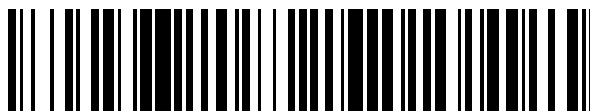


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 535 009**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.09.2008** **E 08806389 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.02.2015** **EP 2211746**

54 Título: **Aparato de resección quirúrgica**

30 Prioridad:

**25.09.2007 GB 0718721**

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

**04.05.2015**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 535 009 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 resección quirúrgica

5 **Campo técnico**

Esta solicitud se refiere a un aparato de resección quirúrgica que está dispuesto para suministrar de forma controlada energía de microondas al interior de tejido biológico.

10 **Antecedentes de la invención**

La divulgación en el presente documento se basa en el contenido de la solicitud de patente del RU anterior del solicitante N° 0620060.4, presentada el 10 de octubre de 2006. Ese documento describe un aparato de corte, por ejemplo, resección quirúrgica que comprende una fuente de radiación de microondas que está acoplada a un instrumento quirúrgico que tiene una antena asociada con una hoja para cortar tejido biológico, en el que la antena está dispuesta para suministrar de forma controlada energía de microondas desde la fuente a una región donde la hoja corta a través del tejido. La energía de microondas puede coagular la sangre para sellar efectivamente el flujo sanguíneo en la región de corte. Dicho efecto puede ser particularmente beneficioso cuando se realiza cirugía en órganos altamente vascularizados, tales como el hígado o el bazo.

Un bisturí de coagulación por microondas también es conocido del documento EP 0 150 253.

El uso de frecuencias de microondas elevadas (por ejemplo 10 GHz o superiores) ofrece una ventaja particular respecto al uso de sistemas de frecuencia de microondas más baja y sistemas de RF debido a la limitada profundidad de penetración de la energía por radiación y la capacidad de permitir a pequeñas estructuras de hoja afiladas irradiar eficazmente energía al interior del tejido para sellar el flujo sanguíneo siendo capaces de producir campos uniformes a lo largo de la longitud de la hoja, mientras que son al mismo tiempo capaces de cortar a través del tejido para extirpar secciones de tejido enfermo o canceroso. Cuanto más elevada sea la frecuencia de microondas, más localizada se vuelven la distribución de energía y la densidad de energía en la zona donde la acción de corte tiene lugar es correspondientemente alta, así que se vuelve más fácil sellar eficazmente el flujo sanguíneo a medida que la hoja cortante es introducida en estructuras de tejido biológico altamente perfundidas. La capacidad de localizar la distribución de energía es ventajosa en términos de limitar la cantidad de daño causado a tejido sano. Esta característica puede ser particularmente ventajosa donde se requiere extirpar grandes secciones de hígado enfermo, donde es de importancia capital salvar tanto del órgano o tejido sano como sea posible. Un perfil de campo sustancialmente uniforme puede permitir coagulación uniforme u otros efectos sobre el tejido a lo largo del filo cortante. El uso de energía de microondas de menor frecuencia (por ejemplo 1 GHz o menor) puede conducir a regiones no irradiantes de la antena, lo que reduce la capacidad del dispositivo para producir coagulación eficaz. Emitiendo un campo uniforme de energía de microondas que tiene una densidad de energía adecuada a lo largo del filo de la hoja, la herida es sellada eficazmente a medida que el cirujano corta a través de la estructura tisular.

En esta memoria descriptiva, microondas significa el intervalo de frecuencias de entre 2 GHz y 100 GHz, pero preferentemente entre 10 GHz y 25 GHz, y aún más preferentemente entre 14 GHz y 24 GHz. Por ejemplo, pueden usarse frecuencias puntuales de 14,5 GHz o 24 GHz.

Frecuencias más elevadas (por ejemplo 24 GHz) pueden proporcionar ventajas tales como un conjunto de cable de guía de ondas de tamaño más pequeño, una antena de tamaño más pequeño, es decir la hoja puede estar hecha para tener un aspecto similar y tener las mismas dimensiones físicas que una hoja de bisturí convencional, y una profundidad de penetración más pequeña que frecuencias más bajas (por ejemplo 14,5 GHz). Por ejemplo, en hígado a 24 GHz la profundidad de penetración es de 1,1 mm, mientras que es de 2 mm a 14,5 GHz. La profundidad de penetración más pequeña puede permitir una densidad de energía más elevada y que tenga lugar un sellado o coagulación más instantánea a medida que la hoja corta en el interior del tejido.

La solicitud de patente del RU N° 0620060.4 desvelaba que una sección radiante de la antena puede ser reglarse dinámicamente o hacerse concordar en impedancia con una impedancia de la carga de tejido cambiante (es decir la punta distal de la hoja o estructura radiante puede ajustarse para ser el conjugado complejo de la impedancia compleja del tejido de tratamiento) para optimizar el nivel de potencia suministrada al interior del tejido y para minimizar la potencia reflejada. Adicionalmente se desveló que la antena puede estar dispuesta para permitir que se tomen mediciones de características tisulares, por ejemplo usando un sistema de tratamiento tal como se desvela en los documentos WO 2004/047659 o WO 2005/115235.

60 **Sumario de la invención**

La divulgación en el presente documento presenta una serie de características, cada una de las cuales puede implementarse, en solitario o en cualquier combinación, en los aparatos quirúrgicos descritos anteriormente. La invención está definida por las reivindicaciones.

Canales seleccionables

En un primer aspecto de la divulgación, el aparato puede estar dispuesto para proporcionar un canal de tratamiento y un canal de medición que son diferentes recorridos para energía de microondas desde la fuente hasta la antena. El canal de medición puede proporcionar energía a un nivel de potencia más bajo que el canal de tratamiento para permitir una determinación de cuándo la energía más elevada procedente del canal de tratamiento puede aplicarse de forma segura, por ejemplo un nivel de señal reflejada puede establecerse en primer lugar en condiciones de baja potencia y, si se descubre que la energía de microondas está siendo absorbida en el interior de la carga de tejido, entonces la fuente de alta potencia puede ser activada.

Por lo tanto, de acuerdo con el primer aspecto, puede proporcionarse un aparato de corte quirúrgico que tiene una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar radiación de microondas; un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, y una antena conectada a la fuente y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme en el filo del elemento cortante; y un detector de radiación reflejada dispuesto para recibir señales reflejadas de vuelta desde la antena, en el que la antena es conectable de forma selectiva a la fuente mediante un primer canal para transportar una señal de microondas a un primer nivel de potencia para tratamiento y un segundo canal para transportar una señal de microondas a un segundo nivel de potencia para medición, y en el que la antena está conectada al detector mediante una unidad de transferencia de señales que está dispuesta para encaminar señales reflejadas desde la antena a lo largo del segundo canal directamente al detector.

Dado que las señales reflejadas son proporcionadas directamente al detector en el canal de medición, el segundo nivel de potencia puede ser más bajo. En contraste, donde las señales reflejadas son proporcionadas indirectamente, por ejemplo mediante acopladores, la señal directa debe ser lo suficientemente alta para garantizar que la señal reflejada acoplada es de amplitud suficientemente elevada para ser medible. El nivel de potencia requerido para conseguir esto puede ser suficiente para causar efectos en el tejido, por ejemplo ablación o calentamiento, que pueden ser indeseables. La divulgación permite que un nivel seguro de radiación de microondas sea suministrado al interior del tejido. Las señales detectadas procedentes del canal de medición 'seguro' pueden usarse para decidir cuándo usar el nivel de potencia más elevado para tratamiento. Esta característica de seguridad puede ampliarse para limitar la potencia emitida por el dispositivo cuando está en aire. Por ejemplo, si la pérdida de retorno de la antena está limitada a aproximadamente 1 dB en aire, esto implica que si la potencia suministrada es de 80 W, entonces 63,55 W son reflejados, pero 16,45 W son irradiados al espacio libre. Esta situación es de lo más indeseable.

La unidad de transferencia de señales puede incluir, por lo tanto, un transceptor de baja potencia en el segundo canal para medir los niveles de potencia reflejada para determinar cuándo debe ser activada la fuente de alta potencia. Dicha disposición puede permitir que un tubo de onda progresiva (TWT) o magnetrón u otra estructura de tipo cavidad resonante sea usada para generar la potencia de microondas en el primer canal. Este tipo de dispositivo puede ser difícil de accionar a niveles de potencia que son útiles para realizar mediciones eficaces y seguras.

El primer nivel de potencia puede ser dos o más órdenes de magnitud mayor que el segundo nivel de potencia. Por ejemplo, el primer nivel de potencia puede ser de hasta 300 W; el segundo nivel de potencia puede ser de 100 mW o menos.

Cada canal puede comprender un recorrido de señal para propagación de radiación electromagnética. El canal puede comprender un cable, por ejemplo un conjunto de guía de ondas, un cable coaxial o similar.

El primer canal puede incluir un amplificador conectado entre la fuente y la antena para amplificar la radiación de microondas generada por la fuente para proporcionar la señal de microondas en el primer nivel de potencia. El segundo canal puede evitar el amplificador. La señal generada en el segundo nivel de potencia (inferior) puede ser, por lo tanto, más estable en términos de ruido y variación de amplitud/fase de señal que la señal en el primer nivel de potencia (superior), donde distorsión de la señal y otros efectos no deseados pueden ser generados por el dispositivo de potencia superior. Esto puede deberse al hecho de que los componentes que componen la fuente fundamental de ruido en el primer canal no se requieren en el segundo canal. Por ejemplo, las únicas fuentes de ruido no despreciable en el segundo canal pueden ser la fuente (por ejemplo un oscilador de baja potencia) y, opcionalmente, un amplificador de bajo ruido por ejemplo para compensar las pérdidas de transmisión a lo largo del segundo canal. Si un amplificador de bajo ruido está incluido, éste tiene preferentemente un índice de ruido de menos de 3 dB.

La unidad de transferencia de señales puede incluir un circulador conectado entre la fuente, la antena y el detector en el segundo canal, estando el circulador dispuesto para dirigir una señal directa desde la fuente a la antena y una señal reflejada desde la antena al detector. El circulador puede actuar, por lo tanto, como un aislador para separar la señal directa de la señal reflejada. Para minimizar el efecto de cualquier fuga de la señal directa en el punto de conexión conectado al detector, la unidad de transferencia de señales puede incluir un circuito de cancelación de portadora conectado al circulador. Por ejemplo, si un primer punto de conexión del circulador está conectado a la fuente, un segundo punto de conexión a la antena y un tercer punto de conexión al detector entonces el circuito de

cancelación de portadora puede estar conectado entre los primer y tercer puntos de conexión. Un ejemplo de un circuito de cancelación de portadora adecuado que puede usarse se proporciona en la solicitud de patente del RU N° 0620064.6 presentada el 10 de octubre de 2006.

La unidad de transferencia de señales puede incluir un acoplador direccional en el primer canal, estando el acoplador direccional dispuesto para acoplar una señal reflejada desde la antena al detector. La unidad de transferencia de señales puede incluir un acoplador direccional hacia delante (para medir una parte de la potencia que va hacia delante) y un acoplador direccional hacia atrás (para medir una parte de la potencia reflejada) en el primer canal, estando los acopladores direccionales dispuestos respectivamente para acoplar una señal directa procedente de la fuente y una señal reflejada procedente de la antena al detector. Las señales detectadas pueden usarse para calcular la potencia suministrada al tejido o para compensar los cambios de impedancia del tejido en el extremo radiante de la antena. La antena radiante puede estar diseñada para estar concordar bien con un tipo de tejido particular, es decir hígado o bazo, es decir en un estado particular, por ejemplo cocinado, parcialmente cocinado o sin cocinar.

El aparato puede incluir un ajustador de impedancia en el primer canal, en el que el detector está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada y el ajustador de impedancia tiene una impedancia compleja ajustable que es controlable basándose en la magnitud y fase detectadas. El primer canal puede estar dispuesto, por lo tanto, para hacer coincidir la impedancia del aparato con la impedancia cambiante de la carga (tejido) para permitir una transferencia de potencia eficiente. Esto puede ser útil dado que la impedancia de la sangre cambiará a medida que se coagula. La concordancia de impedancia puede ser dinámica, por ejemplo el ajuste puede producirse automáticamente en tiempo real.

El aparato puede incluir un conmutador dispuesto para conectar la antena al primer canal o al segundo canal. El conmutador puede ser accionable manualmente (por ejemplo mediante un conmutador de pedal), o puede funcionar automáticamente basándose en una señal detectada por el detector. Por ejemplo, el aparato puede estar dispuesto automáticamente para conmutar al nivel de potencia inferior (por ejemplo segundo canal) en el caso de que se detecte que la antena está en espacio libre (por ejemplo aire). El diseño de la antena puede ser tal que señales reflejadas de gran amplitud serán detectadas cuando la hoja de la antena es extraída del tejido y expuesta al aire. Un dispositivo para detectar eventos característicos en la señal reflejada y que podría usarse para este fin se describe a continuación.

El conmutador puede ser un dispositivo (por ejemplo conmutador de guía de ondas o similar) para conmutar diferentes recorridos físicos desde una fuente a la antena. Esta realización puede permitir que se use la misma fuente para generar energía que tiene, por ejemplo, la misma frecuencia para el canal de tratamiento y el canal de medición. En otras realizaciones, pueden usarse diferentes frecuencias en los dos canales, por ejemplo teniendo fuentes de frecuencia diferentes o usando una disposición de mezcladores de frecuencia y osciladores locales donde las señales del oscilador local se derivan de una única fuente de frecuencia maestra. En dichas realizaciones, el conmutador puede comprender una disposición de filtración que tiene dos configuraciones seleccionables: una primera configuración para bloquear energía a la frecuencia del canal de medición y transmitir energía a la frecuencia del canal de tratamiento, y una segunda configuración para bloquear energía a la frecuencia del canal de tratamiento y transmitir energía a la frecuencia del canal de medición. La disposición de filtración puede implementarse usando filtros de paso de banda, paso alto, supresión de banda o paso bajo adecuados. Por ejemplo, puede usarse un filtro de paso de banda con un perfil de filtro (intervalo de frecuencia de banda de paso, característica de reducción gradual, pérdida de inserción en la banda de paso, ondulación, etc.) correspondiente a cada configuración, que son conmutables en un recorrido de señal que alimenta la antena. En este caso, cada canal puede estar conectado permanentemente al recorrido de señal que alimenta la antena.

La antena puede incluir una estructura de alimentación para conectar a la fuente y una parte radiante dispuesta para emitir el campo de radiación. El elemento cortante puede incluir la parte radiante. El campo puede ser emitido de este modo mientras se corta simultáneamente, proporcionando de este modo radiación sellante (cauterizante) al instante. La antena puede estar dispuesta para emitir el campo a lo largo del filo del elemento cortante. El elemento cortante puede incluir una parte de acoplamiento para recibir energía desde la estructura de alimentación. La parte de acoplamiento puede estar adaptada de modo que el elemento cortante reciba un acoplamiento de campo sustancialmente máximo desde la estructura de alimentación. El elemento cortante puede tener una superficie metalizada excepto en una parte de acoplamiento proximal y una parte radiante distal.

La estructura de alimentación puede incluir una guía de ondas, por ejemplo cargada con el elemento cortante.

La antena puede incluir una pluralidad de elementos radiantes, por ejemplo una pluralidad de elementos cortantes unidos uno al lado de otro para incrementar la longitud de una hoja cortante del instrumento. Como alternativa, una pluralidad de antenas de parche pueden estar fabricadas en un único elemento cortante en las inmediaciones del filo. La estructura de alimentación puede incluir un divisor de potencia dispuesto para dividir potencia desde una única fuente de radiación de microondas uniformemente entre cada uno de la pluralidad de elementos radiantes.

La antena puede estar incorporada en la hoja cortante para formar una estructura de hoja radiante. Por lo tanto, un filo afilado de la hoja radiante puede realizar la acción de corte mientras que la energía de microondas puede realizar la función de coagular o sellar estructuras tisulares altamente perfundidas a medida que la hoja corta a través del tejido, para impedir la pérdida de sangre.

El perfil de campo de la energía de microondas irradiada puede estar concentrado en o alrededor del filo cortante de la hoja y puede estar dirigido al interior de la estructura tisular.

Tal como se explica en el documento GB 0620060.4, el uso de frecuencias de microondas elevadas (definidas en este caso como 10 GHz o superiores) ofrece una ventaja particular respecto al uso de sistemas de frecuencia de microondas inferior debido a la limitada profundidad de penetración de la energía por radiación y la capacidad de permitir que pequeñas estructuras de hoja afilada irradian eficazmente energía al interior del tejido para sellar el flujo sanguíneo siendo capaces de producir campos uniformes a lo largo de la longitud de la hoja mientras que al mismo tiempo son capaces de cortar a través del tejido para extirpar secciones de tejido enfermo o canceroso. Cuanto mayor sea la frecuencia de microondas, más localizada se vuelve la distribución de energía y la densidad de energía en la zona donde tiene lugar la acción de corte es correspondientemente alta, así que se vuelve más fácil sellar eficazmente el flujo sanguíneo a medida que la hoja cortante se introduce en estructuras tisulares biológicas altamente perfundidas. Una ventaja adicional de usar energía de microondas - a una frecuencia con la cual la profundidad de penetración es pequeña, es decir menor de 5 mm, es que el daño no deseado a tejido sano adyacente a la hoja cortante/coagulante puede minimizarse. Un perfil de campo sustancialmente uniforme puede permitir la coagulación u otros efectos sobre el tejido uniformes a lo largo del filo cortante. Sustancialmente uniforme en este contexto significa que el campo es emitido de modo que la potencia suministrada sea constante a lo largo del filo cortante, por ejemplo el perfil de densidad de potencia a lo largo del filo de la hoja puede variar en aproximadamente  $\pm 20\%$  (o  $\pm 1$  dB) o menos sobre una mayoría de por ejemplo 2/3 o más de la longitud de la hoja.

El uso de energía de microondas de frecuencia inferior (por ejemplo 1 GHz o menor) puede causar regiones no radiantes de la antena, lo que reduce la capacidad del dispositivo para producir coagulación eficaz, lo que puede causar sellado no eficaz y pérdida de sangre parcial. Emitiendo un campo uniforme de energía de microondas que tiene una densidad de energía adecuada a lo largo del filo de la hoja, la herida es sellada eficazmente a medida que el cirujano corta a través de la estructura tisular.

Las estructuras de antena que muestran el aspecto cortante/sellante desvelado anteriormente también pueden usarse para extirpar tejido biológico, por ejemplo para permitir la ablación controlada y enfocada de tumores cancerosos dentro del hígado. Este uso es permitido por la capacidad de producir energía de microondas localizada o enfocada. En un contexto de ablación, pueden usarse una pluralidad de elementos radiantes para extender la distribución de energía.

Además, las estructuras de antena desveladas en el presente documento pueden usarse para obtener información relativa a la estructura de tejido biológico por ejemplo para diferenciar entre tipos de tejido, y/o para identificar diversos tipos de tumores cancerosos, y/o para determinar la fase de crecimiento tumoral, y/o para controlar instrumentos electrónicos asociados para permitir que la sección radiante de la antena quirúrgica concuerde en impedancia con la impedancia compleja del tejido biológico para permitir la transferencia de potencia máxima entre una fuente de energía y el tejido biológico que está siendo tratado o reseccionado. Esta última característica puede ser de particular interés durante el proceso de resección hepática debido a la necesidad de lanzar eficazmente energía al interior del tejido hepático y la sangre. Estas dos cargas difieren en valor de impedancia y, de este modo, es deseable ser capaces de realizar ajustes en el sistema de reglaje para permitir que la hoja y el tejido tengan siempre buena concordancia en términos de impedancia. Este cambio de impedancia implica que habrá un cambio de concordancia de impedancia entre la hoja radiante y la carga, por lo tanto una parte de la potencia será reflejada de vuelta a lo largo del cable de suministro de energía y las señales detectadas en el receptor que se refieren a la potencia reflejada pueden usarse para permitir que se realicen los ajustes necesarios a la red de reglaje variable.

#### Frecuencias seleccionables

En un segundo aspecto, el aparato puede estar dispuesto para suministrar radiación de microondas a diferentes frecuencias, por ejemplo para proporcionar diferentes efectos de tratamiento. Frecuencias más elevadas tienen una menor profundidad de penetración y, por lo tanto, son útiles para tratamiento enfocado localizado, por ejemplo para cauterizar pequeños vasos sanguíneos cortados por el elemento cortante. Frecuencias más bajas tienen una mayor profundidad de penetración, lo cual puede ser útil para tratar estructuras más grandes, por ejemplo para sellar o cauterizar vasos sanguíneos más grandes. La radiación de frecuencia inferior puede activarse cuando sea necesario, por ejemplo cuando un cirujano ve o el sistema detecta una gran hemorragia.

Por lo tanto, en una realización del segundo aspecto, una segunda disposición de fuente de microondas de frecuencia y antena de suministro de potencia puede estar incluida para cauterizar grandes vasos sanguíneos que no pueden cauterizarse eficazmente usando radiación de microondas de alta frecuencia. La segunda fuente puede incluir características del primer aspecto descrito anteriormente, por ejemplo puede ser conectable selectivamente a su antena mediante dos canales: un primer canal responsable de cauterizar los grandes 'sangradores' y un segundo

canal para detectar cuándo es necesario activar o desactivar la segunda fuente de energía.

De acuerdo con el segundo aspecto de la divulgación, puede proporcionarse un aparato de corte quirúrgico que tiene: una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar una primera señal de radiación de microondas que tiene una primera frecuencia y una segunda señal de radiación de microondas que tiene una segunda frecuencia; un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, una primera antena conectable a la fuente para recibir la primera señal de radiación de microondas y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a la primera frecuencia a lo largo del filo del elemento cortante, y una segunda antena conectable a la fuente para recibir la segunda señal de radiación de microondas y dispuesta para emitir desde el instrumento quirúrgico un campo de radiación de microondas a la segunda frecuencia, en el que la segunda frecuencia es menor que la primera frecuencia.

En este aspecto, el instrumento quirúrgico puede ser capaz de emitir un campo de radiación de microondas controlado a dos frecuencias diferentes. Para conseguir esto, el instrumento incluye dos antenas, que pueden estar adaptadas para recibir eficazmente una señal de microondas que tiene cierta frecuencia y para emitir un campo de radiación de microondas correspondiente a esa señal. Más de dos antenas pueden estar incluidas en el instrumento quirúrgico. Como alternativa o adicionalmente, las antenas pueden estar dispuestas para emitir un campo de radiación de microondas sobre diferentes bandas de frecuencias. Si se fabrica una estructura que puede ser accionada sobre un ancho de banda amplio, es decir de GHz a 18 GHz, solamente puede requerirse una antena. Puede emplearse una estructura de antena que resuena a dos frecuencias particulares. En particular, puede ser posible hacer uso de modos de orden superior que están establecidos en estructuras de guía de ondas para proporcionar energía a la frecuencia más elevada. Por ejemplo, si se usa una guía de ondas rectangular, entonces el modo dominante, el  $TE_{10}$  puede emplearse para suministrar energía a la frecuencia de microondas inferior, y un modo de orden superior, el  $TE_{31}$ , puede usarse para suministrar energía a la frecuencia de microondas superior que es de interés.

Además, si se usa una antena y un cable de alimentación para irradiar energía de microondas a dos frecuencias diferentes, entonces puede ser deseable usar una red de combinación de señales, o un diplexor de frecuencia, en el generador para permitir que energía a dos frecuencias diferentes se pase (o transmita) a lo largo del cable de suministro. En esta disposición, las dos fuentes de energía, que funcionan a diferentes frecuencias, pueden ser transmitidas por separado o simultáneamente a lo largo del mismo canal.

El aparato puede incluir un conmutador para conectar selectivamente la primera antena y/o la segunda antena a la fuente. El aparato puede estar dispuesto para emitir desde ambas antenas simultáneamente o desde solamente una antena en cualquier punto en el tiempo. En una realización, el conmutador puede estar dispuesto para alterar recorridos de señal a las antenas (por ejemplo donde existen recorridos de señal diferentes desde la fuente), por ejemplo un conmutador de guía de ondas o coaxial. En otra realización, el conmutador puede estar dispuesto para alterar configuraciones de filtro (por ejemplo donde hay un recorrido de señal común que porta energía a ambas frecuencias).

La fuente puede incluir un primer generador de señales para producir la primera señal de radiación de microondas y un segundo generador de señales para producir la segunda señal de radiación de microondas, siendo los primer y segundo generadores de señales conectables a las primera y segunda antenas respectivamente. Los primer y segundo generadores de señales pueden ser osciladores de baja potencia dispuestos para producir una única frecuencia estable, por ejemplo un oscilador con resonador dieléctrico (DRO), oscilador controlado por tensión (VCO), oscilador con diodo Gunn o similares.

El segundo generador de señales puede ser un aparato dispuesto para derivar una señal procedente del primer generador de señales. Por ejemplo, la señal producida por el primer generador de señales puede dividirse usando un divisor de frecuencia de microondas apropiado, o la señal procedente del primer generador de señales puede mezclarse con una señal del oscilador de referencia usando un mezclador de frecuencia de microondas apropiado para producir la segunda frecuencia. Una ventaja de derivar la segunda frecuencia del primer generador de frecuencia es que las dos señales están sincronizadas entre sí. Esto puede ofrecer una ventaja en términos de control de la temporización de sistema, o teniendo el control de la posición de los picos y valles en las formas de onda de tratamiento producidas en la hoja de la antena. Esto es particularmente útil si las dos fuentes de energía van a ser accionadas simultáneamente dado que evita tener la situación con lo que la señal procedente del primer generador de frecuencia interfiere de manera destructiva con o cancela la señal procedente del segundo generador de frecuencia. Este efecto puede causar efectos sobre el tejido indeseables si se suministra energía a tanto la primera como la segunda frecuencia al instrumento quirúrgico mediante una recorrido de señal común.

Tal como se ha mencionado anteriormente, los primer y segundo generadores de señales pueden ser conectables a las primera y segunda antenas a lo largo de un recorrido de señal común. Las señales procedentes de los generadores pueden combinarse en el recorrido común usando, por ejemplo, un sumador o combinador de "microcinta" o guía de ondas. El recorrido común puede comprender un cable coaxial de baja pérdida capaz de propagar una amplia gama de frecuencias, por ejemplo hasta 18 GHz o más. Como alternativa, puede usarse una guía de ondas de cresta que funciona en una amplia banda de frecuencias adecuadas.

El instrumento quirúrgico puede estar conectado al recorrido de señal común mediante una disposición de filtración que garantiza que solamente energía a la primera frecuencia alcanza la primera antena y que solamente energía a la segunda frecuencia alcanza la segunda antena. La disposición de filtración puede incluir dos filtros de paso de banda, por ejemplo un primer filtro para dejar pasar energía a la primera frecuencia y rechazar energía a la segunda frecuencia y un segundo filtro para dejar pasar energía a la segunda frecuencia pero rechazar energía a la primera frecuencia). Por lo tanto, el primer filtro puede ser conectable entre el recorrido común y la primera antena y el segundo filtro puede ser conectable entre el recorrido común y la segunda antena. Para una realización que tiene una separación de frecuencia de aproximadamente 10 GHz, (por ejemplo primera frecuencia de 14,5 GHz y segunda frecuencia de 2,45 GHz) los primer y segundo filtros de paso de banda puede tener una reducción gradual de 40 dB/década o más, es decir una señal no deseada que aparece a 2 GHz será atenuada en 40 dB si el filtro de paso de banda está diseñado para dejar pasar una señal de 20 GHz.

En una disposición alternativa donde las dos frecuencias están bien separadas en espacio de frecuencia, por ejemplo 24 GHz y 500 MHz, la disposición de filtración puede comprender una disposición en 'T' sesgada en la que el primer filtro es un inductor (es decir circuitos para permitir señales de CC o CA a frecuencia inferior pero no las señales a alta frecuencia, por ejemplo que tienen elevada reactancia inductiva  $X_L = 2\pi fL$ , donde  $f$  es la frecuencia y  $L$  es la inductancia) y el segundo filtro es un condensador (es decir circuitos para permitir que pase una señal de alta frecuencia pero no CC o señales de frecuencia inferior, por ejemplo que tienen reactancia capacitiva elevada,

$$X_c = \frac{1}{2\pi fC}, \text{ donde } f \text{ es la frecuencia y } C \text{ es la capacitancia}).$$

Los primer y segundo generadores de señales pueden ser conectables a las primera y segunda antenas a lo largo de recorridos de señal diferentes. Los recorridos de señal pueden proporcionarse en medios que permiten la propagación de la radiación de microondas. Los medios pueden comprender una guía de ondas, un cable coaxial o similares. Un medio de transmisión diferente puede estar provisto para las primera y segunda frecuencias. Cada medio de transmisión puede estar adaptado para transmitir eficazmente señales a la frecuencia respectiva. Los medios de transmisión pueden ser flexibles para ayudar a la manipulación del instrumento quirúrgico.

El aparato puede incluir un detector de radiación reflejada dispuesto para recibir señales reflejadas de vuelta desde cada antena, y un ajustador de impedancia conectado entre la fuente y cada antena, en el que el detector está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada y el ajustador de impedancia tiene una impedancia compleja ajustable que es controlable basándose en la magnitud y fase detectadas.

El aparato puede estar, por lo tanto, dispuesto para hacer coincidir la impedancia del aparato observada en la carga (tejido) a través de la primera o la segunda antena con la impedancia de la propia carga (tejido) para permitir una transferencia de potencia eficiente. La concordancia de impedancia puede ser dinámica, por ejemplo el ajuste puede producirse automáticamente en tiempo real.

Los primer y segundo aspectos de la divulgación pueden combinarse. Por lo tanto, cada antena puede ser conectable selectivamente a la fuente mediante un primer canal para transportar su señal de microondas a un primer nivel de potencia para tratamiento y un segundo canal para transportar su señal de microondas a un segundo nivel de potencia para medición, y en la que cada antena está conectada al detector mediante una unidad de transferencia de señales que está dispuesta para encaminar señales reflejadas desde la antena a lo largo del segundo canal directamente al detector. De esta manera, puede obtenerse información para decidir si activar o no cada una de las antenas. La segunda antena puede emitir una señal en el segundo nivel de potencia (inferior) mientras la primera antena está emitiendo en el primer nivel de potencia (superior). Pueden usarse señales reflejadas desde la segunda antena en el segundo nivel de potencia para decidir si conmutar o no la segunda antena al primer nivel de potencia.

Cualquiera de las características descritas con respecto al primer aspecto también puede ser aplicable al segundo aspecto. Por ejemplo, el primer nivel de potencia puede ser dos o más órdenes de magnitud mayor que el segundo nivel de potencia.

Cada antena puede incluir una estructura de alimentación conectable a la fuente (por ejemplo mediante un recorrido de señal dedicado o común) y una parte radiante dispuesta para emitir su campo de radiación de microondas. Por ejemplo, el elemento cortante puede proporcionar la parte radiante de la primera antena, y puede incluir una parte de acoplamiento para recibir energía procedente de la estructura de alimentación (por ejemplo guía de ondas) de la primera antena. La parte de acoplamiento puede estar adaptada de modo que el elemento cortante reciba un acoplamiento de campo sustancialmente máximo de la estructura de alimentación de la primera antena. El elemento cortante puede tener una superficie metalizada excepto en la parte de acoplamiento y la parte radiante de la primera antena. La primera antena puede estar dispuesta para emitir su campo de radiación de microondas a lo largo del filo del elemento cortante. Por lo tanto, la parte radiante puede ser el filo del elemento cortante, con lo que el instrumento quirúrgico proporciona una estructura de hoja radiante.

La segunda antena también puede estar dispuesta para emitir su campo de radiación de microondas a lo largo del filo del instrumento cortante. La segunda antena puede ser una estructura independiente por ejemplo montada sobre el elemento cortante. Por ejemplo, la segunda antena puede ser una antena monopolo, de bucle, de parche o de dipolo unida al elemento cortante, por ejemplo adyacente al filo del elemento cortante. Como alternativa, la segunda antena puede comprender una pluralidad de elementos radiantes, por ejemplo una pluralidad de antenas de parche fabricadas en el elemento cortante en las inmediaciones de su filo. Los campos emitidos por cada parche pueden complementarse entre sí para producir un campo global que es sustancialmente uniforme a través de una región diana. La región diana para la segunda antena puede estar ubicada alrededor del filo del elemento cortante. Ésta puede extenderse más lejos desde el elemento cortante que el campo emitido por la primera antena. La estructura de alimentación de la segunda antena puede incluir un divisor de potencia dispuesto para dividir la potencia procedente de la fuente uniformemente entre cada uno de la pluralidad de elementos radiantes.

La primera frecuencia puede estar en el intervalo de 10 a 40 GHz y la segunda frecuencia puede estar en el intervalo de 100 MHz a 5 GHz.

El segundo aspecto de la divulgación también puede expresarse como un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, una primera antena dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a una primera frecuencia en el filo del elemento cortante, y una segunda antena dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas a una segunda frecuencia desde el elemento cortante, siendo la segunda frecuencia inferior a la primera frecuencia.

La primera antena puede constituir una pieza con el elemento cortante y la segunda antena pueden estar montada sobre el elemento cortante. Por lo tanto, el elemento cortante puede estar dispuesto para recibir directamente (por ejemplo a partir de una guía de ondas) la radiación de microondas a la primera frecuencia. El elemento cortante puede comprender un cuerpo de cerámica que tiene una parte de acoplamiento para unirse a una guía de ondas y una parte de hoja que incluye el filo para cortar tejido biológico. El elemento cortante puede tener una superficie metalizada excepto en la parte de acoplamiento y la parte de hoja, de modo que el elemento cortante irradia energía de microondas recibida en la parte de acoplamiento desde la parte de hoja. Las dimensiones del cuerpo de cerámica pueden seleccionarse basándose en la primera frecuencia para garantizar que un campo sustancialmente uniforme es emitido desde la parte de hoja. Para garantizar que existe una buena concordancia de impedancia entre la hoja radiante de zafiro (o alúmina) (que puede ser de una forma peculiar) y la cavidad de la guía de onda rectangular, puede usarse un transformador de impedancia. Éste puede tener en cuenta el hecho de que la hoja y la cavidad de la guía de onda son diferentes en términos de tamaño y contienen diferentes materiales dieléctricos y permiten una transferencia de potencia eficiente entre ellos. La elección del transformador depende en gran medida del requisito de ancho de banda, y las limitaciones de tamaño y peso impuestas al producto o dispositivo. Puede usarse un transformador cónico en aplicaciones de ancho de banda amplio, pero estas estructuras tienden a ser relativamente largas, es decir normalmente constan de una pluralidad de secciones de transformación de impedancia de un cuarto de longitud de onda. Una estructura alternativa es el diseño escalonado; estos permiten un funcionamiento en ancho de banda relativamente estrecho, pero pueden realizarse físicamente usando cortas secciones de material. Entre los dos diseños están los diseños de múltiples escalones, donde cualquier incremento del ancho de banda es sufragado por un incremento de la complejidad y el tamaño. Debido al hecho de que el requisito de ancho de banda para la herramienta de resección quirúrgica es bajo, es decir menor de 50 MHz, y se requiere que el dispositivo sea pequeño y ligero para facilitar la manipulación por el cirujano, se consideró que un diseño de dos escalones proporciona la solución óptima. El ancho de banda ligeramente más amplio ofrecido por el uso de dos escalones permite tolerancias de fabricación en el transformador u otros componentes y ligeras variaciones en la frecuencia de la fuente a tener en cuenta. En un transformador de dos escalones, el cambio de parámetros se consigue en dos escalones, separados por aproximadamente un número impar de cuartos de longitud de onda a la frecuencia de interés.

La primera antena puede estar dispuesta para irradiar radiación de microondas desde el filo del elemento cortante. La segunda antena puede estar montada sobre el elemento cortante, por ejemplo montada sobre la primera antena. La segunda antena puede incluir una parte radiante montada en el filo del elemento cortante. Una parte de alimentación también puede estar montada sobre el elemento cortante para suministrar radiación de microondas a la parte radiante. La parte de alimentación puede incluir un cable coaxial, por ejemplo unido a la parte inferior del elemento cortante. La parte radiante puede incluir una antena de microcinta, por ejemplo fabricada sobre una capa dieléctrica formada sobre la capa de metalización adyacente a la parte de hoja (no metalizada).

#### Frecuencia de tratamiento variable

En un tercer aspecto, el aparato está dispuesto para emitir una pluralidad de frecuencias seleccionables procedentes de la misma antena. Por ejemplo, el aparato puede emitir sobre una banda de frecuencias o estar dispuesto para emitir de forma eficiente a una pluralidad de frecuencias discretas. En este aspecto, la fuente puede estar dispuesta para generar una salida cuya frecuencia puede seleccionarse, por ejemplo ajustarse. Por ejemplo, la fuente puede ser una fuente de energía de banda ancha capaz de generar una gama de frecuencias para permitir la ablación de una gama de estructuras tisulares. Tal como se ha explicado anteriormente, frecuencias de microondas superiores pueden ser adecuadas para cauterizar o sellar estructuras finas o pequeños vasos sanguíneos y frecuencias de

microondas inferiores pueden ser adecuadas para cauterizar o sellar estructuras tisulares más grandes o grandes vasos sanguíneos. En este caso, puede ser preferible diseñar el transformador de concordancia de impedancia que hace coincidir a la cavidad de la guía de onda con la hoja usando una estructura cónica en lugar de una estructura escalonada, o usar una estructura escalonada con al menos tres escalones, para incrementar el ancho de banda de funcionamiento.

De acuerdo con el tercer aspecto de la divulgación, puede proporcionarse un aparato de corte quirúrgico que tiene: una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar una señal de radiación de microondas que tiene una frecuencia de salida estable; y un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, y una antena conectada a la fuente para recibir la señal de radiación de microondas y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme correspondiente a la señal de radiación de microondas procedente del filo del elemento cortante, en el que la frecuencia de salida es ajustable. Por lo tanto, la frecuencia de salida estable puede ser seleccionable entre una gama de frecuencias que pueden ser generadas por la fuente. La fuente puede incluir un oscilador de frecuencia de banda ancha para producir una entrada sobre un intervalo de frecuencias seleccionable. La frecuencia de salida puede seleccionarse para cierta condición por ejemplo tipo de tejido en la antena. Por ejemplo, la frecuencia de salida puede seleccionarse para establecer un estado resonante cuando la antena está en contacto con el tejido. Como alternativa, la frecuencia de salida puede seleccionarse para corresponder a una frecuencia donde se produce un pico de absorción de energía en el tejido biológico que está siendo tratado.

La fuente puede comprender un generador de señales de frecuencia variable. El generador de frecuencia variable puede comprender un oscilador controlado por tensión (VCO), en el que la frecuencia de salida se ajusta modificando la tensión en un diodo varactor, que a su vez varía la capacitancia de un circuito resonante L-C. Por ejemplo, el HMC5343LP4 (E) de Hittite Microwave Corporation puede producir un intervalo de frecuencias entre 23,8 GHz y 24,8 GHz usando la disposición anterior cuando la tensión de reglaje se modifica entre 0 V y 10 V.

Como alternativa, el generador de frecuencia variable puede comprender un sintetizador de frecuencias que está dispuesto para generar energía en una gama de frecuencias a partir de una fuente de frecuencia fija. Un sintetizador de frecuencias puede usarse para generar una señal de salida estable y precisa en una cualquiera de una serie de frecuencias preestablecidas o programables.

El generador de señales de frecuencia variable puede estar dispuesto para emitir una primera señal que tiene una frecuencia estable dentro de un intervalo de frecuencias y una unidad de amplificación dispuesta para amplificar la primera señal a una segunda señal que tiene un nivel de potencia adecuado para el tratamiento, en el que la unidad de amplificación es capaz de amplificar una señal que tenga cualquier frecuencia en el intervalo de frecuencias a un nivel de potencia de 10 W o más. En otras palabras, la unidad de amplificación es accionable en un intervalo de frecuencias generadas por el generador de señales. El intervalo de frecuencias puede corresponder a las transportadas por una guía de ondas convencional. Como alternativa, para conseguir un mayor ancho de banda sin incrementar sustancialmente el riesgo de modulación, la señal generada por la fuente puede ser transportada a la unidad de amplificación y a continuación la antena por un cable coaxial. El cable coaxial puede mostrar bajas pérdidas dentro de intervalos de frecuencias relativos anchos. Por ejemplo, el intervalo de frecuencias puede ser de 100 MHz a 18 GHz. Siempre que el diámetro externo del cable coaxial no sea comparable a o mayor que una mitad de la longitud de onda a la frecuencia de microondas más elevada que puede ser de interés, entonces una onda electromagnética transversal (TEM) se propagará. También pueden considerarse estructuras de guía de ondas no convencionales, por ejemplo, las estructuras de guía de ondas de cresta se prefieren, dado que se sabe que permiten que la energía de microondas se propague por una banda de frecuencias mucho más ancha de lo que es posible usando estructuras de guía de ondas rectangulares o cilíndricas convencionales. En este caso, la unidad de amplificación puede incluir un tubo de onda progresiva (TWT). En una realización, la unidad de amplificación puede ser capaz de amplificar una señal que tiene cualquier frecuencia en el intervalo de frecuencias hasta un nivel de potencia de 100 W o más.

Tal como se ha mencionado anteriormente, la frecuencia puede ser ajustable dependiendo de una condición particular (por ejemplo carga de tejido o pico de absorción) en el filo de la antena. El aparato puede detectar esa condición. Por ejemplo, el aparato puede incluir un acoplador de radiación reflejada y un detector dispuestos para recibir señales reflejadas de vuelta desde la antena, en el que el detector está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada, con lo que la frecuencia ajustable de la fuente es controlable basándose en la magnitud y fase detectadas.

En una realización, la fuente puede estar dispuesta para barrer la frecuencia de salida de una señal de radiación de microondas directa a través de un intervalo de frecuencias, con lo que una frecuencia adecuada para el tratamiento es seleccionable entre el intervalo de frecuencias basándose en la magnitud y fase detectadas de señales reflejadas correspondientes a la señal directa barrida. Con esta disposición, puede encontrarse la frecuencia de tratamiento más adecuada para una configuración de antena particular en un tipo de tejido particular. Por ejemplo, una cierta forma de antena puede irradiar de forma más eficaz a ciertas frecuencias específicas ('puntos óptimos'). Los puntos óptimos pueden encontrarse barriendo la frecuencia de la señal directa y monitorizando la señal reflejada recibida de vuelta desde la antena para las frecuencias barridas. Una señal reflejada pequeña puede indicar un punto óptimo, es

decir una frecuencia en la que la potencia es suministrada de forma eficiente al interior del tejido. Un detección de señales nulas o mínimas puede implementarse en el hardware usando componentes de circuito analógicos discretos, tales como amplificadores y comparadores operativos, o puede implementarse una solución de software con lo que la señal analógica es digitalizada usando un convertidor de analógico a digital y la versión digital se procesa usando un microprocesador o una unidad DSP (procesador de señales digitales).

Las características de los primer y tercer aspectos pueden combinarse. Por lo tanto, la antena puede ser selectivamente conectable a la fuente mediante un primer canal para transportar la señal de microondas a un primer nivel de potencia para tratamiento y un segundo canal para transportar la señal de microondas a un segundo nivel de potencia para medición, y en la que la antena está conectada al detector mediante una unidad de transferencia de señales que está dispuesta para encaminar señales reflejadas desde la antena a lo largo del segundo canal directamente al detector. La frecuencia puede ser barrida sobre el segundo canal para minimizar el riesgo de daños al tejido y/o al instrumento. Cuando la frecuencia deseada es determinada, el aparato puede conmutarse al primer canal. El primer nivel de potencia puede ser dos o más órdenes de magnitud mayor que el segundo nivel de potencia.

La estructura de la propia antena puede incluir cualquiera de las características descritas anteriormente en relación con los primer o segundo aspectos de la divulgación. La modelización de simulación de campo puede llevarse a cabo en diferentes formas de antena para investigar y determinar valores teóricos para la frecuencia emitida preferida. La antena puede estar configurada, por lo tanto, para emitir de forma eficiente dentro del intervalo de frecuencias de la fuente. La fuente ajustable proporciona la ventaja adicional de 'reglar finamente' la frecuencia para ajustar para cualesquiera diferencias entre el mejor valor de frecuencia teórico para una antena particular y el mejor valor de frecuencia en la práctica.

#### Refuerzo del nivel de potencia

En un cuarto aspecto, la divulgación puede permitir que un nivel de tratamiento de potencia de microondas suministrada mediante el elemento cortante sea reforzado manualmente. Una ventaja de esto es permitir que el sistema se ocupe eficazmente de grandes vasos sanguíneos. En una disposición, el sistema descrito en la solicitud de patente del RU N° 0620060.4 puede modificarse para permitir a un usuario del aparato (por ejemplo cirujano) accionar un conmutador (por ejemplo conmutador de pedal o pulsador) para proporcionar un refuerzo de potencia en el interior del tejido. Niveles de potencia más elevados a la misma frecuencia pueden requerirse cuando son encontrados grandes vasos sanguíneos. El uso del nivel de potencia más elevado puede reducir el tiempo que requiere sellar grandes vasos sanguíneos abiertos.

De acuerdo con el cuarto aspecto de la divulgación, puede proporcionarse un aparato de corte quirúrgico que tiene: una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar radiación de microondas; un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, y una antena conectada a la fuente y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme en el filo del elemento cortante; y una unidad de amplificación entre la fuente y la antena para amplificar la señal de radiación de microondas generada por la fuente, en el que la unidad de amplificación es conmutable manualmente entre una primera configuración para amplificar la señal a un primer nivel de potencia y una segunda configuración para amplificar la señal a un segundo nivel de potencia que es más elevado que el primer nivel de potencia.

Los niveles de potencia de tratamiento típicos (es decir el primer nivel de potencia) pueden estar en el intervalo de 10 a 120 W. El nivel de potencia reforzado (es decir el segundo nivel de potencia) puede incrementar el primer nivel en de 20 a 50 W o más. Por ejemplo, el nivel de potencia reforzado puede ser de más de 120 W, por ejemplo en el intervalo de 120 a 300 W o más. La cantidad de refuerzo disponible puede estar limitada por la capacidad de manejo de potencia máxima de los componentes usados en el sistema, por ejemplo, los circuladores de protección de potencia reflejada y disipadores de potencia asociados, y el material usado para implementar la hoja radiante. En particular, es deseable evitar someter a un estrés excesivo el material de la hoja permitiendo que la potencia sea demasiado alta durante un periodo de tiempo demasiado largo. La potencia  $P$  disipada en el material por unidad de volumen viene dada por:  $P = 2\pi\epsilon_0\epsilon''E_{rms}^2$ , donde  $\epsilon''$  es el factor de pérdida y  $E_{rms}^2$  es la intensidad del campo eléctrico.

Un conmutador accionable manualmente para proporcionar el refuerzo de potencia puede proporcionarse, además de un conmutador para activar el funcionamiento normal del aparato. Por ejemplo, los conmutadores pueden estar marcados adecuadamente por ejemplo conmutadores de pedal de diferentes colores. El uso de dos conmutadores de pedal ya es conocido para procedimientos electroquirúrgicos existentes (radiofrecuencia) que implican operaciones de corte y coagulación, por ejemplo para producir una forma de onda de alta tensión y una elevada corriente respectivamente, de modo que el aparato es compatible con técnicas quirúrgicas existentes.

La unidad de amplificación puede incluir un amplificador y una unidad de alimentación dispuesta para recibir la señal de radiación de microondas procedente de la fuente y para generar una señal excitadora para excitar al amplificador, en la que la unidad de alimentación está dispuesta para generar una señal excitadora en la segunda configuración

que tiene un nivel de potencia más elevado que una señal excitadora en la primera configuración. Por lo tanto, el refuerzo de potencia puede implementarse incrementando el nivel de potencia introducido en un amplificador. La unidad de alimentación puede estar dispuesta para excitar al amplificador a saturación en la segunda configuración. Como alternativa, la unidad de alimentación puede estar dispuesta para excitar al amplificador para producir una potencia predeterminada máxima en un punto de conexión de salida del mismo en la segunda configuración. Por ejemplo, puede ser deseable establecer un límite superior a la cantidad de potencia producida por el aparato para evitar daño tisular innecesario. Esto puede conseguirse controlando la señal excitadora proporcionada al amplificador. Como alternativa, la potencia puede elevarse desde el nivel usado para funcionamiento normal hasta un nivel de potencia máxima (saturada) que puede ser suministrado por la disposición de amplificador particular usada en el sistema.

La unidad de alimentación puede incluir un primer recorrido de señal para transportar la señal de radiación de microondas entre la fuente, y el amplificador en la primera configuración y un segundo recorrido de señal para transportar la señal de radiación de microondas, entre la fuente y el amplificador en la segunda configuración, siendo los primer y segundo recorridos de señal seleccionables manualmente para conmutar la unidad de amplificación entre las primera y segunda configuraciones. Recorridos de señal diferentes pueden ser ventajosos en que componentes en la alineación de circuitos en un recorrido de señal de tratamiento 'normal' (en el primer nivel de potencia) pueden evitarse en un recorrido de señal de tratamiento reforzado para permitir que el nivel de potencia más elevado sea transmitido de forma eficiente, es decir para reducir o minimizar pérdidas en el recorrido de señal entre la fuente y la antena.

La fuente puede estar conectada a la unidad de alimentación mediante un conmutador de entrada que es accionable para dirigir la señal de radiación de microondas al primer o segundo recorrido de señal. Como alternativa o adicionalmente, la unidad de alimentación está conectada al amplificador mediante un conmutador de salida que es accionable para dirigir una señal excitadora desde el primer o el segundo recorrido de señal al amplificador.

Un accionador puede estar dispuesto para accionar simultáneamente los conmutadores de entrada y de salida para seleccionar el primer o segundo recorrido de señal. El accionador puede ser un conmutador de pedal, tal como se ha mencionado anteriormente.

El segundo recorrido de señal puede incluir un amplificador de refuerzo por ejemplo un preamplificador para incrementar el nivel de potencia de la señal excitadora en la segunda configuración.

El aparato puede incluir un detector de radiación reflejada dispuesto para recibir señales reflejadas de vuelta desde la antena y un ajustador de impedancia sobre el primer recorrido de señal, en el que el detector está dispuesto para detectar la magnitud y la fase de la señal reflejada y el ajustador de impedancia tiene una impedancia compleja ajustable que es controlable basándose en la magnitud y fase detectadas de las señales medidas. Usando esta disposición, puede ser posible implementar un sistema de control automático capaz de detectar perfusión elevada durante una operación de resección 'normal' (al primer nivel de potencia), con lo que el aparato puede conmutar automáticamente al segundo nivel de potencia. La condición que puede usarse para indicar que se ha producido una gran hemorragia incontrolable, puede indicarse mediante un nivel de tensión constante detectado por la señal de medición de potencia reflejada, donde el nivel de tensión constante es representativo de una condición bien concordante, es decir un bajo nivel de señal procedente del monitor/detector de potencia reflejada, durante un periodo de tiempo o intervalo de tiempo más prolongado que la media. Éste puede ser un medio eficaz de establecer esta condición debido a que, en funcionamiento normal, debe esperarse que habrá un cambio regular de señal reflejada debido al cambio continuo de impedancia a medida que la condición rica en sangre se cambia a la condición coagulada a medida que la hoja se mueve a lo largo o a través del tejido. Los niveles de tensión y los intervalos de tiempo para diferentes condiciones pueden descubrirse mediante experimentación y ensayos clínicos, y los sistemas pueden estar dispuestos para permitir que se establezcan diversos intervalos de tiempo y niveles.

El segundo recorrido de señal puede evitar el ajustador de impedancia (es decir la unidad de control de potencia en funcionamiento 'normal'). Cuando funciona en el segundo recorrido de señal, el aparato puede estar, por lo tanto, dispuesto para sobreexcitar el amplificador (o excitarlo a saturación). El segundo recorrido de señal puede utilizarse durante un corto periodo de tiempo, por ejemplo 5-10 segundos o menos, para permitir que la elevada perfusión (por ejemplo debido a un gran vaso sanguíneo abierto) sea tratada.

El cuarto aspecto puede combinarse con el primer aspecto. En tal caso, hay efectivamente tres niveles de potencia: un nivel de baja potencia para medición, y dos niveles de alta potencia para tratamiento normal y tratamiento reforzado, respectivamente. Por lo tanto, la antena puede ser selectivamente conectable a la fuente mediante un primer canal que incluye la unidad de amplificación para proporcionar una señal de microondas en el primer o segundo nivel de potencia para tratamiento y un segundo canal que evita la unidad de amplificación para transportar una señal de microondas a un nivel de baja potencia para medición, en el que la antena está conectada al detector mediante una unidad de transferencia de señales que está dispuesta para encaminar señales reflejadas desde la antena a lo largo del segundo canal directamente al detector.

Tal como se ha desvelado anteriormente, la unidad de transferencia de señales puede incluir un circulador conectado entre la fuente, la antena y el detector en el segundo canal, estando el circulador dispuesto para dirigir una señal directa desde la fuente a la antena y una señal reflejada desde la antena al detector.

- 5 El aparato puede incluir un conmutador dispuesto para permitir la selección del primer o segundo canal. El conmutador de canales puede ser independiente de un conmutador dispuesto para permitir la selección del primer o segundo nivel de potencia.

10 El cuarto aspecto también puede combinarse con cualesquiera otras características de los primer, segundo o tercer aspectos mencionados anteriormente. En particular, cuando se combina con la segunda realización, la disposición de refuerzo puede proporcionarse para tanto la primera como la segunda frecuencias. La segunda frecuencia (inferior) ya está seleccionada para ocuparse de vasos sanguíneos grandes. Proporcionar la capacidad de refuerzo puede proporcionar un respaldo para abordar condiciones extremas, por ejemplo hemorragias muy grandes.

#### 15 Monitor de eventos

En un quinto aspecto, la divulgación puede proporcionar 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 condición 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 (por ejemplo usando la idea de refuerzo del cuarto aspecto) automáticamente o de forma manual en respuesta a este comportamiento reconocido. En otro ejemplo, esta disposición puede usarse para reducir o prevenir el fenómeno de 'expulsión' de tejido que puede producirse durante el tratamiento. Se cree que la 'expulsión' o 'estallido' de tejido es causada por presión que se acumula donde un instrumento quirúrgico que emite energía (por ejemplo sonda o hoja) se inserta en el tejido. La combinación de presión y energía desde el instrumento puede hacer que pequeños trozos de tejido se extirpen de la zona de tratamiento y, en algunos casos, vuelen sobre un alcance de hasta o por encima de 1 m. Es altamente deseable evitar que la sangre o por ejemplo el tejido hepático (especialmente enfermo) sea expulsado sobre el cirujano u otro personal durante el funcionamiento del presente aparato. Este efecto también puede describirse como un efecto cavitacional.

Este efecto puede causar un problema en un procedimiento de resección si la hoja radiante se mantiene en una posición durante unos pocos segundos o quizás incluso menos. El efecto puede producirse particularmente cuando es necesario abordar (es decir sellar o cauterizar) un sangrador grande (vaso sanguíneo abierto) durante el funcionamiento. Debido a las pequeñas estructuras de hoja y los niveles de potencia localizada elevados que pueden producirse con el aparato descrito en el presente documento, la densidad de potencia a lo largo de la hoja pueden ser muy elevada, especialmente si se proporciona un refuerzo de potencia cuando se encuentra una gran hemorragia desde un gran vaso sanguíneo.

Los inventores han descubierto que el comportamiento de la potencia reflejada puede indicar por adelantado cuándo está a punto de producirse un evento de expulsión. Además, los inventores han descubierto que es posible evitar que se produzca el evento de expulsión si se emprende una acción adecuada en respuesta al comportamiento relevante.

De acuerdo con el quinto aspecto, puede proporcionarse un aparato de corte quirúrgico que tiene: una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar una señal de radiación de microondas; un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, y una antena conectada a la fuente y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme en el filo del elemento cortante; un detector de radiación reflejada conectado entre la fuente y la antena para detectar señales reflejadas de vuelta desde la antena; un monitor de potencia reflejada dispuesto para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada; y un ajustador del nivel de potencia conectado entre la fuente y la antena y dispuesto para ajustar automáticamente un nivel de potencia de la señal de radiación de microondas recibido por la antena si el monitor detecta un evento característico.

El evento característico puede ser cualquier comportamiento detectable en la señal reflejada. Por ejemplo, puede ser cierta tasa de cambio de potencia reflejada o un nivel constante de potencia reflejada durante cierto intervalo o periodo de tiempo. El evento característico puede derivarse del 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. En una realización, esta disposición puede usarse para garantizar que la hoja radiante no pueda causar excesivos daños colaterales al tejido si se mantiene en una posición particular durante un periodo de tiempo que es mayor que el requerido para cortar eficazmente el tejido y coagular la hemorragia. Si la disposición detecta un evento que indica que la hoja se mantiene en un lugar durante demasiado tiempo (por ejemplo se detecta una tensión constante indicativa de una condición bien concordante) entonces la potencia puede reducirse para reducir o prevenir daños colaterales.

- El monitor de potencia reflejada puede estar dispuesto para detectar un pico de tensión rápido en la señal reflejada. Por ejemplo, el monitor puede incluir un diferenciador dispuesto para medir un valor de cambio 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.
- 5 Esta disposición puede usarse para detectar 'expulsión' de tejido, que los inventores han descubierto que es 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 disponerse 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
- 10 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. En una realización, el primer nivel de potencia (de tratamiento) es de 100 W o más y el segundo nivel de potencia es de 10 W o menos.
- 15 El diferenciador (por ejemplo diferenciador detector de pendiente) puede implementarse de manera analógica, 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.
- 20 El umbral puede ser ajustable por ejemplo para permitir que se seleccione una sensibilidad a expulsión de tejido.
- 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
- 25 continúe sin tiempo de inactividad sustancial del instrumento o para garantizar que el tiempo de tratamiento global al paciente no es excesivo. Para uso en ablación de tumores, debe garantizarse que temperaturas críticas dentro del tejido se alcanzan para garantizar que todo el tejido/células cancerosas ha/han sido totalmente destruidas. El periodo de tiempo de recuperación puede ser, por lo tanto, de 100 ms o menos.
- 30 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, entonces su tiempo de ascenso/caída puede seleccionarse para capturar el evento característico. Por ejemplo, el detector puede ser un detector de diodo que tiene un tiempo de ascenso/caída de 1  $\mu$ s o menos para capturar el pico de tensión
- 35 asociado con el evento de expulsión de tejido que puede mostrar un tiempo de ascenso/caída de 10 ms. En una realización, puede usarse un detector basado en diodo de túnel con una respuesta de pulso muy rápida, por ejemplo el número de producto ACTP1505N de Advanced Control Systems.
- El ajustador del nivel de potencia puede comprender un ajustador de impedancia conectado entre la fuente y la
- 40 antena. El ajustador de impedancia también puede usarse en una disposición de concordancia 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 hacer coincidir la impedancia del aparato con la impedancia de la carga (tejido) para permitir una transferencia de potencia
- 45 eficiente. El emparejamiento de impedancia puede ser dinámico, por ejemplo el ajuste puede producirse automáticamente en tiempo real. Cuando un evento característico es detectado por el monitor, la concordancia de impedancia puede ser anulada por la respuesta a ese evento característico.
- El monitor de potencia reflejada también puede estar dispuesto para proporcionar información del usuario por
- 50 ejemplo para guiar al cirujano durante un procedimiento de resección quirúrgica. El quinto aspecto puede expresarse, como alternativa, como un aparato de corte quirúrgico que tiene: una fuente de radiación de microondas dispuesta para generar una señal de radiación de microondas; un instrumento quirúrgico que tiene un elemento cortante con un filo para cortar tejido biológico, y una antena conectada a la fuente y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme en el filo del elemento cortante; un detector de radiación
- 55 reflejada conectado entre la fuente y la antena para detectar señales reflejadas de vuelta desde la antena; y un monitor de potencia reflejada dispuesto para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada; en el que el monitor está dispuesto para emitir una señal audible o visual cuando un evento característico es detectado. La señal audible o visual puede ser representativa del evento detectado. Por lo tanto, cierta señal audible puede proporcionar información al cirujano para garantizarle que mueve la hoja de manera óptima. La señal audible puede ser cualquiera de una gama de sonidos o una voz sintetizada digitalmente. Esta característica puede usarse para reducir o minimizar los daños colaterales causados a tejido sano durante el procedimiento dado que esto podría evitar que el cirujano dejara la hoja en contacto con el tejido durante
- 60 periodos de tiempo más largos de lo necesario.
- 65 El quinto aspecto puede combinarse con cualquier característica o combinación de características de los primer, segundo, tercer o cuartos aspectos descritos anteriormente.

El quinto aspecto descrito anteriormente puede usarse con cualquiera de los instrumentos quirúrgicos desvelados en la solicitud de patente del RU N° 0620060.4. En general, el instrumento quirúrgico comprende un cuerpo, por ejemplo de un material dieléctrico, que está formado en un elemento cortante, por ejemplo que tiene una hoja con un filo para cortar tejido. Pueden usarse diversas formas de hoja, por ejemplo una hoja en forma de 'diente', una hoja en forma de bisturí, una hoja en forma de 'decapante', una hoja en forma de cincel, una hoja de forma semiesférica, una hoja en forma de cuchillo de cocina y una hoja en forma de cuchillo para trincar. En el caso en que se usa una hoja en forma de 'diente', puede ser preferible que el diente asuma la forma de una estructura triangular con un ángulo de 60° en cada una de las esquinas de la base para proporcionar la capacidad de hincarse en el tejido. El instrumento quirúrgico puede ser desechable.

Una antena está formada de una pieza con o fabricada sobre el cuerpo del instrumento quirúrgico. Usando herramientas de modelización de simulación de campo electromagnéticas apropiadas, la configuración de la antena puede estar dispuesta para hacer que el campo emitido por la antena se concentre de una manera sustancialmente uniforme en el filo de la hoja.

Una realización del instrumento quirúrgico es una antena de guía de ondas cargada, que usa un material de zafiro para formar una hoja que actúa como una estructura radiante de campo de microondas y como una herramienta cortante afilada. La forma de la sección de zafiro dentro de la guía de ondas (el transformador de impedancia) y el diseño de la sección del extremo o carcasa de hoja puede diseñarse por ejemplo usando herramientas de simulación de campo electromagnético para proporcionar una buena concordancia de impedancia entre el tejido biológico, la hoja de zafiro y la cavidad de la guía de onda. El material de zafiro puede estar parcialmente metalizado sobre su superficie usando un proceso de electroformación con solamente el extremo de la hoja expuesto. Una alternativa viable a usar zafiro para implementación de la hoja radiante/cortante y el transformador de impedancia es de alúmina. La alúmina es un buen material de ingeniería que se usa regularmente en el desarrollo de componentes de microondas de baja pérdida y tiene propiedades de microondas similares al zafiro. La alúmina está compuesta por una gran fracción de volumen de pequeños cristales de zafiro unidos entre sí con una pequeña cantidad de vidrio. La proporción de zafiro determina la calidad de la alúmina. La tabla 1 puede usarse para comparar las propiedades eléctricas de la alúmina pura al 96 % y al 99,5 % con el zafiro.

Tabla 1: Comparación de propiedades de materiales viables para el transformador y la hoja integrados

| Material            | Constante dieléctrica relativa ( $\epsilon_r$ ) | Tangente de pérdida ( $\tan \delta$ ) |
|---------------------|-------------------------------------------------|---------------------------------------|
| Alúmina 96 % pura   | 9,3996                                          | 0,0004                                |
| Alúmina 99,5 % pura | 9,9                                             | 0,0001                                |
| Zafiro              | 11,5                                            | 0,00003                               |

La sección expuesta es la estructura radiante. El transformador escalonado hecho de material de zafiro (o alúmina) proporciona una concordancia de impedancia entre la impedancia de una sección de guía de ondas descargada, que es una elevada impedancia cercana a la del aire, es decir 377  $\Omega$  (puede observarse que esto es normal para una sección abierta de guía de ondas para dar una pérdida de retorno de -10 dB cuando se expone al aire) y el tejido biológico, que puede ser una baja impedancia, por ejemplo, entre 100  $\Omega$  y 1  $\Omega$ . El tamaño de la guía de ondas depende de la frecuencia de funcionamiento. Por ejemplo, una sección de guía de ondas flexible WG18 (WR62) puede usarse para funcionar en el intervalo de frecuencias de entre 12,4 GHz y 18 GHz. Ésta es una estructura adecuada para usar en una de las frecuencias puntuales de funcionamiento descritas en el presente documento, 14,5 GHz. Otras guías de onda funcionan en diferentes intervalos de frecuencia.

### Breve descripción de los dibujos

Realizaciones de los aspectos perfilados anteriormente se describen en detalle a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de un aparato de corte quirúrgico con un canal de tratamiento y un canal de medición para radiación procedente de una fuente, y es una realización del primer aspecto de la divulgación;

La figura 2 es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de un aparato de corte quirúrgico capaces de suministrar radiación de microondas a dos frecuencias, y es una realización de tanto el primer como el segundo aspectos de la divulgación;

La figura 2A es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de un aparato de corte quirúrgico capaz de suministrar radiación de microondas a dos frecuencias que es otra realización del segundo aspecto de la divulgación;

La figura 3 es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de un aparato de corte quirúrgico en el que la frecuencia de radiación de microondas suministrada por la fuente es variable, y es una realización del tercer aspecto de la divulgación;

La figura 3A es un diagrama esquemático de componentes en un sintetizador de frecuencias;

La figura 4 es una vista lateral de un instrumento quirúrgico que tiene una hoja y dos antenas, y es una

realización del segundo aspecto de la divulgación;

La figura 5 es una vista lateral de sección transversal parcial de otro instrumento quirúrgico que tiene una hoja y dos antenas, y es otra realización del segundo aspecto de la divulgación;

La figura 6 es una vista lateral de otro instrumento quirúrgico más que tiene una chuchilla y dos antenas, y es otra realización del segundo aspecto de la divulgación;

La figura 7 es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de un aparato de corte quirúrgico en el que un nivel de potencia de tratamiento puede reforzarse, y es una realización de los primer y cuarto aspectos de la divulgación;

La figura 8 es un diagrama de sistema esquemático que muestra componentes de aparato de corte quirúrgico en el que se proporciona un diferenciador analógico para detectar un evento característico en la señal de potencia reflejada, y es una realización del quinto aspecto de la divulgación; y

La figura 9 es un gráfico que muestra cómo la potencia suministrada a la antena en el aparato mostrado en la figura 8 es alterada dependiendo de eventos detectados en la señal reflejada.

## Descripción detallada; opciones adicionales y preferencia

### Canales seleccionables

La figura 1 muestra un aparato de corte quirúrgico 100 por ejemplo adecuado para uso en procedimientos de resección quirúrgica (por ejemplo resección de hígado). Muchos de los componentes individuales son similares a los usados en el aparato desvelado en la solicitud de patente del RU 0620060.4. Una diferencia principal es la provisión de un divisor 106 que separa la salida de la fuente 102 en dos canales A, B para transportar radiación de microondas desde una fuente 102 a una antena (no mostrada) en el instrumento quirúrgico 104. Los canales suministran radiación al instrumento quirúrgico a diferentes niveles de potencia. En este aspecto, existe un canal de tratamiento A para suministrar radiación a un nivel de potencia que sellará o cauterizará vasos sanguíneos que son cortados y abiertos por la hoja y una canal de medición (o detección) B para suministrar radiación a un nivel de baja potencia que no afectará sustancialmente al tejido en la hoja pero que puede usarse para obtener información sobre ese tejido.

En detalle, la figura 1 muestra una fuente 102 (por ejemplo una fuente de oscilador tal como un VCO o DRO) que emite una señal de baja potencia (por ejemplo entre 0 dBm y 10 dBm) que tiene una frecuencia estable. La frecuencia puede ser cualquier frecuencia adecuada por encima de 10 GHz. Por ejemplo la frecuencia puede ser de 14,5 GHz, 24 GHz o más.

La salida de la fuente 102 es dividida en dos partes por el divisor de potencia 106, que puede ser un acoplador de -3 dB, un divisor de potencia de 3 dB, o un acoplador direccional. El dispositivo puede estar materializado en una disposición de guía de ondas, microcinta o coaxial. Una parte es dirigida a lo largo del canal de tratamiento A y la otra parte a lo largo del canal de medición B.

En el canal de tratamiento A, la señal excita la salida a la unidad amplificadora de potencia 108, que en esta realización comprende un preamplificador 110 y un amplificador de potencia 112. Los amplificadores 110, 112 pueden ser cualquiera de un tubo de onda progresiva (TWT), un magnetrón, un Klystron, un amplificador semiconductor o similar que es capaz de generar niveles de potencia de entre 1 W y 500 W a frecuencias en el intervalo de entre 10 GHz y 40 GHz. En esta realización, los amplificadores pueden tener una ganancia de 20 o más, por ejemplo 20 y 30 respectivamente. Un módulo de potencia de microondas, que comprende por ejemplo una combinación en serie de un amplificador excitador en estado sólido y mini-TWT, puede usarse en la unidad amplificadora de potencia 108. Puede ser deseable combinar una pluralidad de módulos de potencia de microondas usando un combinador de potencia de guía de ondas o microcinta de baja pérdida para producir el nivel de potencia deseado. La configuración de la unidad amplificadora de potencia 108 es determinada por una señal de control  $C_3$  proporcionada por el microprocesador/unidad DSP 116.

Un atenuador de señales ajustable 114 está ubicado en el canal de tratamiento A entre el divisor 106 y la unidad amplificadora 108. La función del atenuador 114 es reducir la amplitud de la señal procedente del divisor 106 para permitir que la potencia de salida producida por la unidad amplificadora 108 sea controlada. El atenuador 114 es ajustable de acuerdo con una señal de control  $C_1$  procedente de un microprocesador/unidad DSP 116, que se describe a continuación. El atenuador 114 puede ser un atenuador de diodos PIN, y está dispuesto preferentemente para proporcionar un intervalo de atenuación que permite que la unidad amplificadora 108 sea excitada a saturación cuando el nivel de atenuación es un valor mínimo y que la potencia se reduzca suficientemente cuando la atenuación se establece en un valor máximo, es decir puede establecerse un nivel con el que el sistema permite que la cauterización o coagulación se produzcan en dicho tejido no altamente perfundido, o donde el nivel de potencia no hace que la sangre se coagule. En el primer caso, este alto nivel de control permite que se produzca la coagulación sin causar daños colaterales innecesarios, o daños a estructuras tisulares sanas adyacentes al corte.

La salida de la unidad amplificadora de potencia 108 es alimentada en el (primer) punto de conexión de entrada de un circulador de microondas 118 cuya función es proteger a la unidad amplificadora 108 contra niveles elevados de potencia reflejada que está siendo devuelta a la fase de salida de la unidad amplificadora, que puede causar daños

a la unidad amplificadora, o hacer que el amplificador se comporte como un oscilador debido a la discordancia de impedancia observada en la fase de salida. El circulador 118 funciona para permitir el flujo de potencia en una dirección en sentido de las agujas del reloj solamente. La potencia procedente de la salida de la unidad amplificadora 108 es desviada de este modo al segundo punto de conexión del circulador de potencia 118 donde es dirigida hacia el instrumento quirúrgico 104 mediante los acopladores direccionales 120, 122, el conmutador de guía de ondas 124 y el cable de transmisión 126. El tercer punto de conexión del circulador 118 está conectado a un disipador de potencia 128 cuya función es absorber la potencia reflejada de vuelta a lo largo del cable de transmisión 126 que puede entrar en el segundo punto de conexión del circulador de potencia 118. Cualquier potencia reflejada recibida en el segundo punto de conexión es desviada al tercer punto de conexión y al interior del disipador de potencia 128. La impedancia, tal como se ve en el tercer punto de conexión del circulador 118, está dispuesta para ser la misma que tal como se ve en la entrada al disipador 128. Esto garantiza que no hay potencia devuelta al primer punto de conexión del circulador de potencia 118. En la práctica, el tercer punto de conexión del circulador 118 concuerda bien con la impedancia de entrada del disipador y una cantidad despreciable de potencia es transferida o transportada del punto de conexión tres al punto de conexión uno del circulador 118. Es una práctica normal para la impedancia del disipador ser de  $50 \Omega$ .

La potencia de salida del segundo punto de conexión del circulador 118 es alimentada en la entrada al acoplador direccional de potencia directa 120, que está configurado para medir la potencia directa muestreando una parte, es decir el 10 % o el 1 %, de la potencia que va hacia delante. El punto de conexión acoplado del acoplador direccional hacia delante 120 está conectado a un detector 130 que convierte la potencia de microondas muestreada por el acoplador 120 en un nivel de CC o nivel de CC de frecuencia inferior. El detector 130 puede incluir cualquier diodo adecuado, por ejemplo un diodo zener, un diodo Schottky de polarización nula, o un diodo de túnel. Como alternativa, puede emplearse una unidad de detección homo/heterodina en lugar del detector 130. En la última realización, pueden medirse tanto fase como magnitud.

La salida  $V_1$  del detector 130 es alimentada en un convertidor de analógico a digital 132 donde es convertida en una señal digital de modo que pueda ser manipulada o usada por el microprocesador/unidad DSP 116.

La potencia de salida del acoplador direccional de potencia directa 120 es alimentada en el punto de conexión de entrada del acoplador direccional de potencia inversa 122, que está configurado para medir la potencia reflejada muestreando una parte de la potencia devuelta a lo largo del cable 126 debido a una discordancia entre el extremo distal del instrumento quirúrgico 104 y el tejido biológico, es decir el coeficiente de reflexión es mayor que o más negativo que cero, por ejemplo 0,5 o -0,5, pero está dentro de los límites de -1 a +1. El valor real depende de si la impedancia de la carga es mayor o menor que la impedancia característica del conjunto de cable y hoja/transformador. El punto de conexión acoplado del acoplador direccional de potencia inversa 122 está conectado a un detector 134 que convierte la potencia de microondas muestreada por el acoplador direccional hacia atrás 122 en un nivel de CC (o señal de CA de frecuencia inferior). El detector 134 puede ser un detector de diodo que incluye cualquier diodo adecuado, por ejemplo un diodo zener, un diodo Schottky de polarización nula, o un diodo de túnel. Como alternativa, puede emplearse una unidad de detección homo/heterodina en lugar del detector 134. La salida  $V_2$  del detector 134 es alimentada en el convertidor de analógico a digital 132 donde es convertida en una señal digital de modo que pueda ser manipulada o usada por el microprocesador/unidad DSP 116. El valor de la señal detectada se usa para determinar cualquier acción que será (o que necesita ser) emprendida por el sistema, es decir puede ser necesario incrementar la potencia de salida desde el amplificador para compensar cualquier discordancia de impedancia entre la hoja y el tejido.

La potencia de salida del acoplador direccional de potencia inversa 122 está conectada a un primer punto de conexión  $S_A$  de un conmutador de guía de ondas 124. El conmutador de guía de ondas 124 está dispuesto para conectar el canal de tratamiento (de alta potencia) A o el canal de medición (de baja potencia) B al cable 126 que alimenta al instrumento quirúrgico 104. En la figura 1, se selecciona el canal de tratamiento, es decir el primer punto de conexión  $S_A$  está conectado al punto de conexión de salida  $S_C$ . En esta realización, el conmutador de guía de ondas 124 es un conmutador unipolar de dos vías (SP2T), donde el primer punto de conexión  $S_A$  y el segundo punto de conexión  $S_B$  son selectivamente conectables al punto de conexión de salida  $S_C$ . El contacto común (punto de conexión de salida  $S_C$ ) está conectado al cable 126. Pueden usarse otros tipos de conmutador, por ejemplo un conmutador coaxial o un conmutador PIN/varactor de alta potencia.

La configuración del conmutador de guía de ondas 124 (es decir la posición de la sección de guía de ondas móvil dentro del conmutador de guía de ondas 124 para proporcionar el recorrido de conexión  $S_A \rightarrow S_C$  o  $S_B \rightarrow S_C$ ) es determinada por una señal de control  $C_2$  proporcionada por el microprocesador/unidad DSP 116.

En esta realización, el cable de transmisión 126 es un conjunto de guía de ondas flexible/retorcible, pero en su lugar puede usarse un conjunto de cable coaxial de baja pérdida. Es preferible cubrir la guía de ondas flexible/retorcible con una envuelta de caucho, es decir puede usarse un caucho de neopreno.

El instrumento quirúrgico 104 comprende una estructura de hoja que tiene la forma básica de un bisturí, donde dos bordes cortantes en ángulo agudo son maquinados en un extremo de un bloque rectangular de material, por ejemplo alúmina, zafiro o similares. Los lados del bloque rectangular (es decir las superficies laterales y las superficies

superior e inferior) están metalizadas. Sin embargo, las caras que se encuentran en los filos cortantes no están metalizados; la alúmina está expuesta en esta posición para formar una parte radiante.

Las dimensiones para la estructura de hoja pueden obtenerse basándose en información sobre la estructura y la configuración globales (por ejemplo longitud de onda de funcionamiento) del instrumento quirúrgico, por ejemplo realizando simulaciones de campo de microondas.

En el modo de medición o detección de baja potencia, el segundo punto de conexión  $S_B$  del conmutador de guía de ondas 124 está conectado al punto de conexión de salida  $S_C$  para permitir que la señal de medición (de baja potencia) procedente del canal de medición B sea transmitida a la punta radiante distal del instrumento quirúrgico 104.

En el canal de medición B, la señal procedente de la fuente 102 es introducida en un amplificador de bajo ruido, baja potencia 136. En algunas realizaciones el amplificador de baja potencia 136 puede omitirse dado que la señal generada por la fuente 102 y dividida por el divisor 106 tiene una potencia suficientemente alta, de modo que una parte de la señal transmitida que es reflejada en el extremo distal de instrumento quirúrgico 104 tenga una amplitud que es lo suficientemente alta para ser detectable mediante un detector de potencia reflejada 138. El detector de potencia reflejada puede ser un detector de magnitud, por ejemplo un detector de diodo tal como se muestra o cualquier otro detector de magnitud adecuado. Como alternativa, el detector 138 puede ser un receptor homodino o heterodino dispuesto para extraer información tanto de magnitud como de fase de la señal reflejada. En el presente documento, una señal detectable es una señal con una amplitud suficientemente alta para permitir que se realice una medición válida, es decir es posible discernir el componente de señal de los componentes de ruido. El amplificador de baja potencia 136 puede ser un amplificador semiconductor de bajo ruido (por ejemplo un dispositivo GaAs, HEMT, MMIC o similar) capaz de producir un nivel de potencia de salida de hasta 20 dBm y más allá. Si no se requiere reforzar la señal de medición, entonces puede ser preferible que el amplificador de bajo ruido sea omitido del diseño dado que cualquier componente activo adicional en la alineación de circuitos del receptor introducirá un componente de ruido en la señal medida.

La salida de la unidad amplificadora de baja potencia 136 es introducida en el (primer) punto de conexión de entrada de un circulator de microondas 140, cuya función es dirigir la potencia reflejada desde el instrumento quirúrgico 104 directamente al detector de potencia reflejada 138. El circulator 140 funciona para permitir el flujo de potencia en una dirección en el sentido de las agujas del reloj solamente. La potencia procedente de la salida del amplificador de baja potencia 136 es desviada por lo tanto al segundo punto de conexión del circulator 140 donde es dirigida hacia el instrumento quirúrgico 104 mediante el conmutador de guía de ondas 124 y el cable de transmisión 126. El tercer punto de conexión del circulator 140 está conectado al detector de potencia reflejada 138. Cualquier potencia reflejada recibida en el segundo punto de conexión es desviada al tercer punto de conexión y es, por lo tanto, recibida por el detector 138. Dado que sustancialmente toda la propia señal reflejada es proporcionada al detector 138 (es decir no está acoplada), puede usarse una señal de entrada de potencia inferior, lo cual puede reducir o minimizar el riesgo de que la radiación cause daños al tejido debido a niveles de potencia mayores de lo necesario emanando del instrumento quirúrgico 104.

La señal emitida desde el tercer punto de conexión del circulator 140 está en función del grado de discordancia de impedancia entre la hoja radiante del instrumento quirúrgico 104 y el tejido biológico o el aire.

En una realización alternativa (no mostrada) la señal en el primer punto de conexión del circulator 140 es muestreada para comparar la diferencia entre la señal reflejada y la señal incidente. Otra característica opcional es un circuito de cancelación de portadora o señal directa (también no mostrado) que puede implementarse entre los primer y tercer puntos de conexión del circulator 140 para retirar cualquier señal irruptiva que se produce entre esos puntos de conexión.

La señal reflejada medida usando el detector de potencia reflejada 138 es alimentada en el convertidor de analógico a digital 132, donde el nivel de tensión analógico es digitalizado y procesado usando el microprocesador/unidad DSP 116. Por lo tanto, pueden realizarse ajustes del nivel de potencia en el canal de tratamiento A (por ejemplo mediante las señales de control  $C_1$  y  $C_3$ ) basándose en la señal de medición detectada transmitida a lo largo del canal de medición B antes de que cualquier radiación de alta potencia sea suministrada por el dispositivo. Esto puede proporcionar un control seguro del campo de radiación emitido.

El suministro de potencia de microondas al interior del tejido es activado de forma manual usando el conmutador de pedal 142, que puede ser un único pedal. El conmutador de pedal 142 está conectado al microprocesador/unidad DSP 116 mediante el circuito de aislamiento 144, cuya función es crear aislamiento de CC (o aislamiento galvánico) entre el conmutador de pedal 142 que está unido al usuario/cirujano y el aparato 100 para romper eficazmente cualquier recorrido de CC que existiría en caso contrario y formaría parte del circuito. El circuito de aislamiento 144 también puede acondicionar la señal, de modo que sea adecuada para procesamiento por el microprocesador/unidad DSP 116, es decir una presión sobre el conmutador de pedal puede convertirse en un pulso de tensión de amplitud +5 V.

El microprocesador/unidad DSP 116 controla el funcionamiento del sistema enviando señales de control adecuadas  $C_1$ ,  $C_2$  y  $C_3$  a diversos componentes tal como se ha descrito anteriormente. Una interfaz del usuario 146 comunica con el microprocesador/unidad DSP 116 para permitir a un usuario introducir instrucciones, por ejemplo demanda del nivel de potencia, duración, suministro de energía, etc., y proporcionar una visualización del estado del funcionamiento del sistema o instrumento.

En otra realización alternativa, el aparato 100 puede estar adaptado para proporcionar concordancia de impedancia dinámica tal como se describe en el documento WO 2004/047659. Por lo tanto, otro par de acopladores de potencia y un filtro de reglaje también puede estar provisto en el canal de tratamiento A, con lo que la impedancia del filtro de reglaje es ajustable, por ejemplo mediante señales enviadas desde el microprocesador/unidad DSP 116 basadas en señales procedentes de los acopladores para coincidir con la del tejido en el extremo distal del instrumento quirúrgico 104. El filtro de reglaje puede ser una rama de sintonización que comprende una pluralidad de varillas o postes de reglaje, o puede comprender una disposición de diodos varactores donde la reactancia se cambia mediante el ajuste de la tensión a través de los diodos.

#### Frecuencias seleccionables, aparato

La figura 2 muestra el aparato 200 que tiene dos fuentes de microondas 102, 202, cada una de las cuales está conectada a un instrumento quirúrgico 104 mediante una disposición de dos canales (tratamiento de alta potencia y medición de baja potencia) que corresponde al aparato 100 mostrado en la figura 1. A los componentes en la alineación de circuitos desde la primera fuente 102 se les da el mismo número de referencia que a los componentes en la figura 1 que proporcionan la misma función. A los componentes en la alineación de circuitos desde la segunda fuente 202 se les dan números de referencia similares, excepto que empiezan por un 2, por ejemplo el divisor 206 realiza una función similar al divisor 106.

Las fuentes 102, 202 en el aparato 200 mostrado en la figura 2 generan energía de microondas a diferentes frecuencias. La primera fuente 102 genera energía a una frecuencia mayor que la segunda fuente 202. Por ejemplo, la fuente 102 puede proporcionar una frecuencia de 10 GHz o más, por ejemplo entre 10 GHz y 40 GHz. En este ejemplo se prefieren 14,5 GHz o 24 GHz. La segunda fuente 202 está dispuesta para proporcionar energía que producirá una gran profundidad de penetración en el tejido para permitir que grandes vasos sanguíneos que no pueden ser tratados eficazmente usando la primera frecuencia de microondas (superior) sean coagulados o sellados de una manera eficiente para limitar o impedir la hemorragia. La frecuencia puede ser menor de 5 GHz, por ejemplo entre 100 MHz y 5 GHz. En este ejemplo, se prefieren 2,45 GHz o 925 MHz.

El aparato 200 mostrado en la figura 2 efectivamente consta de dos circuitos de microondas que son idénticos en construcción excepto que usan componentes que funcionan a las diferentes frecuencias que son proporcionadas por sus respectivas fuentes.

Por lo tanto, el primer circuito corresponde a los dos canales A, B descritos con referencia a la figura 1 y no se describe de nuevo. Por claridad, la conexión entre el convertidor de analógico a digital 132 y el microprocesador/unidad DSP 116 está indicada por la señal de control  $C_4$ .

El segundo circuito también tiene un canal de tratamiento C y un canal de medición D, y está dispuesto de forma similar al aparato mostrado en la figura 1. Comprende una fuente de frecuencia 202, un divisor de potencia 206, un atenuador variable 214 (controlado por señal de control  $C_5$  procedente del microprocesador/unidad DSP 116), una unidad amplificadora de potencia 208 (que incluye el preamplificador 210 y el amplificador de potencia 212) controlado por la señal de control  $C_6$  procedente del microprocesador/unidad DSP 116, un circulador 218, un disipador de potencia de 50  $\Omega$  228, acoplador de potencia directa 220, acoplador de potencia reflejada 222, detector de potencia directa 230 (que suministra salida  $V_3$  al convertidor de analógico a digital 232), un detector de potencia reflejada 234 (que suministra salida  $V_4$  al convertidor de analógico a digital 232), un conmutador de guía de ondas 224 controlado por la señal de control  $C_7$  procedente del microprocesador/unidad DSP 116, un amplificador de baja potencia 236, un circulador de baja potencia 240, un detector 238 y un conjunto de cable 226.

En ambos circuitos, las señales procedentes de los detectores 130, 134, 138, 230, 234, 238 son alimentadas a respectivos convertidores de analógico a digital 132, 232 y establecen una interfaz con un microprocesador/unidad DSP común 116 (indicada por las señales de control  $C_4$  y  $C_8$  respectivamente). El aparato 200 también puede usar un convertidor de analógico a digital común (por ejemplo único) para los dos circuitos, o los convertidores de analógico a digital 132, 232 pueden formar parte integrante del microprocesador/unidad DSP 116.

En el aparato mostrado en la figura 2, el canal de tratamiento C puede 'encenderse' automáticamente usando la información proporcionada por los cuatro detectores para suministrar altos niveles de potencia a la segunda frecuencia. Como alternativa, el conmutador de guía de ondas 224 puede ser activado manualmente por el cirujano cuando encuentra una gran hemorragia. En este último caso, el conmutador de pedal 142 puede incluir dos pedales para permitir al cirujano traer (o encender) la energía generada a la segunda frecuencia a petición. Una disposición que comprende dos pedales dispuestos uno al lado del otro y montados dentro de una única caja puede estar provista de, por ejemplo, un pedal azul y un pedal amarillo. Otra realización puede permitir generación de energía a

la segunda frecuencia a través de la activación de un conmutador de pulsador conectado al instrumento quirúrgico. El conmutador puede estar controlado por el cirujano a medida que manipula la hoja dentro del tejido.

La energía desarrollada a la segunda frecuencia puede suministrarse usando un dipolo de media longitud de onda, un dipolo de un cuarto de longitud de onda, un bucle de media longitud de onda o una disposición de antena de microcinta. La figura 2 muestra la energía siendo suministrada usando un cable coaxial 226 que discurre a lo largo del filo inferior del instrumento quirúrgico 104 con el conductor central alimentando una estructura de microcinta 250 que está fabricada sobre una de las superficies (no metalizadas) de la hoja radiante. Las estructuras de la hoja se describen con más detalle a continuación con referencia a las figuras 4, 5 y 6.

Otro aparato se muestra en la figura 2A. A las características en común con la figura 2 se les dan los mismos números de referencia y no se describen de nuevo. En esta realización, se usa un único convertidor de analógico a digital 132 para convertir las señales  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$  y  $V_4$  recibidas desde los primer y segundo circuitos. En esta realización, cada circuito solamente comprende un canal de tratamiento.

La principal diferencia entre las realizaciones mostradas en las figuras 2 y 2A es el uso de un recorrido de señal común 127 y una disposición de filtración en la figura 2A en lugar de los conmutadores de guía de ondas 124, 224 y recorridos de señal diferentes 126, 226 en la figura 2. Por lo tanto, las señales de microondas amplificadas procedentes del primer y segundo circuito se combinan en el combinador de potencia 156 y se transmiten a las respectivas antenas en el instrumento quirúrgico 104 mediante un recorrido de señal común 127, que puede ser un cable coaxial de baja pérdida. Los primer y segundo circuitos tienen un primer filtro de paso de banda 154 y un segundo filtro de paso de banda 156 respectivamente, que están dispuestos para transmitir (o dejar pasar) energía a la frecuencia de su respectivo circuito y bloquear energía a la frecuencia del otro circuito. Por lo tanto, los filtros garantizan que las señales reflejadas medidas en cada circuito son solamente aquellas que tienen la frecuencia deseada de ese circuito.

Los primer y segundo circuitos pueden activarse y desactivarse usando conmutadores sencillos 152, 252 por ejemplo controlados por un conmutador de pedal 142 de la manera descrita anteriormente.

#### Frecuencia de tratamiento variable

La figura 3 muestra un aparato 300 que tiene una alineación de circuitos similar al aparato 100 mostrado en la figura 1, y pueden usarse los mismos componentes para proporcionar las funciones correspondientes. Por lo tanto, el aparato 300 comprende la siguiente alineación de circuitos entre una fuente de frecuencia 302 y un instrumento quirúrgico 304: un atenuador variable 314 (controlado por la señal de control  $C_2$  procedente del microprocesador/unidad DSP 316), una unidad amplificadora de potencia 308 (que incluye un preamplificador 310 y un amplificador de potencia 312) controlado por la señal de control  $C_3$  procedente del microprocesador/unidad DSP 316, un circulador 318, un disipador de potencia de  $50 \Omega$  328, un acoplador de potencia directa 320, un acoplador de potencia reflejada 322, un detector de potencia directa 330 (que suministra una salida al convertidor de analógico a digital 332), un detector de potencia reflejada 334 (que suministra una salida al convertidor de analógico a digital 332), y un conjunto de cable 226. Análogamente a la figura 1, el aparato 300 es controlable mediante un conmutador de pedal 342 conectado al microprocesador/unidad DSP 316 mediante un circuito de aislamiento 344. Una interfaz del usuario 346 permite la manipulación de los ajustes para el aparato 300.

El tercer aspecto de la divulgación es la provisión de un único sistema de generación de potencia de ancho de banda. El sistema comprende una fuente de frecuencia variable 302, que puede ser un oscilador controlado por tensión o un sintetizador de frecuencias que puede contener una pluralidad de osciladores controlados por tensión, cuya frecuencia de salida está controlada basándose en una señal de control  $C_1$  procedente del microprocesador/unidad DSP 316; esta señal puede ser, de hecho una pluralidad de líneas de control digitales, por ejemplo 8 líneas, 16 líneas o 32 líneas. La fuente puede ser capaz de generar cualquier frecuencia estable en el intervalo de interés, por ejemplo de 500 MHz a 24 GHz o más y es deseable ser capaces de usar la fuente para realizar un barrido sobre un intervalo de frecuencias dentro de esta banda, es decir entre 1 GHz y 10 GHz.

En una realización, la fuente incluye un sintetizador de frecuencias. La figura 3A es un diagrama esquemático de componentes en una fuente 302 que es un sintetizador de frecuencias. En este caso la fuente incluye un oscilador de referencia 360, por ejemplo un oscilador cristalino estable, un comparador de fases 362, un filtro de paso bajo 364, un oscilador controlado por tensión (VCO) 366 y un divisor que 'divide por N' programable 368 conectado en una disposición de bucle de fase sincronizada (PLL).

La frecuencia de salida  $f_o$  del VCO 366 está en función de la tensión aplicada, es decir la tensión en su diodo varactor. La salida del comparador de fases 362 es una tensión que es proporcional a la diferencia de fase entre las señales en sus dos entradas; esto controla la frecuencia del VCO 366, de modo que la entrada del comparador de fases procedente del VCO mediante el divisor 368 permanece a una diferencia de fase constante con la entrada de referencia  $f_r$ , es decir de modo que esas frecuencias de entrada son iguales. La frecuencia de salida  $f_o$  se mantiene por lo tanto en  $Nf_r$ . El tamaño de  $N$  puede ser variable por ejemplo basándose en la señal de control  $C_1$ . El sintetizador puede ser capaz, por lo tanto, de emitir una serie de frecuencias discretas a través de un intervalo

correspondiente a diferentes valores de  $N$ . Frecuencias adyacentes en la serie están separadas por  $f_r$ .

Ejemplos de sintetizadores de frecuencia disponibles en el mercado que pueden usarse en esta realización incluyen la gama LMPL-GSP de sintetizadores de frecuencia de fase sincronizada de frecuencia doble de GED. Estos productos pueden producir frecuencias por encima del intervalo de entre 100 MHz y 7 GHz. Para mayores frecuencias, puede usarse la serie VMESG de sintetizadores de ancho de banda amplio de Elcom Technologies. Los dispositivos en esta serie pueden funcionar hasta 20 GHz. Un producto dentro de esta serie proporciona un intervalo de frecuencia de entre 50 MHz y 20 GHz con una resolución de 1 Hz.

La unidad de amplificación de potencia 308 está dispuesta para ser capaz de suministrar potencia de microondas de hasta y por encima de 300 W en un intervalo de frecuencia que está entre 500 MHz y 24 GHz, por ejemplo un intervalo de 8 a 16 GHz. La tabla 2 enumera dispositivos fabricados por Thales Electronic Devices que pueden ser adecuados para este fin:

Tabla 2: Componentes de amplificador para un aparato de banda ancha

| N° de producto                    | Intervalo operativo (GHz) | Potencia de salida saturada (W) | Ganancia saturada (dB) |
|-----------------------------------|---------------------------|---------------------------------|------------------------|
| <i>TWT de CW de alta potencia</i> |                           |                                 |                        |
| TL10055                           | 6 - 18                    | 150                             | 30                     |
| TL10058                           | 7,5 - 18                  | 200                             | 30                     |
| <i>Mini/Micro TWT</i>             |                           |                                 |                        |
| TH4430S                           | 6 - 18                    | 140                             | 30                     |
| TH4430C                           | 6 - 18                    | 160                             | 30                     |

En esta realización, el cable de transmisión 326 es un cable coaxial de baja pérdida. Éste puede conseguir el ancho de banda deseado sin la posibilidad de la aparición de modulación. También pueden usarse guías de ondas, pero generalmente tienen un ancho de banda más limitado que los cables coaxiales. Estructuras de guía de ondas en cresta pueden considerarse como un medio de incrementar el ancho de banda de frecuencia desde el alcanzable usando una guía de ondas rectangular convencional.

Es deseable que el aparato 300 tenga un acoplador de potencia tanto directa como reflejada 320, 322 para permitir al microprocesador/unidad DSP 316 calcular magnitud, fase, o información de fase y magnitud relacionada con la potencia reflejada desde las señales detectadas. Esta información puede usarse para permitir la selección de una frecuencia adecuada para la energía suministrada al tejido, es decir la frecuencia se selecciona basándose en una condición detectada de la carga de tejido, por ejemplo, puede ser deseable buscar una potencia reflejada nula para establecer la frecuencia operativa óptima que debe usarse.

En una realización preferida, la frecuencia variable de la fuente 302 puede escanearse (barrer) a través de un intervalo. Los acopladores de potencia directa y reflejada 320, 322 y sus respectivos detectores 330, 334 pueden registrar la respuesta del tejido a través del intervalo de frecuencia, y pueden permitir al microprocesador/unidad DSP 316 obtener información por ejemplo sobre la pérdida de retorno del aparato 300 a través del intervalo de frecuencia. Basándose en esta información, puede seleccionarse automáticamente una frecuencia operativa de la fuente. Por ejemplo, la frecuencia a la cual se produce un pico de absorción de energía en un tipo de tejido particular (u otro material) puede seleccionarse de esta manera. Esta disposición puede ser ventajosa en que el aparato puede usarse con diversos instrumentos quirúrgicos que pueden responder de forma diferente a diferentes frecuencias. De hecho, si el instrumento quirúrgico es un artículo desechable, este aspecto de la divulgación puede compensar diferencias secundarias entre instrumentos, que se producen como parte del proceso de fabricación, o a través de variaciones de temperatura.

#### Frecuencias seleccionables - instrumento quirúrgico

La invención proporciona un aparato donde energía de microondas que tiene dos frecuencias diferentes puede ser emitida desde el mismo instrumento de corte quirúrgico. Esto puede conseguirse proporcionando dos estructuras radiantes, por ejemplo dos antenas, en el instrumento quirúrgico.

La figura 4 muestra una primera realización de un instrumento quirúrgico 400 con dos estructuras radiantes. El instrumento quirúrgico 400 es un bloque rectangular de material de guía de ondas (es decir dieléctrico) cuyo extremo está formado en una forma de bisturí, con filos afilados en ángulo superior e inferior 402, 404 que se encuentran en una punta 406. El filo en ángulo inferior 404 es más largo que el filo en ángulo superior y forma una hoja principal del instrumento quirúrgico.

El bloque de guía de ondas está acoplado directamente al cable de transmisión del aparato que porta energía de microondas a una primera frecuencia (superior). Se proporciona metalización 408 sobre las superficies del bloque de guía de ondas excepto en una región estrecha 410 adyacente a la hoja principal (es decir alrededor del filo en

ángulo inferior 404). La región no metalizada 410 actúa, por lo tanto, como una antena (por ejemplo hoja radiante) para la energía de microondas a la primera frecuencia.

Un cable coaxial 412 está montado a lo largo de la parte inferior del bloque de guía de ondas. Este cable coaxial 412 es el cable de transmisión del aparato que porta energía de microondas a una segunda frecuencia (inferior). El conductor central 414 del cable coaxial está conectado y alimenta la energía de microondas a una estructura de microcinta 416 que actúa como una antena para la energía de microondas a la segunda frecuencia. En esta realización, la estructura de microcinta 416 está montada sobre una cinta de material dieléctrico 418 provista sobre la capa de metalización 408 hacia el filo en ángulo inferior 404. Por lo tanto, el campo emitido por la estructura de microcinta 416 también emana desde la hoja radiante del instrumento quirúrgico. Sin embargo, dado que tiene una frecuencia inferior, la profundidad de penetración del campo desde la estructura de microcinta 416 es mayor que la de la propia región no metalizada 410.

En esta realización, la capa de metalización 408 que forma parte de la antena de la hoja radiante usada para administrar energía a la primera frecuencia también actúa como el plano de masa para la energía producida a la segunda frecuencia. Por lo tanto, el material dieléctrico 418 descansa entre la capa de metalización 408 (que actúa como un primer conductor o plano de masa de la segunda antena) y una segunda capa de metalización 416 que actúa como un segundo conductor (activo) y proporciona el diseño de microcinta (no mostrado).

El conductor central 414 del cable coaxial está unido al segundo conductor 416 usando un contacto/junta por soldadura u otro medio mecánico conductor de electricidad. La capa de dieléctrico 418 puede ser un material dieléctrico pulverizado que muestra una baja pérdida a la frecuencia de interés, o puede ser una lámina de material dieléctrico unida a la parte metalizada de la estructura de hoja radiante, por ejemplo, puede usarse una lámina de Kapton.

La figura 5 muestra una segunda realización de un instrumento quirúrgico 500 capaz de lanzar energía al interior del tejido a dos frecuencias de microondas diferentes. Análogamente al instrumento mostrado en la figura 4, el instrumento quirúrgico 500 comprende un bloque de guía de ondas 501 cuyo extremo está formado en una forma de bisturí que tiene filos afilados en ángulo superior e inferior 502, 504 que se encuentran en una punta 506. El filo en ángulo inferior 504 es más largo y proporciona la hoja cortante principal del instrumento 500. Una capa de metalización 508 está provista sobre las superficies del bloque de guía de ondas 501 excepto en una región 510 adyacente al filo en ángulo inferior 504.

Análogamente a la figura 4, el bloque de guía de ondas está acoplado directamente al cable de transmisión (guía de ondas) 520 del aparato que porta energía de microondas a la primera frecuencia (superior). La región no metalizada 510 actúa, por lo tanto, como una antena (por ejemplo hoja radiante) para la energía de microondas a la primera frecuencia.

En esta realización, toda la capa de metalización 508 se usa como una segunda antena para irradiar energía a la segunda frecuencia al interior del tejido biológico. La energía a la segunda frecuencia se proporciona mediante un cable coaxial 524, cuyo conductor interno 526 está conectado y alimenta energía a la segunda frecuencia a la capa de metalización 508. Por lo tanto, el instrumento quirúrgico 500 proporciona una estructura de antena de tipo monopolo con toda la parte externa del bloque de guía de ondas 501 actuando como un emisor de radiación o antena. Para permitir al bloque de guía de ondas 501 actuar como emisor de radiación, una capa de aislamiento 522 se inserta entre el cuerpo del cable de transmisión 520 y el bloque de guía de ondas 501 para proporcionar aislamiento eléctrico entre esos componentes a la segunda energía de frecuencia (inferior). La capa de aislamiento 522 puede ser un material dieléctrico tal como un material cerámico. La capa de aislamiento 522 no impide que la radiación a la primera frecuencia sea transmitida desde el cable de transmisión 520 al bloque de guía de ondas 501. El conductor central 526 del cable coaxial penetra en la capa de aislamiento 522.

En realizaciones alternativas, puede ser deseable impedir o limitar que la radiación de un campo de microondas a la segunda frecuencia entre o se propague sobre/en secciones o partes particulares del bloque de guía de ondas 501. Esto puede conseguirse uniendo una capa de material aislante a esas regiones. Por ejemplo, puede usarse un material cerámico o material que absorbe radiación.

La figura 6 muestra una tercera realización de un instrumento quirúrgico 600 capaz de lanzar energía al interior del tejido a dos frecuencias de microondas diferentes. Análogamente al instrumento mostrado en la figura 4, el instrumento quirúrgico 600 comprende un bloque de guía de ondas 601 cuyo extremo está formado en una forma de bisturí que tiene filos afilados en ángulo superior e inferior 602, 604 que se encuentran en una punta 606. El filo en ángulo inferior 604 es más largo y proporciona la hoja cortante principal del instrumento 600. Una capa de metalización 608 está provista sobre las superficies del bloque de guía de ondas 601 excepto en una región 610 adyacente al filo en ángulo inferior 604. Análogamente a la figura 4, el bloque de guía de ondas está acoplado directamente al cable de transmisión (no mostrado) del aparato que porta energía de microondas a la primera frecuencia (superior). La región no metalizada 610 actúa, por lo tanto, como una antena (por ejemplo hoja radiante) para la energía de microondas a la primera frecuencia.

En esta realización, una antena de parche independiente 611 está montada sobre la capa de metalización 608 adyacente a la región no metalizada 610. Por lo tanto, una región de la superficie del bloque de guía de ondas 601 está cubierta con un primer material dieléctrico 612 que está unido a la hoja mediante un medio adecuado (por ejemplo adhesivo o similar), seguido por una primera capa de metalización 614 para actuar como el plano de masa, seguido por una segunda capa de dieléctrico 616 para actuar como el medio a través del cual son propagados los campos, seguido por una segunda capa de metalización 618.

Un cable coaxial 620 está montado a lo largo de la parte inferior del bloque de guía de ondas 601. Este cable coaxial 620 es el cable de transmisión del aparato que porta energía de microondas a una segunda frecuencia (inferior). El conductor central 622 del cable coaxial está conectado y alimenta la energía de microondas a la antena de parche 611 que actúa, por lo tanto, como una antena para la energía de microondas a la segunda frecuencia. El conductor central 622 del cable coaxial 620 está unido a la segunda capa de metalización y el conductor externo 624 del cable coaxial está unido a la primera capa de metalización 614. En esta realización, los campos que emanan de los fillos de la segunda capa de metalización se usan para cauterizar o extirpar la estructura tisular.

#### Refuerzo del nivel de potencia

La figura 7 muestra un aparato de corte quirúrgico 700 que tiene una fuente de microondas 702 que está conectada a un instrumento quirúrgico 704 mediante una disposición de dos canales (tratamiento de alta potencia y medición de baja potencia) que corresponde al aparato 100 mostrado en la figura 1. A los componentes en la alineación de circuitos entre la fuente 702 y el instrumento quirúrgico 704 que realizan la misma función que componentes correspondientes en el aparato 100 se les dan números de referencia similares, excepto que empiezan por un 7, por ejemplo el divisor 706 realiza una función similar al divisor 106.

Por lo tanto, la alineación de circuitos comprende una fuente de frecuencia 702, un divisor de potencia 706, un atenuador variable 714 (controlado por la señal de control  $C_1$  procedente del microprocesador/unidad DSP 716), una unidad amplificadora de potencia 708 (que incluye un preamplificador 710 y un amplificador de potencia 712) controlado por la señal de control  $C_3$  procedente del microprocesador/unidad DSP 716, un circulador 718, un disipador de potencia de 50  $\Omega$  728, un acoplador de potencia directa 720, un acoplador de potencia reflejada 722, un detector de potencia directa 730 (que suministra una salida  $V_1$  al convertidor de analógico a digital 732), un detector de potencia reflejada 734 (que suministra una salida  $V_2$  al convertidor de analógico a digital 732), un conmutador de guía de ondas 724 controlado por la señal de control  $C_2$  procedente del microprocesador/unidad DSP 716, un amplificador de baja potencia 736, un circulador de baja potencia 740, un detector 738 y un conjunto de cable 726. Las funciones de estos elementos se han descrito anteriormente con respecto al primer aspecto y no se repiten en esta sección.

El cuarto aspecto de la divulgación es una adaptación del aparato con lo que la hemorragia perfundida causada por grandes vasos sanguíneos abiertos pueda abordarse excitando fuertemente la unidad de amplificación 708 para producir la máxima potencia a la misma frecuencia que la usada para el funcionamiento normal.

En esta realización, el aparato 700 incluye un recorrido de señal de sobreexcitación que evita el atenuador variable y refuerza la entrada a la unidad de amplificación 708 para excitar la unidad de amplificación 708 a toda potencia. Un par de conmutadores unipolares de dos vías 760, 762 están conectados en el canal de tratamiento A, a ambos lados del atenuador variable 714. Los conmutadores 760, 762 pueden ser conmutadores PIN y están dispuestos para adoptar una primera configuración donde la señal es dirigida a través del atenuador variable 714 (funcionamiento 'normal') o una segunda configuración donde la señal evita el atenuador variable 714 y es dirigida a través de un amplificador de refuerzo 764, que puede ser un amplificador de baja potencia (funcionamiento 'reforzado'). Los conmutadores 760, 762 son accionados mediante señales de control  $C_4$ ,  $C_5$  recibidas del microprocesador/unidad DSP 716.

Por lo tanto, en funcionamiento normal la señal generada por la fuente de frecuencia 702 se conecta a la entrada del atenuador variable 714 conectando el contacto común  $S_x$  del primer conmutador 760 a su primer punto de conexión  $S_y$ , y la señal de salida procedente del atenuador variable 714 se conecta a la unidad de amplificación 708 conectando el contacto común  $S_x'$  del segundo conmutador 762 a su primer punto de conexión  $S_y'$ . Por lo tanto, una versión atenuada de la señal procedente de la fuente 702 se usa para excitar la unidad de amplificación 708. Esto corresponde al funcionamiento del canal de tratamiento A descrito con referencia a la figura 1 anteriormente.

En funcionamiento reforzado o 'sobreexcitado', los conmutadores 760, 762 adoptan su segunda configuración después de la recepción de señales de control correspondientes  $C_4$  y  $C_5$  procedentes del microprocesador/unidad DSP 716. En la segunda configuración, la señal generada por la fuente 702 se conecta a la entrada del amplificador de refuerzo 764 conectando el contacto común  $S_x$  del primer conmutador 760 a su segundo punto de conexión  $S_z$ , y la señal de salida procedente del amplificador de refuerzo 764 se conecta a la unidad de amplificación 708 conectando el contacto común  $S_x'$  del segundo conmutador 762 a su segundo punto de conexión  $S_z'$ . La señal producida por la fuente 702 es reencaminada por lo tanto de modo que es amplificada usando el amplificador de baja potencia 764 y la señal amplificada usada para excitar la unidad de amplificación 708 a saturación o para permitirle producir la máxima potencia en su punto de conexión de salida.

El amplificador de baja potencia 764 puede ser opcional. Por ejemplo, si la amplitud de la señal producida por la fuente 702 es de amplitud suficientemente alta para excitar la unidad de amplificación 708 a saturación sin que se requiera una ganancia adicional, el amplificador de baja potencia 764 puede omitirse de la alineación de circuitos. En este caso, el segundo punto de conexión  $S_z$  del primer conmutador 760 puede estar conectado directamente al segundo punto de conexión  $S_z$  del segundo conmutador 762. El atenuador variable 714 es evitado para eliminar su pérdida de inserción, que puede superar 1 dB incluso cuando su atenuación está ajustada a un valor mínimo.

En una realización alternativa, la fuente de frecuencia 702 produce un nivel de potencia suficientemente alto para permitir que la segunda fase de la unidad de amplificación 708 sea excitada a saturación cuando toda (o una cantidad sustancial) de la atenuación introducida por el atenuador variable 714 es eliminada. Por lo tanto, el refuerzo activado manualmente en esta realización puede conseguirse enviando una señal de control al atenuador variable para reducir instantáneamente la atenuación. En esta realización, es posible omitir los primer y segundo conmutadores 760 y 762 respectivamente, junto con el amplificador de refuerzo 764, de la alineación de circuitos de microondas mostrada en la figura 7.

Análogamente al aparato 100 mostrado en la figura 1, un usuario acciona el aparato 700 usando una disposición de conmutador de pedal 742, que está unida al microprocesador/unidad DSP 716 mediante un circuito de aislamiento 744. En esta realización, la disposición de conmutador de pedal comprende dos pedales 743, 745. El primer pedal 743 está dispuesto para controlar el conmutador de guía de ondas 724, es decir para controlar la conmutación entre el canal de tratamiento A y el canal de medición B. El segundo pedal 745 está dispuesto para permitir al usuario (por ejemplo, cirujano) seleccionar la configuración de los conmutadores 760, 762 en el canal de tratamiento, es decir seleccionar tratamiento normal o excitar el amplificador a toda potencia (tratamiento 'reforzado'). El tratamiento reforzado puede ser deseable cuando el usuario encuentra visualmente una hemorragia grande de la que no se puede ocupar eficazmente usando el nivel de potencia suministrado durante el tratamiento normal.

#### Monitor de eventos

La figura 8 muestra las partes relevantes de un aparato de corte quirúrgico 800 que tiene una fuente de microondas 802 (por ejemplo oscilador) que está conectada a un instrumento quirúrgico 804 mediante una disposición que puede corresponder al aparato 100 mostrado en la figura 1. A los componentes en la alineación de circuitos entre la fuente 802 y el instrumento quirúrgico 804 que realizan la misma función que componentes correspondientes en el aparato 100 se les dan números de referencia similares, excepto que empiezan por un 8, por ejemplo el atenuador variable 814 realiza una función similar al atenuador variable 114.

De acuerdo con el quinto aspecto de la divulgación, el aparato 800 incluye una disposición de monitorización que está dispuesta para comunicar una señal de activación  $C_3$  al microprocesador/unidad DSP 816 si cierto evento es detectado en la señal de potencia reflejada obtenida del acoplador de potencia reflejada 822 y detectada por el detector 834. En esta realización, la disposición de monitorización es una implementación analógica capaz e monitorizar el valor de  $dv/dt$  de la señal reflejada detectada y generar una señal de activación cuando el valor monitorizado supera un umbral establecido.

En detalle, la señal detectada (por ejemplo tensión  $V_r$ ) procedente del detector 834 se proporciona a un diferenciador 850 mediante un amplificador separador 848. El amplificador separador 848 está interpuesto entre la alineación de circuitos del aparato principal y el diferenciador 850 para impedir que el diferenciador 850 presente una carga indeseable al detector 834. El circuito diferenciador incluye un condensador 852 con un valor de capacitancia  $C$  y

una resistencia 854 con resistencia  $R$  dispuesta de modo que la salida del diferenciador 850 sea  $-RC \frac{dV_r}{dt}$ . Esta

salida se proporciona a un comparador 856, que está dispuesto para conmutar su salida (por ejemplo para generar una señal de activación similar a un escalón 860) si el valor de  $-RC \frac{dV_r}{dt}$  (efectivamente el valor de  $dV_r/dt$ , dado

que esa es la única variable) supera un umbral. En esta realización, el comparador 856 compara  $-RC \frac{dV_r}{dt}$  con la

salida de un potenciómetro 858. El potenciómetro 858 permite que el umbral se modifique.

En esta realización, la señal de activación 860 se genera si  $dV_r/dt$  supera cierto valor. Un valor elevado para  $dV_r/dt$  (por ejemplo 5000 V/s) puede indicar que un evento de expulsión (por ejemplo eyección violenta de tejido desde la zona de tratamiento) está a punto de ocurrir. El aparato 800 está dispuesto para reaccionar a la señal de activación 860 para impedir que el evento de expulsión ocurra. Si una señal de activación  $C_3$  es recibida por el microprocesador/unidad DSP 816, una señal de control de respuesta  $C_4$  es enviada inmediatamente al atenuador variable 814, que instantáneamente incrementa la atenuación para reducir el nivel de potencia suministrada al tejido para impedir el evento de expulsión.

Reducir el nivel de potencia para impedir el evento de expulsión impide también que el tratamiento sea tan eficaz. Es deseable, por lo tanto, que la señal de respuesta C<sub>4</sub> accione el atenuador variable para elevar la potencia de vuelta a un nivel de tratamiento normal rápidamente después de que se ha reducido para prevenir el evento de expulsión.

- 5 El microprocesador/unidad DSP 816 también puede estar dispuesto para enviar señales de control C1 y C2 para accionar conmutadores de restauración 862, 864 (por ejemplo conmutadores MOSFET) que restauran el diferenciador después de que se ha detectado un evento. Esto garantiza que la tensión inicial a través del condensador 852 y la resistencia 866 se ajuste a cero al comienzo de un nuevo evento.
- 10 En la realización descrita anteriormente, es necesario que el detector 834 sea sensible a los cambios en la señal reflejada que representan el comportamiento monitorizado. En este caso, puede ser necesario que el detector detecte un rápido cambio en  $dV_r/dt$ . Por lo tanto, si se usa un detector de diodo, su tiempo de ascenso/caída debe ser corto, por ejemplo 1  $\mu$ s o menos. Por ejemplo, puede usarse un detector basado en diodo de túnel con una respuesta de pulso muy rápida, por ejemplo el número de producto ACTP1505N de Advanced Control Systems.
- 15 En uso, el aparato puede suministrar radiación de microondas que tiene una frecuencia de 14,5 GHz o 24 GHz a 100 W durante el tratamiento normal, y el valor umbral para  $dV_r/dt$  al que se genera la señal de activación puede ajustarse a 4000 V/s. por lo tanto, cuando se detecta un valor de  $dV_r/dt$  de 5000 V/s (por ejemplo correspondiente a un ascenso de 5V en 1 ms en la señal de potencia reflejada), el nivel de potencia se reduce instantáneamente a 10 W, a continuación se eleva de vuelta a 100 W durante los siguientes 100 ms. Un tiempo de tratamiento global puede ser ajustado por un usuario antes de que comience el tratamiento. El aparato puede compensar automáticamente el 'tiempo de inactividad' causado al impedir los eventos de expulsión, por ejemplo de modo que un tiempo de tratamiento de 10 s puede requerir, de hecho, hasta 100 s cuando se tienen en cuenta reducciones del nivel de potencia estándar para prevenir la expulsión.
- 20 La figura 9 es una representación gráfica de cómo la potencia suministrada por el aparato puede reaccionar a la señal reflejada detectada usando el aparato del quinto aspecto de la divulgación. El gráfico superior mostrado en la figura 9 es la salida del detector 834. Hay tres picos de tensión abruptos 870 que indican que un evento de expulsión está a punto de ocurrir y un incremento gradual de tensión 872 que indica una discordancia entre la antena y el tejido, que puede ser una indicación de que el tratamiento es eficaz. El diagrama inferior usa la misma escala temporal y muestra la potencia suministrada al tejido. En posiciones correspondientes a cada uno de los picos de tensión 870, hay caídas de potencia instantáneas 874 de 100 W a 10 W seguidas por ascensos relativamente graduales 876. Cuando se produce la discordancia, la potencia suministrada disminuye gradualmente, dado que la discordancia impide que la potencia completa se acople en el tejido.
- 25 El quinto aspecto de la divulgación también puede usarse para detectar otros eventos característicos y, por lo tanto, controlar otros dispositivos en la alineación de circuitos de microondas. Por ejemplo, la disposición de monitorización puede determinar cuándo el amplificador debe ser excitado a saturación o si una segunda fuente de frecuencia debe conectarse a la hoja. En estos casos, la disposición de monitorización puede buscar eventos característicos asociados con grandes vasos sanguíneos abiertos. Esta característica particular puede asumir la forma de un nivel constante de tensión durante un periodo de tiempo (intervalo de tiempo) que es mayor que el tiempo promedio para que el sistema produzca un corte/coagulación a lo largo de una distancia predeterminada en el tejido. El tamaño de cada intervalo de tiempo puede establecerse mediante experimentos.
- 30
- 35
- 40

## REIVINDICACIONES

1. Aparato de corte quirúrgico (100, 200, 300, 700, 800) que tiene:

5 una fuente de radiación de microondas (102, 202, 302, 360, 702, 802) dispuesta para generar una primera señal de radiación de microondas que tiene una primera frecuencia y una segunda señal de radiación de microondas que tiene una segunda frecuencia;  
un instrumento quirúrgico (104, 304, 400, 500, 600, 704, 804) que tiene un elemento cortante que comprende:

10 una hoja con un filo (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tejido biológico, y  
una primera antena (410, 510, 610) conectable a la fuente para recibir la primera señal de radiación de microondas y dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a la primera frecuencia a lo largo del filo de la hoja del elemento cortante, y  
15 una segunda antena (416, 508, 611) conectable a la fuente para recibir la segunda señal de radiación de microondas y dispuesta para emitir desde el instrumento quirúrgico un campo de radiación de microondas a la segunda frecuencia,

en el que la segunda frecuencia es menor que la primera frecuencia, y  
en el que el filo (402, 404, 502, 504, 602, 604) de la hoja del elemento cortante comprende una parte radiante para la primera antena (410, 510, 610), y la segunda antena (416, 508, 611) está montada adyacente al filo de la hoja del elemento cortante, con lo que ambas antenas emiten un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a lo largo del filo de la hoja del elemento cortante.

2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera frecuencia está en el intervalo de 10 a 40 GHz.

25 3. Aparato de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en el que la segunda frecuencia está en el intervalo de 100 MHz a 5 GHz.

30 4. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la fuente (102, 202, 302, 360, 702, 802) incluye un primer generador de señales para producir la primera señal de radiación de microondas y un segundo generador de señales para producir la segunda señal de radiación de microondas, siendo los primer y segundo generadores de señales conectables a las primera (410, 510, 610) y la segunda (416, 508, 611) antenas respectivamente.

35 5. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un conmutador para conectar selectivamente la primera antena y/o la segunda antena a la fuente.

40 6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 4, en el que los primer y segundo generadores de señales son conectables al instrumento quirúrgico (104, 304, 400, 500, 600, 704, 804) mediante un recorrido de señal común, y en el que el instrumento quirúrgico recibe el recorrido de señal común en una disposición de filtración (154, 156) dispuesta para suministrar únicamente energía a la primera frecuencia a la primera antena (410, 510, 610) y solamente energía a la segunda frecuencia a la segunda antena (416, 508, 611).

7. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el aparato comprende además:

45 un detector de radiación reflejada (134, 234, 334, 734, 834) conectado entre la fuente y el instrumento para detectar señales reflejadas de vuelta desde éste;  
un monitor de potencia reflejada (848, 850) dispuesto para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada, en el que un evento característico es una tasa de cambio predeterminada de potencia reflejada o un nivel constante de potencia reflejada detectado durante cierto  
50 intervalo de tiempo o durante un cierto periodo; y  
un ajustador del nivel de potencia (114, 214, 314, 714, 814) conectado entre la fuente y el instrumento y dispuesto para ajustar automáticamente un nivel de potencia de las señales de radiación de microondas si el monitor detecta un evento característico.

55 8. Aparato de acuerdo con la reivindicación 7, en el que el monitor incluye un diferenciador (850) dispuesto para medir un valor de  $dv/dt$  que es un cambio de tensión con el tiempo para las señales reflejadas, y 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.

60 9. Aparato de acuerdo con la reivindicación 7 o la reivindicación 8, en el que el ajustador del nivel de potencia (114, 214, 314, 714, 814) está dispuesto para reducir el nivel de potencia en cuanto el evento característico es detectado, y volver a elevar el nivel de potencia en un periodo de tiempo de recuperación después de la reducción del nivel de potencia.

65

10. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el aparato comprende además:

un detector de radiación reflejada (134, 234, 334, 734, 834) conectado entre la fuente y el instrumento para detectar señales reflejadas de vuelta desde éste; y  
 un monitor de potencia reflejada (848, 850) dispuesto para detectar un evento característico en las señales reflejadas detectadas por el detector de radiación reflejada, en el que un evento característico es una tasa de cambio predeterminada de potencia reflejada o un nivel constante de potencia reflejada detectado durante cierto intervalo de tiempo o durante una cierta duración,  
 en el que el monitor está dispuesto para emitir una señal audible o visual cuando un evento característico es detectado.

11. Un instrumento quirúrgico (400, 500, 600) que tiene:

un elemento cortante con una hoja con un filo (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tejido biológico;  
 una primera antena (410, 510, 610) dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a una primera frecuencia en el filo de la hoja del elemento cortante; y  
 una segunda antena (416, 508, 611) dispuesta para emitir un campo de radiación de microondas a una segunda frecuencia desde el elemento cortante, siendo la segunda frecuencia menor que la primera frecuencia,  
 en el que el filo (402, 404, 502, 504, 602, 604) de la hoja del elemento cortante comprende una parte radiante para la primera antena (410, 510, 610), y la segunda antena (416, 508, 611) está montada adyacente al filo de la hoja del elemento cortante, con lo que ambas antenas emiten un campo de radiación de microondas sustancialmente uniforme a lo largo del filo de la hoja del elemento cortante.

12. Un instrumento quirúrgico (400, 500, 600) de acuerdo con la reivindicación 11, en el que el elemento cortante comprende un cuerpo de cerámica que tiene una parte de acoplamiento para unión a una guía de ondas y una parte de hoja que incluye el filo de la hoja (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tejido biológico, en el que la parte radiante constituye una pieza con la parte de hoja y la parte de acoplamiento incluye un transformador de impedancia.

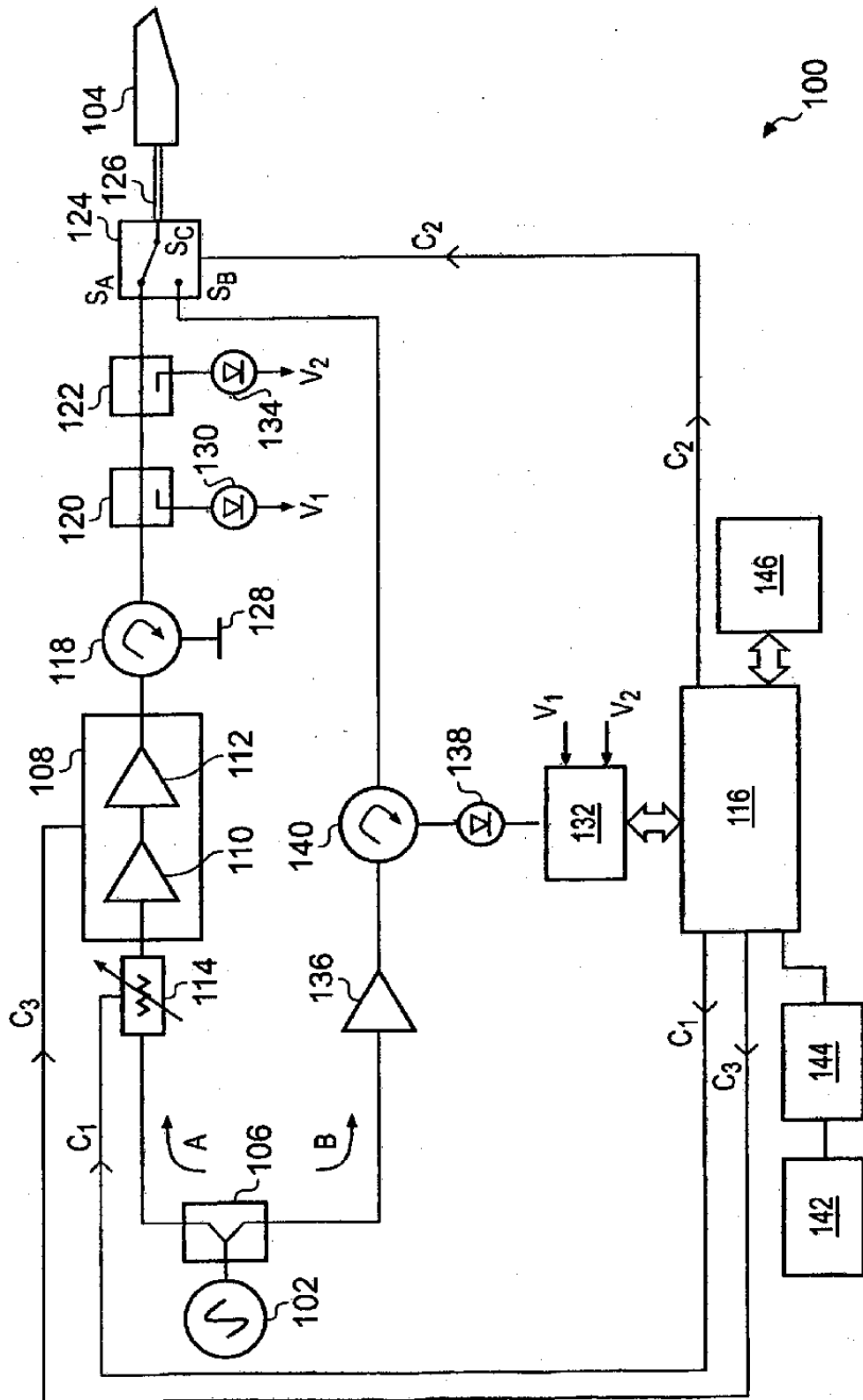


FIG. 1

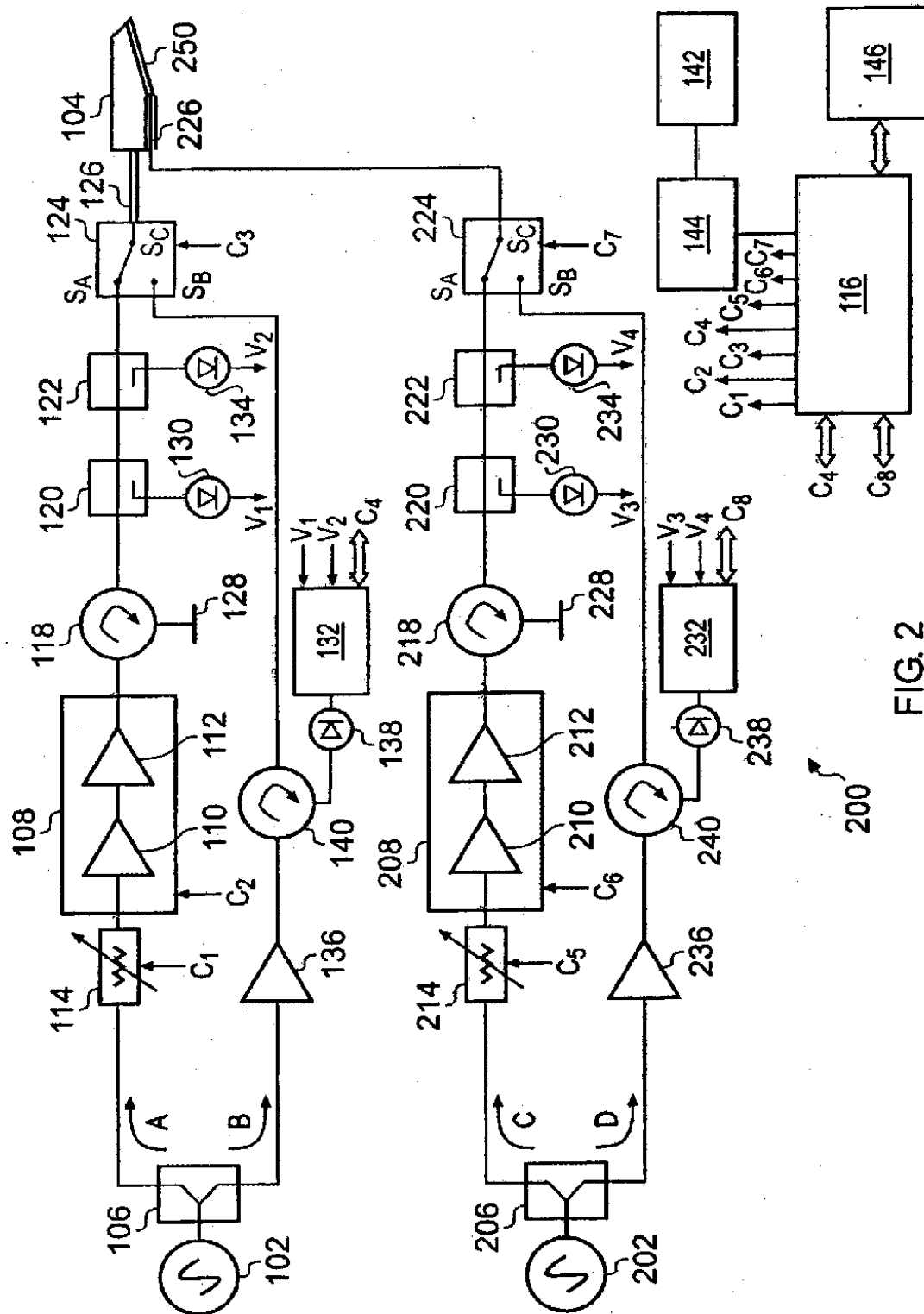
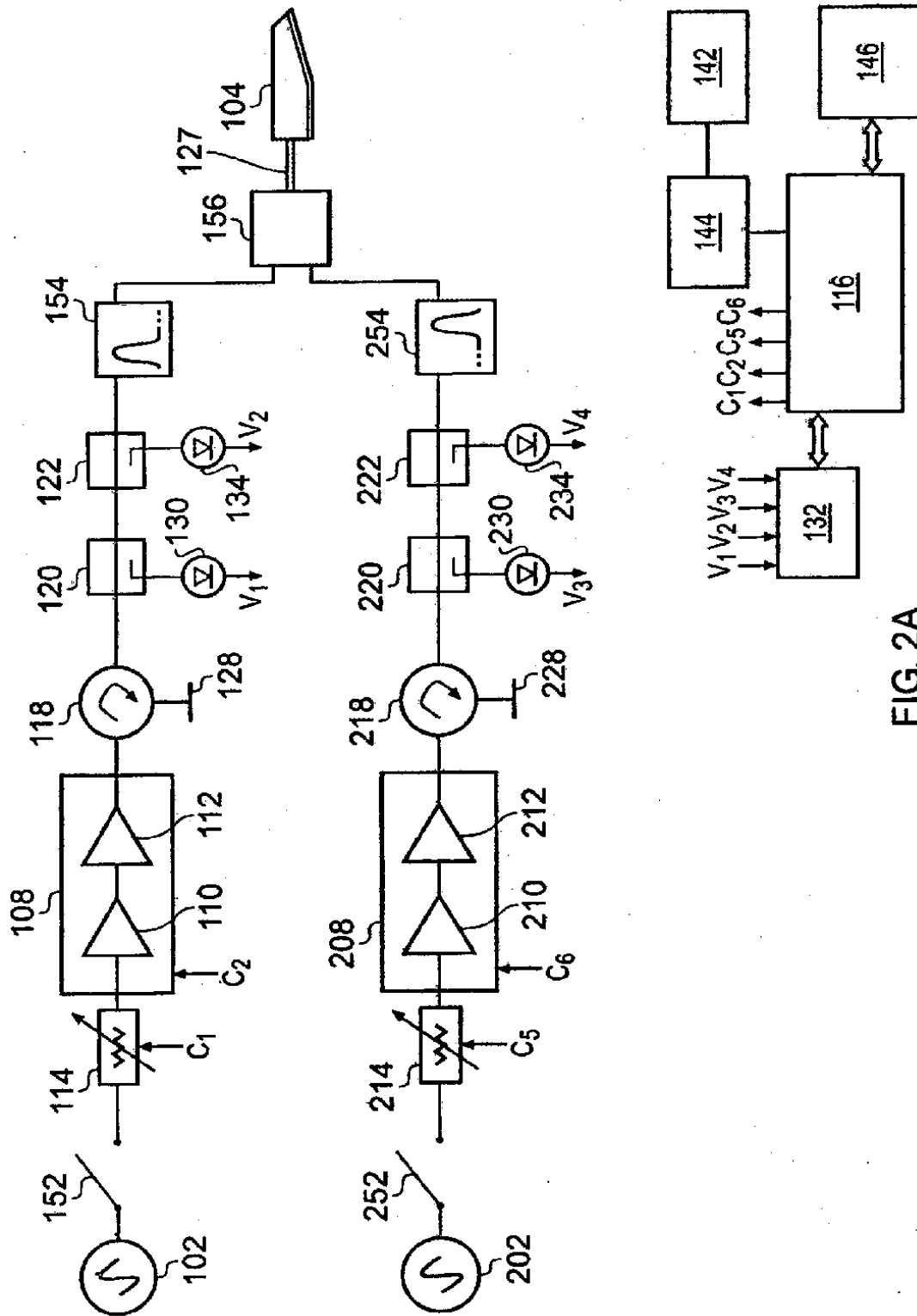


FIG. 2



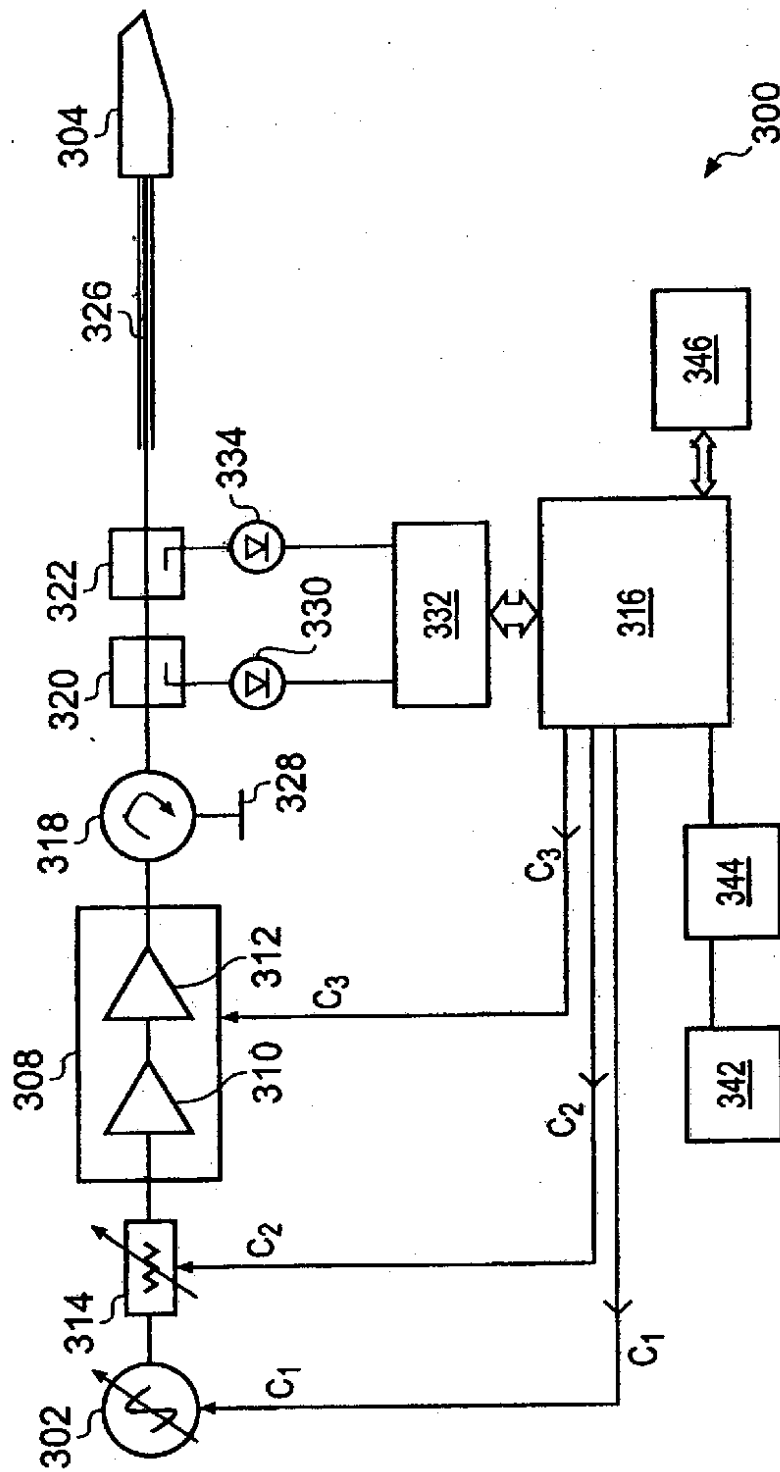


FIG. 3

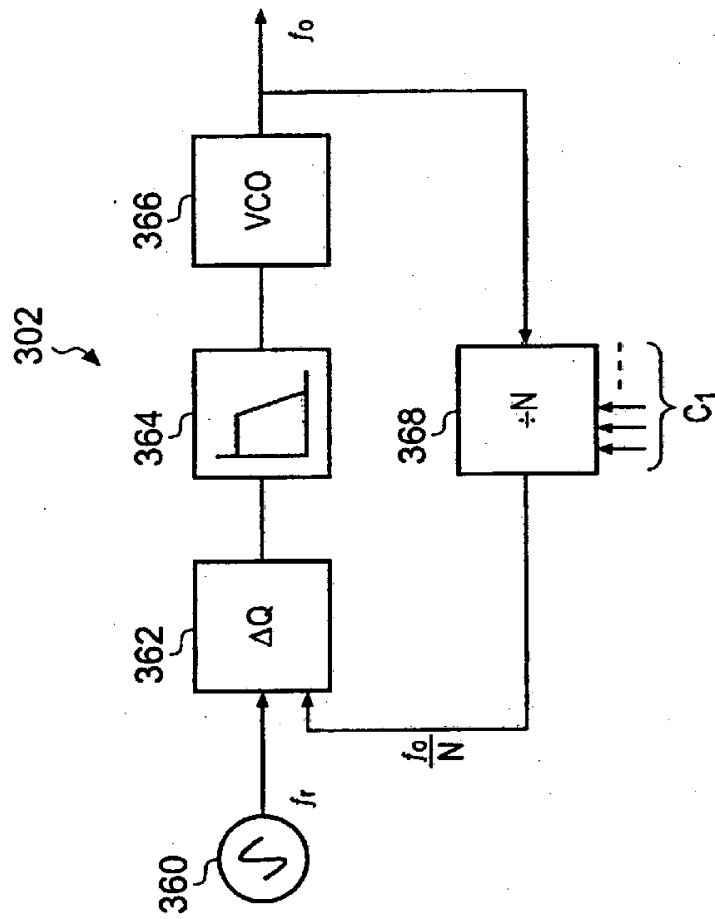


FIG. 3A

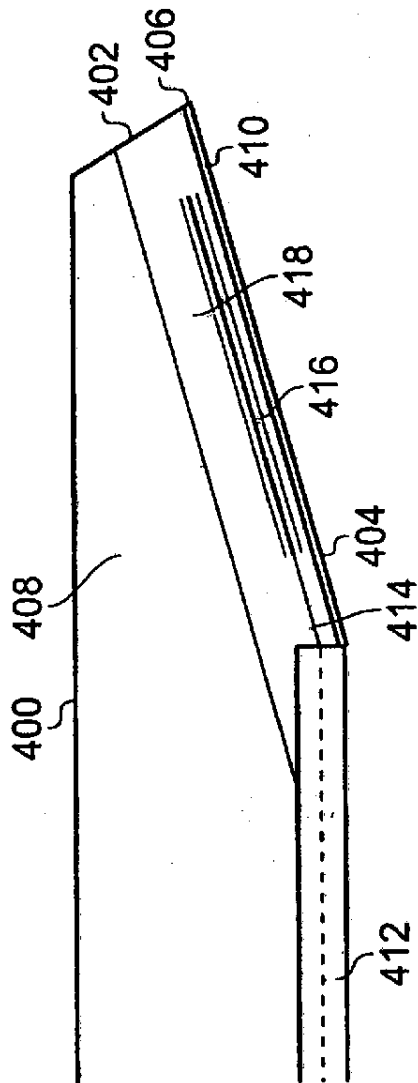


FIG. 4

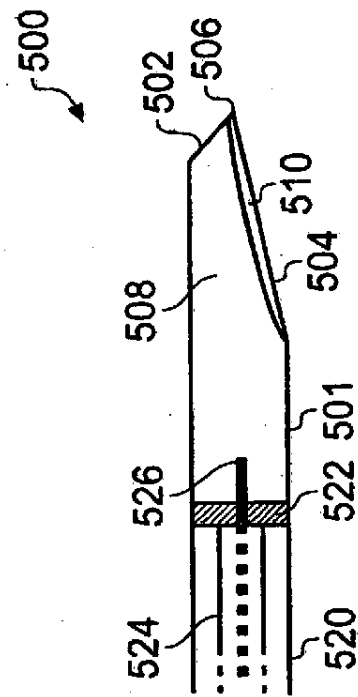


FIG. 5

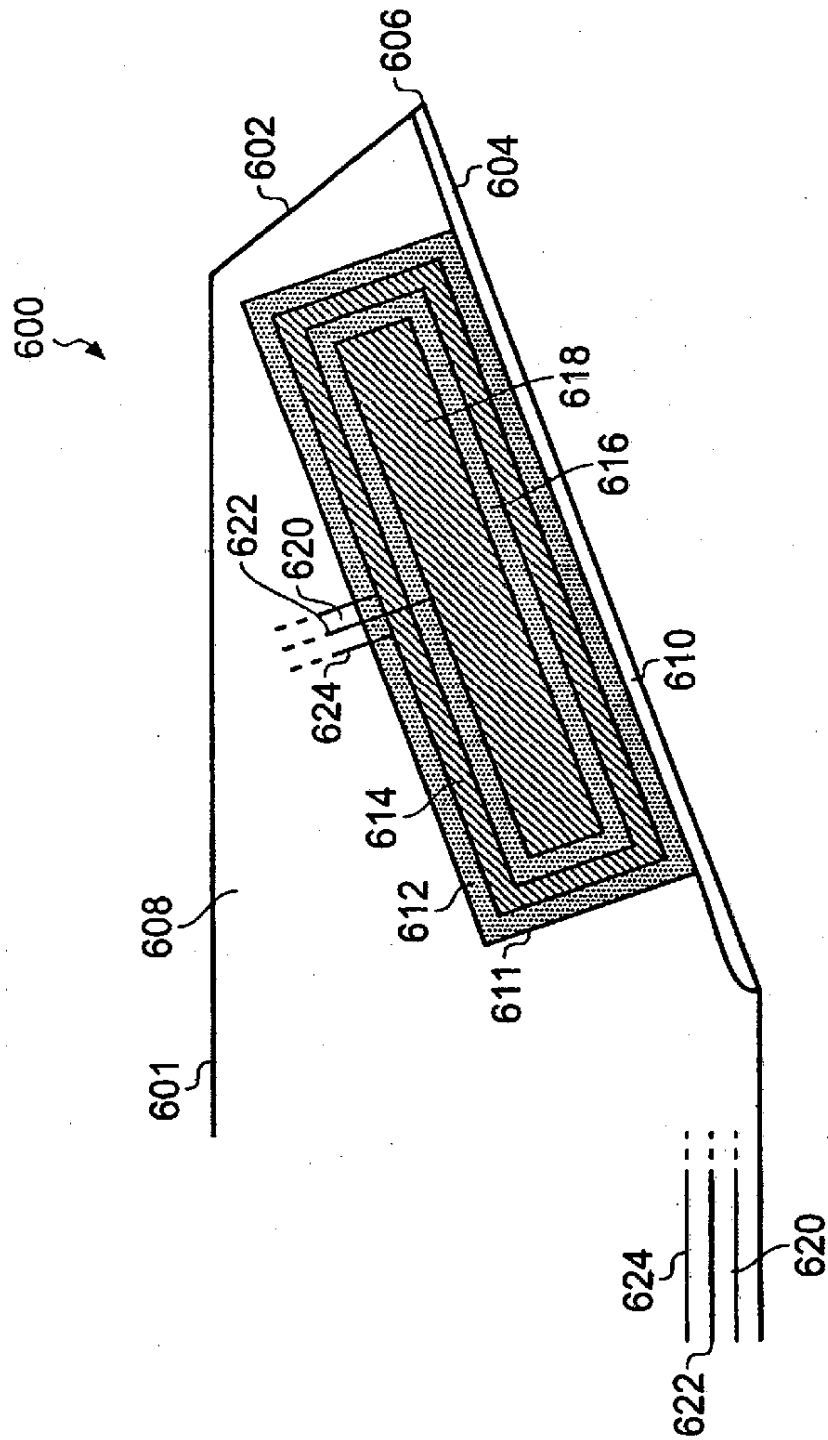


FIG. 6

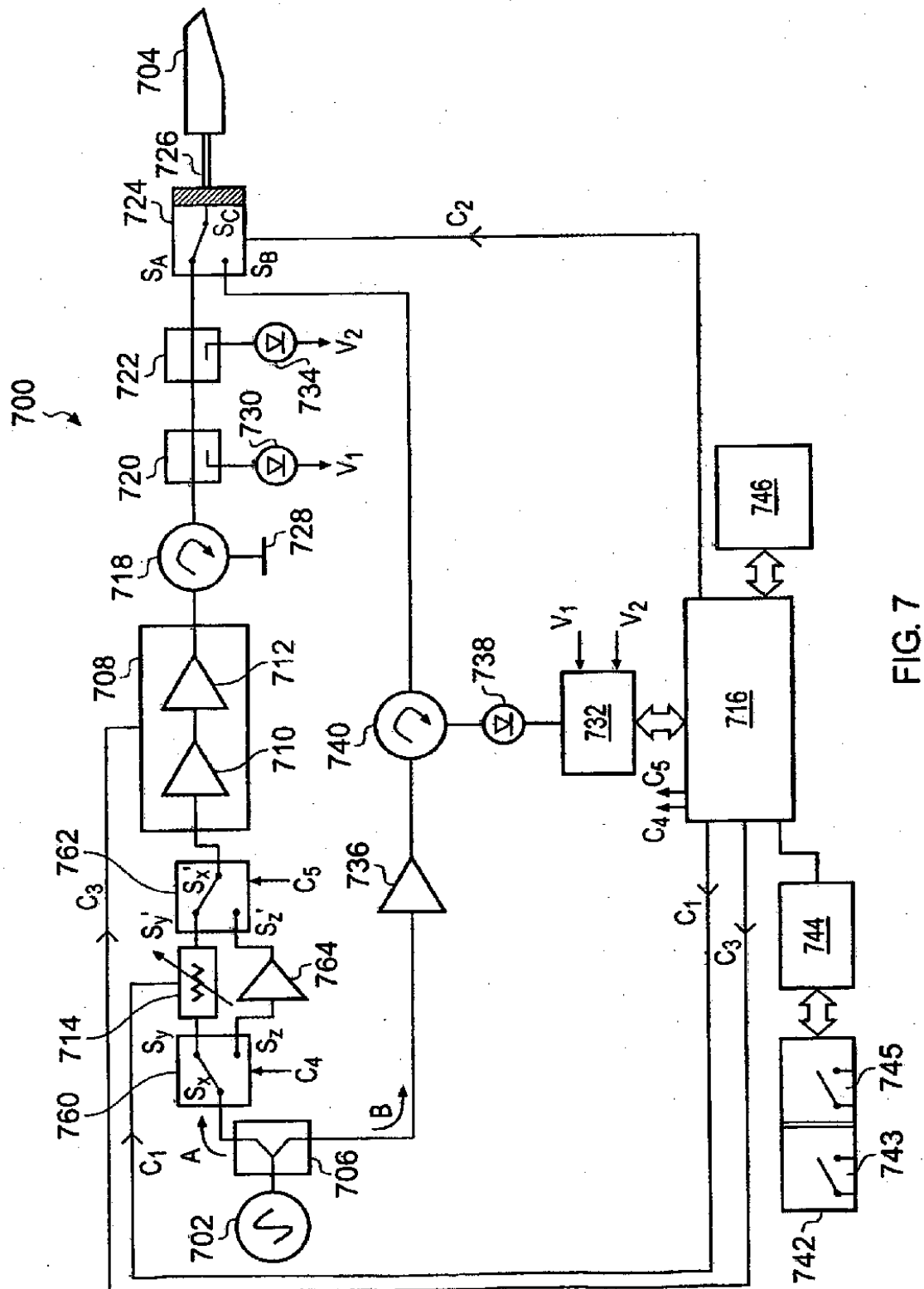


FIG. 7

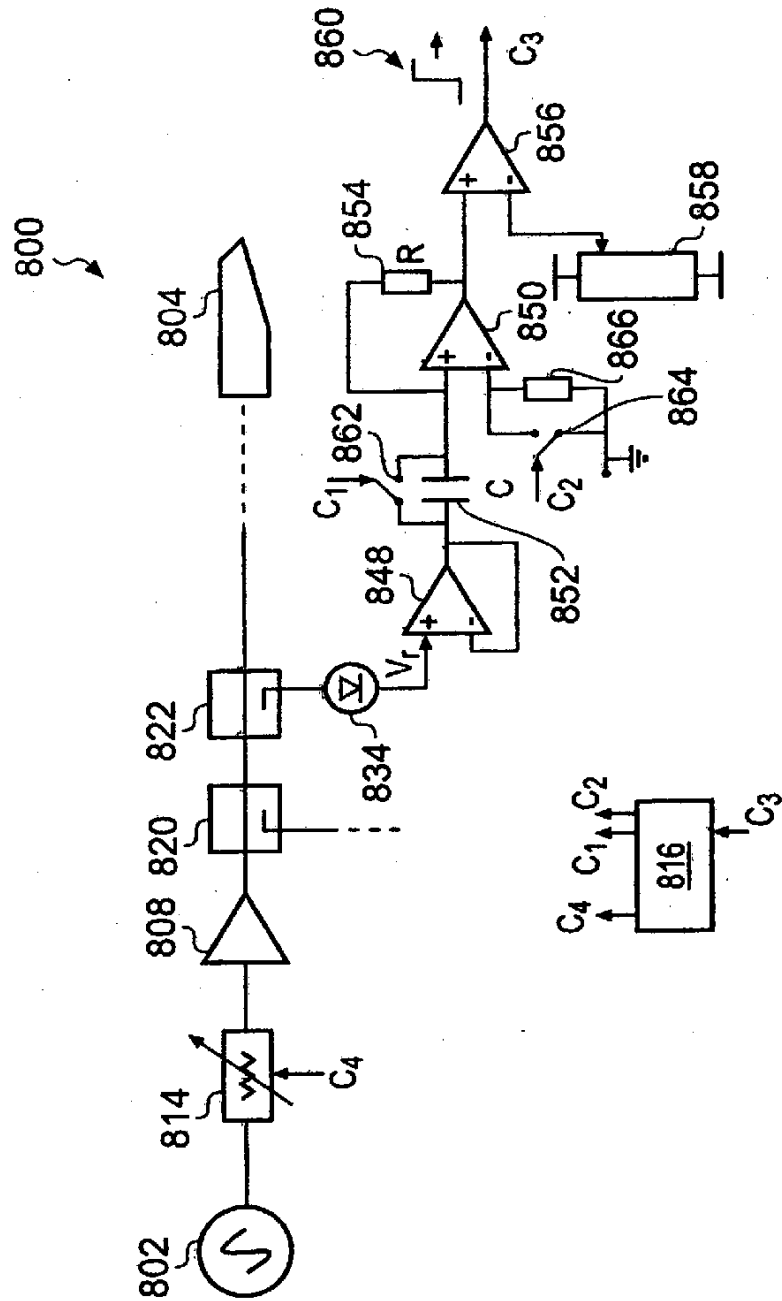


FIG. 8

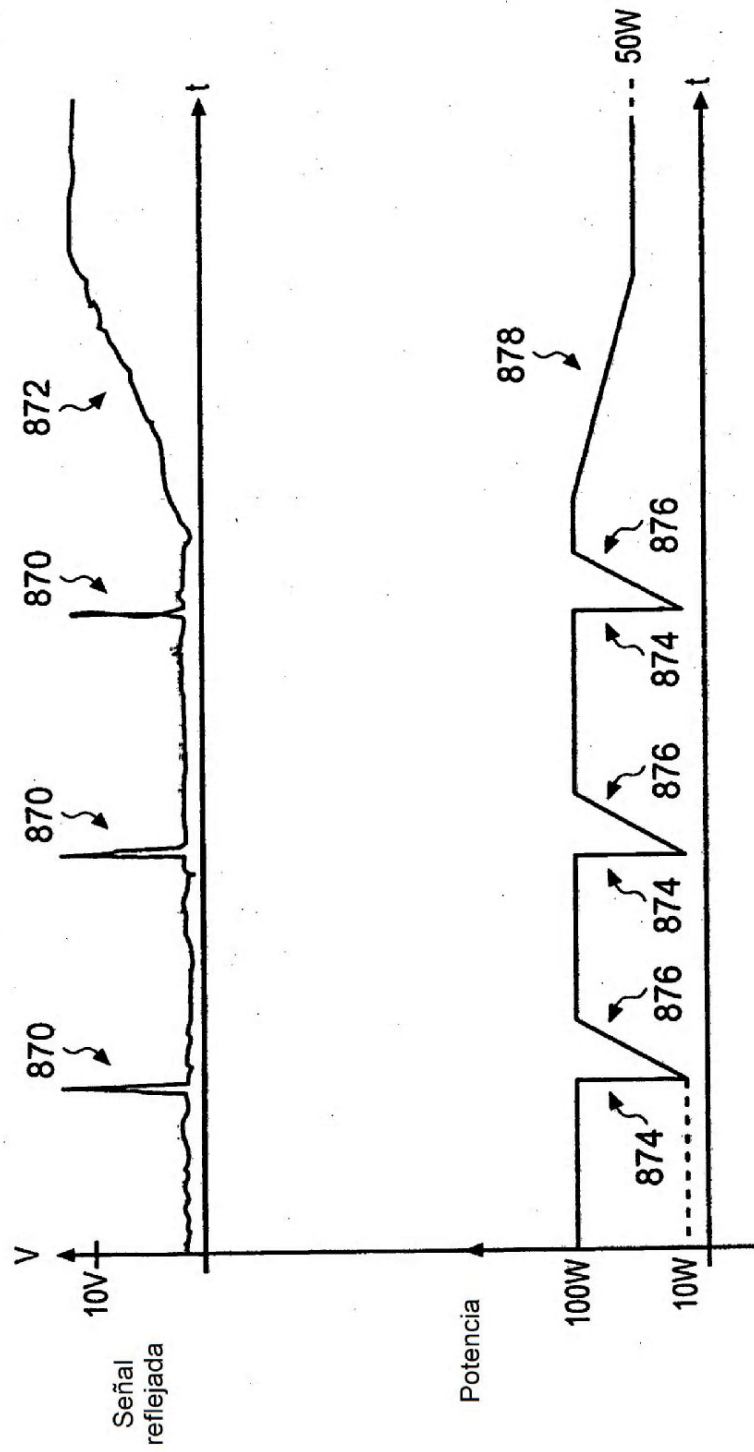


FIG. 9