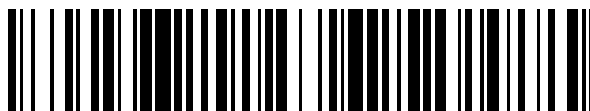


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 442 684**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2007 E 07824789 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.10.2013 EP 2120764**

54 Título: **Aparato de ablación electroquirúrgico para extirpar tejido biológico**

30 Prioridad:

**11.12.2006 GB 0624658**

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

**12.02.2014**

73 Titular/es:

**MEDICAL DEVICE INNOVATIONS LIMITED  
(100.0%)  
DARESBUY INNOVATION CENTRE,  
DARESBUY SCIENCE AND INNOVATION  
CAMPUS HALTON  
CHESHIRE WA4 4FS, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;  
CHAUDRY, MOHAMMED SABIH y  
DUFF, CHRISTOPHER**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 442 684 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**

Aparato de ablación electroquirúrgico para extirpar tejido biológico

**5 Campo de la invención**

La presente divulgación se refiere a un aparato para y métodos de uso de radiación de microondas en el tratamiento de tejido biológico.

**10 Antecedentes de la invención**

La energía de microondas que tiene una frecuencia entre 14 GHz y 15 GHz puede producir ablación controlada de tejido biológico. A estas frecuencias, la profundidad de penetración de la radiación es limitada, lo que puede ser beneficioso.

15 Los documentos WO 2004/047659 y WO 2005/115235 desvelan un aparato para y métodos de ablación de tejido y medición de información sobre el tipo y/o el estado del tejido usando radiación de microondas. Estos documentos desvelan los beneficios de realizar adaptación de impedancia dinámica entre la fuente de energía y el tejido.

20 Estos documentos abordan la desventaja de usar sistemas de tratamiento de RF y microondas de baja frecuencia, donde el mecanismo de transporte de energía dominante es conducción térmica y la profundidad de penetración (definida en el presente documento como siendo la distancia que la energía se ha propagado cuando la fuente de energía se ha reducido al 37 % del valor máximo) es tal que una gran masa de tejido se calienta antes de que la temperatura del tejido diana pueda elevarse al valor requerido.

**25 Sumario de la invención**

La presente invención se determina en las reivindicaciones adjuntas.

30 Las realizaciones, aspectos o ejemplos de la presente divulgación que no están dentro del alcance de las reivindicaciones se proporcionan para fines ilustrativos solamente y no forman parte de la presente invención.

35 La presente invención deseablemente amplía los sistemas desvelados en los documentos WO 2004/047659 y WO 2005/115235. Expresada en general, la invención proporciona un dispositivo portátil para suministrar energía producida a frecuencias de microondas para producir ablación controlada con profundidades de penetración deseables mediante radiación, para permitir el tratamiento eficaz de afecciones relacionadas con pequeñas estructuras tisulares, por ejemplo, microvarices, verrugas, acrocordones y lunares. El dispositivo puede ser adecuado para su uso en situaciones donde es difícil acceder al sitio de tratamiento o en condiciones de tratamiento incómodas (inadecuadas). Por ejemplo, posibles aplicaciones incluyen tratamiento de víctimas de accidente de coche, tratamiento de heridas en el campo de batalla, sellado para prevenir la excesiva pérdida de sangre durante cirugía general y uso por cirujanos veterinarios para prevenir la excesiva pérdida de sangre a animales.

45 La capacidad de detener la hemorragia de heridas usando un sistema que no requiera una alimentación de tensión por red puede ser particularmente atractiva para paramédicos o cirujanos militares que operan en el campo donde la pérdida de sangre debida a heridas de guerra o lesión por accidente es potencialmente letal. Un sistema que combine portabilidad junto con la capacidad de generar energía de microondas de alta frecuencia es particularmente ventajoso, dado que la energía de microondas de alta frecuencia calentará instantáneamente el tejido a una temperatura, con lo que tendrá lugar una cauterización o coagulación o ablación eficaz. El uso de energía de microondas de alta frecuencia permite que la energía sea suministrada mediante radiación no ionizante en lugar de  
50 mediante conducción térmica y, de este modo, el efecto es virtualmente instantáneo.

Otra ventaja de la naturaleza portátil de la invención puede ser evitar los largos conjuntos de cable de microondas que conectan un generador de microondas a una antena de tratamiento desvelados en los documentos WO  
55 2004/047659 y WO 2005/115235. Evitando esto, la invención puede permitir que se tomen mediciones cerca del tejido que está siendo tratado, eliminando de este modo efectos indeseables de variación de fase y magnitud con flexión del cable. Además, una parte de la potencia generada por la fuente de microondas que es transferida al interior del tejido usando el dispositivo de mano puede optimizarse, dado que no se pierde en el cable de transmisión. Por ejemplo, si el cable de suministro tiene una pérdida de inserción de 3 dB entonces solamente la mitad de la potencia generada en la fuente llega a la carga del tejido.

60 Por consiguiente, un primer aspecto de la invención puede proporcionar un aparato para tratar tejido biológico con energía de microondas, incluyendo el aparato una unidad de mano que tiene un generador de microondas y una antena, en el que el generador de microondas está dispuesto para suministrar energía de microondas a la antena desde donde es irradiada para extirpar de forma controlable tejido biológico. La unidad de mano puede tener una geometría similar a un bolígrafo. El tamaño similar a un bolígrafo permite que la unidad sea fácilmente manipulada  
65 por un usuario, mientras conserva las ventajas de tener al generador de microondas situado cerca de la antena. En

este caso, el usuario puede ser cualquiera de los siguientes individuos: asesor médico o cirujano, facultativo generalista, asesor, paramédico, médico militar o cirujano veterinario.

5 El aparato puede comprender dos unidades. La primera unidad puede ser la unidad de mano mencionada anteriormente. La unidad de mano puede estar diseñada para una aplicación específica, por ejemplo tratamiento de microvarices de baja potencia o estiramiento de ligamentos, o gestión del dolor con alta potencia (ablación de plexos nerviosos) o tratamiento de heridas. La segunda unidad puede ser una unidad de control que incluye una fuente de alimentación (por ejemplo una fuente de alimentación de CC tal como una unidad de batería o una fuente de alimentación de modo conmutado), sistemas electrónicos de control (por ejemplo circuito secuenciador de encendido/apagado del transistor, y un sistema de apagado para apagar la fuente de microondas cuando se producen altos niveles de potencia reflejada), y una interfaz de usuario (por ejemplo visualizadores de estado que incluyen visualizador en forma de barras, microconmutadores, LED, etc.). Las dos unidades pueden estar conectadas entre sí usando un conjunto de cable de baja frecuencia que comprende cables de alimentación de CC para llevar potencia a la unidad de mano (por ejemplo suministro de drenaje, suministro de puerta-fuente, etc.), y líneas de señalización de control de baja frecuencia para llevar señales de control entre la unidad de mano y la unidad de control (por ejemplo señales para detectores de potencia directa y reflejada, control de la ganancia del amplificador, control del nivel de potencia, etc.).

20 La invención surge, en parte, de la constatación de que pequeños componentes de ingeniería de microondas están disponibles a las frecuencias que son útiles para tratamiento médico. Además, nuevas tecnologías de dispositivos emergentes, por ejemplo nitruro de galio (GaN), permiten realizar en la práctica mayores eficacias de alimentación de microondas con respecto a alimentación de CC. Esta invención desvela cómo pueden disponerse dichos componentes para crear dispositivos electroquirúrgicos adecuados.

25 Preferentemente, el generador de microondas comprende una fuente de frecuencia de microondas, un amplificador (por ejemplo un amplificador de circuito integrado monolítico de microondas (MMIC)), un circulador, y una carga de potencia provisional. El control del generador de microondas se consigue usando elementos de detección, que están dispuestos para detectar los niveles de potencia directa y reflejada. Los resultados de detección son alimentados como señales de control a la unidad de control, que está dispuesta para controlar el generador de microondas. Los elementos de detección están provistos preferentemente en la unidad de mano, pero pueden estar en la unidad de control. Los elementos de detección pueden comprender uno o más acopladores de línea "microstrip" (o sondas de campo E conectadas dentro del circulador de microondas para recoger una pequeña parte de la potencia directa y reflejada) y detectores de diodo adecuados, por ejemplo, diodos de túnel, diodos Schottky de polarización nula, diodos Schottky de canal de perno, o diodos Schottky polarizados. Como alternativa, los elementos de detección pueden comprender uno o más acopladores de guía de ondas. Una ventaja del uso de un acoplador de guía de ondas es que la pérdida de potencia a través de la estructura (la pérdida de inserción) es normalmente inferior a aquella posible usando un acoplador de línea "microstrip". Los ejemplos de acopladores de guía de ondas adecuados incluyen: el acoplador en bucle 'H', el acoplador Riblet-Saad, el acoplador Bethe-hole, y el acoplador Schwinger de fase inversa.

40 El generador de microondas preferentemente incluye un conmutador de modulación y una unidad atenuadora (por ejemplo controlable por la unidad de control) para pulsar la potencia de microondas y controlar el nivel de potencia respectivamente. Es preferible que el conmutador de modulación y el atenuador se inserten en la alineación de circuitos de microondas entre la salida de la fuente de frecuencia y la entrada al amplificador. En una realización, el conmutador de modulación es un conmutador de diodo PIN unipolar de una dirección (SPST), y el atenuador es un atenuador digital de diodo PIN de 64 dB y ocho bits o un atenuador de tensión variable de 60 dB.

50 Como alternativa, la tensión de polarización suministrada (por ejemplo desde la unidad de control) al amplificador MMIC o los transistores discretos usados para formar el amplificador de potencia, puede modificarse para controlar el nivel de potencia. Por ejemplo, pueden usarse dispositivos de potencia GaAs para modificar la tensión puerta-fuente en un intervalo que permitirá que el canal de los dispositivos sea cortado (la corriente de drenaje es cero) a donde el canal está completamente abierto y el dispositivo está funcionando en saturación (la corriente de drenaje es máxima). La forma de la curva de transconductancia asociada con el dispositivo particular determina los valores de tensión puerta-fuente requeridos para funcionar entre corriente de drenaje cero y máxima y es posible conseguir un intervalo dinámico para el control de potencia usando este método de aproximadamente 15 dB. Este método de control de potencia y conmutación (modulación) puede preferirse para implementar control del nivel de potencia y funcionamiento de potencia pulsada en la presente invención donde sea deseable minimizar el número de componentes para permitir que se realice una unidad de mano físicamente pequeña. Una ventaja adicional asociada con este régimen de control de potencia es que la acción de tomar la tensión puerta-fuente para estrangular el canal significa que la alimentación de CC también se lleva a cero, de este modo el calentamiento por CC se minimiza y la eficacia de microondas con respecto a alimentación de CC se maximiza. Puede observarse que el funcionamiento usando la configuración polarizada de clase A normal implica que una corriente de drenaje de CC (corriente quiescente) siempre fluye incluso en el caso donde no se está generando ninguna energía de microondas; este método de tomar la tensión puerta-fuente para cortar también garantiza que la corriente quiescente se reduce a cero o cerca de cero (puede haber algo de corriente de fuga fluyendo, pero esto no tendrá ningún efecto significativo, dado que ésta será del orden de microamperios o incluso nanoamperios).

Si el generador de microondas incluye un conmutador de modulación (por ejemplo SPST) y una unidad atenuadora, pueden usarse conmutadores micro-electromecánicos (MEM) para implementar el conmutador SPST. La ventaja de usar dispositivos MEM es la superior fiabilidad, y el pequeño tamaño. Los dispositivos MEM existentes pueden funcionar a frecuencias de hasta decenas de GHz.

5 El funcionamiento del generador de microondas en un modo pulsado también puede optimizar la eficacia del dispositivo en términos de consumo de potencia de la batería y también puede impedir que la unidad de mano se caliente excesivamente.

10 La eficacia de potencia de microondas con respecto a potencia de CC también puede optimizarse polarizando los dispositivos de potencia usados para formar la etapa de salida del amplificador de potencia en una configuración diferente de la polarización de clase A convencional. Por ejemplo, pueden considerarse la clase A-B, clase B, clase C, clase D, clase E o clase F. Esta invención no está limitada al uso de las clases de polarización mencionadas anteriormente.

15 Preferentemente, el generador de microondas es accionable en dos modos de potencia: un modo de alta potencia adecuado para ablación y un modo de baja potencia adecuado para medición del tipo/estado del tejido. Para el modo de baja potencia, puede ser apropiado usar un amplificador excitador de ganancia elevada (por ejemplo un MMIC). Para el modo de alta potencia, puede usarse una cadena de amplificadores conectados en serie (o una pluralidad de dispositivos transistores de potencia adecuados combinados entre sí usando, por ejemplo, combinadores de potencia de microondas (por ejemplo combinadores de guía de ondas o combinadores de "microstrip")).

20 El intervalo de frecuencias de microondas que se considera que es útil para la implementación de la presente invención está entre 500 MHz y 60 GHz. Intervalos de frecuencia específicos que han sido identificados como útiles para la implementación de la presente invención son los siguientes: 2,4-2,45 GHz, 5,725-5,875 GHz, 14-15 GHz y 24-24,25 GHz. Aún más específicamente, se proponen frecuencias puntuales de 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. También pueden considerarse frecuencias de aproximadamente 915 MHz y 60 GHz para futuras aplicaciones médicas identificadas en el presente documento.

30 La elección de frecuencia depende del tejido a tratar, el procedimiento particular a realizar y la capacidad para generar suficiente energía de microondas a la frecuencia de elección. Las ventajas en tecnología de potencia semiconductor hacen posible generar potencia de microondas a los niveles requeridos para producir daño térmico y profundidad de penetración controlados a las frecuencias enumeradas anteriormente.

35 Se sabe que la profundidad de penetración de la energía de microondas dentro del tejido biológico está en función de la frecuencia y las propiedades dieléctricas del tejido, por lo tanto en el caso en el que se requiere tratar estructuras finas y causar una cantidad mínima de daños colaterales, es deseable usar frecuencias de microondas en las bandas de frecuencia más altas (por ejemplo que el intervalo dado). Por otro lado, cuando es deseable causar daños térmicos a volúmenes de tejido más grandes, y el riesgo de daños a tejido circundante no supera la ventaja de usar ablación térmica de fuente puntual, por ejemplo, para el tratamiento de heridas grandes, puede ser deseable usar frecuencias de microondas en las bandas de frecuencia más bajas. En el caso en el que se requiere una elevada densidad de energía, con una baja profundidad de penetración, para elevar instantáneamente la temperatura del tejido, por ejemplo para prevenir la excesiva pérdida de sangre, puede ser deseable usar energía de microondas de alta potencia y de alta frecuencia, es decir energía producida en el extremo superior de la banda de frecuencias considerada como útil para implementación de la presente invención. Como ejemplo, puede ser deseable producir 50 W de potencia a una frecuencia de 24 GHz.

45 El intervalo de niveles de potencia que se considera que son útiles para la implementación de la presente invención está entre 1,5 y 50 W. Cuando se requiere potencia de microondas de baja potencia (baja potencia se define en el presente documento como siendo menor de 4 W) la fuente de alimentación de CC puede ser una batería contenida con el generador de microondas en la unidad de mano. Esto puede permitir que todo el aparato comprenda una única unidad portátil.

50 Cuando se requieren niveles de potencia más elevados, es deseable usar el modelo de dos unidades descrito anteriormente, es decir tener la unidad de batería de CC contenido dentro de una unidad diferente con un cable de CC usado para conectar las dos unidades entre sí. Una ventaja de esto es mantener el peso de la unidad de mano en un nivel manejable para permitir que la unidad de mano sea manipulada con facilidad.

60 La batería o unidad de batería puede estar compuesta por baterías desechables o una recargable. Los ejemplos de tecnología de batería que pueden emplearse para implementar la presente invención son los siguientes: células de NiCd, células de polímeros de Li, células de iones de Li, células de ácido de plomo, células alcalinas y células de cloruro de litio-tionilo. La presente invención no está limitada al uso de estas tecnologías de batería. Por ejemplo, la batería de un coche o vehículo puede suministrar energía de CC al sistema portátil de la invención. El dispositivo puede enchufarse en la toma del encendedor en un coche, o puede conectarse a la batería de una ambulancia, un tanque, un camión de bomberos o un coche de policía usando un conector de CC adecuado. Este conector puede

ser un conector personalizado. En el caso de una ambulancia, una alimentación de CC de +12 V ya estará disponible para alimentar otro equipo médico usado por paramédicos o personal de la ambulancia. Si la unidad funciona gracias a la batería de un vehículo, los circuitos de arranque para el dispositivo o dispositivos de potencia de microondas (y otros componentes de microondas sensibles) y los demás circuitos de control están preferentemente alojados dentro de la pieza de mano de modo que puedan ser alimentados a partir de la misma y única, por ejemplo, fuente de energía de CC de +12 V.

Puede ser preferible diseñar la unidad de batería y la unidad de control de modo que ésta encajará en un cargador de batería de modo que la unidad pueda recargarse cuando no está siendo usada. Puede ser preferible desarrollar el sistema de modo que la pieza de mano que contiene la alineación de circuitos de microondas pueda estar conectada (mediante un conjunto de cable que contiene los cables de suministro de potencia de CC y cualesquiera señales de control de baja frecuencia) a la unidad de batería y la unidad de control usando un conector de CC adecuado para permitir que el subconjunto de microondas se enchufe a una serie de unidades de batería cargadas previamente.

La unidad de batería puede ser para fijarse al cuerpo del usuario; la capacidad de llevar la unidad de batería es de particular interés para tratar heridas de guerra y víctimas de accidentes. Cuando la unidad se usa en la consulta de un médico, el quirófano de un hospital, o una clínica, puede estar conectado de forma permanente a un cargador de batería.

Preferentemente, una serie de baterías/unidades de control se mantienen en carga para permitir que el usuario pueda tener siempre acceso a una fuente de energía de CC para la unidad. Esto es particularmente ventajoso cuando el dispositivo se usa para tratar procedimientos médicos que pueden durar un tiempo largo, por ejemplo 30 minutos o más.

Preferentemente, la interfaz de usuario incluye una pantalla que indica el tiempo de tratamiento disponible o el tiempo de tratamiento restante usando la actual unidad de batería. El medio de indicación puede ser un gráfico de barras compuesto por una pluralidad de diodos emisores de luz (LED) o una pequeña pantalla LCD.

En otra realización, los sistemas electrónicos de control pueden estar alojados por separado tanto de la batería como de la unidad de mano, es decir el aparato comprenderá tres unidades.

Preferentemente, la unidad de control incluye un circuito de temporización dispuesto para realizar el orden correcto de funcionamiento de los componentes en el generador de microondas. Por ejemplo, cuando el generador de microondas incluye un dispositivo de potencia de transistor, el circuito de temporización puede estar dispuesto para garantizar que la tensión puerta-fuente al dispositivo de potencia está ajustada para estrangular el canal entre el drenaje y la fuente para impedir que la corriente fluya antes de que la alimentación de drenaje esté conectada y también que dicha tensión puerta-fuente se aplique para estrangular al canal antes de que la tensión de drenaje sea eliminada. Esta disposición es adecuada cuando se usan dispositivos FET en la fase de potencia de salida (amplificador de potencia) del generador de microondas, en la que cuando el canal está abierto (o la corriente puede fluir) la tensión puerta-fuente es nula.

La unidad de control también puede contener un medio para controlar el nivel de potencia de microondas producida por el generador de microondas y un medio para pulsar o modular la potencia de microondas producida en la salida de la unidad. Por ejemplo, la unidad de control puede controlar el conmutador de modulación y la unidad atenuadora descritas anteriormente. El ajuste del nivel de potencia de microondas producida, y la operación de pulsar el nivel de potencia seleccionado también pueden implementarse modificando la tensión puerta-fuente aplicada a los dispositivos FET usados para formar la fase de salida del amplificador de potencia (donde se usan dispositivos MMIC, puede ser posible modificar la tensión de la fuente de CC o una de las tensiones de la fuente de alimentación de CC conectadas al dispositivo).

Preferentemente, la unidad de control incluye una disposición de detección que comprende circuitos de condicionamiento de señales analógicos (por ejemplo comparadores analógicos y amplificadores operativos) y lógica de interconexión (por ejemplo puertas o contadores lógicos TTL, CMOS o ECL digitales) para procesar las señales producidas por los elementos de detección descritos anteriormente. Las funciones de procesamiento realizadas pueden incluir llevar la tensión puerta-fuente a un nivel apropiado y a continuación apagar la fuente de tensión de drenaje en el caso en el que el nivel de potencia reflejada es excesivo, excitar un visualizador de gráfico de barras para mostrar el nivel de potencia directa y/o neta suministrada, excitar LED que indican que potencia de microondas está siendo suministrada al interior del tejido, y/o que la potencia reflejada excesiva ha sido detectada, y/o se ha producido una avería, y/o el dispositivo está armado y listo para suministrar potencia de microondas al interior del tejido.

Puede estar provisto un conmutador para encender y apagar la alimentación de drenaje, es decir para accionar el sistema en modo pulsado. El funcionamiento en modo pulsado puede minimizar el calentamiento del dispositivo y reducir la posibilidad de que la pieza de mano se caliente excesivamente. Para implementar este elemento, el conmutador puede hacer que una tensión puerta-fuente necesaria para hacer que el canal sea cortado se aplique al

transistor de potencia de microondas (o a una pluralidad de transistores de potencia de microondas) usado para formar la etapa de salida del amplificador de potencia de microondas. Como alternativa o adicionalmente, todo o parte del generador de microondas puede estar montado sobre un disipador térmico y/o suspendido dentro de una carcasa de plástico para minimizar el riesgo de que la unidad de mano se caliente excesivamente debido a la conducción térmica desde el disipador térmico. Tal como se describe con más detalle a continuación, un sistema de refrigeración puede estar incluido en la unidad de mano para transportar el calor lejos del generador de microondas.

El circuito de temporización puede estar dispuesto para apagar la fuente de frecuencia antes que la alimentación de drenaje cuando se acciona el sistema en modo pulsado para impedir la posibilidad de que la fuente de frecuencia encienda el transistor de potencia de microondas, es decir la tensión generada por la señal de la fuente de frecuencia proporciona una tensión puerta-fuente suficientemente alta para hacer que fluya un nivel alto de corriente de drenaje.

La antena en el generador de microondas es, preferentemente, un elemento alargado adaptado para suministrar un campo de radiación de microondas de manera uniforme al tejido biológico a tratar. La antena puede ser un segundo aspecto de la invención. Particularmente las estructuras de antena adecuadas pueden incluir antenas de aguja de campo E coaxial (o monopolo) de tamaño adecuado y antenas de bucle de campo H. Estas estructuras de antena pueden tener un diámetro global que varía entre 0,5 mm y 10 mm, y longitudes de menos de 2 cm a más de 12 cm. Por ejemplo, las estructuras coaxiales pueden tener un diámetro externo de entre 0,5 mm y 2,2 mm y una longitud de entre 2 cm y 4 cm. Es preferible que tanto el conductor externo (envuelta) como el conductor interno estén hechos de un metal duro para proporcionar resistencia, por ejemplo, acero inoxidable. La superficie externa del conductor interno y la superficie interna del conductor externo pueden estar recubiertas con un material altamente conductor, es decir plata, para minimizar las pérdidas en el conductor y el calentamiento estructural asociado.

Preferentemente, la antena incluye una punta dieléctrica en su extremo distal, que está adaptada para funcionar como el extremo radiante (antena) y a crear un estado adaptado entre la estructura de antena coaxial y el tejido a tratar. La punta dieléctrica puede tener una forma que esté adaptada para un uso particular. La punta puede ser sustituable, por ejemplo para permitir que la misma estructura de antena sea usada con diferentes puntas para diferentes fines. Pueden usarse herramientas de modelado de campo electromagnético, por ejemplo CST Microwave Studio®, para realizar simulaciones de campo en estructuras de antena (radomo) adecuadas en combinación con modelos de tejido biológico que proporcionan información eléctrica en términos de permitividad relativa, tangente de pérdida y conductividad a la frecuencia de interés. El modelo electromagnético puede combinarse con un solucionador térmico para proporcionar información relativa a la distribución de temperatura por todo el volumen de tejido en consideración.

Las estructuras de antena desveladas en el presente documento pueden usarse para tratar las aplicaciones médicas enumeradas anteriormente. La presente invención recurre al uso de estructuras de tratamiento coaxiales relativamente cortas. Una primera estructura comprende un cable coaxial con una punta de cerámica que está hecha semiesférica para permitir que la punta distal se frote sobre la superficie del tejido. La punta de cerámica también actúa como un transformador de impedancia para proporcionar una adaptación de impedancia estática entre el material dieléctrico de baja permitividad contenido dentro del cable coaxial y la elevada constante dieléctrica de la piel (u otro tejido biológico). Una segunda estructura, similar a la primera, extiende el diámetro del radomo semiesférico para producir una estructura radiante más grande que puede usarse para tratar estructuras de tejido más grandes o para propagar la energía por un área superficial mayor.

Estructuras de antena más grandes desveladas en el presente documento, que comprenden por ejemplo una pluralidad de antenas de aguja alimentadas usando un transformador de impedancia y que terminan dentro de un radiador de cerámica semiesférico, son particularmente adecuadas para su uso con la versión de alta potencia del sistema de tratamiento de acuerdo con el primer aspecto descrito anteriormente. Dichas antenas pueden permitir que la invención sea usada para tratar lesiones de heridas, por ejemplo, heridas de guerra o heridas causada por un accidente de coche.

En una realización, se usa una alimentación por cable coaxial con un transformador para alimentar cuatro elementos radiantes (monopolos) que están contenidos dentro de una punta de cerámica semiesférica.

La estructura de antena puede estar recubierta con una fina capa de material biocompatible que cubre ambos conductores, pero es transparente a la energía de microondas. Por ejemplo, puede aplicarse un recubrimiento de 10 µm de grosor de Parileno C. Este material puede ofrecer ventajas en términos de impedir el ingreso de fluido o tejido en el dieléctrico (entrando en la interfaz entre la punta de cerámica y la envuelta externa de la estructura coaxial), y también permitir que la estructura se inserte en el tejido con relativa facilidad. Esto puede ser ventajoso cuando el dispositivo se va a insertar por vía percutánea, y se van a realizar procedimientos mínimamente invasivos. La capacidad para impedir el ingreso de fluido es particularmente ventajosa cuando el sistema se usa para medir propiedades del tejido, dado que el ingreso al interior del dieléctrico entre los conductores interno y externo del cable coaxial puede impedir que se realicen mediciones útiles de magnitud/fase. El ingreso de fluido o tejido también puede limitar la eficacia del proceso de ablación de tejido.

La punta dieléctrica puede ser afilada, por ejemplo puede ser un cono de cerámica. El cono de cerámica puede actuar como un transformador de impedancia para proporcionar una adaptación de impedancia estática entre el cable coaxial y el tejido. La estructura afilada (puntiaguda) es útil para el tratamiento de microvarices o estiramiento de ligamentos.

5 Preferentemente, la impedancia del aparato se adapta de forma dinámica con el tejido que está siendo tratado (por ejemplo tal como se desvela en los documentos WO 2004/047659 y WO 2005/115235). En la presente invención, esto puede ser ventajoso, dado que un filtro de sintonización puede estar incluido en el generador de microondas cerca del sitio de tratamiento del tejido. Esto significa que los efectos de pérdida de inserción de un cable de suministro relativamente largo entre el generador de microondas y la antena de tratamiento son eliminados.

15 El aparato puede incluir un monitor de potencia reflejada dispuesto para reconocer cierto comportamiento en una señal reflejada recibida de vuelta desde la antena y permitir que se emprenda una acción automáticamente en respuesta al comportamiento reconocido. El comportamiento en la señal puede ser indicativo de una afección en el tejido que está siendo tratado. Por ejemplo, la señal puede indicar que la impedancia del tejido no está cambiando, lo que puede significar que la potencia suministrada es insuficiente para un tratamiento eficaz. El nivel de potencia puede incrementarse de forma automática o manual en respuesta a este comportamiento reconocido. En otro ejemplo, esta disposición puede usarse para reducir o prevenir el fenómeno o "expulsión" de tejido que puede producirse durante el tratamiento. Se cree que la "expulsión" o "estallido" de tejido es causada por la presión que se acumula donde un instrumento quirúrgico emisor de energía (por ejemplo sonda) es insertado en el tejido. La combinación de presión y energía procedente del instrumento puede hacer que pequeños trozos de tejido sean eliminados del sitio de tratamiento.

25 El comportamiento de la potencia reflejada puede indicar de antemano cuando está a punto de producirse un evento de expulsión. Puede ser posible prevenir que se produzca el evento de expulsión si se emprende una acción adecuada en respuesta al comportamiento relevante.

30 Por lo tanto, el monitor de potencia reflejada puede estar dispuesto para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada, y un ajustador del nivel de potencia puede estar conectado entre la fuente y la antena y dispuesto para ajustar automáticamente un nivel de potencia de la señal de radiación de microondas recibida por la antena si el monitor detecta un evento característico.

35 El evento característico puede ser cualquier comportamiento detectable en la señal reflejada. Por ejemplo, puede ser una cierta tasa de cambio de potencia reflejada o un nivel constante de potencia reflejada para un cierto marco o periodo de tiempo. El evento característico puede derivarse de comportamiento en la potencia reflejada, por ejemplo la potencia reflejada puede usarse para determinar cambios en la impedancia del tejido; estos cambios pueden indicar el evento característico. Si la disposición detecta un evento que indica que la antena se mantiene en un lugar durante demasiado tiempo (por ejemplo se detecta una tensión constante indicativa de un estado de buena adaptación) entonces la potencia puede reducirse para reducir o prevenir daños colaterales.

40 El monitor de potencia reflejada puede estar dispuesto para detectar un rápido pico de tensión en la señal reflejada. Por ejemplo, el monitor puede incluir un diferenciador dispuesto para medir un valor de  $dv/dt$  (cambio de tensión con el tiempo) para las señales reflejadas. El diferenciador puede estar dispuesto para comparar el valor medido con un valor umbral, con lo que el evento característico es un valor de  $dv/dt$  que es mayor que un umbral. Esta disposición puede usarse para detectar expulsión de tejido, que los inventores han descubierto que viene precedida por un pico de tensión con un ascenso o caída brusca. El aparato puede monitorizar de forma continua la potencia reflejada durante el tratamiento y, si el evento característico (valor de  $dv/dt$  por encima del umbral) es detectado, el nivel de potencia puede estar dispuesto para reducir inmediatamente el nivel de potencia desde un primer valor hasta un segundo valor. Por lo tanto, el aparato puede hacer retroceder (o reducir) el nivel de potencia en cuanto se observa la característica (señal) que se sabe que conduce a una "expulsión". El primer valor del nivel de potencia puede ser uno o más órdenes de magnitud mayor que el segundo valor del nivel de potencia.

55 El diferenciador (por ejemplo, diferenciador detector de pendiente) puede implementarse de manera análoga, es decir usando amplificadores operativos discretos, comparadores de señales, una disposición de condensadores y resistencias y conmutadores MOSFET, o usando componentes digitales, por ejemplo un ordenador o una unidad DSP.

El umbral puede ser ajustable por ejemplo para permitir que se seleccione una sensibilidad a expulsión de tejido.

60 El ajustador del nivel de potencia puede estar dispuesto para elevar el nivel de potencia de vuelta al primer valor en un periodo de tiempo de recuperación después de la reducción del nivel de potencia. En la práctica, puede ser necesario que la potencia sea elevada de vuelta de forma relativamente rápida para permitir que el tratamiento continúe sin un periodo de inactividad del instrumento sustancial o para garantizar que el tiempo de tratamiento global del paciente no es excesivo. Para su uso en la ablación de tumores, debe garantizarse que se alcanzan temperaturas críticas dentro del tejido para garantizar que todas las células/tejidos cancerosos han sido totalmente destruidos. El periodo de tiempo de recuperación puede ser, por lo tanto, de 100 ms o menos.

- El detector de radiación reflejada puede seleccionarse para ser sensible a los cambios en la señal reflejada que representan el comportamiento monitorizado. Por lo tanto, si se usa un detector de diodo por ejemplo conectado a un punto de conexión acoplado de un acoplador direccional conectado entre la fuente y la antena, a continuación su tiempo de elevación/caída puede seleccionarse para capturar el evento característico. Por ejemplo, el detector
- 5 puede ser un detector de diodo que tiene un tiempo de elevación/caída de 1  $\mu$ s o menos para capturar el pico de tensión asociado con el evento de expulsión de tejido que puede exhibir un tiempo de elevación/caída de 10 ms. En una realización, puede usarse un detector basado en diodo de túnel con una respuesta de pulso muy rápido, por ejemplo número de producto ACTP1505N de Advanced Control Systems.
- 10 El ajustador del nivel de potencia puede comprender un ajustador de impedancia conectado entre la fuente y la antena. El ajustador de impedancia también puede usarse en una disposición de adaptación de impedancia, en la que el detector puede estar dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada y el ajustador de impedancia puede tener una impedancia compleja ajustable que es controlable basándose en la magnitud y fase detectadas. En esta disposición, el ajustador de impedancia puede estar dispuesto, por lo tanto, para adaptar la
- 15 impedancia del aparato a la impedancia de la carga (tejido) para permitir una transferencia de potencia eficaz. La adaptación de impedancia puede ser dinámica, por ejemplo el ajuste puede producirse automáticamente en tiempo real. Cuando un evento característico es detectado por el monitor, la adaptación de impedancia puede ser anulada por la respuesta a ese evento característico.
- 20 El monitor de potencia reflejada también puede estar dispuesto para proporcionar información del usuario por ejemplo para guiar al cirujano durante el tratamiento. Por ejemplo, el monitor puede estar dispuesto para emitir una señal audible o visual cuando se detecta un evento característico. La señal audible o visual puede ser representativa del evento detectado. La señal audible puede ser cualquiera de una gama de sonidos o una voz sintetizada de forma digital.
- 25 Preferentemente, el filtro de sintonización contenido dentro de la unidad de mano comprende uno o más diodos PIN, diodos varactores o diodos de avalancha, en los que un cambio de la tensión por el diodo produce un cambio de fase o un desplazamiento de fase de la señal de microondas. Por ejemplo, el funcionamiento de un desplazador de fase de diodo varactor depende de un cambio del grosor de la región de agotamiento del diodo para causar un
- 30 cambio de la capacitancia del diodo. El cambio del grosor de la capa de agotamiento es provocado aplicando una tensión de polarización inversa a través del diodo, es decir el ánodo se hace negativo con respecto al cátodo para incrementar la anchura de la región de agotamiento para dar una disminución de la capacitancia. Se prefieren diodos varactores GaAs.
- 35 Como alternativa, también pueden usarse dispositivos MEMS en el filtro de sintonización. Por ejemplo, una pluralidad de conmutadores MEMS pueden usarse para conectar y desconectar una matriz de elementos de sintonización de acuerdo con el valor de la impedancia del tejido. Una disposición de tetón de sintonización mecánica usando accionadores electromecánicos para mover vástagos (o tornillos) de sintonización mecánicos dentro de una cavidad de guía de ondas adecuada es una posible alternativa.
- 40 El filtro de sintonización puede comprender uno o más elementos de sintonización. Cuando se requiere un intervalo infinito de sintonización (puede accederse a todas las regiones del diagrama de Smith), el filtro de sintonización de forma deseable ofrece el mismo rendimiento que una red de tetón triple donde la distancia entre tetones adyacentes es un cuarto de la longitud de guía a la frecuencia de interés. Esta funcionalidad puede conseguirse usando una
- 45 serie variable y un elemento de derivación variable. Por ejemplo, un tetón abierto puede variar en longitud entre cero y un cuarto de longitud de onda a la frecuencia de interés, junto con un medio de movimiento del tetón a lo largo de una línea de transmisión insertada entre la carga y la fuente una distancia de hasta la mitad de la longitud de onda a la frecuencia de interés permitirá que cualquier impedancia de la carga se adapte a una impedancia de la carga fija (por ejemplo nominalmente 50  $\Omega$ ). Esta disposición de sintonización puede implementarse usando dos diodos varactores, uno conectado en serie entre la fuente y la carga, y el otro en derivación cerca de la carga. En una
- 50 realización preferida, la disposición de sintonización usa un tubo en U coaxial ajustable conectado en serie junto con un diodo varactor (o de avalancha o PIN) conectado en derivación. La longitud del tubo en U coaxial puede ajustarse por medio de un ajustador electromecánico apropiado para permitir que se realice el ajuste de fase automático. La anchura de la región de agotamiento dentro del diodo puede modificarse aplicando una tensión de polarización inversa a través del diodo para permitir el ajuste automático de la reactancia capacitiva del segundo elemento de
- 55 sintonización conectado en derivación. En teoría, la reactancia capacitiva puede variar entre 0  $\Omega$  y  $\infty \Omega$ , es decir un movimiento desde un cortocircuito a un circuito abierto en el diagrama de Smith (o de 0 a  $\lambda/4$ ).
- 60 Otros componentes del sistema también pueden implementarse usando tecnología MEMS. El uso de dispositivos MEMS en el sistema que incorpora sintonización dinámica y/o mediciones de tipo/estado del tejido puede ser particularmente ventajoso debido a los requisitos para un pequeño recinto y la necesidad de incluir una gama de componentes de microondas dentro de la pieza de mano.
- 65 Cuando se integran características de adaptación de impedancia dinámica y/o tipo de tejido y/o reconocimiento de estado en la unidad de mano, un microprocesador, y/o un microcontrolador, y/o un dispositivo PIC, y/o un procesador de señales digitales (DSP) está/están incluidos de forma deseable en el sistema. Preferentemente, este



dispositivo (o estos dispositivos) están contenidos en la unidad de control para realizar las funciones de procesamiento de señales necesarias requeridas para medir información de fase y/o magnitud para realizar los ajustes necesarios al filtro de sintonización para garantizar que la energía de microondas está siendo suministrada eficazmente al interior del tejido biológico y/o para identificar el tipo y/o estado de tejido del tejido a partir de las señales medidas que impactan en la punta distal de la antena. Cuando, se requiere la instalación de tipo de tejido y/o estado del tejido, es preferible usar un receptor heterodino para permitir que se haga disponible información de fase y magnitud; las señales procedentes de la salida del receptor heterodino se introducirán en el microprocesador (u otro dispositivo de procesamiento digital). La información necesaria para determinar el reconocimiento del tipo de tejido y/o estado de tejido puede proporcionarse mediante el uso de acopladores direccionales o un circulador de microondas. Cuando se usa un circulador de microondas, es preferible que las señales de potencia directa y reflejada estén aisladas entre sí por al menos 30 dB.

La unidad de microprocesador (y/o PIC y/o DSP) también puede realizar un procedimiento de arranque de dispositivo de potencia (o secuenciación) y funciones de detección (es decir como una alternativa a circuitos de control analógicos). Del mismo modo, un pequeño microprocesador o un dispositivo PIC puede controlar el sistema incluso aunque no se realicen adaptación de tejido dinámica o mediciones del tipo y/o estado de tejido. Por ejemplo, comparadores analógicos, amplificadores operativos, contadores y lógica de interconexión pueden sustituirse por un único microprocesador o un dispositivo PIC.

Preferentemente, la interfaz de usuario incluye una pantalla que muestra el nivel de potencia directa que está siendo suministrada desde la fuente de microondas y/o la potencia neta que está siendo suministrada al interior del tejido biológico que está siendo tratado. La potencia neta puede definirse como la diferencia entre la potencia directa desde la salida de la fuente de microondas (amplificador de potencia) y la potencia reflejada que vuelve al punto de conexión de salida de la fuente (la salida del amplificador de potencia). El medio para indicar estos niveles de potencia puede ser un diagrama de barras compuesto por una pluralidad de diodos emisores de luz (LED) o una pequeña pantalla LCD.

Una fuente de luz visible puede estar unida a la unidad de mano para actuar como un medio de iluminación de la zona de tratamiento. La fuente de luz puede incluir, además, una disposición de lente para enfocar un haz de luz en un punto en el extremo distal de la estructura de antena donde la energía de microondas impacta sobre el tejido. Deseablemente, la fuente de luz está dispuesta para producir un haz de luz que es de "forma" similar al campo de microondas producido por la antena radiante.

Un tercer aspecto de la presente invención puede estar relacionado con una disposición de refrigeración y un medio para garantizar que la unidad de mano sigue estando refrigerada.

Tal como se explica con más detalle a continuación, la presente invención puede usarse para tratar microvarices, para proporcionar alivio del dolor, para tensar tejido muscular, para sellar el flujo sanguíneo de soldados heridos o víctimas de accidentes de coche, para tratar pólipos nasales, y para tratar infecciones de oído, nariz y garganta (ONG).

Las microvarices son extremadamente comunes y algunas veces embarazosas, afectando en su mayor parte a la cara y las piernas. La causa exacta de microvarices se desconoce, aunque se cree que pueden ser causadas por cambios de temperatura, tabaquismo, cambios hormonales, alcohol y permanencia en pie prolongada así como ser una posible afección hereditaria. Las microvarices pueden ser tratadas con el sistema de tratamiento portátil presentado en el presente documento usando antenas de aguja muy finas.

Una posible aplicación de la presente invención es también la extirpación de pólipos nasales. Los pólipos nasales bloquean la nariz y los pólipos grandes pueden impedir la respiración nasal, obligando al individuo a respirar por su boca. También causan una reducción del sentido del olfato. Ocasionalmente, se hinchan tanto que sobresalen de la fosa nasal.

Los pólipos son causados por el revestimiento de tejido blando de los senos que se hincha, y ocupa el espacio disponible, que puede expandirse en la nariz formando un crecimiento conocido como un pólipo. Dado que existen una serie de pequeños senos entre el ojo y la nariz, cuando aparecen los pólipos, habitualmente habrá varios de ellos. El tratamiento más eficaz para el bloqueo nasal debido a pólipos es la extirpación quirúrgica. La presente invención puede usarse con una antena de bucle radiante para tratar esta afección.

La presente invención también puede usarse para estirar ligamentos musculares, por ejemplo, en la pierna o el ojo. De nuevo, pequeñas estructuras de antena de aguja pueden prestarse particularmente bien para su uso en estas aplicaciones. La versión de potencia más elevada de la unidad portátil puede usarse donde sea necesario para usar cirugía laparoscópica para acceder a los ligamentos.

La invención también puede usarse para extirpar terminaciones nerviosas con el fin de aliviar el dolor, por ejemplo, la ablación de plexos nerviosos. Esta aplicación particular puede estar relacionada con atención paliativa para pacientes que padecen cáncer para reducir el sufrimiento y puede proporcionar una alternativa a la morfina o los

analgésicos. La invención también puede usarse para tratar afecciones relacionadas con la espalda y el cuello donde los discos intervertebrales han resultado dañados.

5 Las potenciales aplicaciones de la presente invención no están limitadas a las enumeradas anteriormente. El sistema puede usarse para tratar otras afecciones, por ejemplo tratamiento de tumores de mama, tratamiento de cáncer de próstata, tratamiento de tumores renales, tratamiento de tumores cerebrales, el tratamiento de tumores hepáticos y resección de tejido biológico.

**Breve descripción de los dibujos**

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

La figura 1 es un diagrama de bloques que muestra un sistema de ablación/cauterización electroquirúrgico que es una realización de la invención;

15 La figura 2 es un diagrama de bloques que muestra una alineación de circuitos de microondas para un sistema de ablación/cauterización electroquirúrgico que es otra realización de la invención;

La figura 3 es un diagrama de bloques que muestra un sistema electroquirúrgico portátil conectado a una batería que es otra realización de la invención;

20 La figura 4 es un diagrama de bloques que muestra los componentes internos de un sistema electroquirúrgico configurado para realizar adaptación de impedancia dinámica que es otra realización de la invención;

La figura 5 es un diagrama de bloques que muestra los componentes internos de un sistema electroquirúrgico de adaptación de impedancia dinámica de canal doble que es otra realización de la invención;

La figura 6 es una sección transversal a través de una antena de tratamiento con punta semiesférica que es adecuada para su uso en una realización de la invención;

25 La figura 7 es una sección transversal a través de una antena de tratamiento con una punta agrandada que es adecuada para su uso en una realización de la invención;

Las figuras 8(a) y 8(b) muestran secciones transversales a través de antenas de tratamiento que tienen, respectivamente, una antena de bucle de campo H y antena monopolo que son adecuadas para su uso en una realización de la invención;

30 La figura 9 muestra una sección transversal a través de una antena de tratamiento con una punta afilada que es adecuada para su uso en una realización de la invención;

La figura 10 muestra un dibujo esquemático de un sistema electroquirúrgico que es otra realización de la invención; y

35 La figura 11 muestra una vista esquemática de una disposición de refrigeración para una unidad de mano que es adecuada para su uso en una realización de la invención.

**Descripción detallada; otras opciones y preferencias**

40 La figura 1 muestra un diagrama global de un sistema electroquirúrgico portátil 100 que es una realización de la invención. El sistema se divide en dos subsistemas 102, 104 y las dos unidades están conectadas entre sí usando un conjunto de cable flexible 106 que comprende, por ejemplo, cables de fuente de alimentación de CC y líneas de control de señal de baja frecuencia. Esta disposición ofrece ventajas respecto al uso de largas secciones de cable portador de señales de microondas en términos de que no pierde la costosa potencia de microondas a través de pérdida de potencia a lo largo del cable y también superando potenciales limitaciones relacionadas con la variación de fase y la variación de magnitud con la flexión que pueden estar asociadas con largos tramos de cable de microondas. Esta disposición también puede superar efectos indeseables asociados con variaciones de temperatura a lo largo del conjunto de cable, por ejemplo, calentamiento del cable y variación de la fase/magnitud. Los dos subsistemas se describen a continuación en detalle.

45 El primer subsistema es un subconjunto de microondas de mano (portátil) 102. El subconjunto de microondas 102 contiene una fuente de frecuencia 108 que se usa para generar una señal de baja potencia a una frecuencia predeterminada, un amplificador excitador 110 para amplificar el nivel de señal de salida producido por la fuente de frecuencia, y un amplificador de potencia 112 para amplificar la señal producida por el primer amplificador a un nivel que puede causar destrucción de tejido controlada. La salida del amplificador de potencia 112 está conectada a un circulator de microondas 114 que se usa para proteger la salida del amplificador de potencia 112 de cantidades excesivas de potencia reflejada causadas por una falta de adaptación de impedancia en el extremo distal de la antena de tratamiento 116. El circulator 114 permite solamente que la potencia de microondas fluya en una dirección en sentido de las agujas del reloj, por lo tanto cualquier potencia reflejada que vuelve al amplificador de potencia 112 será absorbida por la carga provisional de potencia 118. En el caso en que están siendo generados niveles bajos de potencia de salida, por ejemplo onda continua de 1,5 W, puede ser posible omitir el circulator de microondas y la carga provisional de potencia de 50  $\Omega$  del diseño mientras se mantiene la operabilidad del dispositivo (el nivel de potencia reflejada del peor de los casos es tal que el daño no será causado a la etapa de salida del amplificador de potencia). Los niveles de potencia directa y reflejada son detectados usando detectores de diodo 120, 122 para medir una parte de la potencia directa y reflejada respectivamente. La potencia de microondas puede muestrearse usando acopladores direccionales o sondas de campo E insertadas en el primer (directa) y 65 tercer (reflejada) punto de conexión del circulator de microondas 114. Las señales producidas en los puntos de

conexión de salida de los detectores de diodo 120, 122 permiten que los niveles de potencia directa y reflejada sean medidos y, a partir de esta información, es posible calcular la potencia neta suministrada al interior del tejido (potencia directa - potencia reflejada) y apagar el amplificador de potencia 112 (y/o amplificador excitador 110) si el nivel de potencia reflejada supera un umbral predeterminado. Para aplicaciones en las que se usan niveles de potencia de menos de 1 W a aproximadamente 3 W para tratar pequeñas estructuras de tejido o causar necrosis tisular a un pequeño volumen de tejido, es decir producir una coagulación esférica con un diámetro de menos de 5 mm, puede ser necesario, solamente, usar el amplificador excitador 110. En este caso, puede usarse un amplificador MMIC. Candidatos adecuados para la fuente de frecuencia 108 incluyen osciladores controlados por tensión (VCO), osciladores resonantes dieléctricos (DRO) u osciladores de diodo Gunn. Por ejemplo, un MMIC VCO de Hittite Microwave Corporation (número de producto: HMC531 LP5/531 LP5E) es particularmente adecuado. Para el amplificador excitador, y transistores HEMT MMIC de TriQuint semiconductor (por ejemplo números de producto: TGA2904-EPU-FL, TGA8658-EPU-SG, TGA2902-SCC-SG, TGA8659-EPU-SG o TGA2502-EPU) son adecuados. Del mismo modo, puede usarse un transistor HEMT MMIC para el amplificador de potencia (por ejemplo números de producto: TGA2514-EPU & -FL). Sin embargo, dispositivos de potencia GaAs FET también son adecuados (por ejemplo TGA2924-EPU-SM, TGF2021-XX o TGF1034-24-EPU de TriQuint Semiconductor, o TIM1414-8-252 o TIM1414-18L-252 de Toshiba Microwave).

Los transistores mencionados anteriormente pueden accionarse en modo pulsado, donde la fuente de alimentación de CC o la tensión de drenaje se apaga si la potencia de salida de microondas es cero. El funcionamiento en modo pulsado es preferible cuando se requieren niveles de potencia que superen unos pocos vatios, dado que esto garantiza que la temperatura de la unidad de mano que contiene el subconjunto de microondas 102 no es excesiva o no causa ninguna incomodidad al usuario. Dispositivos de nueva tecnología que permiten eficacias de potencia de microondas con respecto a potencia de CC que superen el 50 % también pueden considerarse para aliviar o mejorar problemas asociados con calentamiento por CC del dispositivo de mano.

Para la implementación del modo de funcionamiento pulsado, se usa una unidad de control 104 para garantizar que los dispositivos que generan potencia de microondas 108, 110, 112 se encienden y se apagan en una secuencia particular para garantizar que no se producen daños al dispositivo cuando la unidad es accionada en este modo. Esto puede ser particularmente importante cuando se usan dispositivos discretos, dado que es deseable que el canal esté cortado (es decir que la corriente que fluye entre el drenaje y la fuente sea cercana a cero) mediante aplicación de una tensión puerta-fuente apropiada antes de que la tensión de drenaje esté conectada. Para el procedimiento de apagado, es deseable que el canal esté cortado mediante aplicación de una tensión puerta-fuente apropiada antes de que se retire la tensión de drenaje.

El segundo subsistema comprende una unidad de control 104 que contiene una unidad de batería 124 con un circuito de arranque (no se muestra) para suministrar alimentación para el funcionamiento y la secuenciación del dispositivo GaAs FET, un circuito de control 126 y una interfaz de usuario 128. Puede ser deseable que el circuito de arranque forme parte integrante del circuito de control 126. Puede ser preferible que el circuito de control 126 asuma la forma de un pequeño microprocesador o un dispositivo PIC o puede comprender comparadores analógicos y amplificadores operativos, y dispositivos de lógica digital (lógica de interconexión y contadores). La interfaz de usuario 128 puede ser una combinación de cualquiera de diagramas de barras de LED, LED individuales y conmutadores, una pantalla alfanumérica LCD y conmutadores (microconmutadores o conmutadores de membrana) o una pequeña pantalla táctil. La unidad de batería puede ser una única o una pluralidad de células desechables o una única o una pluralidad de células recargables. La unidad de control 104 también puede contener una unidad de recarga o estar dispuesta para aceptar un cargador de la red convencional, por ejemplo una unidad cargadora de teléfono móvil.

Los dos subsistemas 102, 104 están conectados entre sí usando un único o una pluralidad de cables de alimentación de CC y una pluralidad de cables de señal de baja frecuencia. Esto últimos pueden ser finos conjuntos coaxiales que son adecuados para llevar señales hasta frecuencias de 100 MHz. Los cables de alimentación de CC y los cables de señal de baja frecuencia pueden estar contenidos en una única envuelta. Es preferible usar un material flexible para implementar dicha envuelta. Un caucho flexible puede ser el más adecuado, por ejemplo, caucho de neopreno.

Una antena adecuada 116 está conectada a la salida del subconjunto de microondas 102. La antena 116 puede ser desmontable, por ejemplo para permitir que diversas estructuras de antena se conecten a la salida del dispositivo. La antena 116 está conectada mediante un conector de microondas (no se muestra), por ejemplo SMA, SMB y MCX. Un conector de ajuste sin holgura se prefiere para mitigar el riesgo de que se pase de rosca o se sobreapriete.

La figura 2 muestra el subconjunto de microondas 102 de la figura 1 con dos componentes de microondas adicionales. Un conmutador de modulación 130 está incluido para permitir que el sistema electroquirúrgico de mano sea accionado en un modo pulsado. Este modo de funcionamiento es particularmente útil cuando la unidad es accionada a niveles de potencia de microondas más elevados, por ejemplo, de 15 W a 50 W, donde los efectos térmicos relacionados con la pieza de mano deben ser considerados. La figura 2 también muestra un atenuador de control de potencia 132, que se usa para permitir al usuario controlar el nivel de potencia suministrada al interior del tejido. De nuevo, puede ser deseable incluir esta característica donde la unidad está configurada para ser capaz de

suministrar niveles de potencia de hasta, y que posiblemente superen los, 50 W. Puede usarse tecnología MEM para implementar el conmutador de modulación 130 y el atenuador de control de potencia 132. El oscilador de la fuente 108 también puede aprovechar la tecnología MEM para ayudar a miniaturizar el tamaño global de la pieza de mano.

- 5 Esta invención no está limitada a usar una unidad de conmutador de modulación y/o atenuador de control de potencia separada (o externa); estas características (u operaciones) pueden implementarse variando el nivel de tensión aplicado a los dispositivos que generan potencia. La variación de ganancia debida a la variación de tensión de CC o polarización puede ser de aproximadamente 15 dB. Si se desea una variación más amplia, puede usarse un atenuador digital compuesto por un banco de diodos PIN. Esto puede proporcionar una variación de ganancia de hasta (y que en algunos casos supera los) 64 dB.

15 La figura 3 muestra una realización de un dispositivo de mano 134 conectado mediante cables de alimentación flexibles 135 a una batería 136, por ejemplo la batería de un coche, la batería de una ambulancia, la batería de un camión de bomberos o la batería de un tanque. El dispositivo de mano 134 incluye la alineación de circuitos de microondas desde el subconjunto de microondas 102 en la figura 1. Adicionalmente, la unidad de mano 134 incluye los circuitos de arranque y de control 138 (por ejemplo incluye el circuito de control 128 mencionado anteriormente). En esta realización, puede ser deseable implementar los sistemas electrónicos de control usando dispositivos analógicos, dado que puede ser beneficioso limitar la funcionalidad del sistema global. Un pequeño PIC de baja potencia también podría considerarse para implementar las funciones de arranque y de control para esta realización.

20 La figura 4 muestra otra realización del sistema de la presente invención. Esta realización usa un sistema de adaptación de impedancia dinámica para permitir que la energía de microondas desarrollada por los amplificadores de potencia 110, 112 se adapte, en términos de impedancia, a la carga presentada al extremo distal de la antena radiante (no se muestra) mediante el estado del tejido biológico. Puede ser preferible que se realice una adaptación conjugada. Esta configuración ofrece ventajas en términos de suministro de energía eficaz al tejido, tiempo de tratamiento reducido y la capacidad para cuantificar de forma precisa la dosificación de energía requerida para causar destrucción de tejido controlada debido al hecho de que la potencia demandada es la potencia que realmente es suministrada al interior del tejido debido al hecho de que el algoritmo de adaptación impide la aparición de potencia reflejada. El sistema mostrado en la figura 4 recuerda al sistema de la figura 1 y componentes similares tienen el mismo número de referencia de forma consecutiva. En sentido amplio, el sistema comprende una unidad de mano 140 conectada mediante el conjunto de cable 106 a la unidad de control 142. Circuitos de microondas adicionales están contenidos dentro de la unidad de mano 140. Los circuitos de microondas adicionales incluyen un filtro de sintonización 144, cuatro acopladores direccionales 146, 148, 150, 152, un conmutador multiplexor temporal 154, y la primera etapa de un receptor heterodino de IF doble que comprende un primer oscilador local 156, un filtro de paso de banda 158 usado para eliminar cualesquiera componentes de señal de la fuente de frecuencia primaria 150, y un mezclador de frecuencia de microondas 162. Otros componentes contenidos dentro de la pieza de mano que permiten que el sistema de adaptación de impedancia dinámica sea implementado son una tercera fuente de frecuencia 164 para proporcionar una señal de oscilador local para la segunda etapa del receptor heterodino de IF doble (contenido en la unidad de control 142), un oscilador de frecuencia de referencia 166 para permitir que los tres osciladores de señal 156, 160, 164 se sincronicen entre sí, y un segundo filtro de paso de banda 168 conectado entre la salida de la fuente de frecuencia primaria 160 y la entrada al conmutador de modulación 130 para eliminar cualesquiera componentes de señal que puedan estar presentes a la frecuencia de la señal del primer oscilador local 156.

45 En esta disposición, el conmutador multiplexor temporal 154 se usa para permitir que señales procedentes de uno cualquiera de los cuatro puntos de conexión acoplados de acopladores de señal reflejada 146, 148, 150, 152 sean canalizados al interior de un circuito convertidor reductor de frecuencia de IF doble (en el mezclador 162) para permitir que se realice la extracción de fase y magnitud. Puede ser necesario comparar la información disponible en los puntos de conexión acoplados de forma tardía 150, 152 o los puntos de conexión acoplados de forma temprana 146, 148 para determinar los ajustes requeridos para los elementos de sintonización 170 dentro (o fuera) del filtro de sintonización 144 para permitir que la fuente de potencia (es decir potencia generada por el amplificador 110 o una cadena de amplificadores 110, 112 conectados en serie) sea adaptada en impedancia a la carga del tejido. Tal como se muestra, el ajuste puede implementarse ajustando las tensiones en los tres diodos. El sintonizador 144 puede asumir la forma de una pluralidad de tetones de sintonización contenidos dentro de una cavidad de sintonización, donde se usa un accionador electromecánico para mover dichos tetones de sintonización dentro de la cavidad, y un controlador, por ejemplo un controlador PID, se usa para garantizar que el movimiento de los tetones de sintonización (vástagos) está bien definido. Pueden considerarse una serie de topologías para la implementación del filtro de sintonización 144, pero para permitir que se realice un sistema de mano compacto, puede ser preferible usar una disposición de diodos PIN o varactores.

60 El funcionamiento del mezclador de frecuencia de microondas 162 es para permitir que una parte de la señal de microondas de alta frecuencia que se usa para hacer que el daño al tejido controlado se mezcle en frecuencia con una señal a una frecuencia más baja, mientras se conserva la información de fase y magnitud disponible desde los puntos de conexión acoplados de los cuatro acopladores direccionales 146, 148, 150, 152. La frecuencia de salida deseada del mezclador 162 es la frecuencia de diferencia entre una primera entrada RF1 de los acopladores y una segunda salida LO1 del oscilador local 156. En la configuración dada en la figura 4, la diferencia entre la entrada

RF1 y la salida LO1 es de 50 MHz, dado que el oscilador local 156 funciona a 14,45 GHz mientras que la frecuencia primaria (a la que se acoplan los acopladores) es de 14,5 GHz. La señal de 50 MHz se usa para extraer información de fase y magnitud. Esta invención no está limitada al uso de la disposición mostrada que usa cuatro acopladores direccionales (146, 148, 150, 152). Por ejemplo, solamente pueden usarse los dos últimos (150, 152), o solamente pueden usarse los dos primeros (146, 148).

La tecnología MEM es deseable para implementar tantos de los dispositivos de microondas contenidos en la alineación de circuitos mostrada en la unidad de mano 140 para garantizar que la unidad es tan pequeña y ligera como sea posible.

La unidad de control 142 en la figura 4 contiene la segunda etapa del receptor heterodino de IF doble usado para extraer información de fase y magnitud que se usa para controlar los elementos ajustables contenidos en el filtro de sintonización 144. La segunda etapa 171 del receptor heterodino de IF doble comprende un tercer filtro de paso de banda 172 usado para eliminar señales diferentes de la señal de IF de diferencia producida en la salida del primer mezclador 162, el segundo mezclador 174 usado para mezclar la frecuencia de nuevo para dar un valor que puede ser tratado fácilmente usando un dispositivo analógico a digital convencional, y un cuarto filtro de paso de banda 176 usado para eliminar todos los componentes de señal presentes en este punto en el sistema a frecuencias diferentes de la señal de IF de diferencia producida en la salida del segundo mezclador 174. En esta realización, el mezclador produce la diferencia entre una primera entrada RF2 desde el primer mezclador 162 y una segunda entrada LO2 desde la tercera fuente de frecuencia 164. En esta realización, la tercera fuente de frecuencia funciona a 40 MHz, de modo que la diferencia es de 10 MHz. La salida del cuarto filtro de paso de banda 176 se introduce en un procesador digital 178, que puede ser un procesador de señales digital, un microprocesador o un microcontrolador, para permitir que la información de fase y magnitud se convierta a un formato que puede usarse para controlar los elementos variables dentro del filtro de sintonización 144 basándose en la información medida en los puntos de conexión acoplados de los acopladores direccionales 146, 148, 150, 152 (o una combinación de) y dirigida al receptor heterodino usando el conmutador multiplexor 154. Puede requerirse solamente usar información disponible en los puntos de conexión acoplados de acopladores direccionales tardíos 150, 152 para controlar los elementos de sintonía variables usados para mantener el estado adaptado.

La unidad de batería 180 proporciona la energía de CC requerida para que la unidad electroquirúrgica funcione. La unidad de batería 180 puede comprender células desechables o células recargables. Una unidad de control de tensión 182 puede comprender una pluralidad de convertidores de CC a CC para permitir que una única tensión producida por la unidad de batería 180 se convierta en una pluralidad de tensiones necesarias para accionar la unidad, por ejemplo, las tensiones de drenaje y puerta-fuente para dispositivos GaAs de potencia, la tensión para alimentar la unidad de microprocesador, etc. Las fuentes de tensión y las señales de control se muestran en detalle en la figura 5, descrita a continuación. Los convertidores de CC a CC pueden asumir la forma de convertidores reductor y elevador o reguladores de CC. Puede ser preferible derivar la tensión producida por una serie de células conectadas en serie que se usan para formar la unidad de batería en lugar de usar convertidores de CC a CC, por ejemplo, una unidad de batería compuesta por cuatro células de 1,5 V proporcionará raíles de 1,5 V, 3 V, 4,5 V y 6 V. La ventaja de usar este método es que el ruido generado por el proceso de conmutación usado para implementar convertidores reductor y elevador se elimina y no hay ninguna pérdida por conversión de potencia.

La selección de la posición del polo del conmutador multiplexor temporal unipolar de cuatro direcciones (SP4T) 154, el funcionamiento abierto/cerrado del conmutador de modulación 130, y el nivel de atenuación introducido por el atenuador variable 132 son determinados mediante señales de control generadas por el microprocesador 178.

La interfaz de usuario 184 puede asumir la forma de diagramas de barras LED, LED individuales y microconmutadores, o una pantalla LCD alfanumérica con microconmutadores o conmutadores de membrana, o una pantalla táctil en miniatura.

Las dos unidades 140, 142 están conectadas entre sí usando un conjunto de cable 106 que contiene los cables de la fuente de alimentación de CC y los cables de señal de baja frecuencia. Para la implementación mostrada en la figura 4, es deseable usar una línea coaxial 186 para enviar la señal de IF de 50 MHz desde el punto de conexión de salida del primer mezclador de frecuencia 162 contenido dentro de la primera unidad 140 (unidad de mano) hasta el punto de conexión de entrada del tercer filtro de paso de banda 172 contenido dentro de la segunda unidad 142. El cable coaxial usado puede ser un cable fino y no necesita comprender material dieléctrico de alto rendimiento. Puede ser preferible alojar la segunda etapa 171 del receptor heterodino de IF doble dentro de la primera unidad 140 para reducir adicionalmente los requisitos de rendimiento para las líneas de transmisión entre las dos unidades. Además, podría usarse un receptor heterodino de una etapa para reducir la complejidad del sistema.

La figura 5 muestra otra realización de la invención donde se realizan tanto la adaptación de impedancia dinámica como el reconocimiento del tipo/estado del tejido. En esta configuración, un transmisor de baja potencia 186 está incluido en la primera unidad para proporcionar un canal (dieléctrico) de medición del tejido separado que puede usarse para identificar diversas estructuras anatómicas a medida que la antena es empujada al interior o colocada encima de tejido biológico. En esta realización, un conmutador de guía de ondas 188 y un conmutador coaxial 190 se usan para permitir la conmutación entre los dos canales de funcionamiento, concretamente el modo de ablación

controlada de alta potencia y el modo de medición del tejido de baja potencia. Las señales de control para permitir que la posición de conmutación del conmutador de guía de ondas 188 y el conmutador coaxial 190 cambie son proporcionadas por el microprocesador 178 contenido dentro de la unidad de control 142. Esta invención no está limitada al uso de un conmutador de guía de ondas y un conmutador coaxial para conmutar entre los dos modos de funcionamiento; por ejemplo, puede ser posible usar dos conmutadores coaxiales, dos conmutadores de guía de ondas, una combinación de PIN y conmutadores de guía de ondas, o una combinación de PIN y conmutadores coaxiales. El transmisor de baja potencia 186 contenido dentro de la unidad de mano 140 es alimentado desde un acoplador directo direccional 192 usado para muestrear una parte de la señal generada por la fuente de frecuencia primaria 160, es decir la señal a la frecuencia de medición. La señal acoplada es alimentada al interior del punto de conexión de entrada de un filtro de paso de banda 194 cuya función es dejar pasar a la energía producida a la frecuencia de medición, pero rechazar la energía producida a todas las demás frecuencias. La salida del filtro 194 es alimentada al interior de la entrada del primer acoplador direccional 196, que está configurado como un acoplador direccional de potencia directa y forma una parte de un circuito de cancelación de portadora. La salida desde el primer acoplador direccional 196 es alimentada al interior del primer punto de conexión (el punto de conexión de entrada) del circulador de microondas 198. El segundo punto de conexión del circulador 198 está conectado a la antena de medición mediante el conmutador de guía de ondas 188. El tercer punto de conexión del circulador de microondas 198 está conectado a la entrada al segundo acoplador direccional 200, que está configurado como un acoplador direccional de potencia directa y forma una parte de un circuito de cancelación de portadora. La salida del segundo acoplador direccional 200 es alimentada como entrada de RF al primer mezclador de frecuencia 162 mediante el conmutador coaxial 190 del receptor heterodino de IF doble.

La configuración y descripción del receptor heterodino de IF doble es similar a la dada en la figura 4. En el modo de medición, la información de fase y magnitud es extraída de la señal y procesada usando el microprocesador 178 para proporcionar información relacionada con el tipo de tejido y/o el estado del tejido con el que está estableciendo contacto la punta distal de la antena.

Para mejorar el aislamiento entre la señal transmitida directa y la señal reflejada en el modo de medición es necesario proporcionar un elevado nivel de aislamiento entre los primer y tercer puntos de conexión del circulador 198. Preferentemente, el circulador 198 se sintoniza u optimiza a la frecuencia de medición para baja pérdida de inserción en la trayectoria de la señal y elevado rechazo en la trayectoria aislada. Puede proporcionarse un aislamiento adicional por medio de un circuito de cancelación de portadora que comprende un primer acoplador direccional directo 196, el ajustador de fase 202, el atenuador ajustable 204 y el segundo acoplador directo 200. El circuito de cancelación de portadora funciona tomando parte de la señal transmitida desde el punto de conexión acoplado del acoplador 196 y ajustando la fase y el nivel de potencia de modo que esté 180° fuera de fase y sea de la misma amplitud que cualquier señal no deseada que llega a través del tercer punto de conexión del circulador 198 para permitir que el componente de señal no deseada sea cancelado. La señal de cancelación de portadora es inyectada en la salida del tercer punto de conexión del circulador 198 usando el segundo acoplador directo 200. El circuito de cancelación de portadora también puede usarse para ajustar para variaciones causadas por la antena de salida (árbol coaxial y punta de la sonda).

Todos los demás elementos de la configuración mostrada en la figura 5 se describen en detalle en la descripción relacionada con la figura 4 dada anteriormente.

El canal de medición puede usar los mismos componentes que el canal de ablación. En otras palabras, esta invención no está limitada al uso de dos canales diferentes para implementar los canales de medición y de ablación. Por lo tanto, el circuito de baja potencia descrito anteriormente puede omitirse.

Otros componentes de microondas pueden estar provistos en el sistema para proporcionar sensibilidad de medición y protección mejoradas, por ejemplo, amplificadores de señales de ruido bajo, amplificadores excitadores, aisladores de señales, atenuaciones suplementarias y filtros de señal adicionales. Estos componentes no se muestran en el presente documento, pero un experto en la materia de la ingeniería de microondas conocería la configuración.

Para que el sistema sea capaz de reconocer tipos de tejido y/o estados del tejido, será necesario calibrar la antena. La calibración puede realizarse conectando una carga, o una pluralidad de cargas, a la punta distal de la antena para proporcionar un punto de referencia conocido (o una pluralidad de puntos de referencia conocidos).

En una realización adicional, el dispositivo de mano puede proporcionar solamente la función de medición del tipo y/o estado del tejido. En esta realización, los siguientes componentes de microondas de la realización en la figura 5 no son esenciales: acoplador direccional 192, filtro de paso de banda 168, conmutador de modulación 130, controlador de ganancia 132, amplificadores 110, 112, circulador 114, acopladores direccionales 146, 148, 150, 152, filtro de sintonización 144, conmutador de guía de ondas 188, conmutador multiplexor temporal 154 y conmutador coaxial 190. El dispositivo configurado para uso de medición puede usarse solamente para identificar diversos tipos de tejido o para identificar la etapa de una enfermedad o dolencia particular. La ventaja de esta realización del dispositivo de medición dieléctrico es que el sistema electrónico receptor de microondas está situado cerca de la punta distal de la antena de medición, lo que reducirá o eliminará variaciones en la información de fase y magnitud debido a doblez, flexión, retorcimiento o aplastamiento del cable que pueden producirse en un sistema donde el

sistema electrónico de medición (el tranceptor de microondas 186) está situado en aislamiento con respecto al sitio de medición (o la punta distal de la antena de medición). Esta característica puede incrementar la sensibilidad de medición del sistema. Una disposición que está compuesta por componentes electrónicos de microondas de baja potencia para formar un tranceptor de microondas similar al mostrado en la figura 5 podría estar integrada físicamente en un paquete muy pequeño haciendo uso de tecnología de sistemas microelectromecánicos (MEMS).

La figura 6 muestra una primera estructura de antena que puede ser una realización de la invención. La antena 206 comprende un cuerpo 208 hecho de una sección rígida de cable coaxial, con una punta radiante semiesférica 210 unida al extremo distal. El cable coaxial es alimentado con potencia mediante un conector de microondas 218. El cuerpo 208 tiene un conductor central 212, por ejemplo de cobre, rodeado por un material dieléctrico 214 (por ejemplo aire o PTFE o Teflón que se mantiene en una envuelta externa 216 (por ejemplo de acero inoxidable). La punta 210 puede estar hecha de una cerámica de microondas dura. La punta 210 también puede realizar la función de un transformador de impedancia para permitir que la impedancia del cable coaxial 208 se adapte a la impedancia del tejido de tratamiento. Puede ser preferible que el transformador de adaptación de impedancia sea un transformador de cuarto de onda constituido por una longitud igual a un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de interés y una impedancia igual a la raíz cuadrada del producto de la impedancia característica del cable 208 y la impedancia del tejido. La punta semiesférica puede prestarse bien en aplicaciones donde es deseable frotar el aplicador sobre el tejido o sobre la superficie del tejido, es decir es indeseable insertar el aplicador dentro del tejido.

La figura 7 muestra otra estructura de antena. Esta antena 220 tiene un cuerpo coaxial 221 con una gran cabeza radiante semiesférica 222 alimentada usando cuatro elementos radiantes monopoles 224 para permitir que la energía de microondas se distribuya uniformemente. Un transformador coaxial de cuarto de onda 226 se usa para proporcionar una buena adaptación de impedancia entre el cuerpo coaxial 221, que tiene una impedancia de  $50 \Omega$ , y los cuatro monopolos radiantes 224 instalados dentro de la punta semiesférica. Es preferible que la punta esté hecha de un material cerámico de microondas de baja pérdida. Esta estructura de antena puede usarse para tratar lesiones más grandes, o usarse a niveles de potencia que están definidos en el presente documento como siendo elevados, por ejemplo, de 20 W a 50 W para usarla como un dispositivo de sellado de heridas para tratar lesiones en el campo de batalla o víctimas de accidentes, donde puede requerirse detener instantáneamente el flujo sanguíneo desde una herida profunda. La antena mostrada en el presente documento puede usar un cable coaxial rígido de 6,35 mm de diámetro externo terminado en el extremo proximal con un conector SMA adecuado 228. Un cable adecuado puede ser un cable de 6,35 mm de aluminio de baja pérdida de tipo HC-12009-1 de Haverhill Cable and Manufacturing Corporation con una atenuación de 21 dB/100 pies y una potencia nominal promedio de 700 W a 10 GHz.

Las figuras 8(a) y 8(b) muestran estructuras de antena adicionales que pueden ser realizaciones de la invención. Cada estructura comprende un cuerpo coaxial 230 que tiene un conductor interno 231 separado de un conductor externo 233 por un material dieléctrico 235. El cuerpo coaxial tiene un conector de microondas 236 en un extremo proximal a la fuente de potencia (no se muestra).

La figura 8(a) muestra una antena de bucle radiante 232 conectada en el extremo distal del cuerpo coaxial 230. Esta estructura puede usarse para tratar pequeñas lesiones superficiales o pólipos nasales. La figura 8(b) muestra una antena monopolar radiante 234 en el extremo distal del cuerpo coaxial 230. Esta estructura puede usarse para tratar microvarices individuales o podría ser útil en ciertos procedimientos de oído/nariz/garganta (ONG), donde el acceso es limitado y pequeñas estructuras de antena son de interés.

Las estructuras mostradas en las figuras 8(a) y 8(b) son particularmente muy adecuadas para su uso con un sistema electroquirúrgico de 2,5 W que es una realización específica de la presente invención. El diámetro externo de las estructuras de antena considerado en el presente documento está entre 0,5 mm y 2,2 mm. Las longitudes globales de las estructuras de antena variaban entre 1,5 cm y 6,0 cm.

Los productos adecuados para el cable coaxial 230 incluyen: HC 60004-1; HC 10009-1; y HC 20000-1: de Haverhill Cable and Manufacturing Corporation ([www.haverhillcable.com](http://www.haverhillcable.com)). La forma de las antenas radiantes puede determinarse usando herramientas de simulación de campo electromagnético adecuadas (por ejemplo CST Microwave Studio) y un analizador de red vectorial adecuado (por ejemplo la unidad Agilent 8720ET).

La figura 9 muestra una estructura de antena adicional que puede usarse con la presente invención. Esta antena 238 está constituida por un cable de alimentación coaxial 240 similar al cuerpo coaxial 230 descrito anteriormente, y una antena radiante de punta dieléctrica cerámica puntiaguda 242. La sección de antena radiante 242 también puede permitir que se realice la adaptación de impedancia entre el conjunto de cable de alimentación coaxial y el tejido que forma la impedancia de la carga. Esta estructura de antena puede usarse para tratar microvarices individuales (o grupos muy pequeños de ellas), para estirar ligamentos (cartílago o músculos oculares), o usarse en aplicaciones de alivio del dolor (extirpación de plexos nerviosos) donde la antena puede insertarse por vía percutánea en diversas estructuras tisulares dentro del cuerpo. Debido a la posible necesidad de insertar esta estructura de antena a través de la piel para tratar el tejido que puede estar separado varios centímetros de la superficie de la piel, puede ser deseable que se generen niveles de potencia de salida de hasta 30 W, y que la

longitud global de la antena supere los 10 cm.

La figura 10 muestra un dibujo esquemático de otra realización del instrumento electroquirúrgico de mano completo. El sistema comprende cuatro componentes principales. En primer lugar, hay una unidad de mano 244, que incorpora la fuente de energía de microondas, circuitos de amplificación y salida. En segundo lugar, hay una unidad de control 246, que contiene las fuentes de alimentación de CC (generada a partir de una unidad de batería recargable de 7,2 V interna) y componentes de control. En tercer lugar, hay una antena de baja pérdida 248 que está diseñada para proporcionar suministro de energía eficaz al sitio de tratamiento (tejido biológico). Finalmente, hay un cable de alimentación de CC flexible, ligero 250 que permite la transferencia tanto de potencia de CC a la unidad de mano 244 como de señales de control entre la unidad de mano 244 y la unidad de control 246 (estas señales pueden estar duplexadas o transportadas usando conjuntos de cable fino diferentes).

La presente invención proporciona un generador de tipo bolígrafo que funciona a una frecuencia más elevada que los generadores pequeños convencionales. Por ejemplo, el generador de microondas puede producir una potencia máxima de hasta 2,5 W a 14,5 GHz. Dichos niveles de potencia son adecuados para las aplicaciones de tratamiento pretendidas y permiten una profundidad de penetración apropiada de la energía de microondas al interior del tejido. Puede ser necesario tener en cuenta los efectos térmicos sobre el dispositivo que funciona a dichas frecuencias elevadas. Por ejemplo, a continuación se describe una disposición de refrigeración, con lo que el generador de microondas se refrigera usando un sistema de flujo de aire forzado sobre los dispositivos y un disipador térmico. Un cono de entrada de aire en el extremo de la antena permite que el aire sea arrastrado a través de pequeños agujeros por un ventilador ubicado en el extremo trasero del recinto. Como alternativa o adicionalmente, el operador puede estar aislado térmicamente del calor interno generado mediante el uso de una envuelta aislada.

Volviendo a la realización mostrada en la figura 10, los cuatro componentes identificados anteriormente se describen a continuación en detalle.

La unidad de mano 244 contiene los principales elementos funcionales que suministran la energía de microondas proporcionada por el sistema. Estos elementos se han descrito en detalle en las realizaciones anteriores. Componentes adicionales incluyen:

- un conmutador de encendido/apagado (por ejemplo pulsador) 252 ubicado en una unidad de mano 244 para permitir el control de la aplicación de energía de microondas al sitio de tratamiento por el usuario. Es pulsado para iniciar el tratamiento y liberado para finalizar el tratamiento.
- un primer indicador de estatus 254 (por ejemplo, LED). En condiciones operativas normales, el sistema es autoajustable de modo que la magnitud de energía de microondas reflejada desde la antena de vuelta a la fuente de microondas se minimiza. La monitorización de seguridad se realiza monitorizando la potencia reflejada de vuelta desde la antena. El sistema corta automáticamente el suministro de potencia si ésta supera un nivel predeterminado y enciende el primer indicador de estatus 254. Una vez que la potencia reflejada cae por debajo de este nivel y el usuario pulsa el conmutador de encendido/apagado 252, el suministro de potencia de salida puede reanudarse y el primer indicador de estatus 254 se apaga.
- un segundo indicador de estatus 256 (por ejemplo, otro LED que tiene un color diferente del primer LED). La temperatura interna del generador de microondas es monitorizada. El suministro de potencia a la unidad de mano 244 es cortado automáticamente si la temperatura interna supera un nivel predeterminado. El segundo indicador de estatus 256 está encendido en este estado. Una vez que la temperatura cae por debajo de este nivel y el usuario pulsa el conmutador de encendido/apagado 252, el suministro de potencia de salida se reanuda y el segundo indicador de estatus 256 se apaga.

La unidad de control 246 genera la potencia de CC requerida por él mismo y la unidad de mano 244 a partir de una unidad de batería recargable de 7,2 V interna. Ésta contiene los componentes de control (definidos anteriormente) requeridos para inicializar los suministros por separado en una secuencia definida para garantizar el arranque correcto y seguro del sistema de microondas. La unidad de control también contiene:

- un conmutador de palanca de encendido/pagado 258. El conmutador de palanca 258 permite al usuario encender o apagar todo el sistema para conservar la energía de la batería cuando no está siendo usado.
- un indicador de potencia reflejada 260. La magnitud de potencia reflejada medida por la unidad de mano 244 se visualiza en un primer indicador de diagrama de barras en la unidad de control 246 para proporcionar una indicación visual de este nivel al usuario y, por lo tanto, una evaluación en tiempo real del rendimiento del sistema y el tratamiento.
- un indicador del estatus de la batería 262. Un segundo indicador de diagrama de barras en la unidad de control 246 proporciona una indicación de que la unidad está encendida y del nivel de energía de la batería que queda. Por lo tanto, puede realizarse una evaluación de si continuar el tratamiento o recargar la unidad de batería interna. Una unidad de carga externa puede estar incluida con el sistema para recargar las baterías.



5 La antena 248 puede ser una estructura de un solo uso de baja pérdida (por ejemplo de cualquiera de los tipos descritos anteriormente) que está diseñada para proporcionar un suministro de energía eficaz al sitio de tratamiento. Está terminado con una punta de adaptación 264 para transferir eficazmente radiación de microondas al sitio de tratamiento. La unidad reconocerá si el conjunto de antena no está conectado y cesará el suministro de potencia en consecuencia.

10 La figura 11 muestra un sistema de refrigeración para la unidad de mano 244 de la figura 10. El sistema electrónico de microondas alojado dentro de la unidad de mano 244 está montado sobre un disipador térmico de metal para proporcionar una masa térmica adecuada. Sin embargo, la refrigeración de la unidad de mano 244 puede seguir siendo necesaria y se consigue a través de un sistema de flujo de aire forzado en los dispositivos y el disipador térmico. Un recinto 266 aloja a los dispositivos montados (no se muestran) y el sistema de flujo de aire.

15 El sistema de flujo de aire comprende un motor en miniatura 268 que acciona un ventilador 270 en el extremo trasero (proximal) del recinto 266. El ventilador 270 permite que el aire frío sea arrastrado desde el entorno circundante a través de pequeños agujeros de toma de aire 272 ubicados en un cono 274 en el extremo de la antena del recinto 266. Este recinto puede estar ubicado dentro de una envuelta aislada (no se muestra) para proporcionar aislamiento térmico al usuario.

20

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato (100) para tratar tejido biológico con energía de microondas, comprendiendo el aparato:
  - 5 una antena (116); y  
un generador de microondas (108, 110, 112) dispuesto para generar y suministrar energía de microondas a la antena (116), desde donde puede ser irradiada para extirpar de forma controlada tejido biológico;  
**caracterizado por que:**
  - 10 la antena (116) y el generador de microondas (108, 110, 112) están integrados en una única unidad de mano (102), y  
la unidad de mano (102) contiene uno o más elementos de detección (120, 122) dispuestos para detectar potencia directa y reflejada entre el generador de microondas (108, 110, 112) y la antena (116),
- 15 2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de mano (102) comprende una carcasa alargada, del tamaño de un bolígrafo.
3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, que incluye una unidad de control (104) conectada a la unidad de mano (102), comprendiendo la unidad de control (104) una fuente de alimentación (124) para el aparato y un circuito de control (126) dispuesto para enviar y recibir señales de control a/desde el generador de microondas.
- 20 4. Aparato de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la unidad de control (104) incluye una interfaz de usuario (128) dispuesta para permitir a un usuario accionar el aparato.
- 25 5. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el generador de microondas incluye:
  - una fuente de frecuencia de microondas (108), y
  - 30 un amplificador (110, 112) dispuesto para amplificar una salida desde la fuente de frecuencia (108) para suministrar potencia directa a la antena (116);  
y en el que el elemento o los elementos de detección (120, 122) están en comunicación con la unidad de control (104), de modo que el generador de microondas se controla basá la potencia directa y reflejada detectada por el elemento o los elementos de detección.
- 35 6. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el generador de microondas incluye un conmutador de modulación (130) y un controlador del nivel de potencia (132) para pulsar la potencia de microondas emitida por el generador de microondas y controlar la magnitud de la potencia de salida, respectivamente.
- 40 7. Aparato de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el controlador del nivel de potencia (132) está dispuesto para atenuar la salida de potencia de microondas y/o para controlar una ganancia de amplificación en el generador de microondas.
- 45 8. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el generador de microondas es accionable en un modo de alta potencia adecuado para ablación y un modo de baja potencia adecuado para medición del tipo/estado del tejido.
9. Aparato de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la unidad de control (104) incluye un circuito de temporización dispuesto para causar funcionamiento secuencial de componentes en el generador de microondas.
- 50 10. Aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el generador de microondas incluye:
  - una fuente de frecuencia de microondas (108), y
  - un amplificador (110, 112) dispuesto para amplificar una salida de la fuente de frecuencia para suministrar potencia directa a la antena;
  - 55 y en el que el circuito de temporización está dispuesto para apagar la fuente de frecuencia antes de apagar una alimentación de drenaje al amplificador para prevenir la posibilidad de que la fuente de frecuencia encienda el amplificador.
- 60 11. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la antena (116) es un elemento coaxial alargado (208) que tiene una punta dieléctrica distal (210), estando la punta dieléctrica (210) adaptada para funcionar como un extremo radiante y para crear un estado adaptado entre el elemento coaxial y el tejido a tratar.
- 65 12. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior que incluye un filtro de sintonización (144) en la unidad de mano (102), estando el filtro de sintonización (144) dispuesto para adaptar de forma dinámica la impedancia del aparato con el tejido a tratar.

13. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que una fuente de luz visible está unida a la unidad de mano (102) y dispuesta para iluminar una zona de tratamiento que es de forma similar al campo de microondas producido por la antena radiante (116).
- 5 14. Aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la unidad de mano (102) incluye un sistema de flujo de aire forzado para refrigerar el generador de microondas.
- 10 15. Aparato de acuerdo con la reivindicación 14, en el que la unidad de mano (244) comprende un recinto alargado (266) que tiene agujeros de toma de aire (272) formados en su interior, y el sistema de flujo de aire forzado incluye un motor (268) dispuesto para accionar un ventilador (270), con lo que aire del entorno circundante es arrastrado al interior del recinto (266) para refrigerar el generador de microondas.

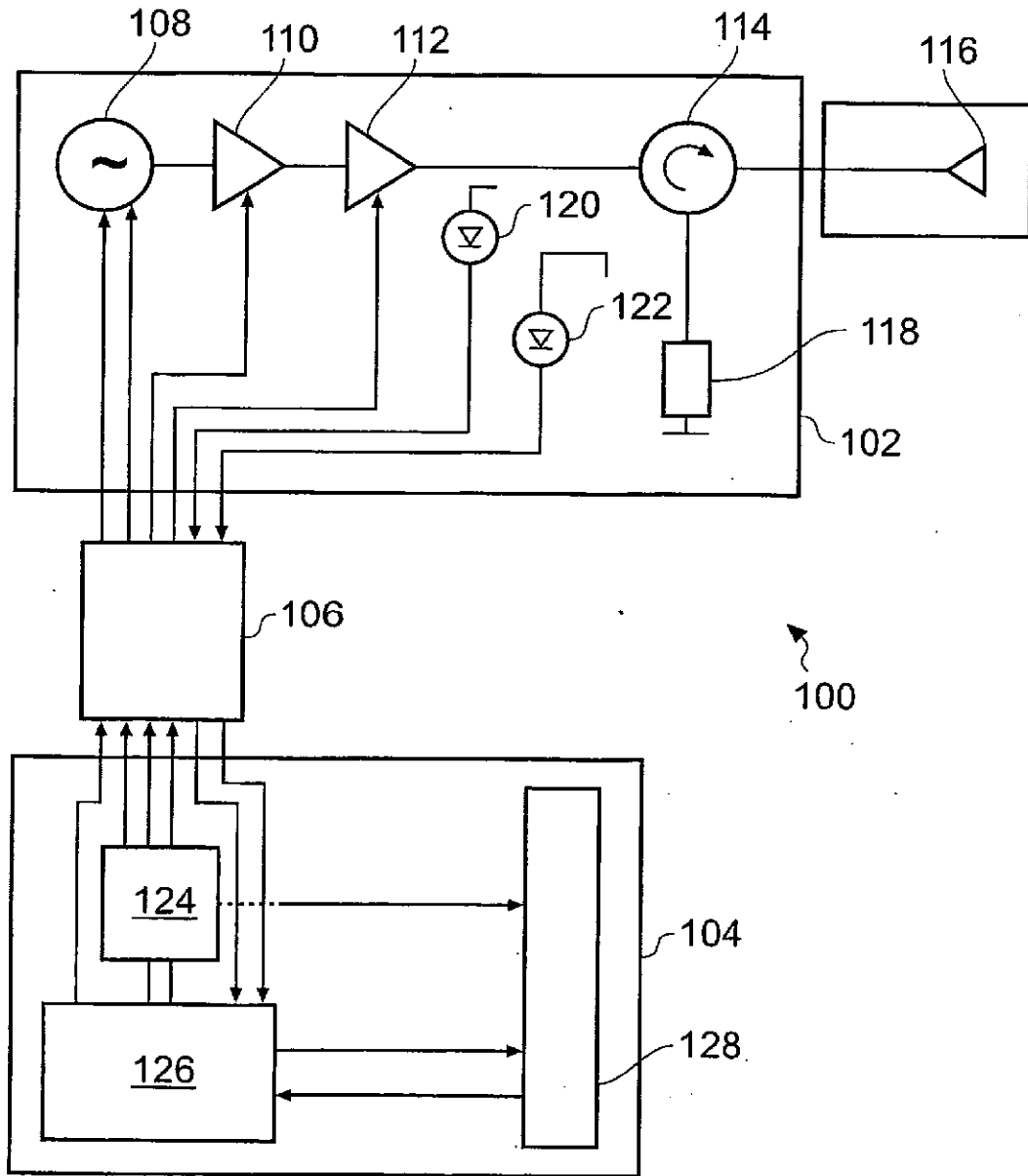


FIG. 1

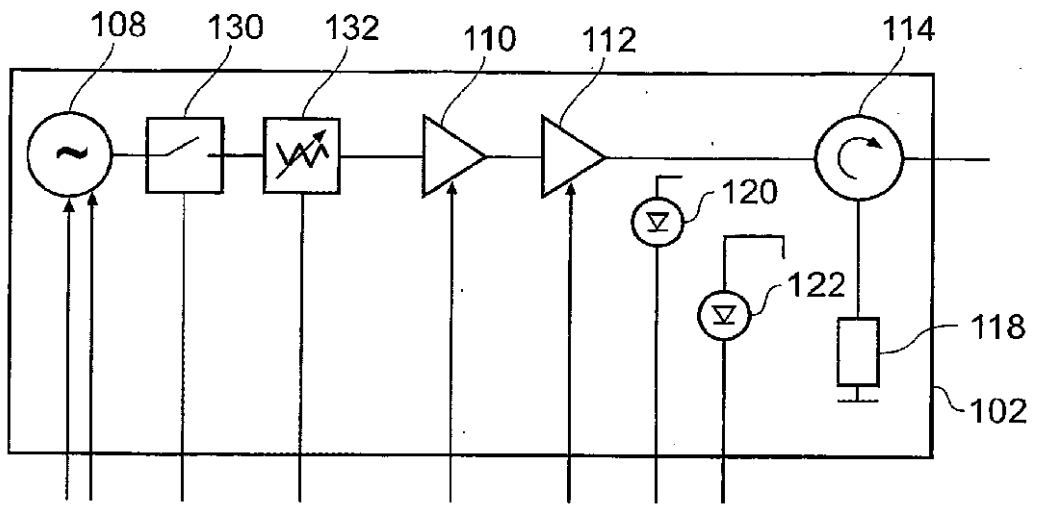


FIG. 2

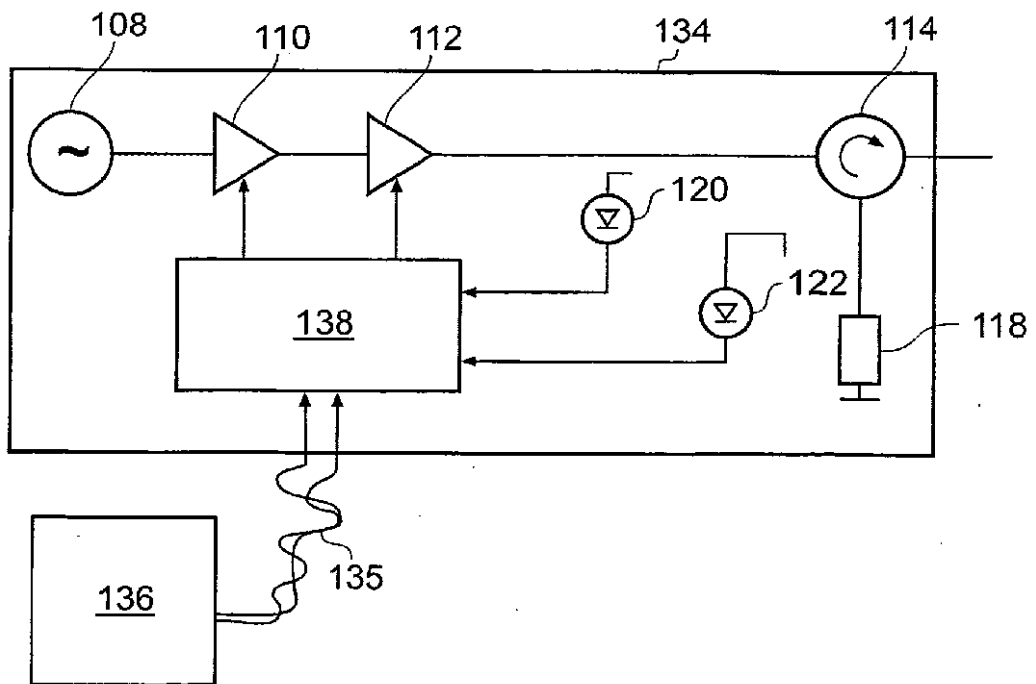


FIG. 3

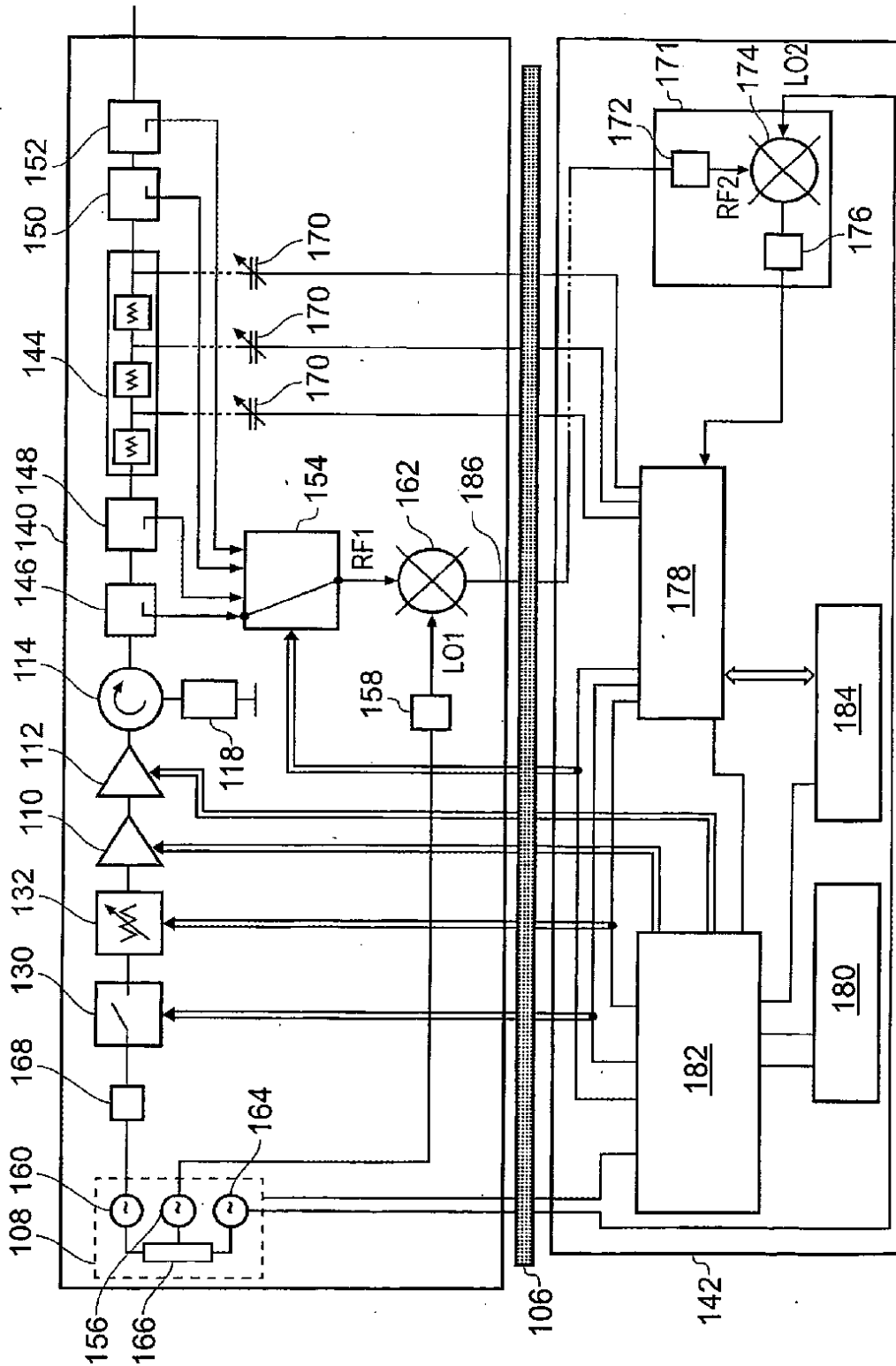


FIG. 4

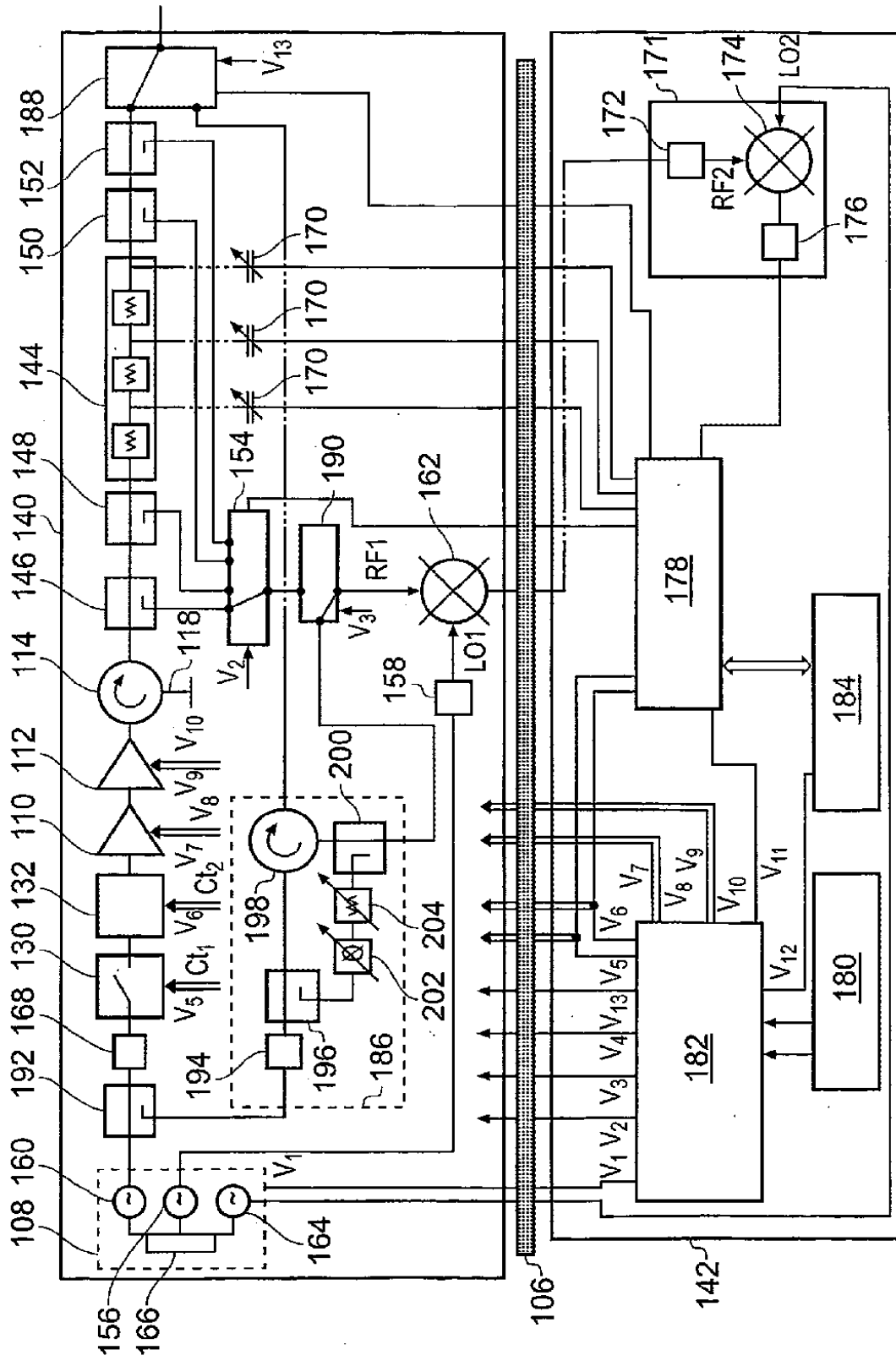


FIG. 5

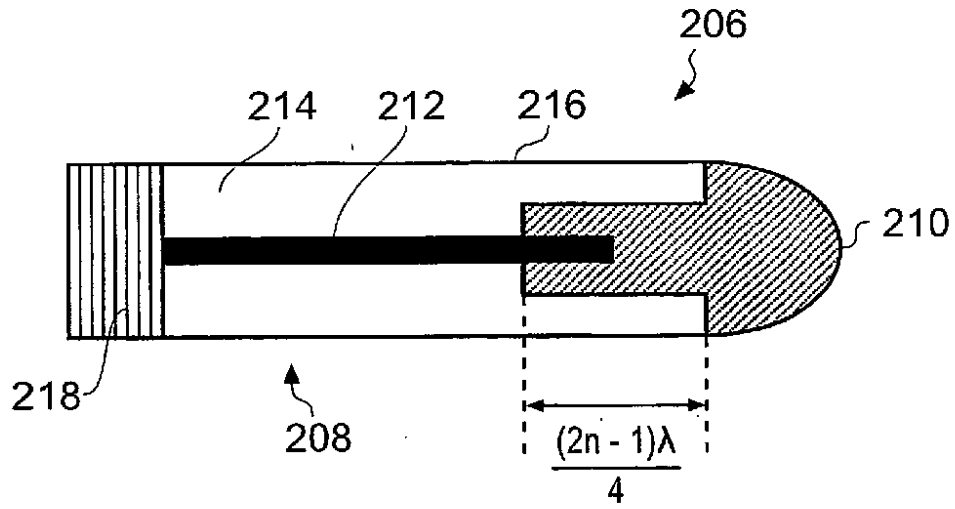


FIG. 6

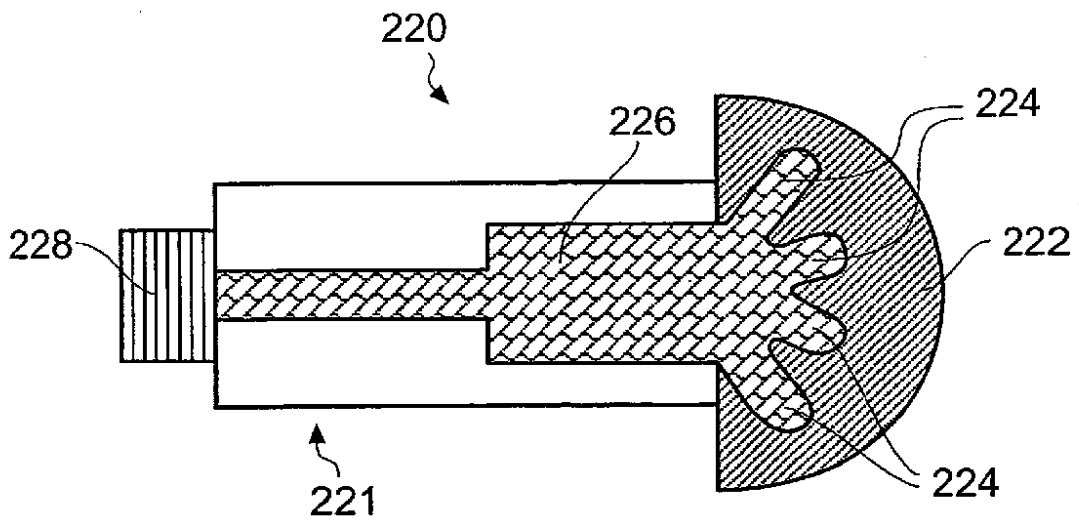


FIG. 7



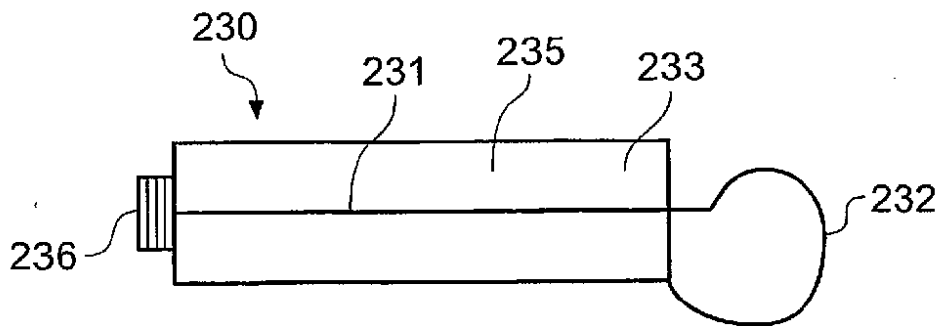


FIG. 8(a)

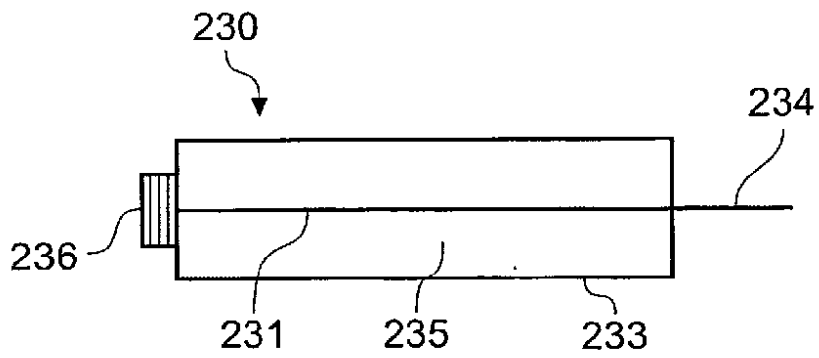


FIG. 8(b)

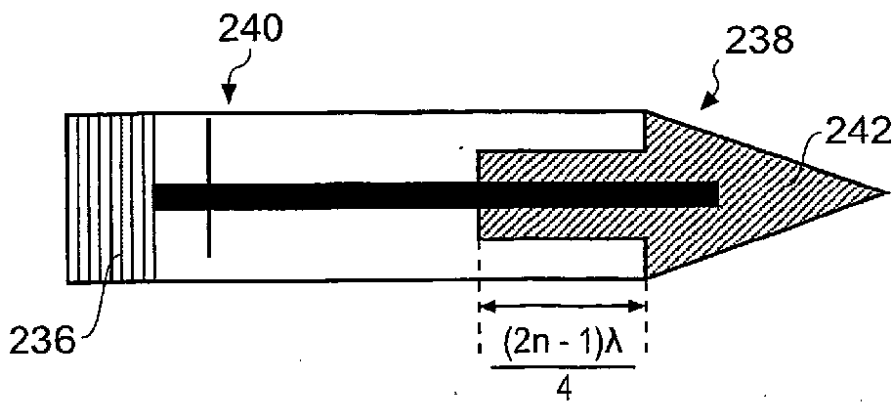


FIG. 9

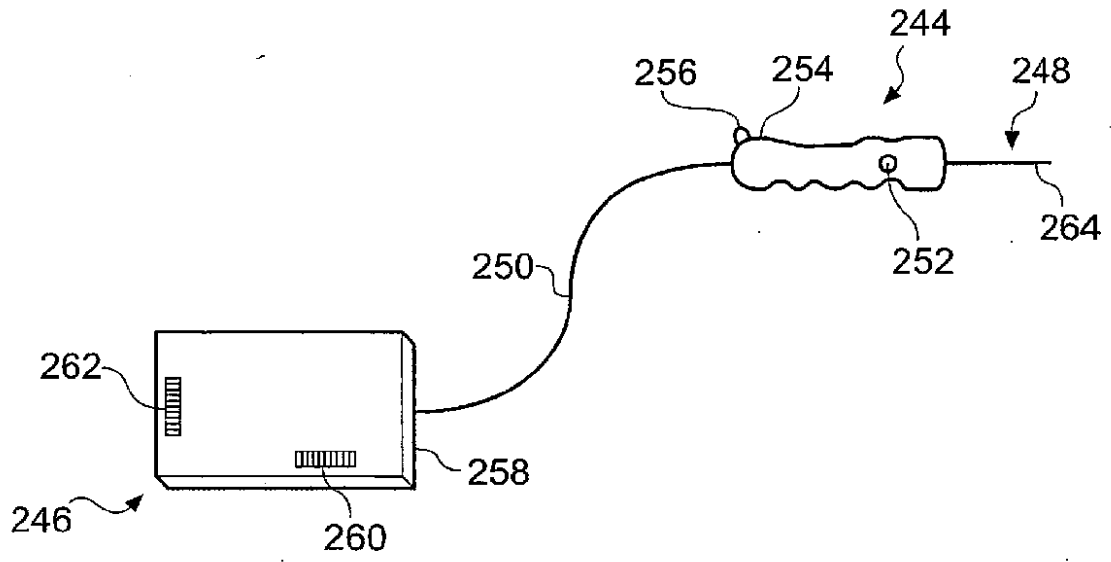


FIG. 10

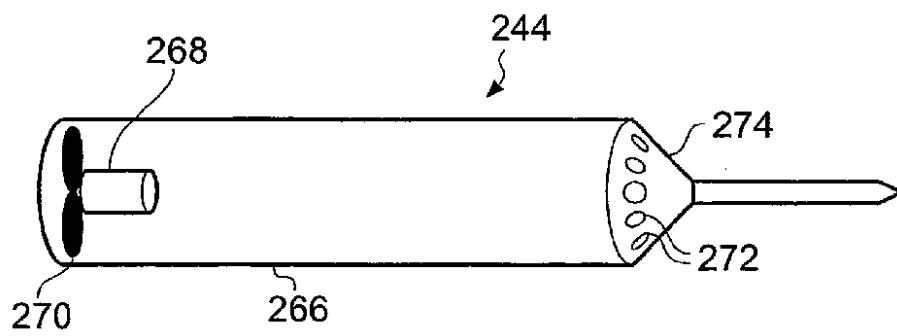


FIG. 11