

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 880 423**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.03.2018** **PCT/EP2018/058092**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.10.2018** **WO18178244**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.03.2018** **E 18717265 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.05.2021** **EP 3600105**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

30.03.2017 GB 201705172

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

24.11.2021

73 Titular/es:

CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
Creo House Unit 2, Beaufort Park, Beaufort Park
Way
Chepstow, Monmouthshire NP16 5UH, GB

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
BURN, PATRICK y
WHITE, MALCOLM

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 880 423 T3

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

DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico

5 Campo técnico

La presente solicitud se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) al tejido biológico a múltiples frecuencias.

10 Antecedentes de la invención

Se conocen instrumentos y aparatos electroquirúrgicos para suministrar energía EM a tejidos corporales.

Normalmente, el aparato para suministrar energía EM al tejido corporal comprende un generador que comprende una fuente de energía EM y un instrumento electroquirúrgico conectado al generador para suministrar la energía al tejido.

Se ha descubierto que la energía EM, y en particular la energía de microondas y de radiofrecuencia (RF), resulta útil en operaciones electroquirúrgicas por su capacidad para cortar, coagular y extirpar el tejido corporal.

Adicionalmente, se conoce el uso de sondas emisoras de microondas para tratar diversas afecciones de los pulmones. Por ejemplo, la radiación de microondas se puede utilizar para tratar el asma y extirpar tumores o lesiones en los pulmones. En este contexto, se hace referencia al documento US 2014/378958 A1.

Sumario de la invención

La invención se define en el conjunto de reivindicaciones adjuntas. Diferentes frecuencias de energía EM de microondas penetran en los tejidos biológicos a diferentes profundidades. Por otra parte, la aplicación de frecuencias más altas de energía EM a los tejidos biológicos suele provocar un calentamiento más rápido y localizado que las frecuencias más bajas. De hecho, existe una compensación entre profundidad/volumen de tratamiento (mejorada a bajas frecuencias de microondas) y velocidad de tratamiento (mejorada a altas frecuencias de microondas).

El mecanismo normal por el cual la energía se transfiere a los tejidos biológicos a frecuencias de microondas, es el calentamiento dieléctrico, donde la energía EM de microondas estimula oscilaciones moleculares en el tejido. Sin embargo, el tejido biológico adyacente a la zona de calentamiento dieléctrico también experimenta normalmente un aumento de temperatura. El mecanismo para ello es la conducción, es decir, la energía térmica que se disipa hacia el exterior de la zona de calentamiento dieléctrico. Los inventores han observado que una combinación de estos dos mecanismos de calentamiento a dos o más frecuencias de microondas puede permitir que la energía EM de microondas genera un rápido aumento de la temperatura en una zona de tratamiento más amplia que la que suele asociarse a las frecuencias únicas de energía de microondas. Por otra parte, el calentamiento se puede lograr en un intervalo de tiempo más corto de lo que es posible si se usa energía EM de menor frecuencia (es decir, sin microondas).

Los inventores también han descubierto que el uso de dos o más frecuencias permite que la energía EM suministrada por un instrumento electroquirúrgico se adapte para reflejar los cambios en las propiedades físicas y dieléctricas del tejido biológico provocados por el calentamiento. En particular, los cambios en las propiedades dieléctricas pueden afectar a la adaptación de impedancia relativa entre un instrumento electroquirúrgico y el tejido en el que se inserta. Han descubierto que la eficiencia del suministro de energía al tejido biológico puede maximizarse proporcionando un período de tratamiento inicial a una frecuencia de microondas más alta seguido de un período de tratamiento posterior a una frecuencia de microondas más baja.

Al proporcionar un instrumento capaz de suministrar energía al tejido a dos o más frecuencias de microondas, los inventores han podido calentar grandes volúmenes de tejido con relativa rapidez.

En su forma más general, la presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico con una porción de punta radiante que tiene una permeabilidad relativa y/o permitividad relativa que se selecciona para proporcionar una longitud eléctrica para la porción de punta radiante que permite el suministro efectivo en el tejido biológico de la energía EM de microondas suministrada al mismo, a dos o más frecuencias de elección.

En el presente documento, las referencias a la permeabilidad relativa significan permeabilidad magnética relativa (μ_r), es decir, la relación de la permeabilidad magnética del medio en cuestión (μ), con respecto a la permeabilidad magnética del espacio libre/vacío (μ_0). Por tanto, la permeabilidad relativa es una medida adimensional de la permeabilidad magnética en relación con el espacio libre.

En el presente documento, las referencias a la permitividad relativa significan permitividad eléctrica relativa (ϵ_r), es decir, una relación de la permitividad eléctrica del medio en cuestión (ϵ), con respecto a la permitividad eléctrica del espacio libre (ϵ_0). Por tanto, la permitividad relativa es una medida adimensional de la permitividad eléctrica en relación con el espacio libre.

En el presente documento, las referencias a la longitud eléctrica significan la longitud de la punta radiante 'observada' por la energía EM, es decir, la longitud efectiva de la punta radiante en la que la energía EM oscila/resuena.

5 En un primer aspecto, la presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas al tejido biológico, comprendiendo el instrumento: un cable coaxial para transmitir energía EM de microondas a una primera frecuencia y a una segunda frecuencia, siendo la segunda frecuencia más alta que la primera frecuencia; y una porción de punta radiante dispuesta en el extremo distal del cable coaxial para recibir energía EM de microondas desde el cable coaxial, teniendo la porción de punta radiante una
10 primera permeabilidad relativa efectiva a la primera frecuencia y una segunda permeabilidad relativa efectiva a la segunda frecuencia, en donde la primera permeabilidad relativa efectiva y la segunda permeabilidad relativa efectiva se seleccionan para hacer que una longitud eléctrica de la porción de punta radiante soporte la resonancia y la primera frecuencia y la segunda frecuencia, respectivamente.

15 La porción de punta radiante puede incluir un material magnéticamente sensible, por ejemplo, un material ferromagnético, cuyas propiedades se seleccionan para hacer que el valor de la permeabilidad relativa efectiva tenga valores diferentes a la primera frecuencia y a la segunda frecuencia. En particular, se sabe que los materiales ferromagnéticos presentan una variación significativa en la permeabilidad relativa con la frecuencia en el intervalo de microondas (por ejemplo, en el intervalo de 200 MHz a 2 GHz). En el documento US 2013/0292602 A1 se desvelan
20 ejemplos. Normalmente, estas variaciones son indeseables y, por lo tanto, se encuentran fuera de las frecuencias de funcionamiento previstas de tales materiales. Sin embargo, en la presente invención, esta variación se utiliza para permitir que la misma estructura física resuene en diferentes frecuencias de microondas.

25 Puede aplicarse un campo magnético de polarización externo al instrumento para hacer que el material magnéticamente sensible proporcione un valor de permeabilidad relativa deseado. El campo magnético puede proporcionarlo una bobina inductora dentro de la porción de punta radiante, o puede aplicarse desde una fuente distinta fuera del instrumento. En algunos ejemplos, el material magnéticamente sensible puede ser una ferrita automatizante.

30 En esta memoria descriptiva, "microondas" puede usarse ampliamente para indicar un intervalo de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferentemente el intervalo es de 400 MHz a 10 GHz. Las frecuencias específicas que se han contemplado son las siguientes: 433 MHz, 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz.

35 En el presente documento, las referencias a un "conductor" o a un material "conductor" en el presente documento deben interpretarse en el sentido de eléctricamente conductor, a menos que el contexto aclare que se pretende otro significado.

En el presente documento las referencias a una dirección "axial" se refieren a una dirección paralela al eje longitudinal del cable coaxial.

40 En el presente documento las referencias al extremo distal del cable coaxial (y a cualquier otra parte constituyente del instrumento) significan un extremo que está distal de un generador teórico que suministra la energía EM al cable coaxial, es decir, distal con respecto a un extremo del cable coaxial que esté configurado para recibir energía EM desde un generador.

45 Cuando la resonancia de la energía EM se soporta en la porción de punta radiante de un instrumento electroquirúrgico, se almacena más energía en la porción de la punta radiante, la reflexión de la energía hacia abajo por el cable coaxial (es decir, lejos de una región de tratamiento en la que se inserta la porción de la punta radiante) se reduce, y se suministra más energía al tejido corporal que rodea la porción de la punta radiante. En otras palabras, el suministro efectivo de energía al tejido corporal se realiza cuando la resonancia se soporta en la porción de la punta radiante.
50

A los efectos de la presente solicitud, la resonancia se define como una situación en la potencia reflejada en la porción de punta radiante (es decir, la potencia reflejada $S_{1,1}$ medida en un extremo proximal del cable coaxial) es de -10 dB o mejor. Preferentemente, la potencia reflejada en la porción de punta radiante es de -12 dB o mejor. Más
55 preferentemente, la potencia reflejada en la porción de punta radiante es de -15 dB o mejor.

Por tanto, al soportar la resonancia en múltiples frecuencias de microondas, la energía se suministra eficazmente al tejido y se puede calentar un gran volumen de tejido con relativa rapidez.

60 Los tumores en los pulmones pueden crecer hasta alcanzar unos pocos centímetros de diámetro. Dado que las frecuencias sub-GHz de la energía EM de microondas (es decir, la energía EM con frecuencias de 300 MHz a 1 GHz) penetran más profundamente en los tejidos, un enfoque para tratar tumores de este tamaño es proporcionar un instrumento con una porción de punta radiante capaz de soportar la resonancia en dos o más frecuencias, incluida una frecuencia en este intervalo. Usando dicho instrumento, se puede utilizar energía de microondas con grandes
65 profundidades de penetración para calentar y extirpar eficazmente tumores de este tamaño. Sin embargo, como se aclarará más adelante, una dificultad para soportar la resonancia de la energía de microondas a frecuencias sub-GHz,

es que la porción de la punta radiante debe tener necesariamente una mayor longitud eléctrica en la dirección axial. En disposiciones convencionales, este requisito normalmente conducía a instrumentos físicamente largos, que pueden ser difíciles de manejar en el cuerpo y que pueden dificultar los efectos de calentamiento objetivo en regiones específicas del tejido, por ejemplo, en tumores individuales en el pulmón.

5 En particular, si la porción de punta radiante se vuelve demasiado larga, manejarla en aplicaciones percutáneas se vuelve muy difícil, y manejarla en aplicaciones no percutáneas (es decir, cuando se debe acceder a un tumor pulmonar a través de una vía aérea natural usando un broncoscopio) se vuelve imposible.

10 La resonancia se produce cuando la longitud eléctrica de una cavidad en la que oscila una onda es aproximadamente igual a un múltiplo entero de la mitad de la longitud de onda o a un múltiplo entero impar de un cuarto de longitud de onda de la onda que se propaga en la cavidad, lo que permite que exista una onda estacionaria con un nodo de desplazamiento en cada extremo de la cavidad. Por lo tanto, para que la porción de punta radiante de un instrumento soporte la resonancia, debe tener una longitud eléctrica que cumpla sustancialmente:

$$15 \quad L = \frac{n\lambda}{2} \text{ o } L = \frac{n\lambda}{2} - \frac{\lambda}{4}$$

donde n es un número entero positivo y λ es una longitud de onda de energía EM de microondas que se propaga en la porción de punta radiante en una de las dos o más frecuencias de energía EM de microondas. Cuando se cumple la ecuación anterior, se establece un nodo de desplazamiento en cada extremo de la cavidad, por lo que se establece una onda estacionaria (resonante). En la presente invención, la porción de punta radiante se puede considerar como una cavidad en la que oscila la energía EM, por lo que se observará resonancia cuando la longitud axial de la porción de punta radiante cumpla aproximadamente la ecuación anterior.

25 En la práctica, la longitud de la porción de punta radiante puede tener una longitud que difiera de la longitud definida en la ecuación anterior hasta en un 10 %. Preferentemente, la longitud solo difiere de la longitud definida anteriormente hasta en un 5 %.

Teniendo en cuenta la relación entre la longitud de onda λ y la frecuencia (f):

$$30 \quad \lambda = \frac{c_0}{f \sqrt{\mu_r \epsilon_r}}$$

donde c_0 es la velocidad de la luz en el vacío, μ_r es la permeabilidad relativa, y ϵ_r es la permitividad relativa, se observa que la longitud L de la porción de punta radiante debe cumplir sustancialmente:

$$35 \quad L = \frac{nc_0}{2f \sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \text{ o } \frac{2n-1}{4} \frac{c_0}{f \sqrt{\mu_r \epsilon_r}}$$

En el caso de materiales dieléctricos que se utilizan comúnmente para la porción de punta radiante de los instrumentos médicos, la permeabilidad relativa μ_r puede ser sustancialmente constante a la frecuencia de tratamiento correspondiente.

40 Utilizando el conocimiento de cómo la permeabilidad relativa de un material en la porción de punta radiante varía con la frecuencia, la presente invención proporciona un instrumento con una punta radiante que tiene una permeabilidad relativa efectiva que permite que la porción de punta radiante tenga diferentes longitudes eléctricas a diferentes frecuencias. La selección adecuada del material puede garantizar que la porción de punta radiante sea una estructura resonante a diferentes frecuencias. La resonancia a frecuencias más bajas (por ejemplo, sub-GHz) se puede soportar con una porción de punta radiante físicamente más corta al incluir dicho material magnético. Por lo tanto, la energía EM de baja frecuencia (por ejemplo, sub-GHz) puede suministrarse eficazmente al tejido corporal mientras se mantiene la manejabilidad de la porción de punta radiante en el cuerpo y permitiendo que se dirija a regiones específicas del tejido.

El principio en el que se basa la invención es que se puede conseguir la resonancia con la misma longitud eléctrica en (i) la primera frecuencia f_1 y la primera permeabilidad relativa efectiva μ_{r1} , y (ii) la segunda frecuencia f_2 y la segunda permeabilidad relativa efectiva μ_{r2} , por ejemplo, de la siguiente manera

$$55 \quad \frac{n_1 c_0}{2 f_1 \sqrt{\mu_{r1} \epsilon_r}} = \frac{n_2 c_0}{2 f_2 \sqrt{\mu_{r2} \epsilon_r}}$$

Suponiendo que ϵ_r no varía entre las frecuencias, esta expresión se simplifica a:

$$\frac{\mu_{r1}}{\mu_{r2}} = \left(\frac{n_1 f_2}{n_2 f_1} \right)^2$$

En un ejemplo, la primera permeabilidad relativa efectiva puede ser igual o superior a 5 para una primera frecuencia igual o inferior a 500 MHz (por ejemplo, 433 MHz). La primera permeabilidad relativa efectiva puede ser igual o superior a 10. Puede ser de 20 o más a frecuencias de 500 MHz o menores. La segunda permeabilidad relativa efectiva puede ser inferior a 5 para una segunda frecuencia superior a 500 MHz (por ejemplo, 915 MHz o 2,45 GHz). La segunda permeabilidad relativa efectiva puede ser igual o inferior a 2. Puede ser igual o inferior a 1,5.

En algunas realizaciones, la dependencia de la frecuencia de la permeabilidad relativa se selecciona de manera que las resonancias del mismo orden (es decir, resonancias para las que la onda estacionaria correspondiente tiene el mismo valor de n) se realicen a dos frecuencias de energía EM. Por ejemplo, como comprenderá el experto, al proporcionar una porción de punta radiante que soporte una resonancia de energía EM a 1 GHz, y para la cual la permeabilidad relativa de la porción de punta radiante a 500 MHz es cuatro veces su permeabilidad relativa a 1 GHz, también se soportará una resonancia del mismo orden en la porción de punta radiante a 500 MHz (suponiendo una variación despreciable de la permitividad relativa ϵ_r de la porción de punta radiante).

El cable coaxial puede comprender un conductor interno, un conductor externo, y un primer material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo. La porción de punta radiante puede comprender un segundo material dieléctrico diferente del primer material dieléctrico del cable coaxial.

El segundo material dieléctrico puede tener una impedancia más baja que el primer material dieléctrico a cada una de las dos o más frecuencias de energía EM de microondas. Por otra parte, el segundo material dieléctrico puede tener una impedancia que se encuentre entre la impedancia del cable (normalmente 50 Ω) y la impedancia del tejido en el que se inserte la punta (normalmente mucho menor de 50 Ω para el tejido corporal). A determinadas longitudes, la porción de punta radiante puede entonces funcionar como un transformador de impedancia, además de soportar la resonancia, para impedir además la reflexión de la porción de punta radiante y, por lo tanto, promover aún más el suministro de energía al tejido.

En otro aspecto de la invención, se puede lograr el mismo efecto mediante la variación de la permitividad relativa efectiva de la sección de la punta radiante. De acuerdo con este aspecto, se puede proporcionar un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas al tejido biológico, comprendiendo el instrumento: un cable coaxial para transmitir energía EM de microondas a una primera frecuencia y a una segunda frecuencia, siendo la segunda frecuencia más alta que la primera frecuencia; y una porción de punta radiante dispuesta en el extremo distal del cable coaxial para recibir energía EM de microondas desde el cable coaxial, teniendo la porción de punta radiante una primera permitividad relativa efectiva a la primera frecuencia y una segunda permitividad relativa efectiva a la segunda frecuencia, en donde la primera permitividad relativa efectiva y la segunda permitividad relativa efectiva se seleccionan para hacer que una longitud eléctrica de la porción de punta radiante soporte la resonancia y la primera frecuencia y la segunda frecuencia, respectivamente. En otros ejemplos, se puede usar una combinación de variación de la permeabilidad relativa y de la permitividad relativa para proporcionar las ventajas de la invención.

Al igual que con la permeabilidad relativa, la permitividad relativa de la porción de punta radiante puede seleccionarse para ayudar a reducir la longitud de la porción superior radiante.

La permitividad relativa puede ser de 5 o mayor en cada una de las dos o más frecuencias. Preferentemente, la permitividad relativa es de 10 o mayor en cada una de las dos o más frecuencias. Más preferentemente, la permitividad relativa es de 20 o mayor en cada una de las dos o más frecuencias. Por ejemplo, el segundo material dieléctrico puede ser Eccostock® HiK500F, que tiene una permitividad relativa de hasta 30 a frecuencias de microondas.

Una de las dos o más frecuencias puede ser de 800 MHz o menor. Preferentemente, una de las dos o más frecuencias puede ser de 500 MHz o menor. Por ejemplo, las dos o más frecuencias pueden incluir al menos una de: 433 MHz y 915 MHz. Se sabe que estas frecuencias de energía EM producen efectos de calentamiento particularmente deseables, especialmente para extirpar tumores.

Para beneficiarse aún más de los efectos de calentamiento rápido del tejido que proporcionan las altas frecuencias de microondas (además del calentamiento profundo del tejido proporcionado por frecuencias sub-GHz), las dos o más frecuencias pueden incluir además una frecuencia de 1 GHz o mayor. Preferentemente, las dos o más frecuencias incluyen además una o más de: 2,45 GHz, 5,8 GHz y 14,5 GHz. Se sabe que la energía EM a estas frecuencias produce efectos de calentamiento particularmente deseables, especialmente para extirpar tumores.

Preferentemente, la porción de punta radiante de la presente invención soporta resonancia en el mayor intervalo posible de frecuencias, para maximizar la profundidad de penetración y minimizar el tiempo de tratamiento. Se ha descubierto que, diseñando la porción de punta radiante para que soporte resonancias a dos o más frecuencias que van desde 500 MHz o inferiores, hasta 1 GHz o superiores, se puede lograr un tratamiento particularmente rápido de tumores grandes, por ejemplo, tumores de hasta algunos cm de diámetro.

Los inventores también han descubierto que las frecuencias mencionadas anteriormente se pueden combinar para proporcionar efectos de calentamiento que son eficaces en el tratamiento de hemorroides y/o fístulas (además de

tumores), por lo que se contempla que la presente invención se pueda utilizar adicionalmente para tratar hemorroides y fístulas, que también puede crecer hasta alcanzar tamaños grandes.

En algunas realizaciones, las dos o más frecuencias en las que se soporta la resonancia pueden ajustarse dinámicamente mediante un control de la permeabilidad relativa de la porción de punta radiante.

La permeabilidad relativa de la porción de punta radiante puede controlarse mediante magnetización (y/o desmagnetización) del material magnético. En particular, cambiando la magnetización del material magnético (y por lo tanto la relación B/H), se cambia la permeabilidad relativa:

$$\frac{B}{H} = \mu_0 \mu_r$$

en donde B es la densidad de flujo magnético, y H es la fuerza del campo magnético.

El material magnético puede magnetizarse (y/o desmagnetizarse) mediante una bobina/solenoide electromagnético en la porción de punta radiante.

La porción de punta radiante puede comprender una sonda alargada que se extiende distalmente desde el cable coaxial, teniendo la sonda alargada una forma cilíndrica con un diámetro igual o menor que el diámetro del cable coaxial.

El diámetro externo de la porción de punta radiante puede ser sustancialmente igual al diámetro externo del cable coaxial.

El extremo distal de la porción de punta radiante puede estar ahusado hasta un punto, para facilitar el acceso percutáneo al tejido corporal. Por otra parte, puede estar ahusado hasta un punto afilado. El hecho de contar con un extremo afilado/ahusado ayuda adicionalmente a la inserción percutánea en el cuerpo.

Como alternativa, el cable coaxial y la porción de punta radiante pueden estar dimensionados de manera que permitan el acceso no percutáneo al tejido corporal, p. ej. a través de un orificio/conducto natural en el cuerpo de un paciente. En realizaciones en las que el instrumento se use de forma no percutánea, el extremo distal de la porción de punta radiante puede ser redondeado, es decir, para evitar perforar una vía respiratoria u otro conducto natural del cuerpo por el que deba pasar el instrumento.

El cable coaxial y la porción de punta radiante pueden estar configurados para poderse insertar a través del canal para instrumentos de un broncoscopio o endoscopio. En particular, el cable coaxial será preferentemente flexible en tales realizaciones, para ayudar a su inserción, p. ej., en una vía respiratoria.

El diámetro externo de la porción de punta radiante puede ser sustancialmente igual al diámetro externo del cable coaxial.

En algunas realizaciones, el cable coaxial puede tener un lumen hueco que lo atraviesa, es decir, que corre paralelo al eje longitudinal del cable coaxial. Tal lumen hueco puede usarse para suministrar y/o eliminar líquido del espacio que rodea la porción de punta radiante.

En otro aspecto, se proporciona un aparato electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas al tejido biológico, comprendiendo el aparato: un generador dispuesto para generar energía EM de microondas a dos o más frecuencias diferentes; y un instrumento electroquirúrgico tal como se ha expuesto anteriormente, en donde el cable coaxial tiene un extremo proximal conectado al generador para recibir energía EM de microondas desde el mismo.

El generador puede comprender dos o más fuentes distintas de microondas para generar energía EM de microondas en una de las dos o más frecuencias diferentes respectivas. El generador puede comprender adicionalmente un combinador de señales dispuesto para transmitir cada señal por una ruta de señal común que está conectada al cable coaxial. El combinador de señales puede ser un multiplexor. El multiplexor puede funcionar como una unidad de conmutación para seleccionar una señal que será transmitida por la ruta de señal común. Alternativa o adicionalmente, el multiplexor puede funcionar para transmitir dos o más de las señales por la ruta de señal común de una manera simultánea o casi simultánea. Por ejemplo, el multiplexor puede ser un multiplexor en el dominio del tiempo o un multiplexor de filtro.

El aparato puede incluir un dispositivo quirúrgico endoscópico (p. ej. un broncoscopio o similar) que tiene un cordón de instrumento flexible para su inserción no invasiva en una ubicación de tratamiento, en donde el cordón de instrumento incluye un canal de instrumento, y en donde el instrumento electroquirúrgico está dimensionado para poderse insertar en el canal de instrumento.

El generador puede funcionar para suministrar energía EM de microondas a las dos o más frecuencias diferentes de acuerdo con un perfil de suministro de energía predeterminado. El perfil de suministro de energía puede seleccionarse de acuerdo con una profundidad de extirpación deseada y/o con una forma de la zona de extirpación deseada. En algunas realizaciones, el perfil de suministro de energía puede seleccionarse basándose en una propiedad medida de la energía reflejada desde la porción de punta radiante.

En un ejemplo, el generador puede funcionar bajo el perfil de suministro de energía predeterminado para: suministrar una primera señal durante un primer período de extirpación, comprendiendo la primera señal una energía EM de microondas que tiene predominantemente una primera frecuencia; suministrar una segunda señal durante un segundo período de extirpación, comprendiendo la segunda señal una energía EM de microondas que tiene predominantemente una segunda frecuencia, que es menor que la primera frecuencia. El generador puede conmutar o alternar entre los tres períodos. En particular, la energía puede alternar (rápidamente) entre las tres frecuencias. Como alternativa, se puede suministrar la energía a las tres frecuencias simultáneamente. Cuando el generador cambia entre los tres períodos, el segundo período puede seguir al primer período.

La primera frecuencia puede ser de 2,45 GHz, de 5,8 GHz o de 14,5 GHz. La segunda frecuencia puede ser de 433 MHz o de 915 MHz.

El generador puede comprender además períodos de extirpación adicionales, por ejemplo, un tercer período de extirpación para suministrar una tercera señal con una frecuencia indicada anteriormente y no utilizada en el primer o segundo período.

Al suministrar la energía EM utilizando uno de los perfiles de suministro descritos anteriormente, se puede calentar un gran volumen de tejido con relativa rapidez.

El generador puede estar configurado para suministrar pulsos de energía de microondas al ritmo del ciclo respiratorio de un paciente. Por tanto, se puede suministrar energía cuando los pulmones están desinflados, para proporcionar una mejor adaptación de impedancia relativa entre el cable coaxial, la porción de punta radiante y el tejido.

El generador puede incluir un detector dispuesto para detectar la energía reflejada devuelta por el cable coaxial, y el generador está dispuesto para conmutar entre un período de extirpación y el siguiente período de extirpación basándose en la potencia reflejada detectada.

Breve descripción de los dibujos

A continuación, se tratan en detalle ejemplos de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico que es una realización de la presente invención; y

La figura 2 es una vista esquemática en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención.

Descripción detallada; otras opciones y preferencias

La Fig. 1 es un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico 100 que es una realización de la invención. El aparato 100 funciona para suministrar selectivamente al tejido biológico energía EM que tiene una pluralidad de frecuencias en una ubicación de tratamiento de una manera localizada. El aparato 100 comprende un generador 102 para generar energía EM que tiene una pluralidad de frecuencias. El generador 102 tiene un puerto de salida 120 al que está conectado un cable coaxial 104. El cable coaxial 104 transmite la energía EM desde el generador 102 hasta un instrumento electroquirúrgico 118. En esta realización, el cable coaxial 104 se inserta a través de un canal de instrumentos que hay dentro de un cable de inserción 106 de un broncoscopio 114. El cable de inserción 106 es un vástago flexible y orientable capaz de una inserción no invasiva en los pulmones de un paciente. Por lo tanto, la presente realización permite una inserción no percutánea del instrumento 118. Sin embargo, en otras realizaciones el instrumento 118 puede tener una punta distal configurada para su inserción percutánea, es decir para acceder al tejido pulmonar a través de una incisión realizada en el cuerpo de un paciente. En dicho ejemplo, el instrumento se puede insertar en el tejido directamente o mediante un catéter adecuado.

El generador 102 comprende tres fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c. Cada una de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c genera una señal que tiene una frecuencia diferente. En este ejemplo, las frecuencias son 433 MHz, 915 MHz y 5,8 GHz. Cada una de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c puede incluir un correspondiente amplificador de potencia para amplificar la respectiva señal a un nivel de potencia adecuado para su uso.

En algunas realizaciones, las tres fuentes pueden estar integradas en un único componente, por ejemplo un dispositivo de potencia GaN. El uso de un dispositivo de potencia GaN, tal como un dispositivo GaN de tipo transistor de alta

movilidad de electrones (HEMT), permite miniaturizar la configuración del generador. Por otro lado, el uso de fuentes distintas permite mantener al mínimo el coste del generador. Por tanto, según la aplicación, se puede seleccionar el uso de fuentes distintas, o de un dispositivo de potencia de GaN.

El generador 102 incluye un multiplexor 124 conectado para recibir una señal de salida de cada una de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c. El multiplexor 124 funciona para transferir las distintas señales a una ruta de salida común 125, que está conectada al puerto de salida 120. El multiplexor 124 puede conmutar entre las salidas de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c, o puede combinar dos o más de las salidas para que se transmitan simultáneamente. El multiplexor 124 puede funcionar tanto como un conmutador como un combinador de señales.

El generador 102 incluye un controlador 126 conectado operativamente al multiplexor 124 y a cada una de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c. El controlador 126 puede controlar el funcionamiento del generador 102 para dar salida a una señal deseada. Como se analiza a continuación, una señal de salida deseada puede tener un formato o perfil predeterminado, p. ej. dependiendo de la naturaleza (forma o tamaño) de la ubicación de tratamiento. El controlador 126 puede funcionar para suministrar energía EM de acuerdo con uno o más perfiles de suministro. Un usuario puede seleccionar un perfil deseado de entre una pluralidad de perfiles almacenados, p. ej. a través de una interfaz de usuario 128 asociada con el generador 102. Por ejemplo, el generador puede configurarse de manera similar al documento WO2012/076844, que describe un aparato electroquirúrgico en donde se suministra al tejido energía de microondas y RF a través del mismo instrumento, de acuerdo con un perfil de suministro de energía que puede fijarse y controlarse automáticamente basándose en información retroalimentada.

La interfaz de usuario 128 puede incluir una pantalla 130 para mostrar el perfil seleccionado y/o una etapa o tratamiento, o propiedades del tejido que esté siendo tratado.

Cuando el multiplexor 124 funciona como una unidad de conmutación, el generador 102 es capaz de conmutar la energía suministrada al instrumento entre las tres frecuencias, de acuerdo con un perfil de suministro de energía deseado. Por ejemplo, el conmutador puede seleccionar primero la fuente de 2,45 GHz, de modo que la energía se suministre a 2,45 GHz, luego conmutar a la fuente de 915 MHz, de modo que la energía se suministre a 915 MHz, y luego conmutar a la fuente de 5,8 GHz, de modo que la energía se suministre a 5,8 GHz.

El multiplexor 124 puede ser un multiplexor de dominio de tiempo. En este caso, el multiplexor puede alternar rápidamente la energía suministrada al instrumento entre las tres frecuencias, de acuerdo con un perfil de suministro de energía deseado. Como alternativa, el multiplexor 124 puede ser un multiplexor de filtro, por lo que puede suministrar las tres frecuencias al instrumento simultáneamente, es decir, de acuerdo con un perfil de suministro de energía que tenga una relación de mezcla deseada.

Por tanto, el perfil de suministro de energía con el que se suministra la energía puede ser controlado por una combinación de controlar un estado de funcionamiento del multiplexor 124 y la salida de las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c.

En algunas realizaciones, el generador 102 puede incluir uno o más detectores de señales reflejadas dispuestos para medir la potencia reflejada recibida desde la punta radiante del instrumento 118. Al comparar la señal reflejada con una señal suministrada desde el generador a la porción de punta radiante, el generador puede determinar las propiedades dieléctricas del material (p. ej. tejido biológico) en contacto con el instrumento 118. El controlador puede ajustar el funcionamiento del multiplexor 124 y las fuentes distintas de microondas 122a, 122b, 122c basándose en la potencia reflejada detectada. Por lo tanto, el generador 102 puede controlar dinámicamente el suministro de energía basándose en las propiedades dieléctricas detectadas del tejido que se esté tratando.

En realizaciones en las que el instrumento incluye un solenoide para magnetizar y/o desmagnetizar la porción de punta radiante (véase más adelante), el controlador también puede estar conectado operativamente a la fuente de energía 132 del solenoide. Por lo tanto, el controlador 126 puede controlar una salida de la fuente de energía 132 del solenoide, activando así el solenoide en una cantidad deseada, es decir, para magnetizar o desmagnetizar el material magnético en una cantidad deseada y, por lo tanto, cambiar las frecuencias de resonancia de la porción de punta radiante en una cantidad deseada.

La figura 2 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 200 comprende un cable coaxial 202 que está conectado en su extremo proximal a un generador electroquirúrgico (no mostrado) para transmitir energía de microondas. El cable coaxial 202 comprende un conductor interno 206, que está separado de un conductor externo 208 por un primer material dieléctrico 210. El cable coaxial 202 pierde preferentemente poca energía de microondas. Puede proporcionarse un estrangulador (no mostrado) en el cable coaxial para inhibir la propagación de retorno de energía de microondas reflejada desde el extremo distal y, por tanto, limitar el calentamiento hacia atrás a lo largo del dispositivo.

El cable coaxial 202 termina en su extremo distal con una sección de punta radiante 204. En esta realización, la

sección de punta radiante 204 comprende una sección conductora distal 212 del conductor interno 206, que se extiende más allá de un extremo distal 209 del conductor externo 208. La sección conductora distal 212 está rodeada en su extremo distal por una punta dieléctrica 214 formada a partir de un segundo material dieléctrico, que es diferente del primer material dieléctrico 210. La longitud de la punta dieléctrica 214 es más corta que la longitud de la sección conductora distal 212. Un manguito dieléctrico intermedio 216 rodea la sección conductora distal 212 entre el extremo distal del cable coaxial 202 y el extremo proximal de la punta dieléctrica 214. El manguito dieléctrico intermedio 216 está formado por un tercer material dieléctrico, que es diferente del primer material dieléctrico 210 pero que puede ser igual que el segundo material dieléctrico 214.

En esta realización, el cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204 tienen una funda exterior 218 formada sobre sus superficies más exteriores. La funda exterior 218 puede estar formada por un material biocompatible. La funda exterior 218 tiene un grosor lo suficientemente pequeño como para asegurar que no interfiere significativamente con la energía de microondas radiada por la sección de punta radiante 204 (es decir, el patrón de radiación y la pérdida de retorno). En una realización, la funda está fabricada de PTFE, aunque también son apropiados otros materiales.

La punta dieléctrica 214 puede disponerse para alterar la forma de la energía radiada. El segundo material dieléctrico se selecciona para atenuar la radiación de la antena, lo que da como resultado un patrón de radiación más esférico. Para hacer esto, el segundo material dieléctrico tiene preferentemente una constante dieléctrica grande (permitividad relativa ϵ_r). La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico se elige preferentemente para permitir que la longitud de la punta dieléctrica 214 se minimice mientras sigue constituyendo una porción no despreciable de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propaga a través del segundo material dieléctrico. Es deseable que la punta dieléctrica sea lo más corta posible para mantener la flexibilidad en el dispositivo, especialmente si el segundo material dieléctrico es rígido. En una realización, la punta dieléctrica puede tener una longitud igual o inferior a 2 mm. La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico puede ser mayor que 80 y preferentemente es de 100 o mayor. El segundo material dieléctrico puede ser TiO_2 (dióxido de titanio).

La longitud de onda de la radiación en un material se acorta a medida que aumenta la constante dieléctrica del material. Por lo tanto, una punta dieléctrica 214 con una constante dieléctrica mayor tendrá un efecto mayor sobre el patrón de radiación. Cuanto mayor sea la constante dieléctrica, más pequeña puede ser la punta dieléctrica 214 sin dejar de tener un efecto sustancial sobre la forma del patrón de radiación. El uso de una punta dieléctrica 214 con una gran constante dieléctrica permite reducir el tamaño de la antena y mantener la flexibilidad del instrumento. Por ejemplo, la constante dieléctrica en TiO_2 es de aproximadamente 100. La longitud de onda de la radiación de microondas con una frecuencia de 5,8 GHz es de aproximadamente 6 mm en TiO_2 en comparación con aproximadamente 36 mm en PTFE (que puede ser el material utilizado para el primer y/o tercer material dieléctrico). En esta disposición se puede producir un efecto notable sobre la forma del patrón de radiación con una punta dieléctrica 214 de aproximadamente 1 mm. Como la punta dieléctrica 214 es corta, puede fabricarse con un material rígido manteniendo la flexibilidad de la antena en su conjunto.

La punta dieléctrica 214 puede tener cualquier forma distal adecuada. En la Fig. 2 tiene forma de cúpula, pero esto no es necesariamente esencial. Por ejemplo, puede ser cilíndrica, cónica, etc. Sin embargo, puede preferirse una forma de cúpula lisa porque aumenta la movilidad de la antena a medida que se maneja la misma a través de los pequeños canales.

Al mismo tiempo, las propiedades del manguito dieléctrico intermedio 216 se pueden seleccionar para permitir que la sección de punta radiante 204 suministre eficientemente energía EM de microondas a una pluralidad de (por ejemplo, en dos o más) frecuencias. En particular, el manguito dieléctrico intermedio 216 está fabricado de un material elegido para poder exhibir diferentes valores de permeabilidad relativa μ_r a una primera frecuencia y a una segunda frecuencia, de manera que la longitud eléctrica de la sección de punta radiante 204 sea una longitud resonante tanto a la primera frecuencia como a la segunda frecuencia.

En este ejemplo, el manguito dieléctrico intermedio 216 está fabricado de un material ferrimagnético cuya permeabilidad relativa μ_r está influenciada por la presencia de un campo magnético externo (de polarización). En este ejemplo, la sección de punta radiante 204 incluye una bobina conductora 220 que está dispuesta para recibir una corriente a través de una alimentación adecuada (no mostrada) en el cable coaxial, por ejemplo, de un solenoide en el generador. La corriente en la bobina 220 induce un campo magnético a través del manguito dieléctrico intermedio 216. Se sabe que la permeabilidad relativa del material ferrimagnético polarizado de esta manera depende de la frecuencia. Para frecuencias más altas, normalmente iguales o superiores a 1 GHz, la permeabilidad relativa tiende a la unidad. Sin embargo, para frecuencias más bajas, puede ser más alta, por ejemplo, de un orden de magnitud más alto en algunos casos.

Con la disposición que se muestra en la Fig. 2, una permeabilidad relativa efectiva de la sección de punta radiante 204 se puede controlar para tener un primer valor μ_{r1} en una primera frecuencia f_1 y un segundo valor μ_{r2} en una segunda frecuencia f_2 de tal manera que la longitud L eléctrica de la sección de punta radiante 204 cumple la relación:

$$L = \frac{n_1 c_0}{2f_1} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r1} \epsilon_r}} = \frac{n_2 c_0}{2f_2} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r2} \epsilon_r}}$$

Por otra parte, el campo de polarización de la bobina 220 puede controlarse para permitir que la primera frecuencia f_1 y la segunda frecuencia f_2 varíen.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas un tejido biológico, comprendiendo el instrumento:

5 un cable coaxial, que comprende un primer material dieléctrico (210), para transmitir energía EM de microondas a una primera frecuencia y a una segunda frecuencia, siendo la segunda frecuencia más alta que la primera frecuencia; y
10 una porción de punta radiante dispuesta en el extremo distal del cable coaxial para recibir energía EM de microondas desde el cable coaxial, teniendo la porción de punta radiante una primera permeabilidad relativa efectiva a la primera frecuencia y una segunda permeabilidad relativa efectiva a la segunda frecuencia, en donde la primera permeabilidad relativa efectiva y la segunda permeabilidad relativa efectiva se seleccionan para hacer que una longitud eléctrica de la porción de punta radiante soporte la resonancia a la primera frecuencia y a la segunda frecuencia, respectivamente.

15 2. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la porción de punta radiante comprende un segundo material dieléctrico (214, 216) diferente del primer material dieléctrico del cable coaxial.

20 3. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el segundo material dieléctrico es ferrimagnético.

4. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la parte de punta radiante comprende un elemento magnetizante (220) para aplicar un campo de polarización magnética al segundo material dieléctrico.

25 5. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en donde el elemento magnetizante es una bobina electromagnética dispuesta alrededor del segundo material dieléctrico.

30 6. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con las reivindicaciones 4 o 5, en donde el elemento magnetizante se puede controlar para ajustar el campo de polarización magnética.

7. Un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas a un tejido biológico, comprendiendo el instrumento:

35 un cable coaxial para transmitir energía EM de microondas a una primera frecuencia y a una segunda frecuencia, siendo la segunda frecuencia más alta que la primera frecuencia; y
una porción de punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable coaxial para recibir energía EM de microondas desde el cable coaxial, teniendo la porción de punta radiante una primera permitividad relativa efectiva a la primera frecuencia y una segunda permitividad relativa efectiva a la segunda frecuencia,
40 en donde la primera permitividad relativa efectiva y la segunda permitividad relativa efectiva se seleccionan para hacer que una longitud eléctrica de la porción de punta radiante soporte la resonancia a la primera frecuencia y a la segunda frecuencia, respectivamente.

8. Un aparato electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) de microondas a un tejido biológico, comprendiendo el aparato:

45 el instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior; y
un generador dispuesto para generar energía EM de microondas a la primera frecuencia y a la segunda frecuencia, en donde el cable coaxial tiene un extremo proximal conectado al generador para recibir energía EM de microondas desde el mismo.

50 9. El aparato electroquirúrgico de la reivindicación 8, que incluye un dispositivo quirúrgico endoscópico que tiene un cordón de instrumento flexible para su inserción no invasiva en un sitio de tratamiento, en donde el cordón de instrumento incluye un canal de instrumento, y en donde el instrumento electroquirúrgico está dimensionado para poder ser insertado en el canal de instrumento.

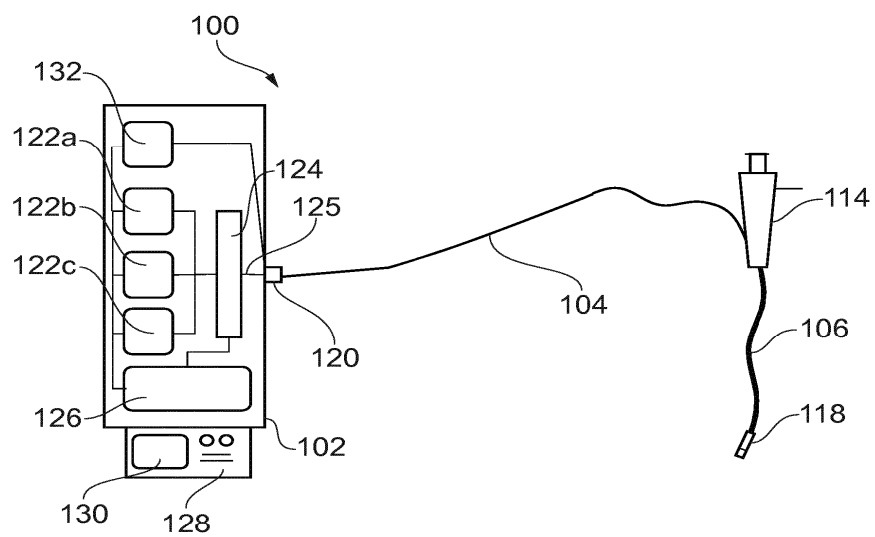


FIG. 1

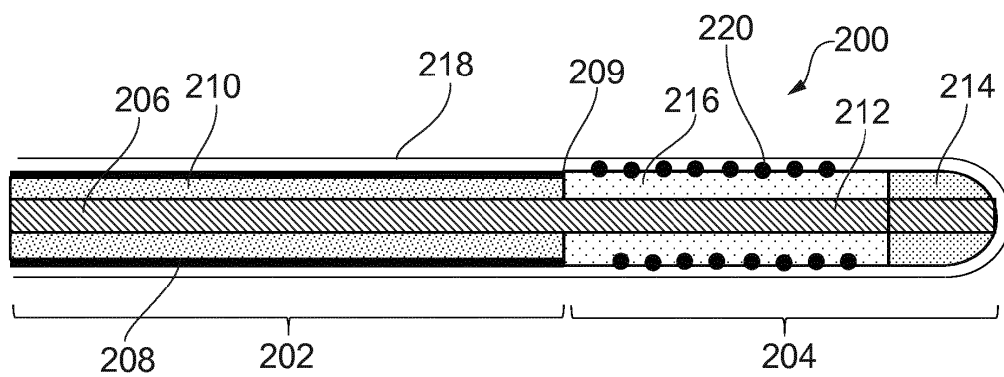


FIG. 2