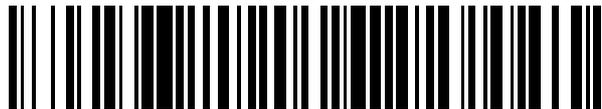


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 618 325**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.04.2005 PCT/US2005/014534**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.01.2006 WO06004585**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.04.2005 E 05794306 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.02.2017 EP 1740116**

54 Título: **Antena triaxial para ablación de tejido por microondas**

30 Prioridad:

29.04.2004 US 834802

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

21.06.2017

73 Titular/es:

**WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION
(100.0%)
614 NORTH WALNUT STREET
MADISON, WI 53705, US**

72 Inventor/es:

VAN DER WEIDE, DANIEL, W.

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 618 325 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

Antena triaxial para ablación de tejido por microondas

5 La presente invención se refiere a instrumentos médicos para ablación de tejido, y en particular a una sonda de microondas para ablación de tumores y análogos.

10 La ablación por microondas (MWA), de forma análoga a la ablación por radio frecuencia (RFA), usa calentamiento localizado para producir necrosis de tejido. Sin embargo, MWA puede producir un calentamiento mayor y más rápido y puede soportar fácilmente el uso de múltiples sondas porque el flujo de corriente entre las sondas puede limitarse. El modo de calentamiento en MWA también elimina problemas de las almohadillas a tierra y la carbonización.

15 Por desgracia, el equipo MFA actual produce lesiones relativamente pequeñas a causa de límites prácticos de potencia y tiempo de tratamiento. La potencia es limitada por la capacidad de transporte de corriente de la línea de alimentación de calibre pequeño cuando pasa a través del paciente al lugar de la necrosis. Las líneas de alimentación más grandes son indeseables porque no se insertan fácilmente de forma percutánea. El calentamiento de la línea de alimentación a altas potencias también puede dar lugar a quemaduras alrededor del punto de introducción de la sonda MWA.

20 US 5.599.295 describe un dispositivo de sonda médica incluyendo un catéter que tiene un alojamiento de guía de estilete con al menos un orificio de estilete en su lado y un medio de guía de estilete para dirigir un estilete de guía flexible hacia fuera a través de al menos un orificio de estilete y a través de tejido interviniente a tejido dirigido.

25 EP 1 186 274 A2 describe un conjunto quirúrgico de ablación por microondas.

La presente descripción proporciona un diseño de sonda de microondas triaxial para MWA donde el conductor exterior permite una mejor sintonización de la antena para reducir la energía reflejada a través de la línea de alimentación. Esta sintonización mejorada reduce el calentamiento de la línea de alimentación permitiendo aplicar más potencia al tejido y/o usar una línea de alimentación más pequeña. Además, el conductor exterior puede deslizar con respecto a los conductores interiores para permitir el ajuste de la sintonización en vivo para corregir los efectos del tejido en la sintonización.

30 La presente invención proporciona una sonda para ablación por microondas como la definida en la reivindicación 1.

35 Así, una finalidad de al menos una realización de la descripción es proporcionar sintonización mejorada de un dispositivo MWA para proporcionar mayor potencia a una lesión sin riesgo de dañar la línea de alimentación o de quemar el tejido en torno a la línea de alimentación y/o para permitir líneas de alimentación más pequeñas en ablación por microondas.

40 El tercer conductor tubular puede ser una aguja para introducción en el cuerpo. La aguja puede tener una punta afilada y puede usar un introductor para contribuir a su inserción.

45 Así, otra finalidad de al menos una realización de la descripción es proporcionar una sonda MWA que puede hacer uso de técnicas normales para introducción de aguja para colocación de la sonda.

Otra finalidad de al menos una realización de la descripción es proporcionar un conductor exterior rígido que puede soportar un coaxial estándar para introducción directa en el cuerpo.

50 Los conductores primero y segundo pueden ajustar deslizantemente dentro del tercer conductor.

Otra finalidad de al menos una realización de la descripción es proporcionar una sonda que facilita la sintonización de la sonda en tejido deslizando los conductores primero y segundo dentro de una aguja de introducción separada.

55 La sonda puede incluir un bloqueo montado en el tercer conductor para bloquear ajustablemente una posición deslizante de los conductores primero y segundo con respecto al tercer conductor.

Así, otra finalidad de al menos una realización de la invención es permitir el bloqueo de la sonda una vez completada la sintonización.

60 La sonda puede incluir un tope montado en los conductores primero y segundo para apoyar un segundo tope montado en el tercer conductor para poner la cantidad que el segundo conductor se extiende más allá del tercer conductor tubular al tejido. El tope puede ser ajustable.

65 Así, otra finalidad de al menos una realización de la descripción es proporcionar un método de poner rápidamente la sonda que permite la sintonización después de obtener una posición aproximada.

Así, otra finalidad de al menos una realización es promover una onda estacionaria en una porción de antena de la sonda.

5 Estas finalidades y ventajas concretas se pueden aplicar a solamente algunas realizaciones que caen dentro de las reivindicaciones y por ello no definen el alcance de la invención.

La presente descripción se describirá a modo de ejemplo con referencia a los dibujos acompañantes, en los que:

10 La figura 1 es una representación esquemática de una fuente de alimentación de microondas montada en una sonda para administración percutánea de energía de microondas a una zona de necrosis dentro de un órgano.

15 La figura 2 es una vista en perspectiva fragmentaria del extremo próximo de la sonda de la figura 1 que representa porciones expuestas de un primer y un segundo conductor recibidos deslizantemente por un tercer conductor y que representa un introductor afilado usado para colocación del tercer conductor.

La figura 3 es una vista fragmentaria en sección transversal de la sonda de la figura 2 que representa la conexión de la fuente de alimentación de microondas a los conductores primero y segundo.

20 Y la figura 4 es una vista en sección transversal de una realización alternativa de la sonda que representa un conector eléctrico distal más un tornillo de mariposa de tope ajustable y bloqueo para sintonización de la sonda.

25 Con referencia ahora a la figura 1, un dispositivo de ablación por microondas 10 incluye una fuente de alimentación de microondas 12 que tiene una clavija de salida 16 conectada a un cable coaxial flexible 18 de un tipo bien conocido en la técnica. El cable 18 puede conectar, a su vez, con una sonda 20 mediante un conector 22 en un extremo distal 24 de la sonda 20.

30 La sonda 20 proporciona un eje 38 que soporta en un extremo próximo 25 una porción de antena 26 que se puede insertar de forma percutánea en un paciente 28 en un lugar de ablación 32 en un órgano 30 tal como el hígado o análogos.

35 La fuente de alimentación de microondas 12 puede proporcionar una onda estacionaria o medidor de potencia reflejada 14 o análogos y en la realización preferida puede proporcionar hasta 100 vatios de potencia de microondas de una frecuencia de 2,45 GHz. Tales suministros de potencia de microondas se pueden obtener de una amplia variedad de fuentes comerciales incluyendo Cober-Muegge, LLC de Norwalk, Conn., Estados Unidos de América.

40 Con referencia ahora a las figuras 1 y 2, un eje 38 de la sonda 20 incluye en general una aguja tubular conductora eléctrica 40 que es, por ejemplo, una aguja de calibre 18 de longitud adecuada para penetrar en el paciente 28 en el lugar de ablación 32 manteniendo un extremo distal 24 fuera del paciente 28 para manipulación.

45 Un introductor 42 o un conductor coaxial 46 pueden encajar dentro de la aguja 40. El introductor 42 puede ser una varilla afilada de tipo conocido en la técnica que cierra la abertura de la aguja 40 y proporciona una punta 44 que facilita la introducción de la sonda 20 a través de tejido al lugar de ablación 32. La aguja 40 y el introductor 42 son de material rígido, por ejemplo, acero inoxidable, que proporciona resistencia y permite la fácil formación de imágenes usando ultrasonido o análogos.

50 El conductor coaxial 46 que proporciona un primer conductor central 50 rodeado por una capa dieléctrica aislante 52 está rodeado a su vez por un segundo blindaje coaxial exterior 54. Este blindaje exterior 54 puede estar rodeado por un dieléctrico aislante exterior no representado en la figura 2 o puede recibirse directamente en la aguja 40 con solamente un intervalo de aire aislante entre los dos. El conductor coaxial 46 puede ser, por ejemplo, un cable coaxial de 0,86 milímetros de pérdida baja.

55 Con referencia todavía a la figura 2, el conductor central 50 con o sin la capa dieléctrica 52 se extiende una distancia L2 fuera del conductor del blindaje 54 mientras que el blindaje 54 se extiende una distancia L1 fuera del conductor de la aguja 40.

60 L1 se regula de manera que sea un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda de la frecuencia de la energía de microondas procedente de la fuente de alimentación 12. Así, el conductor central 50 en la región de L2 proporciona una antena monopolo resonante que tiene un campo eléctrico máximo en su extremo próximo y un campo eléctrico mínimo en el extremo del blindaje 54 como indica 56.

65 A 2,45 GHz, la longitud L2 podría ser de sólo 4,66 milímetros. Preferiblemente, sin embargo, se usa un múltiplo más alto, por ejemplo, tres veces un cuarto de longitud de onda de la potencia de microondas haciendo L2 de aproximadamente catorce milímetros de longitud. Esta longitud se puede incrementar más múltiples longitudes de onda medias, si es necesario.

Con referencia a la figura 3, la longitud L1 también se selecciona de manera que sea un múltiplo impar de un cuarto

de la longitud de onda de la frecuencia de la energía de microondas de la fuente de alimentación 12. Cuando la aguja 40 tiene una punta afilada o cortada a bisel, la distancia L1 es la distancia media a lo largo del eje de la aguja 40 de la punta de la aguja 40.

5 La finalidad de L1 es obtener una condición límite de campo eléctrico cero en la línea de alimentación 56 y adaptar la línea de alimentación 56 que es una continuación del conductor coaxial 46 dentro de la aguja 40 a la de la porción de antena 26. Esto reduce de forma significativa la energía reflejada desde la porción de antena 26 a la línea de alimentación 56 evitando la formación de ondas estacionarias que pueden crear puntos calientes de corriente alta. En la realización preferida, L1 es igual a L2 que es aproximadamente catorce milímetros.

10 Los autores de la invención han determinado que la aguja 40 no tiene que estar conectada eléctricamente a la fuente de alimentación 12 o al blindaje 54 aparte de por acoplamiento capacitivo o inductivo. Por otra parte, pueden tolerarse pequeñas cantidades de contacto óhmico entre el blindaje 54 y la aguja 40.

15 Con referencia ahora a las figuras 1, 2 y 4, durante el uso, la combinación de la aguja 40 y el introductor 42 se inserta en el paciente 28, y luego se retira el introductor 42 y se sustituye por un el conductor coaxial 46 de modo que se establezca aproximadamente la distancia L2. L2 se ha establecido previamente empíricamente para tejido típico recortando el conductor 50 según sea necesario.

20 El extremo distal 24 de la aguja 40 puede incluir un mecanismo de sintonización 60 montado en la aguja 40 y que proporciona un canal interior 64 alineado con el lumen de la aguja 40. El mecanismo de sintonización proporciona en su extremo distal un mando rotativo 72 que tiene una porción roscada recibida por roscas correspondientes en un alojamiento del mecanismo de sintonización y una superficie exterior moleteada 74. Una cara distal del mando rotativo proporciona un tope que puede contactar un segundo tope 70 fijándose a la rosca del conductor coaxial 46 a través del mecanismo de sintonización 60 y la aguja 40. Cuando los topes 70 y un mando rotativo 72 apoyen uno en otro, el conductor coaxial 46 estará aproximadamente en la posición correcta para proporcionar la extensión L1. La rotación del mando rotativo 72 permite la retracción adicional del conductor coaxial 46 para poner la sonda 20 en sintonización ajustando L1. La sintonización puede ser evaluada observando el medidor de potencia reflejado 14 de la figura 1 y sintonizando la energía reflejada reducida.

30 El mecanismo de sintonización 60 también proporciona una excéntrica 62 adyacente al canal interior 64 a través de la que el conductor coaxial 46 puede pasar de modo que la excéntrica 62 pueda presionar y mantener el conductor coaxial 46 contra la superficie interior del canal 64 cuando una palanca excéntrica 66 sea empujada hacia abajo 68. Así, una vez adecuadamente sintonizado L1, el conductor coaxial 46 se puede bloquear en posición con respecto a la aguja 40.

35 El extremo distal del conductor coaxial 46 se puede montar en un conector eléctrico 76 permitiendo montar extraíblemente el cable 18 en sondas desechables 20.

40 La presente descripción proporciona una disminución de diez decibelios de la energía reflejada sobre un monopolo coaxial simple en experimentos de simulación y puede crear en el lugar de ablación 32 una región de necrosis de más de dos centímetros de diámetro.

REIVINDICACIONES

1. Una sonda (20) para ablación por microondas incluyendo:
- 5 un primer conductor (50);
- un segundo conductor tubular (54) coaxialmente alrededor del primer conductor (50) pero aislado de él; y
- 10 un tercer conductor tubular (40) coaxialmente alrededor de los conductores primero y segundo (50, 54);
- donde el primer conductor (50) se extiende más allá del segundo conductor (54) de tal manera que, en el uso, cuando un extremo próximo de la sonda (26) está insertado en un cuerpo para ablación por microondas, se puede hacer que corriente de frecuencia de microondas fluya entre los conductores primero y segundo (50, 54) a través del tejido;
- 15 donde el segundo conductor (54) está rodeado por un dieléctrico aislante exterior o un intervalo de aire aislante está dispuesto entre el segundo conductor (54) y el tercer conductor (40); **caracterizada porque:**
- 20 el segundo conductor (54) se extiende más allá del tercer conductor (40); y
- porque el primer conductor (50) se extiende L2 más allá del segundo conductor y el segundo conductor (54) se extiende L1 más allá del tercer conductor (40), donde L1 y L2 son distancias que son múltiplos impares de una cuarta longitud de onda de una frecuencia de ablación por microondas para cuya recepción está configurada la sonda (20).
- 25
2. La sonda (20) de la reivindicación 1, donde el tercer conductor tubular es una aguja (40) para introducción en el cuerpo.
- 30
3. La sonda (20) de la reivindicación 2, donde la aguja (40) tiene una punta afilada.
4. La sonda (20) de la reivindicación 2, incluyendo un introductor (42) recibido extraíblemente por el tercer conductor tubular para asistir la penetración del cuerpo por la aguja (40).
- 35
5. La sonda de la reivindicación 1, donde el tercer conductor es de acero inoxidable.
6. La sonda (20) de la reivindicación 1, donde los conductores primero y segundo (50, 54) encajan deslizantemente dentro del tercer conductor (40).
- 40
7. La sonda (20) de la reivindicación 6, incluyendo además un bloqueo montado en el tercer conductor (40) para bloquear ajustablemente una posición deslizante de los conductores primero y segundo (50, 54) con respecto al tercer conductor (40).
- 45
8. La sonda (20) de la reivindicación 6, incluyendo además un primer tope montado en los conductores primero y segundo (50, 54) para contactar un segundo tope montado en el tercer conductor (40) para poner una cantidad que el segundo conductor (54) se extiende más allá del tercer conductor tubular (40) al tejido.
9. La sonda (20) de la reivindicación 8, donde el primer tope es ajustable.
- 50
10. La sonda (20) de la reivindicación 1, donde L1 es igual a L2.
11. La sonda (20) de la reivindicación 1, donde una porción del primer conductor (50) que se extiende más allá del segundo conductor (54) está aislada eléctricamente.
- 55
12. La sonda (20) de la reivindicación 1, donde el tercer conductor (40) tiene una abertura menor que 2,108 milímetros (calibre catorce).
13. La sonda (20) de la reivindicación 1, incluyendo un conector para aplicar una fuente de energía de microondas a una porción de la sonda (20) fuera del cuerpo.
- 60
14. Un dispositivo de ablación por microondas (10) incluyendo:
- una fuente de alimentación de microondas (12); y
- 65 la sonda de cualquier reivindicación precedente, donde la frecuencia de microondas es recibida por la sonda (20) de la fuente de alimentación de microondas (12).

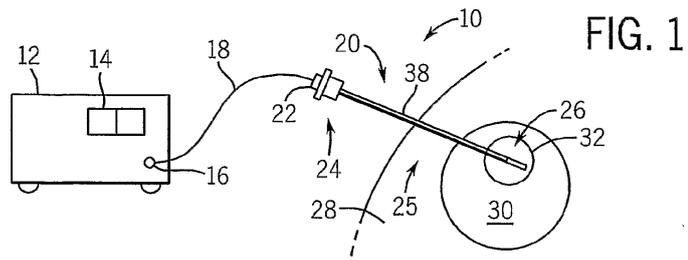


FIG. 1

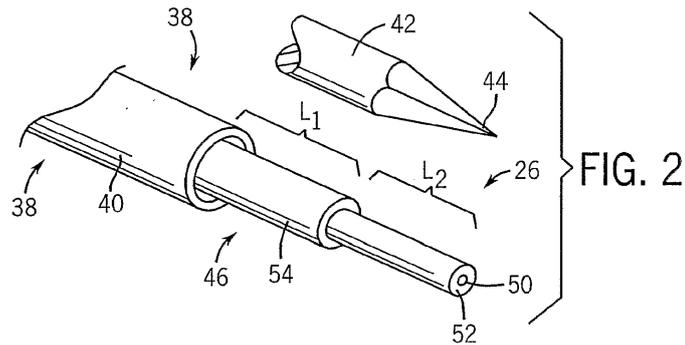


FIG. 2

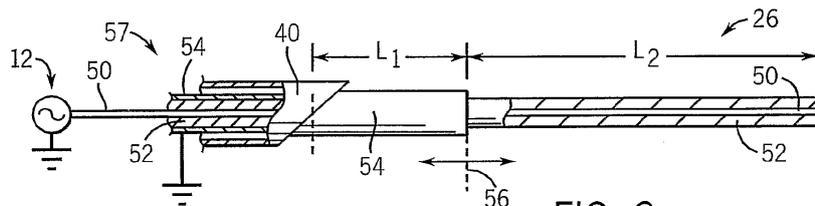


FIG. 3

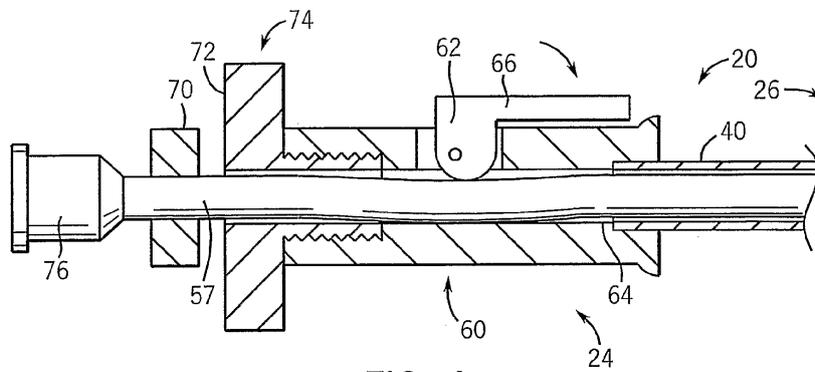


FIG. 4