) que comprende:

5 una sonda alargada que comprende un cable coaxial (302) para transportar energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) y/o de frecuencia de microondas, y una punta de sonda conectada al extremo distal del cable coaxial para recibir la energía de RF y/o de microondas; y un conducto de gas (320) para transportar gas a través de la sonda alargada hasta la punta de la sonda, en el que el cable coaxial comprende un conductor interior (312), un conductor exterior (310) y un material dieléctrico que separa el conductor interior del conductor exterior, en el que la punta de la sonda comprende un primer electrodo conectado al conductor interior del cable coaxial y un segundo electrodo (321) conectado al conductor exterior del cable coaxial, **caracterizado por que:**

15 el primer electrodo y el segundo electrodo son movibles uno respecto al otro entre:

una primera configuración en que están dispuestos para producir un campo eléctrico a partir de la energía EM de frecuencia RF y/o de microondas a través de una trayectoria de flujo de gas recibida desde el conducto de gas para producir un plasma térmico o no térmico, y  
 20 una segunda configuración en que el primer electrodo se prolonga de forma distal más allá del segundo electrodo para formar una estructura radiante para emitir un campo EM de microondas hacia afuera desde la punta de la sonda.

2. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la sonda alargada comprende una funda (304) que rodea el cable coaxial, siendo el conducto de gas un espacio entre una superficie interior de la funda y una superficie exterior del cable coaxial.

3. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el segundo electrodo está formado sobre el extremo distal de la funda, y  
 30 ya sea que:  
 la funda es retráctil respecto al cable coaxial,  
 o  
 el cable coaxial es retráctil respecto a la funda.

35 4. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el primer electrodo es una estructura de antena monopolar de microondas radiante acoplada para recibir energía EM de RF y/o de microondas desde el cable coaxial.

40 5. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en el que la estructura de antena monopolar de microondas radiante comprende un cilindro (314) de material dieléctrico que tiene un extremo distal hemisférico (316) que rodea una longitud del conductor interior del cable coaxial que sobresale más allá del conductor exterior y se prolonga a través del cilindro de material dieléctrico para sobresalir en su extremo distal hemisférico.

45 6. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el extremo de la longitud del conductor interior que sobresale desde el extremo distal hemisférico del cilindro está conformado en un hemisferio.

50 7. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la funda es retráctil respecto al cable coaxial, y en el que el electrodo exterior del cable coaxial está conectado al segundo electrodo por una estructura conductora permeable a gases que es deslizable respecto al segundo electrodo o al conductor exterior del cable coaxial y permite que fluya gas a través del mismo.

55 8. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el cable coaxial es retráctil respecto a la funda y en el que el segundo electrodo comprende un tubo terminal conductor (518) montado sobre el extremo distal de la funda, en donde el tubo terminal conductor incluye una o más prominencias que se proyectan de forma radial (520) sobre su superficie interior para contactar con el conductor exterior del cable coaxial.

9. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la sonda se puede insertar a través del canal instrumental de un endoscopio.

60 10. Aparato electroquirúrgico (200) para realizar coagulación, que comprende:

un generador de señales de microondas (206) para generar energía EM de microondas;  
 un instrumento electroquirúrgico (202) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior conectado para recibir la energía EM de microondas;  
 65 una estructura de alimentación (208) para transportar la energía EM de microondas hasta la sonda, comprendiendo la estructura de alimentación un canal de microondas para conectar la sonda al generador de



señales de microondas,  
una alimentación de gas (212) conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico,  
en donde el aparato puede funcionar:

5 en un modo de coagulación superficial cuando el instrumento electroquirúrgico está en la primera configuración y se le suministra gas, por lo cual la energía EM de microondas suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para percutir y/o mantener un plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos; y  
10 en un modo de coagulación de tejidos profundos cuando el instrumento electroquirúrgico está en la segunda configuración sin gas suministrado al mismo, por lo cual la energía EM de microondas suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para emitir un campo eléctrico no ionizante hacia afuera desde la punta de la sonda.

11. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 10, que incluye un generador de señales de radiofrecuencia (RF) (204) para generar energía electromagnética (EM) de RF que tiene una primera frecuencia, en el que:

la energía EM de frecuencia de microondas tiene una segunda frecuencia que es mayor que la primera frecuencia,  
20 la estructura de alimentación incluye un canal de RF para conectar la sonda al generador de señales de RF, y en el modo de coagulación superficial, el aparato está dispuesto para suministrar la energía EM de RF a la punta de la sonda para percutir el plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos.

12. Aparato electroquirúrgico para realizar coagulación, que comprende:

25 un generador de señales de radiofrecuencia (RF) (204) para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tiene una primera frecuencia;  
un generador de señales de microondas (206) para generar radiación EM de microondas que tiene una segunda frecuencia que es mayor que la primera frecuencia;  
30 un instrumento electroquirúrgico (202) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 conectado para recibir la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas;  
una estructura de alimentación (208) para transportar la radiación EM de RF y la radiación EM de microondas a la sonda, comprendiendo la estructura de alimentación un canal de RF para conectar la sonda al generador de señales de RF y un canal de microondas para conectar la sonda al generador de señales de microondas,  
35 una alimentación de gas (212) conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico, en el que el aparato puede funcionar:

en un modo de coagulación superficial cuando el instrumento electroquirúrgico está en la primera configuración y se le suministra gas, por lo cual la radiación EM de RF suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para percutir un plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos; y  
40 en un modo de coagulación de tejidos profundos cuando el instrumento electroquirúrgico está en la segunda configuración sin gas suministrado al mismo, por lo cual la radiación EM de microondas suministrada a la punta de la sonda está dispuesta para emitir un campo eléctrico no ionizante hacia afuera desde la punta de la sonda.

45 13. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que comprende:

un mecanismo de movimiento para causar un movimiento relativo entre el primer electrodo y el segundo electrodo;  
50 un detector de señales de microondas para tomar muestras de las energías directa y reflejada en el canal de microondas y generar a partir de las mismas una señal de detección de microondas indicativa de la energía de microondas suministrada por la sonda; y  
un controlador en comunicación con el detector de señales de microondas para recibir la señal de detección de microondas,  
55 en el que el controlador puede funcionar para seleccionar un perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas, siendo el perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas para la coagulación de tejido, en donde el controlador comprende un microprocesador digital programado para producir una señal de control de microondas para el generador de señales de microondas, siendo la señal de control de microondas para establecer el perfil de suministro de energía para la energía EM de microondas,  
60 en el que el controlador está dispuesto para determinar un estado para la señal de control de microondas basado en la señal de detección de microondas recibida, y en donde el controlador está dispuesto para comunicar una señal de control al mecanismo de movimiento basándose en la señal de detección de microondas recibida.

14. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el controlador está dispuesto para controlar de forma ajustable el mecanismo de movimiento para mantener una pérdida de retorno desde la sonda a un valor de al menos 10 dB.

15. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 10, que incluye un transformador de cuarto de onda que es conmutable en el canal de microondas, en el que, en el modo de coagulación superficial, el controlador está dispuesto para conmutar el transformador de cuarto de onda en el canal de microondas para hacer que el generador de señales de microondas suministre un impulso percutor de energía EM de microondas a la sonda para generar el alto campo eléctrico a través de la trayectoria de flujo para percutir el plasma.
- 5

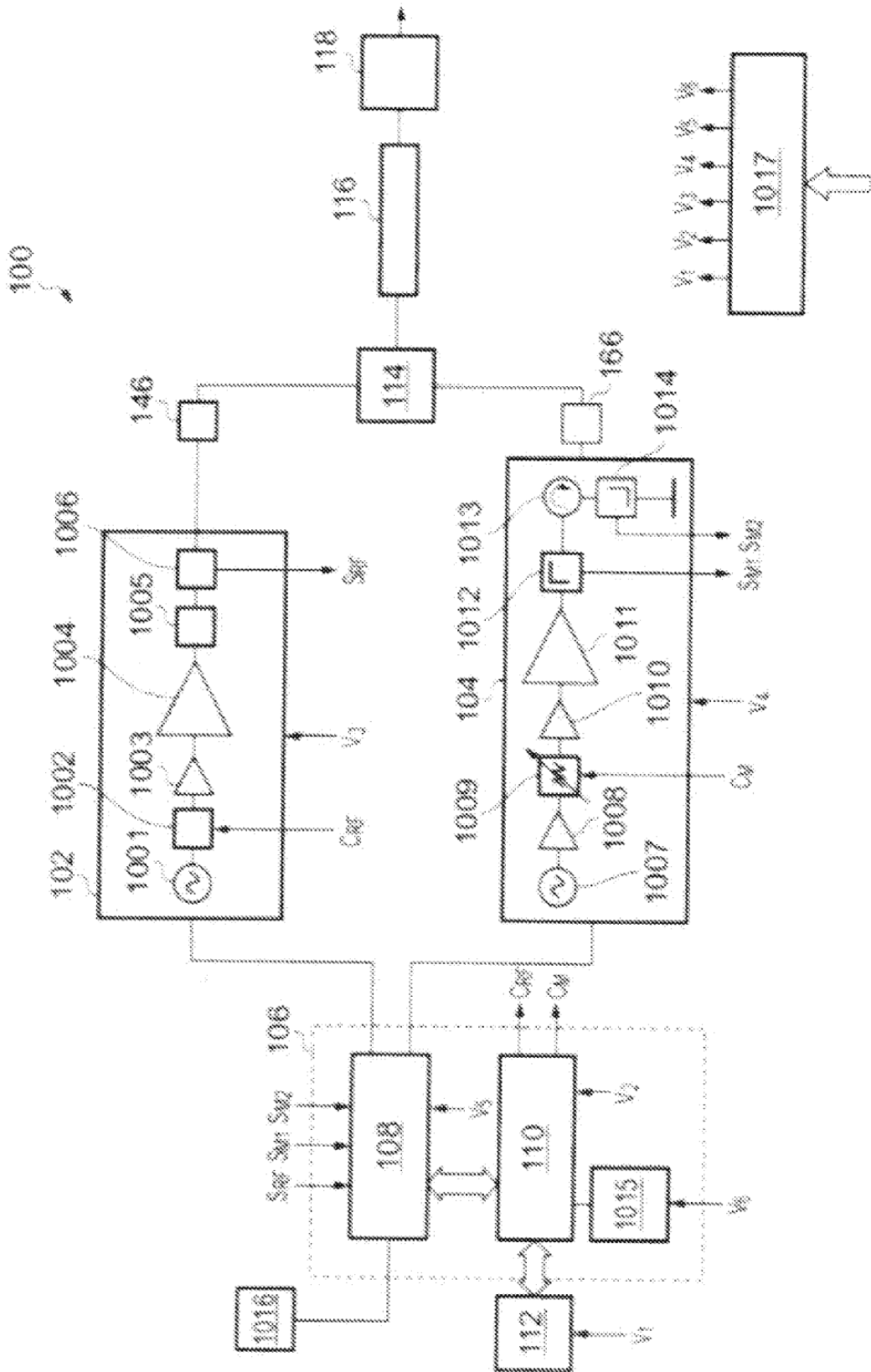


Fig. 1 (Técnica anterior).

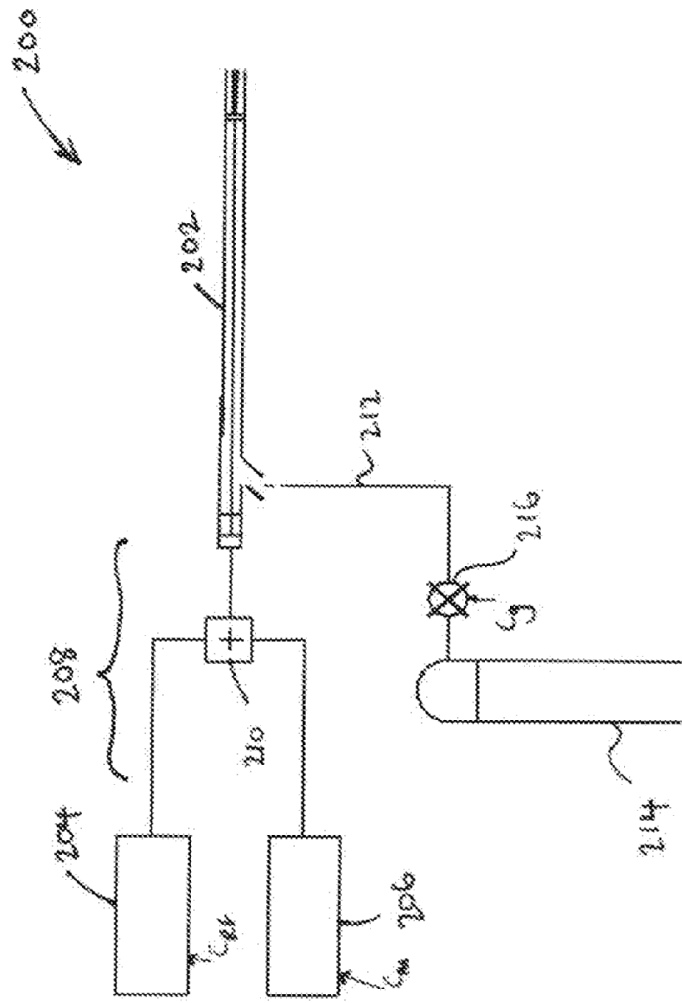


Fig. 2

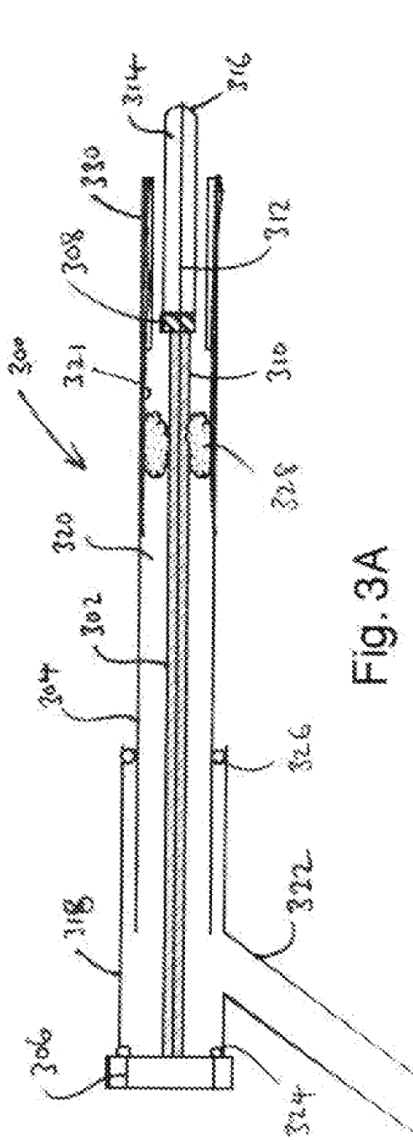


Fig. 3A

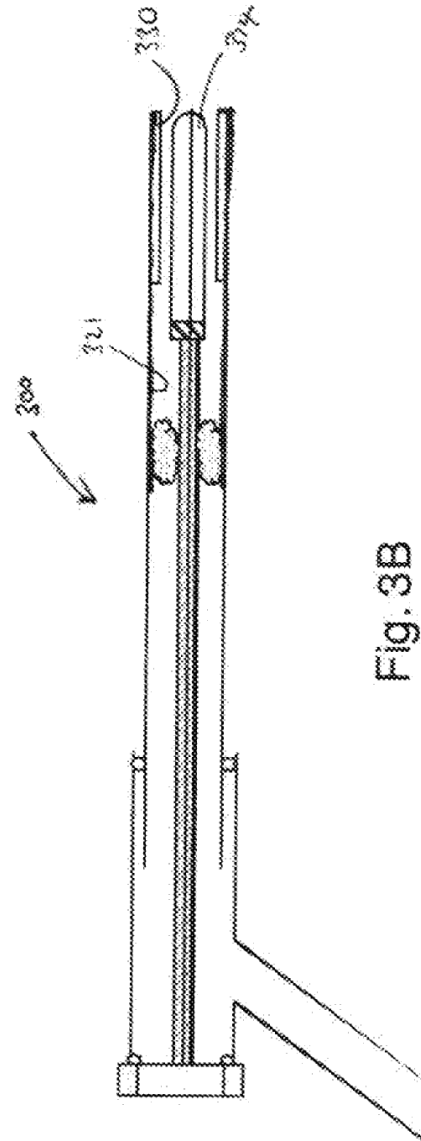


Fig. 3B

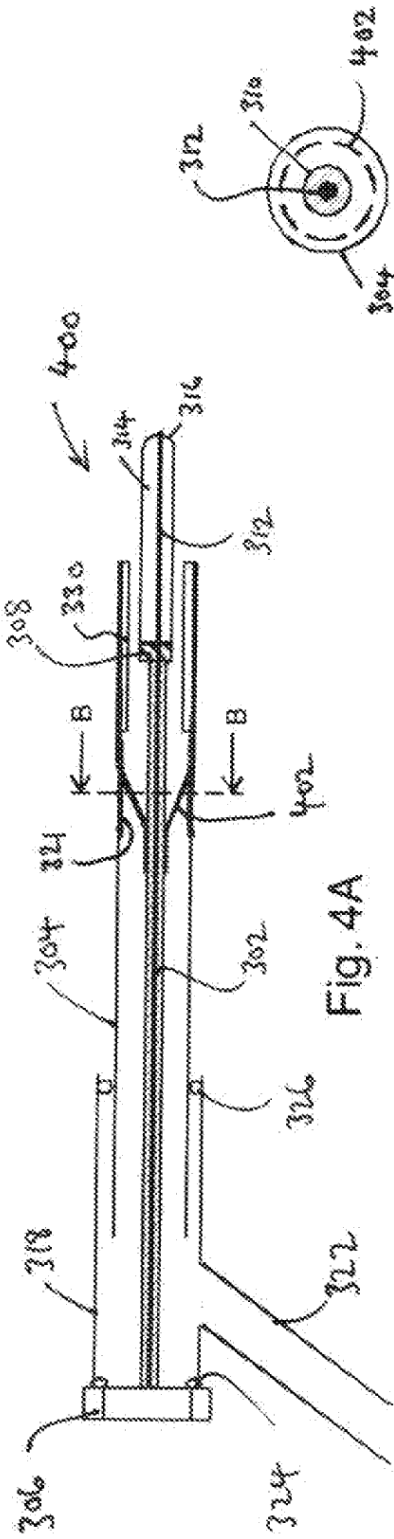
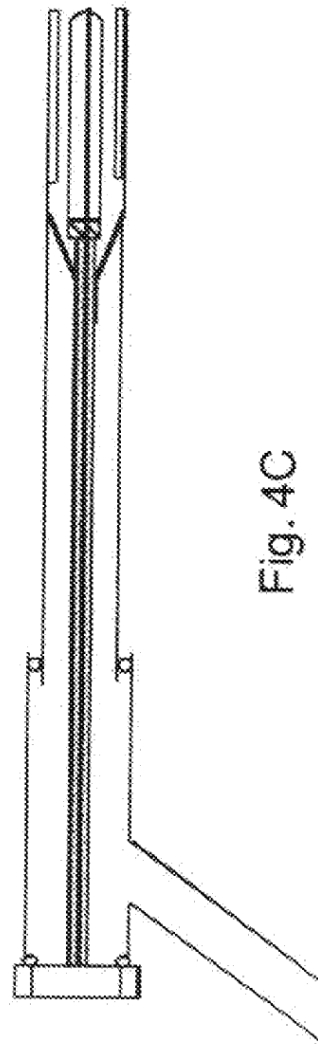


Fig. 4B



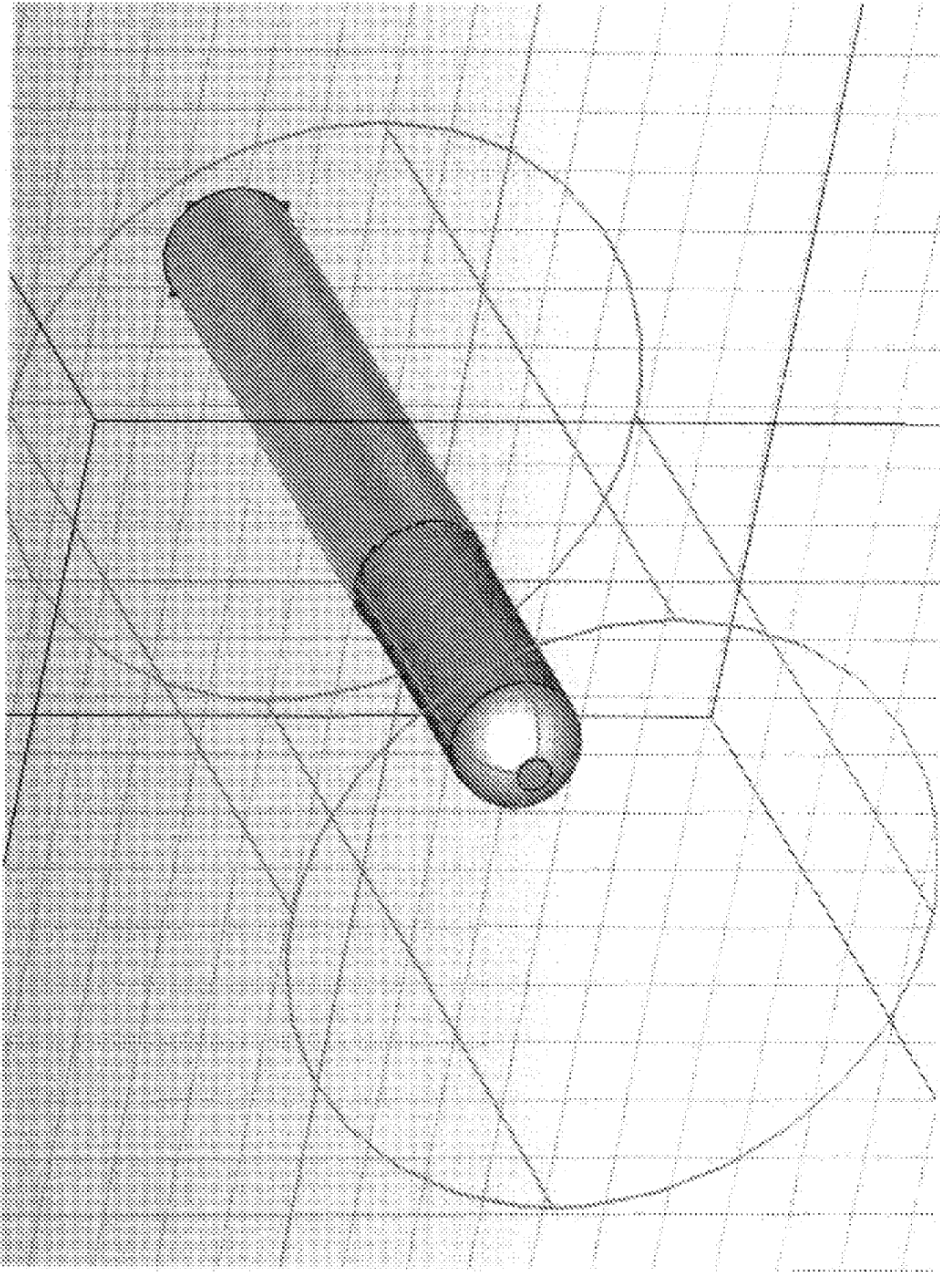


Fig. 5

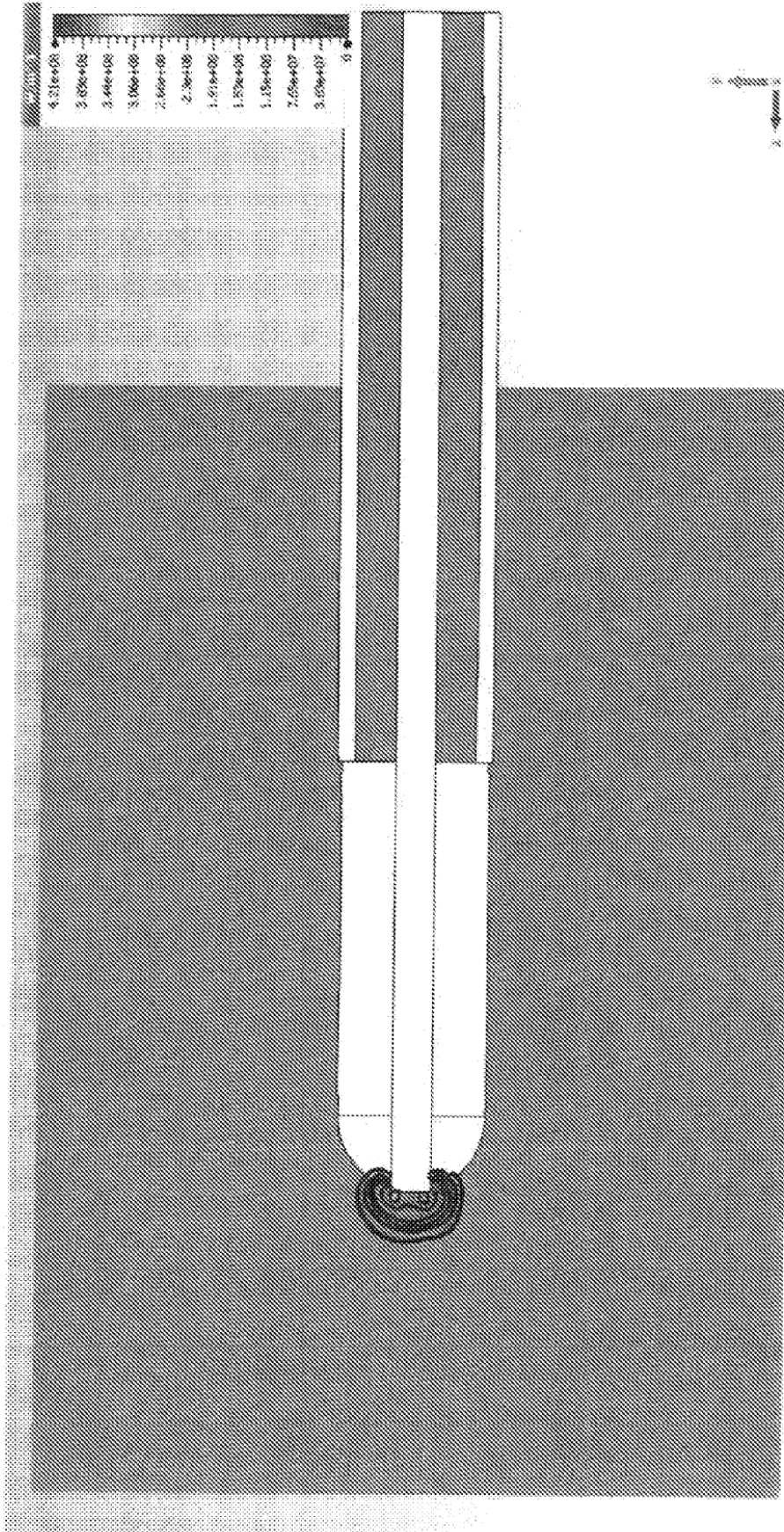


Fig. 6A



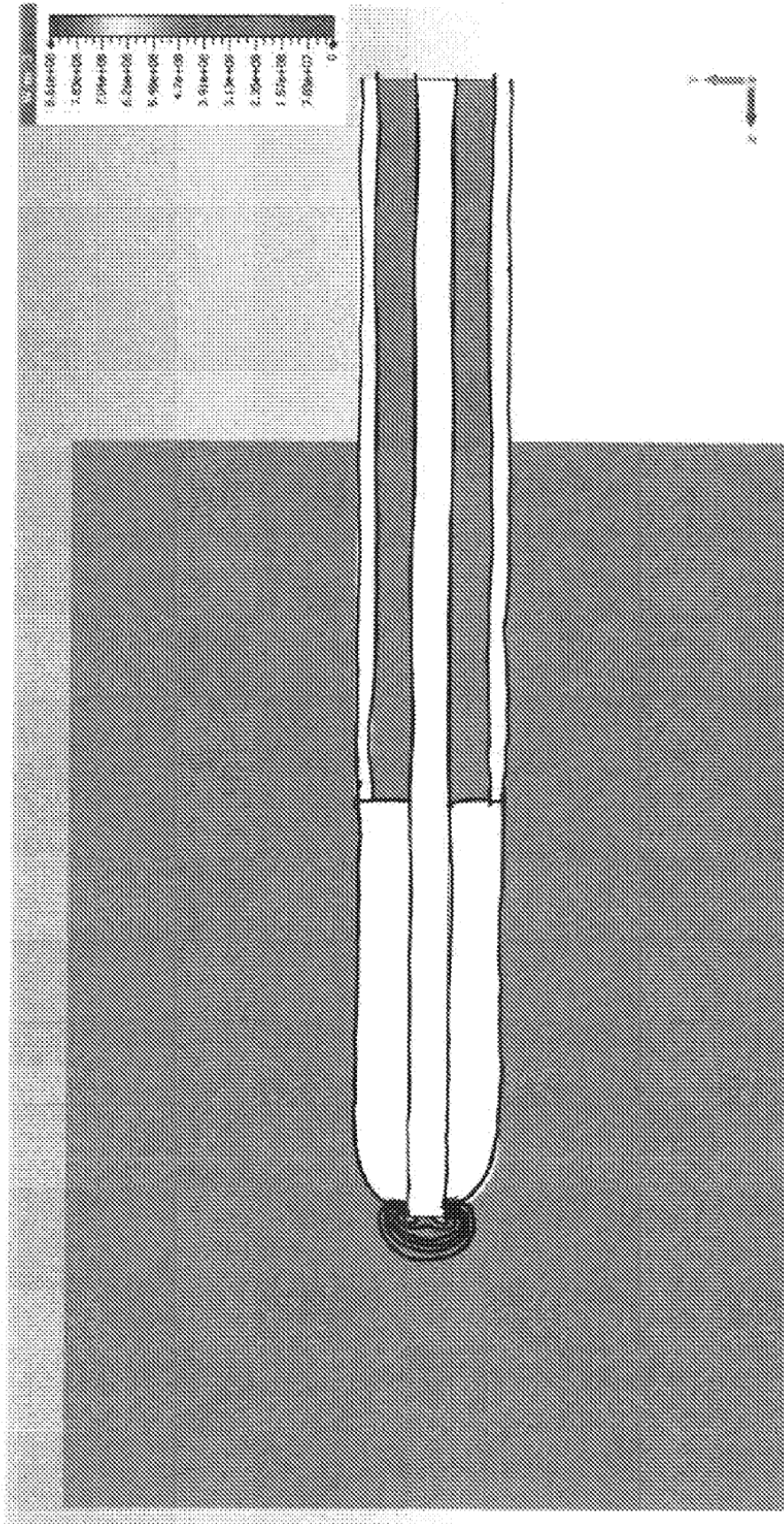


Fig. 6B

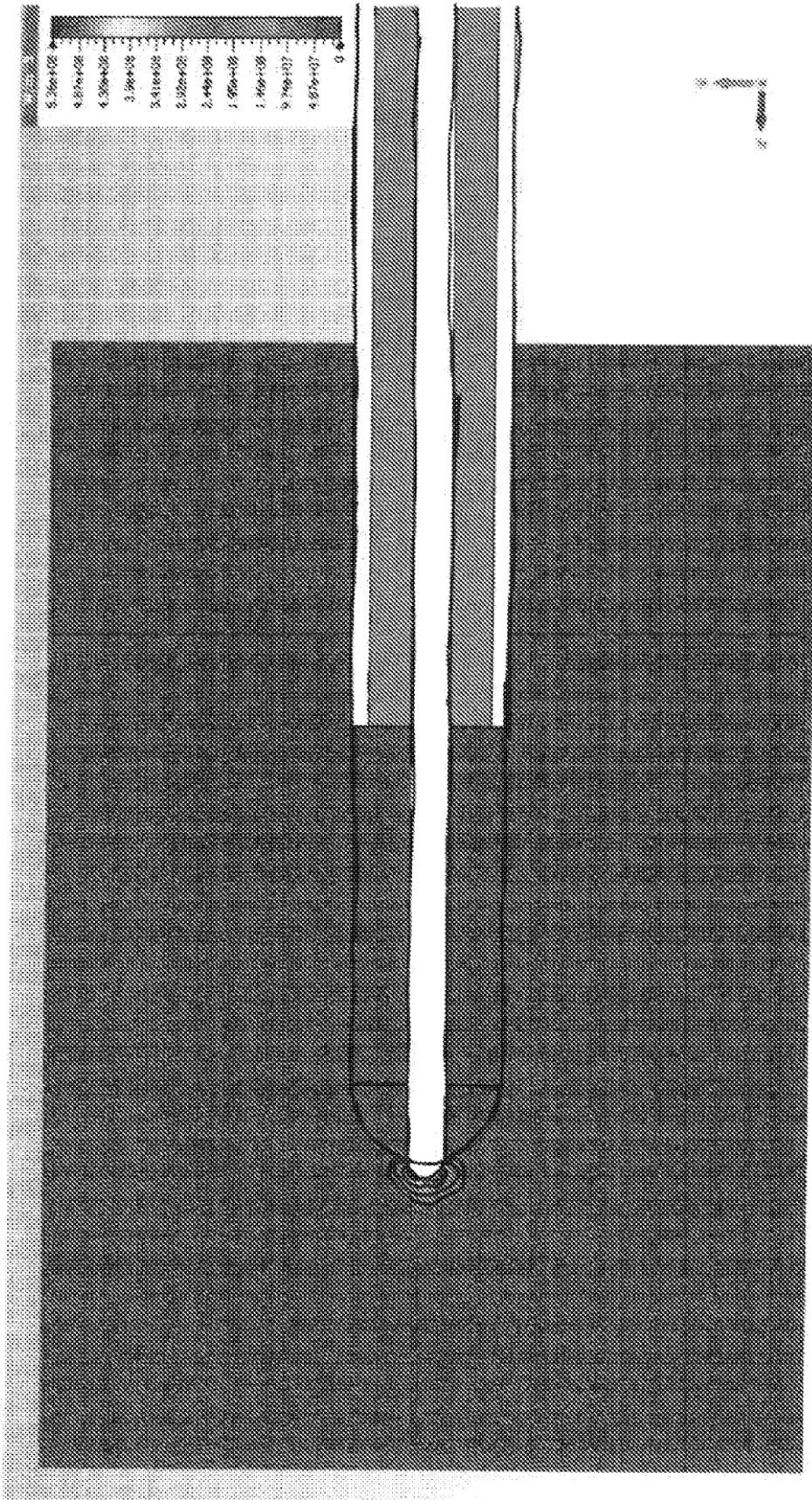


Fig. 6C

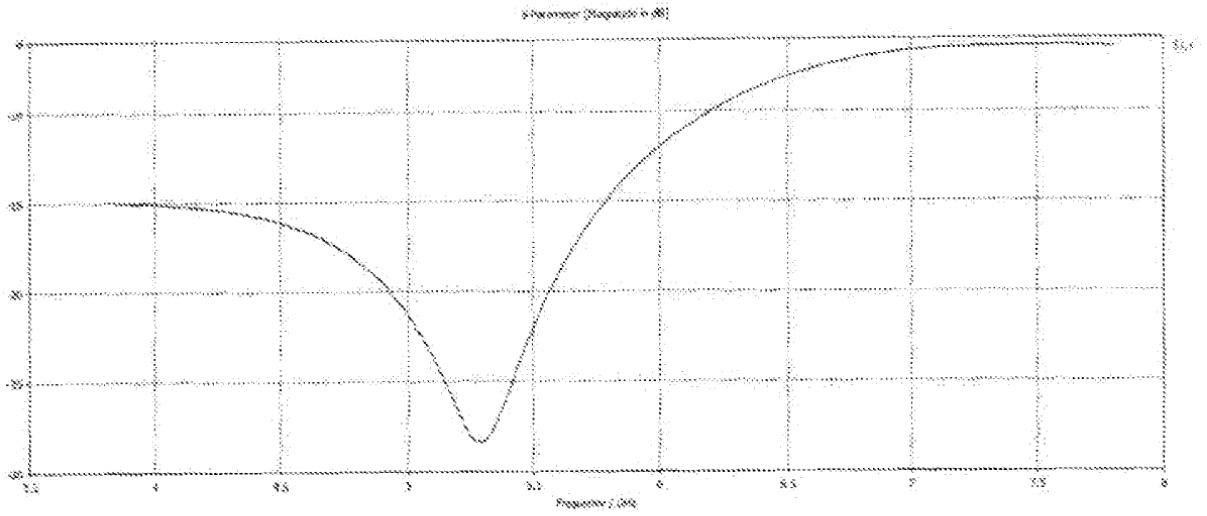


Fig. 7A

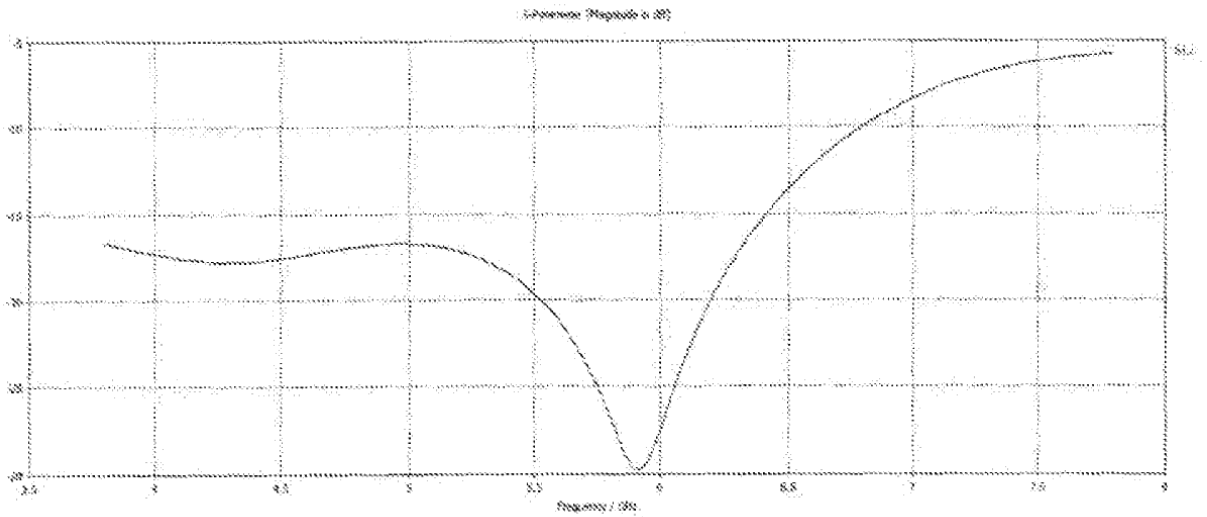


Fig. 7B

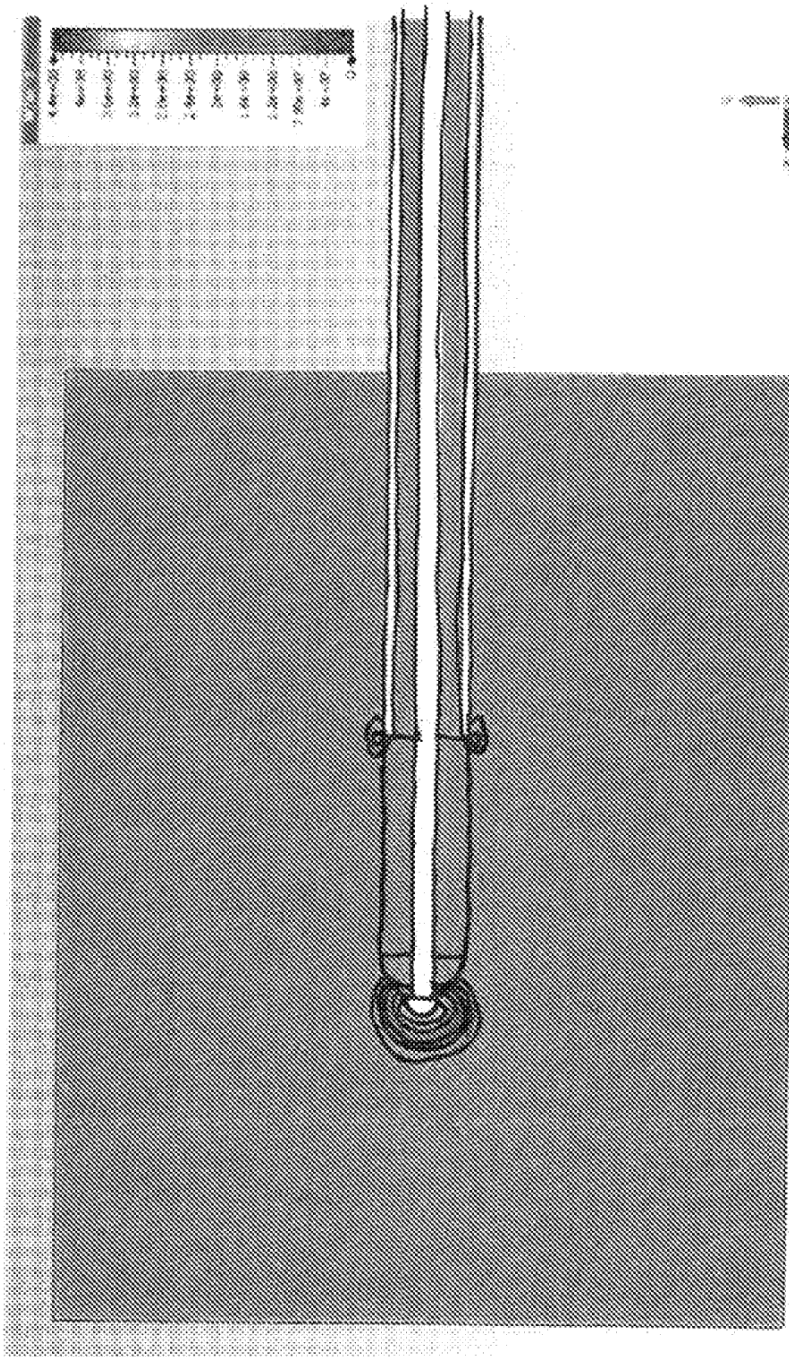


Fig. 8A

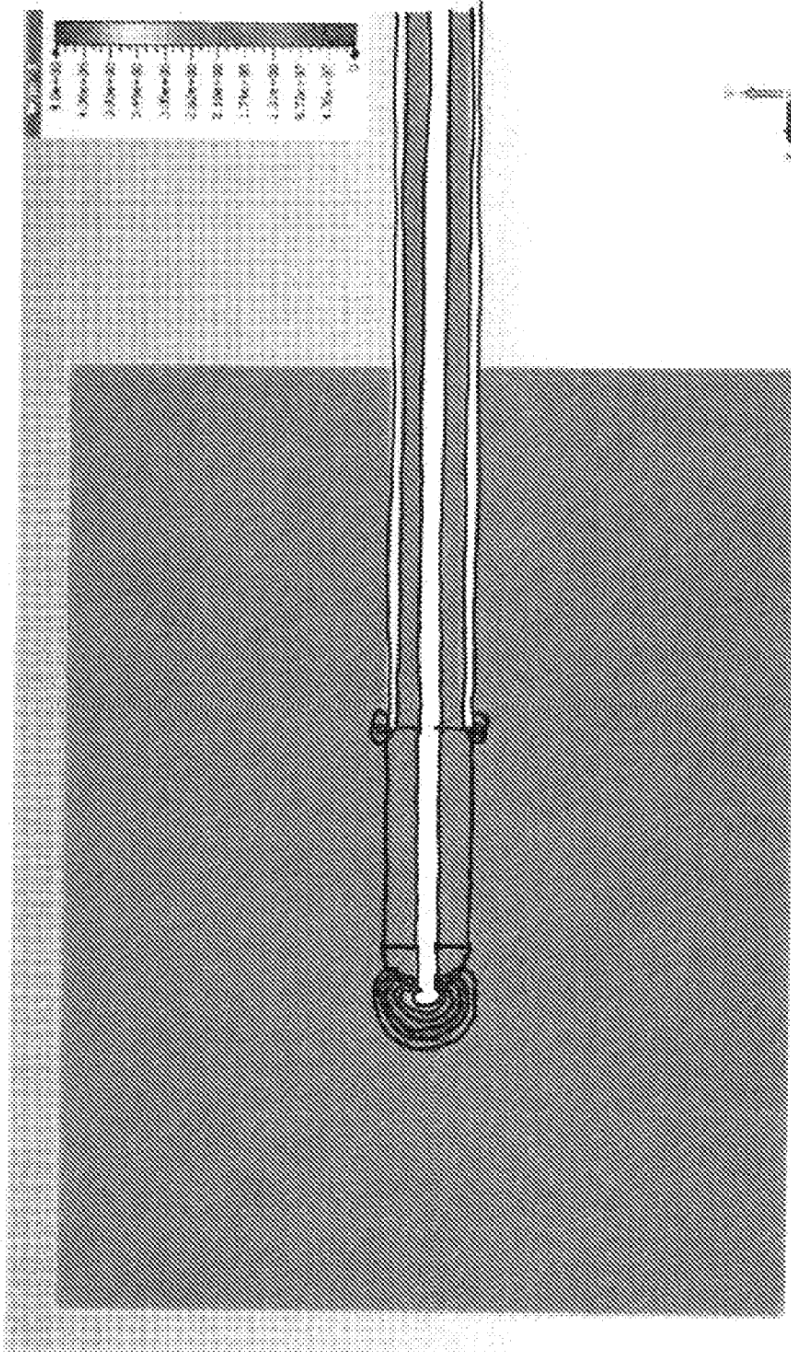


Fig. 8B

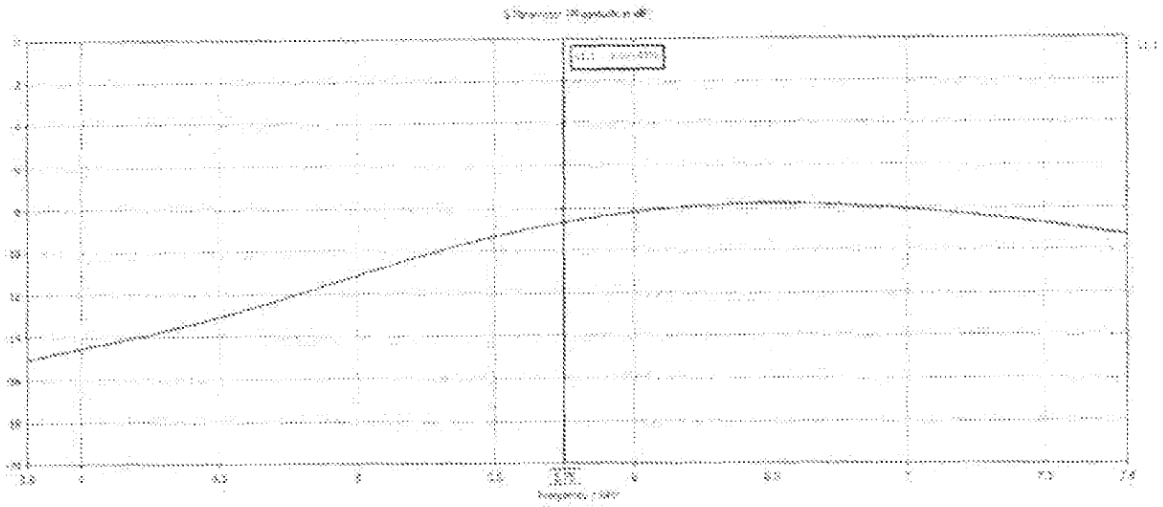


Fig. 9A

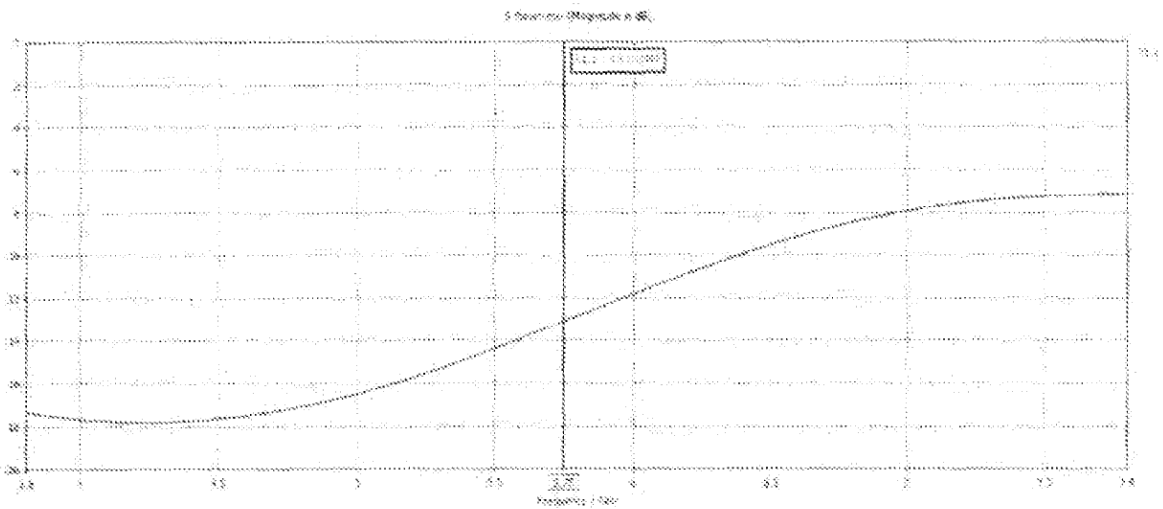


Fig. 9B

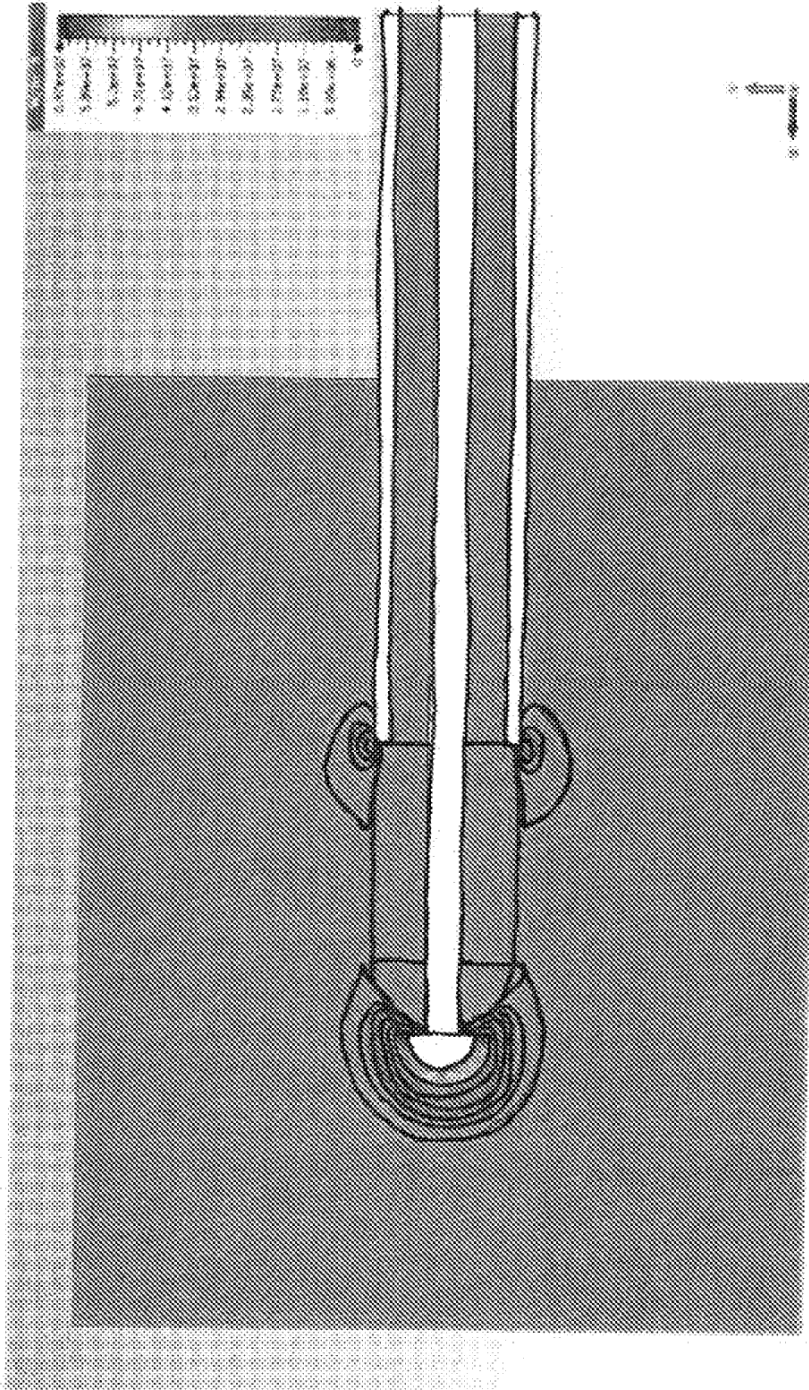


Fig. 10

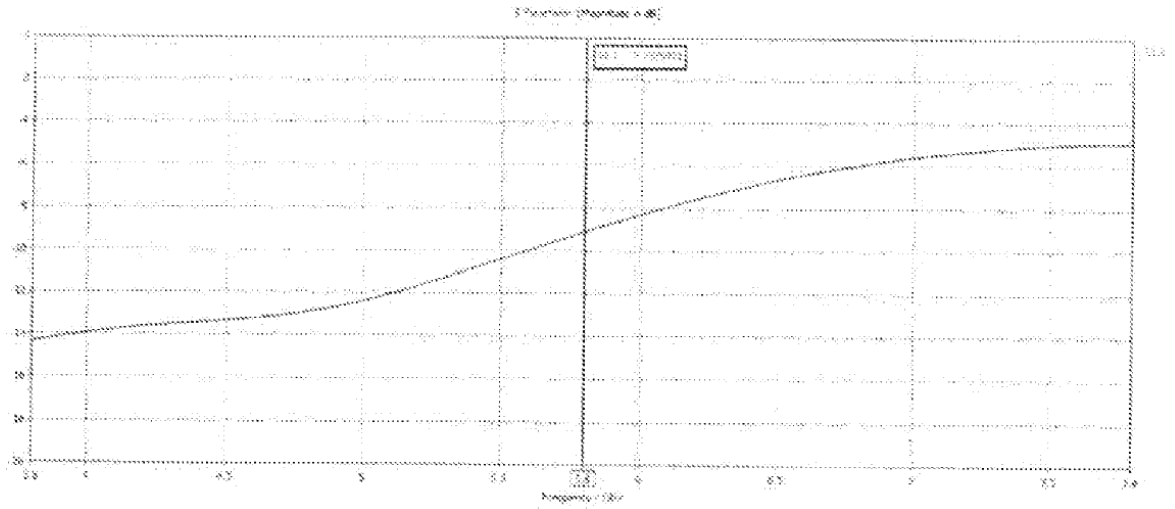


Fig. 11A

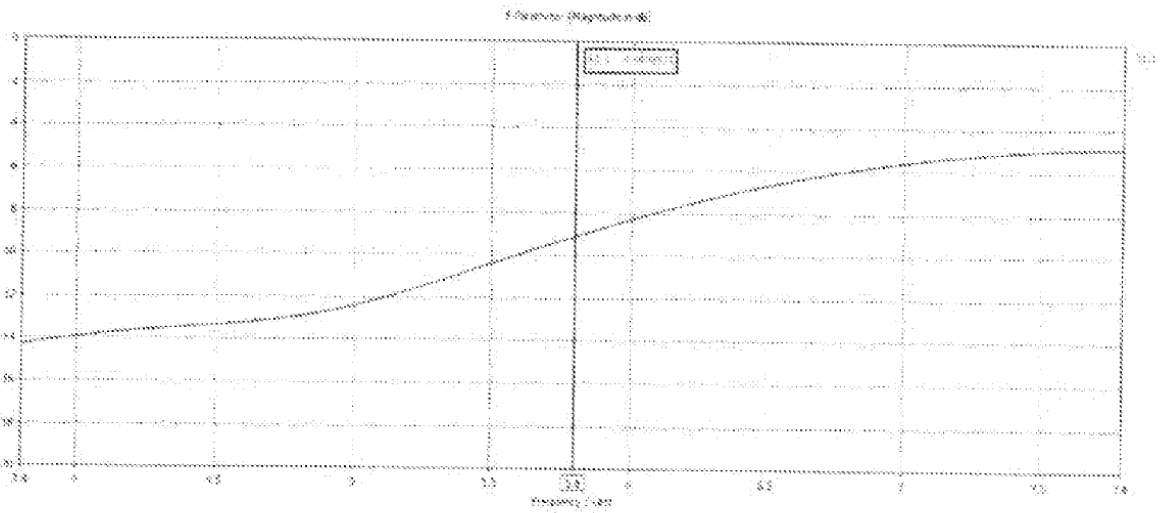


Fig. 11B



