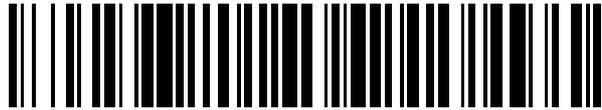


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 589 563**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/02 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)

A61M 25/01 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.11.2010 PCT/US2010/057127**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.05.2011 WO11063061**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.11.2010 E 10832144 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.06.2016 EP 2501316**

54 Título: **Aplicador de coagulación por microondas y sistema asociado**

30 Prioridad:

17.11.2009 US 620002

18.01.2010 US 689195

04.06.2010 US 794667

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

15.11.2016

73 Titular/es:

PERSEON CORPORATION (100.0%)

2188 West 2200

South Salt Lake City, UT 84119, US

72 Inventor/es:

TURNER, PAUL F.;

YOUD, THOMAS L. y

HAMILTON, BRIANNE

74 Agente/Representante:

ARPE FERNÁNDEZ, Manuel

ES 2 589 563 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

APLICADOR DE COAGULACION POR MICROONDAS Y SISTEMA ASOCIADO

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

- [0001]** Campo: Esta invención se refiere a la terapia de radiación electromagnética (EMR) y más particularmente a aplicadores y sistemas para la aplicación de energía electromagnética a un área de tratamiento en un cuerpo vivo para calentar tejido que necesita tratamiento en el lugar de tratamiento. La invención es útil en particular para tratamientos en la naturaleza de la coagulación por microondas o ablación.
- [0002]** Estado de la técnica: El uso de la energía electromagnética (EM) para calentar los tejidos para el tratamiento de enfermedades es conocido. En el uso de la energía de microondas para el calentamiento del tejido, se sitúa un aplicador que tiene una antena que irradia microondas con respecto al tejido a tratar (calentado) de manera que la energía de microondas irradiada desde la antena penetra y calienta el tejido. Se conocen muchos aplicadores de microondas en la técnica. La muerte o necrosis, de células de tejidos vivos se produce a temperaturas elevadas por encima de una temperatura normal de las células durante un período de tiempo suficiente. El período de tiempo suficiente depende generalmente de la temperatura a la que las células se calientan. Por encima de un umbral de temperatura de alrededor de 41,5°C, se produce daño térmico sustancial en la mayoría de las células malignas. A temperaturas superiores a aproximadamente 45°C se produce daño térmico a la mayoría de las células normales. Durante el tratamiento, es deseable producir una temperatura elevada en el tejido objetivo durante un período de tiempo suficiente para causar el daño celular deseado, mientras se mantiene el tejido sano cercano a una temperatura inferior segura. Por esta razón, cuando se utiliza el tratamiento que implica el calentamiento del tejido, es importante asegurar tanto el adecuado calentamiento del tumor en todo el tumor hasta el margen del tumor y temperaturas reducidas en el tejido normal crítico.
- [0003]** La terapia térmica es a veces combinado con otros tratamientos, como la cirugía, la radiación ionizante y la quimioterapia. Por ejemplo, cuando el calentamiento se combina con radiación, es deseable mantener la temperatura dentro del tejido enfermo dentro del intervalo de aproximadamente 42 a 45°C. Temperaturas más altas son por lo general indeseables cuando se utiliza una modalidad de tratamiento combinado ya que las temperaturas más altas pueden conducir a colapso de micro vasos causando resistencia a la terapia de radiación y disminuir la cantidad de quimioterapia sistémica en alcanzar el tumor si tiene daño vascular. Las temperaturas más bajas son indeseables porque pueden fallar para proporcionar un efecto terapéutico adecuado. Por lo tanto, es importante controlar la temperatura dentro del intervalo deseado para tratamientos de varias modalidades y no permitir el calentamiento del tejido en el tumor o alrededor del tumor por encima de 45°C si tales daños en los tejidos de otros tratamientos puede verse comprometida. El tratamiento dentro de este rango de temperatura controlada se refiere generalmente como hipertermia.
- [0004]** Las formas de terapia térmica que matan el tejido con solo calentamiento se conocen en general como la coagulación o ablación. Para erradicar adecuadamente un tumor canceroso con solamente la aplicación de calor, es necesario asegurar que se lleva a cabo un calentamiento adecuado en todo el tumor. En los casos de un tumor maligno, si se dejan células tumorales viables, el tumor puede volver a crecer rápidamente dejando al paciente con el problema original. En lo que se conoce generalmente como la coagulación por microondas o de ablación por microondas, el tejido enfermo se calienta hasta al menos aproximadamente 55°C, y por lo general por encima de aproximadamente 60°C, en tiempos de exposición suficientes para matar las células, típicamente durante más de alrededor de un minuto. Con tratamientos de coagulación y ablación por microondas, hay una reducción de volumen de la temperatura que va desde la temperatura alta en el tejido tratado a la temperatura del tejido normal de 37°C fuera del tejido tratado. El margen exterior de la distribución general de calor en el volumen de tejido tratado puede entonces dar lugar a daño al tejido normal si se sobrecalienta tal tejido normal. Por lo tanto, para los tratamientos prolongados de coagulación o de ablación en los que el volumen de la coagulación o de la ablación se mantiene a temperaturas muy altas, hay un riesgo alto de daño a los tejidos normales circundantes. Para el tratamiento adecuado de volúmenes de tumores cancerosos de objetivo o de otros volúmenes de tejido a tratar, se hace muy importante entregar correctamente la distribución térmica correcta durante un período de tiempo suficiente para eliminar el tejido tumoral y reducir al mínimo el daño al tejido normal circundante crítico. Afortunadamente, hay localizaciones tumorales que residen en el tejido normal que pueden ser destruidos por el calentamiento en zonas limitadas sin afectar a la salud del paciente, tales como tejido hepático. En tales situaciones, la coagulación se puede aplicar de una manera agresiva para incluir un margen de seguridad en la destrucción de los tejidos normales circundantes limitados para asegurar que todo el tumor canceroso se destruye.
- [0005]** El proceso de calentar muy rápidamente a altas temperaturas que es común en los tratamientos de coagulación y ablación puede utilizar un tiempo de exposición bastante corto. De este modo, la distribución de temperatura resultante se convierte principalmente un resultado de la distribución de la absorción de potencia en el tejido. Sin embargo, si tales tratamientos continúan durante varios minutos, el flujo sanguíneo y la conducción térmica del tumor y los tejidos circundantes modificarán la distribución de la temperatura para dar lugar a una distribución térmica menos predecible debido a que los cambios que ocurren en el flujo sanguíneo en una región calentada pueden no ser previsibles. Por lo tanto, es importante optimizar la uniformidad de la potencia de calentamiento del tejido que es absorbida para llevar una distribución de temperatura más predecible que se corresponda mejor con la prescripción del tratamiento. Por lo tanto, las prácticas de planificación de pretratamiento antes y posiblemente durante el tratamiento para el cálculo de la distribución de potencia y temperatura resultantes de los parámetros de potencia y fase relativa de la potencia aplicada al tejido pueden ser importantes no sólo para la

coagulación y ablación, sino también para la hipertermia. Como se utilizan temperaturas más altas durante el tratamiento, que puede aumentar la incomodidad y el dolor del paciente, por lo que puede ser útil evitar temperaturas excesivas para reducir la necesidad de sedación del paciente.

5 **[0006]** Aplicadores de energía de microondas invasivos pueden ser insertados en el tejido del cuerpo vivo para colocar la fuente de calentamiento en o adyacente a un área de tejido enfermo. Los aplicadores invasivos ayudan a superar algunas dificultades que experimentan aplicadores de superficie cuando la región de tejido objetivo se encuentra por debajo de la piel (por ejemplo, la próstata). Los aplicadores invasivos deben estar adecuadamente situados para localizar el calentamiento a la proximidad de la zona de tratamiento deseada. Incluso cuando se coloca correctamente, sin embargo, ha sido difícil asegurar que se desarrolla el calor adecuado en el tejido enfermo
10 sin sobrecalentar el tejido sano circundante. Además, con aplicadores funcionando a niveles de potencia más altos para producir las altas temperaturas necesarias para la coagulación y ablación, hay una tendencia a que el cable coaxial en la parte del aplicador que sale desde fuera del cuerpo hacia la ubicación de la antena radiante en el aplicador caliente a indeseables altas temperaturas que pueden causar daño térmico al tejido normal a través del cual pasa el aplicador para llegar al tejido enfermo a tratar. Por lo tanto, se han utilizado en la técnica anterior varias
15 formas de enfriamiento del aplicador.

[0007] En el uso de electrodos de radiofrecuencia (RF) en la técnica anterior, un electrodo primario se inserta de forma invasiva en el cuerpo mientras que un electrodo secundario o bien se inserta de forma invasiva en el cuerpo tal como en un aplicador RF bipolar o por separado en otro lugar, o se coloca en el piel en el exterior del cuerpo de modo que las corrientes de calentamiento por radiofrecuencia pasan desde el electrodo primario al electrodo
20 secundario. En este proceso, el tejido alrededor del electrodo primario tiene la tendencia a secarse y carbonizarse. Cuando el tejido que rodea al electrodo primario que necesita pasar las corrientes de calcinarse RF al electrodo secundario se seca, el secado del tejido alrededor del electrodo proporciona una alta resistencia eléctrica para impedir la circulación de corriente de calentamiento. Este secado del tejido limita luego la circulación de corriente desde el electrodo primario hacia el tejido más allá del tejido seco o calcinado lo que limita la zona de coagulación del tejido a la que se alcanza antes de la formación de este tejido seco o calcinado alrededor del electrodo. Ha sido desarrollada una técnica para infundir fluido, tal como una solución salina, desde la punta de dicho electrodo RF
25 primario para permitir que los fluidos de los tejidos ser sustituido a medida que se calientan en la región, lo que reduce la resistencia al flujo de corriente por el mantenimiento de la humedad y la conductividad eléctrica del tejido cerca de la electrodo. Esto permite flujo continuo deseado de corriente desde el electrodo primario para producir el calentamiento del tejido deseado y coagulación. Ejemplos de esto se muestran en las Patentes de EE.UU. Nos. 6.066.134, 6.112.123, y 6.131.577. También se conoce en la técnica que los fluidos, tales como solución salina, se pueden utilizar con antenas de microondas donde la infusión de los fluidos, tales como solución salina, se introduce en la región principal de calentamiento para ayudar en el mantenimiento de la impedancia de radiación de la antena sustituyendo los fluidos en el tejido en el área de radiación y calentamiento principal. Ejemplos de esto se muestran
30 en las solicitudes de patentes de Estados Unidos publicadas 2006/0122593 y 2009/0248006. También se utilizan otros métodos para mejorar la adaptación de impedancia durante la coagulación por microondas del tejido, tal como cambios de ajuste por cambio de frecuencia (patente de EE.UU. nº 7.594.913) y la variación de la punta de la antena radiante expuesta (EE.UU. Solicitud Publicada 2009/0131926).

[0008] También se sabe que con los aplicadores de energía de microondas, particularmente aplicadores operados a
40 915 MHz, la energía radiada forma un patrón de calentamiento de tipo lágrima con una cola que se extiende hacia atrás a lo largo del eje del aplicador de la zona de calentamiento del tejido deseado en el tejido normal a lo largo del recorrido de introducción del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador. En algunos casos, la extensión de la cola cambia durante el tratamiento y con el posicionamiento del aplicador, tal como con la profundidad de inserción del aplicador. La formación de esta cola calentada y la alteración de la zona de coagulación en función de la profundidad de inserción variable no es un resultado deseable ya que la zona de coagulación debe ser consistente a
45 varias profundidades de inserción razonables, y la zona de calentamiento producido por el aplicador debe deseablemente tener una forma más esférica para producir una zona de ablación más esférica.

[0009] También se ha averiguado que la frecuencia de la energía de microondas aplicada al tejido es un factor en la forma de la zona de calentamiento y ablación producida. Las frecuencias de microondas de 915 MHz y 2450 MHz
50 están aprobadas para su uso médico en hipertermia y ablación. Las microondas de 915 MHz de frecuencia son más largas que las microondas de 2450 MHz de frecuencia. En general, se ha averiguado que las microondas más largas de 915 MHz de frecuencia penetrarán más profundamente en el tejido y tienen menos atenuación a medida que penetran en el tejido, produciendo de esta manera un patrón de calentamiento más grande en un nivel de potencia dado que el de las microondas más altas de 2,450 MHz de frecuencia. Sin embargo, mientras que las microondas
55 más largas de 915 MHz de frecuencia producen un patrón de calentamiento más grande, el patrón de calentamiento producido por los aplicadores de microondas de 915 MHz de frecuencia disponibles en la actualidad son de forma elíptica y tiende a ser alargada a lo largo del aplicador desde la antena hacia el exterior del cuerpo. El diámetro radial de la zona calentada o de ablación de una única antena de microondas 915 MHz puede ser tan pequeño como la mitad de la longitud de la zona de calentamiento o ablación a lo largo del aplicador. Los aplicadores de
60 microondas de 2450 MHz de frecuencia actualmente disponibles también producen un patrón de calentamiento algo elíptico, sin embargo, los patrones de calentamiento producidos por los aplicadores de microondas de 2450 MHz de frecuencia tienden a ser menos elípticos y más esférica que los patrones de calentamiento producidas por los aplicadores de 915 MHz de frecuencia. De este modo, 915 MHz proporciona una penetración más profunda y longitud mas larga del patrón coagulación y 2.450 MHz proporciona una penetración más profunda y una longitud
65 más corta del patrón coagulación. Véase, por ejemplo, Sun, et al., Comparison of Ablation Zone Between 915-and 2,450 - MHz Cooled-Shaft Microwave Antenna: Results in In Vivo Porcine Livers, DOI:10.2214/AJR.07.3828 and AJR

2009; 192:511-514, and Liu et al., Comparison of percutaneous 915 MHz microwave ablation and 2450 MHz microwave ablation in large hepatocellular carcinoma, *Int. J. Hyperthermia*, 2010, 1-8, Early Online.

[0010] En las pruebas y simulaciones llevadas a cabo por el solicitante, el solicitante ha averiguado que para aplicaciones de aplicador de antena única, el uso de 2.450 MHz proporciona una ablación y calentamiento de longitud más corta a lo largo del eje único insertado que cuando se utiliza un aplicador de una antena a 915 MHz. Esto resulta en una zona de ablación que es más esférica para 2450 MHz que para 915 MHz para ablaciones de aplicador único. Dado que los tumores cancerosos a ser tratados son a menudo de forma sustancialmente esférica, el uso de 2.450 MHz parece ser ventajoso cuando se desea un patrón de ablación pequeño y más esférico, particularmente cuando se usa un aplicador único. Sin embargo, cuando se utilizan aplicadores múltiples en una disposición de antenas en fase, puede producirse un patrón de ablación y calentamiento más amplio y más esférico usando la frecuencia 915 MHz que con despliegue de múltiples antenas que funcionan a 2450 MHz, o que con ablaciones de aplicador único, ya sea en 915 MHz o 2.450 MHz. Esto sugiere que, dependiendo del tamaño y la forma de la masa de tejido enfermo a tratar, puede ser una ventaja el uso de 2,450 MHz en algunas situaciones y el uso de 915 MHz en otras situaciones. Ambos sistemas de tratamiento de tejido de microondas 2450 MHz y 915 MHz están actualmente disponibles en el mercado como sistemas separados.

[0011] Mientras que muchos aplicadores y sistemas de microondas son conocidos en la técnica para la aplicación de energía de microondas al tejido para proporcionar un calentamiento en el tejido, hay una necesidad de mejores aplicadores que sean fáciles de usar, que tengan patrones de calentamiento y ablación más consistentes y predecibles, tengan enfriamiento eficaz de los ejes del aplicador, y puedan proporcionar pista de coagulación y ablación, si se desea. La EP 0 207 729 A2 muestra un divisor de potencia a la que un aplicador, dos aplicadores, tres aplicadores, o cuatro aplicadores se pueden conectar para proporcionar energía a un solo aplicador o hasta cuatro aplicadores de forma simultánea. Sin embargo, el divisor de potencia incluye cuatro divisores separados cada uno con un conjunto separado de puertos de salida. Sólo uno de los divisores se utiliza en cualquier momento particular. Un divisor proporciona un puerto de salida a la que un aplicador se puede conectar y se utiliza cuando sólo un aplicador único va a ser conectado al divisor de potencia. Un segundo divisor proporciona dos puertos de salida a la que dos aplicadores se pueden conectar y se utiliza cuando dos aplicadores deben ser conectados simultáneamente al divisor de potencia. Un tercer divisor proporciona tres puertos de salida a la que tres aplicadores se pueden conectar y se utiliza cuando tres aplicadores deben ser conectados simultáneamente al divisor de potencia. Un cuarto divisor proporciona cuatro puertos de salida a la que cuatro aplicadores se pueden conectar y se utiliza cuando cuatro aplicadores deben ser conectados simultáneamente al divisor de potencia. Cada uno de los divisores separados está diseñado para proporcionar la adaptación y el ajuste de impedancia para el número particular de aplicadores para ser simultáneamente conectados con el divisor de potencia. El divisor de potencia también funciona como un multiplexor de señales de los sensores de temperatura separados de señales de potencia de microondas que son a la vez transmitidos por los cables que conectan los aplicadores a los puertos de salida del divisor de potencia.

RESUMEN DE LA INVENCION

[0012] La presente invención se define en la reivindicaciones adjuntas.

[0013] De acuerdo con la presente descripción un aplicador de microondas para su uso en los tratamientos de coagulación y ablación por microondas incluye un cuerpo de aplicador alargado que tiene un extremo de inserción (distal) para la inserción en una región de tejido de un cuerpo vivo y un extremo de unión (proximal) para la fijación a una fuente de energía por microondas. Una antena para radiar la energía de microondas en el tejido a ser tratado para producir un patrón de calentamiento y ablación deseado en el tejido está dispuesta hacia el extremo de inserción del cuerpo de aplicador alargado. Una línea de transmisión de energía de microondas coaxial está dispuesta dentro del cuerpo de aplicador para conducir la energía de microondas desde el extremo de unión del aplicador a la antena. Un manguito conductor exterior forma el exterior de una porción del cuerpo de aplicador y está separado concéntricamente alrededor de la línea de transmisión de energía de microondas para formar un espacio de fluido de refrigeración entre la superficie interior del manguito conductor exterior y la superficie exterior de la línea de transmisión de energía de microondas. Un manguito de guía es colocado concéntricamente dentro de este espacio de fluido de refrigeración y separado hacia dentro desde el manguito conductor exterior y alrededor de la parte exterior y separado hacia fuera desde la línea de transmisión de energía de microondas. El manguito de guía, conduce el flujo de un fluido de refrigeración que circula a lo largo de la superficie exterior de la línea de transmisión de energía de microondas y la superficie interior del manguito conductor exterior para enfriar la línea de transmisión de energía de microondas y el manguito exterior conductor para mantener la parte del aplicador que se extiende entre el exterior del cuerpo vivo y el tejido a tratar en el cuerpo vivo a una temperatura inferior a la que puede dañar el tejido sano. Un sensor de temperatura está posicionado para medir la temperatura aproximada del fluido de refrigeración circulante indicando de este modo que el fluido de refrigeración está circulando activamente en el espacio de fluido de refrigeración y que la línea de transmisión de energía de microondas y el manguito conductor exterior están siendo refrigerados de forma activa durante el tratamiento de coagulación o ablación por microondas. Mediante el control de la temperatura aproximada del fluido de refrigeración, el calentamiento del tejido a lo largo de la pista de inserción del aplicador donde inserta en el cuerpo vivo al tejido enfermo puede controlarse mejor para garantizar que los daños en el tejido normal circundante se reduce al mínimo durante los tratamientos. El espacio de fluido de refrigeración se extiende desde el extremo proximal del aplicador al extremo proximal aproximado de la zona de calentamiento y ablación deseada. Debido a que el enfriamiento no se necesita normalmente en el tejido a

calentar durante los tratamientos de coagulación y ablación, la refrigeración no se proporciona en el área de la antena radiante del aplicador donde se desea el calentamiento de los tejidos.

[0014] En una realización de la presente descripción, un aplicador de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo incluye una empuñadura por la que el aplicador puede ser asido y manipulado para la inserción en el cuerpo vivo. Un cuerpo de aplicador alargado que tiene un extremo de inserción para la inserción en una región de tejido del cuerpo vivo se extiende desde la empuñadura que por lo general forma el extremo de unión del aplicador. Está dispuesta una antena hacia el extremo de inserción del cuerpo del aplicador. La energía de microondas es conducida desde la empuñadura a la antena a través de una línea de transmisión de energía de microondas en la forma de un cable coaxial dispuesto dentro del cuerpo del aplicador. El cable coaxial incluye un conductor interior y un conductor exterior separados por un material dieléctrico entre los mismos. Un manguito conductor exterior se extiende desde la empuñadura a un extremo de inserción del manguito conductor exterior que está separado de la punta conductora por un espacio, por lo general lleno de un material dieléctrico. Los diámetros exteriores de la punta de inserción, el manguito conductor exterior, y el material dieléctrico que llena el espacio entre ellos son todos aproximadamente iguales a fin de formar un cuerpo aplicador alargado continuo sustancialmente liso, para la inserción en el cuerpo vivo. El cuerpo de aplicador alargado, o al menos la parte del mismo para ser insertado en un cuerpo vivo, se puede revestir con un material dieléctrico resistente a la adherencia tal como Teflon. Esto puede reducir al menos parcialmente la adherencia de Tejido de coagulación a la superficie exterior del aplicador, en particular en las áreas de coagulación de tejidos y de ablación, para facilitar la retirada del aplicador después del tratamiento. Sin embargo, en una realización del aplicador, una parte del material dieléctrico que separa la punta conductora y el manguito conductor exterior queda expuesta para el contacto directo con el tejido calentado. El material dieléctrico es un material, como por ejemplo PEEK (polieteretercetona), al que el tejido calentado se adhiere. Esta es un área relativamente pequeña a lo largo del aplicador, pero tras el calentamiento, el tejido se adhiere a este material dieléctrico y tal adherencia estabilizará el aplicador para mantenerlo en su posición durante el tratamiento del tejido. Cuando se desea la retirada del aplicador, el aplicador se puede girar, tal como de entre treinta y cuarenta y cinco grados de rotación, para liberar tejido y permitir la extracción del aplicador.

[0015] En el ejemplo de forma de realización ilustrada, el cuerpo de aplicador alargado que se extiende desde la empuñadura será sustancialmente rígido. El manguito conductor exterior puede estar hecho de un metal tal como acero inoxidable. La punta de inserción conductora del aplicador también será de metal, tal como latón o acero inoxidable, y puede ser suficientemente afilada de modo que el aplicador se puede insertar directamente en el tejido a tratar. Sin embargo, incluso cuando es afilada, por lo general no se inserta el aplicador directamente a través del tejido duro de la piel, sino que por lo general, será necesario que primero se haga un corte o una abertura, tal como hecho por una aguja hipodérmica insertada a través de la piel, y luego se inserta el aplicador a través de tal corte o abertura. Además, en un ejemplo de realización ilustrada, se coloca un puente de metal conductor en el extremo de inserción del manguito exterior conductor para extenderse hacia la punta de inserción. El puente está también acoplado eléctricamente al conductor exterior de la línea de transmisión de energía de microondas, de este modo acoplando eléctricamente el conductor exterior de la línea de transmisión de energía de microondas al manguito exterior conductor. La punta de inserción está asegurado a, pero separada de, el extremo de inserción de el puente por un espaciador dieléctrico sustancialmente rígido que tiene rigidez estructural para evitar la flexión de la articulación entre el puente y la punta y para aislar eléctricamente la punta, que está acoplada eléctricamente al conductor interior de la línea de transmisión energía de microondas, desde el puente, que está acoplado eléctricamente al conductor externo de la línea de transmisión de energía de microondas. El espaciador dieléctrico sustancialmente rígido está unido al puente y punta del aplicador, tal como mediante un adhesivo epoxi. En otro ejemplo de realización ilustrada, el puente no es utilizado y el material dieléctrico conecta la punta conductora al manguito conductor exterior. En este ejemplo de realización, el manguito conductor exterior está aislado eléctricamente tanto de la punta conductora exterior y del conductor exterior de la línea de transmisión de energía de microondas.

[0016] Un manguito de guía no conductor se extiende desde la empuñadura y se coloca concéntricamente dentro del cuerpo de aplicador alargado dentro y espaciada hacia dentro desde el manguito conductor exterior y alrededor de la parte exterior de y separada hacia fuera desde la línea de transmisión de energía de microondas, es decir, hacia fuera desde el conductor exterior de este. El manguito de guía conduce el flujo de un fluido de refrigeración que circula desde la empuñadura a lo largo de la superficie exterior de la línea de transmisión de microondas coaxial al extremo del manguito de guía hacia el extremo de inserción del aplicador, alrededor del extremo del manguito de guía, y de vuelta a lo largo del superficie interior del manguito conductor exterior a la empuñadura. Se puede utilizar también un flujo opuesto del fluido de refrigeración. La circulación del fluido de refrigeración enfría la línea coaxial de transmisión de microondas y el manguito conductor para mantener la parte del aplicador que se extiende entre el exterior del cuerpo vivo y el tejido a tratar en el cuerpo vivo a una temperatura inferior a la que puede dañar el tejido sano. Un sensor de temperatura se coloca, tal como como en la empuñadura, para medir la temperatura aproximada del fluido de refrigeración que circula en el aplicador. La temperatura del fluido de refrigeración en el aplicador es una indicación de si el sistema de circulación de fluido está funcionando o no y si se está enfriando suficientemente.

[0017] Se proporcionan en la empuñadura conexiones de suministro y de retorno para el fluido de refrigeración desde una fuente presurizada de fluido de refrigeración, por lo general a través de mangueras flexibles, en la empuñadura. Además, también se proporciona en la empuñadura una conexión para conectar a una fuente de potencia de microondas, tal como a través de un cable coaxial flexible. La empuñadura sirve como una interfaz entre el cable coaxial, más flexible, que se extiende desde un generador de microondas y las mangueras de fluido más flexibles desde una fuente de fluido de refrigeración, y el aplicador alargado sustancialmente rígido. En un ejemplo de realización, se proporciona una funda para encerrar las mangueras y cable coaxial flexible en tanto se extienden

desde la empuñadura para mantenerlos juntos y hacer más fácil el manejo del aplicador. Una realización del material de la funda es un material plástico trenzado que se apretará alrededor de las mangueras y cable coaxial encerradas cuando se estira.

5 **[0018]** El sensor de temperatura utilizado en el aplicador puede ser un termistor. La resistencia de un termistor varía con la temperatura del termistor. La temperatura medida por el termistor se obtiene por un circuito externo que mide la temperatura haciendo que una corriente continua constante fluya a través del termistor. La resistencia del termistor produce entonces una tensión de corriente continua que es indicativa de la temperatura del termistor. El sensor de temperatura en la empuñadura, o un sensor de temperatura colocado a lo largo del aplicador, pueden estar acoplados al cable coaxial flexible que se extiende desde el generador de microondas a través de una red de acoplamiento, tal como una red de acoplamiento resistivo y capacitivo. La red resistiva y capacitiva de acoplamiento permite una corriente continua de los conductores de cable coaxial fluir hacia y desde el termistor mientras aísla el termistor de las señales de energía de microondas, y permite que las señales de potencia de microondas fluyan a la antena mientras que el aislamiento de la antena de la corriente continua. Del mismo modo, una red de acoplamiento se puede utilizar en el extremo opuesto del cable coaxial flexible, tal como en el divisor de potencia y circuito de multiplexación, para separar las señales de temperatura de corriente continua de los conductores de los cables coaxiales flexibles y dirigirlos a los circuitos de detección de temperatura en un controlador del sistema, mientras aísla los circuitos de detección de la temperatura de las señales de energía de microondas, y pasando las señales de energía de microondas desde el sistema generador de microondas al tiempo que aísla el sistema generador de microondas de las señales de temperatura de corriente continua. El uso de una computadora en el controlador del sistema para detectar potencia, potencia reflejada, medir la temperatura del termistor, y posiblemente controlar otras variables como la monitorización de la temperatura del tejido por uno o más sensores de temperatura insertados de forma independiente, proporciona el control y la retroalimentación para la energía de microondas aplicada y la seguridad adecuada y el funcionamiento del proceso de coagulación o de ablación por microondas.

10 **[0019]** Además del sensor de temperatura para medir la temperatura aproximada de la línea de fluido de refrigeración en el aplicador, pueden ser colocados uno o más sensores de temperatura a lo largo del cuerpo de aplicador alargado con el fin de colocar uno o más sensores de temperatura en las posiciones para medir la temperatura del tejido del cuerpo vivo a lo largo del aplicador. Si se proporcionan tales sensores de temperatura adicionales, por lo general es ventajoso colocar uno de dichos sensores de temperatura en una posición cerca de un margen exterior esperado de la zona deseada o permitida de calentamiento en el tejido cuerpo vivo a ser calentado por la antena durante el funcionamiento del aplicador. Esto se puede utilizar para proporcionar una advertencia de si el tejido a ser protegido fuera del margen de la zona a tratar se acerca a una temperatura indeseablemente alta. También se puede utilizar para estimar la localización del margen exterior del volumen calentado efectivo durante el tratamiento.

15 **[0020]** El uso de antenas en fase también puede reducir el calentamiento por microondas a lo largo de los ejes de los aplicadores debido al acoplamiento transversal de la energía entre las antenas que están impulsadas en fase y separadas por una distancia que proporciona la cancelación de potencia parcial a lo largo de la parte exterior de los aplicadores insertados y un aumento en el calentamiento del tejido entre estos aplicadores insertados. Esta cancelación de energía parcial se lleva a cabo cuando la distancia entre las antenas insertadas aproximadamente paralelas es de aproximadamente una mitad de una longitud de onda de tal manera que la energía de acoplamiento cruzado está algo fuera de fase con la de una antena debido a su propia energía radiada. Para una frecuencia de 20 915 MHz, por ejemplo, la longitud de onda en los tejidos de alto contenido de agua típicos, tales como los tejidos musculares y del tumor, es de aproximadamente 4,3 a 4,7 cm. Esto significa que para una separación de inserción de 2,1 a 2,4 cm la separación es aproximadamente la adecuada para esta relación de 180 grados. También hay cancelación de fase de acoplamiento cruzado para las diferencias de fase significativas distintas de 180 grados, por ejemplo, una diferencia de fase de 135 o 225 grados todavía proporcionará cancelación de fase parcial del acoplamiento cruzado de los campos de microondas acoplados para cancelar parcialmente la energía de microondas a lo largo de la parte externa de los aplicadores insertados. Esto sería consistente con una separación aplicador de entre aproximadamente de 1,6 a 3,0 cm para el ejemplo de 915 MHz. Esta cancelación parcial de potencia de microondas a lo largo de los ejes insertados resulta en el calentamiento reducido a lo largo de los ejes insertados durante el calentamiento activo por microondas del tejido. Esto también reduce los campos de energía locales localmente alrededor de las antenas emisoras y los ejes exteriores para reducir adherencia del tejido a las antenas y los ejes.

25 **[0021]** El control del calentamiento puede incluir además el uso sistemático de los aplicadores de antenas en fase con la optimización de la orientación computacional en forma de planificación de tratamiento previo para proporcionar un patrón de inserción ideal y de aplicación de energía y fase a la disposición de aplicadores para producir y controlar uniformidad mejorada de la energía de deposición, las temperaturas, y/o coagulación de tejido en todo el volumen del tumor, y en particular en los márgenes del tumor. El tratamiento con ello se optimiza y controla con la ayuda de un cálculo numérico de tanto el patrón previsto de inserción y el número de antenas o el patrón real alcanzado, como se indica por varios procesos de imagen no invasivos tales como la tomografía computarizada (CT), ultrasonido o resonancia magnética (MRI). También puede ser factible el uso de dicha información de planificación para ajustar la amplitud y la fase de potencia de cada uno de los aplicadores insertados según las indicaciones de un sistema controlado por computadora utilizando los patrones de energía predichos a partir del modelo numérico por computadora.

30 **[0022]** En una forma de realización de disposición de antenas en fase de la divulgación, un generador de microondas único se utiliza para proporcionar la energía de microondas para todos los aplicadores. El generador generalmente funciona a 915 MHz, que es una frecuencia de emisión comúnmente autorizado para aplicaciones

médicas. Este generador único está conectado a un pasivo, no-conmutado, divisor de potencia (divisor) de impedancia adaptada de microondas que se utiliza para dirigir energía simultáneamente a múltiples puertos que están conectados a una o más antenas dipolo de microondas tal como se describe para los aplicadores descritos anteriormente. Esta disposición proporciona aproximadamente idéntica energía simultáneamente a cada uno de los puertos de conexión de salida. Esta disposición proporciona también idéntica salida de fase de la energía de microondas en cada uno de los puertos de salida. Por lo tanto, cuando múltiples antenas están conectadas a los puertos del divisor de potencia, que tienen la misma potencia y fase relativa igual y por lo tanto se denominan correctamente una disposición de antenas en fase. Los cables que van a los puntos de radiación de cada antena se mantienen a la misma longitud eléctrica de manera que la energía radiada desde las antenas son de fase sincronizada y fase coherente. Fase sincrónica significa que existe una relación de fase fija entre la fase de la radiación de todas las antenas y la fase coherente significa que la fase relativa radiada desde cada antena es aproximadamente la misma. El uso de disposiciones de antenas en fase descritas aumenta el calentamiento en los espacios entre las antenas, proporcionando una mejor uniformidad de la coagulación del tejido objetivo proporcionando más absorción de energía que cuando se utiliza la conmutación de canales y otros métodos de funcionamiento de canal no simultáneo y sincronía fuera de fase.

[0023] Cuando se utiliza una disposición en fase de aplicadores, las antenas del aplicador se insertan en aproximadamente un patrón que corresponde con igual separación a lo largo de la circunferencia de un círculo de inserción alrededor del tejido a tratar. Esto proporciona aproximadamente igual separación entre las antenas a lo largo del perímetro de un patrón de inserción. Por lo tanto, un patrón de dos antenas se insertaría a una distancia de separación que representaría el diámetro de un círculo de inserción. Tres antenas formarían un patrón triangular, ya que son aproximadamente igualmente espaciados alrededor de la circunferencia de un patrón de inserción circular. Cuatro antenas formarían un patrón cuadrado. Las antenas deben ser aproximadamente paralelas al insertarse con el punto central de la radiación de cada antena insertada a aproximadamente la misma posición de profundidad con respecto al tejido a tratar a fin de tener los puntos de alimentación de radiación aproximadamente alineados lateralmente.

[0024] Como se ha indicado, el aplicador de la divulgación se puede utilizar como un aplicador único insertado en el tejido enfermo, o como una disposición de más de un aplicador posicionado en o alrededor del tejido enfermo. A fin de proporcionar la transferencia más eficiente de la energía de microondas desde el generador de microondas al tejido a tratar, las vías de flujo de la energía de microondas desde el generador de microondas a las antenas del aplicador deben estar adaptadas en impedancia y ajustadas para el número de aplicadores utilizados. Esto puede requerir diferentes sistemas con diferentes divisores de potencia que cuando se utiliza un aplicador único o cuando se utilizan múltiples aplicadores para formar una disposición. La presente descripción puede proporcionar un circuito especial divisor de potencia de modo que se puede utilizar un solo sistema para un aplicador único o para una pluralidad de aplicadores. Según la descripción, se proporciona al menos un circuito divisor de potencia para el acoplamiento del generador de energía de microondas para al menos un cable coaxial de suministro de energía de microondas para el suministro de energía de microondas desde el generador de microondas al aplicador de microondas. El al menos un circuito divisor de potencia tiene una entrada de potencia de microondas conectado al generador de microondas y una pluralidad de puertos de salida, en el que uno de la pluralidad de puertos de salida es un puerto de salida de conexión única para su uso cuando sólo un único cable coaxial de suministro de energía de microondas y aplicador de microondas está conectado con el circuito divisor de potencia, y los puertos de salida restantes de la pluralidad de puertos de salida son puertos de salida de conexión múltiple para el uso en el que dos o más cables coaxial de suministro de energía de microondas y aplicadores de microondas están conectados a dos o más puertos de salida de conexión múltiples del circuito divisor de potencia. El puerto de salida de conexión simple está adaptado en impedancia y ajustado para proporcionar una transferencia eficiente de la energía cuando se utiliza un aplicador único y los puertos de salida de conexión múltiple está adaptado en impedancia y ajustado para proporcionar la transferencia de energía eficiente cuando se utiliza un número de aplicadores desde dos hasta el número total de puertos de salida conexión múltiple proporcionados. De esta manera, si se utiliza un aplicador único, está conectado al puerto de salida de conexión único. Si se utilizan aplicadores múltiples, cada uno de los múltiples aplicadores está conectado a un puerto de salida de conexión múltiple diferente y no hay nada conectado al puerto de salida único.

[0025] Pueden proporcionarse medios para detectar si hay o no una antena conectada a un puerto de salida de potencia de microondas en particular, y si dicha antena está conectada a un puerto correcto. Esto se puede hacer si se utilizan termistor u otros sensores de temperatura resistivos en los aplicadores, como se describe anteriormente, y las señales de los sensores de temperatura de corriente continua sustancialmente se transmiten al controlador del sistema a través del cable coaxial de alimentación. En tal caso, el controlador del sistema puede detectar cuál de los puertos de salida tiene aplicadores conectados mediante la detección de si están presentes las señales de sensores de temperatura en tales puertos de salida. Al detectar el número de aplicadores conectados a los puertos de salida de un circuito divisor de potencia y para cuáles de los puertos de salida están unidos, el controlador del sistema puede determinar si se ha conectado un único aplicador, y si es así, si está correctamente conectado al puerto de salida de conexión simple, o si están conectados dos o más aplicadores, y si es así, si todos ellos están conectados correctamente a puertos de salida de conexión múltiple. El controlador del sistema puede proporcionar una señal de alarma si uno de múltiples aplicadores está unido al puerto de salida de conexión única o si un aplicador único está conectado a uno de los puertos de salida múltiple.

[0026] Además, cuando se utiliza aplicadores múltiples refrigerados por fluido en el que se hace circular fluido de refrigeración a través de los aplicadores, es necesario proporcionar una fuente de fluido de refrigeración y una línea de retorno para el fluido de refrigeración para cada uno de los aplicadores. Con el fin de hacer la conexión de un

número variable de aplicadores rápida y fácil, la divulgación puede proporcionar un sistema de circulación de fluido de refrigeración adaptado para conectar a y proporcionar circulación de fluido de refrigeración a un aplicador único hasta un número predeterminado de aplicadores múltiples. Tal sistema de circulación de fluido de refrigeración de la divulgación incluye una pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración, cada uno adaptado para ser conectado a una entrada de fluido de refrigeración del aplicador individual y una pluralidad igual de conectores de retorno de fluido de refrigeración cada uno adaptado para ser conectado a una salida de fluido de refrigeración del aplicador individual. Cada uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración incluye una válvula de cierre normalmente cerrada que se abre cuando está conectada a una entrada de fluido de refrigeración del aplicador. Esta válvula de cierre impide que el fluido fluya desde el conector de suministro de fluido de refrigeración, excepto cuando se conecta a una entrada de fluido de refrigeración. Cada uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración incluye una válvula de flujo de sentido único permitiendo fluir el fluido solamente hacia un conector de retorno de fluido de refrigeración. Esto evita que el fluido fluya hacia fuera del sistema a través de un conector de retorno de fluido de refrigeración, pero permitirá que el fluido de retorno fluya al sistema a través de tal conector cuando está conectado a una salida de fluido de refrigeración del aplicador.

5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65

[0027] Con este sistema de circulación de fluido de refrigeración, cuando sólo se usa un aplicador único, uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración está conectado a la entrada de fluido de refrigeración del aplicador único y uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración está conectado a la salida de fluido refrigeración del aplicador único. Esto proporcionará el flujo de fluido de refrigeración a través del aplicador único. No fluye fluido de refrigeración a través de cualquiera de los conectores de suministro de fluido de refrigeración o de los conectores de retorno de fluido de refrigeración que no están conectados al aplicador. Cuando se utiliza una pluralidad de aplicadores, uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración está conectado a la entrada de fluido de refrigeración de uno de la pluralidad de aplicadores, y uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración está conectado a la salida de fluido de refrigeración de uno de la pluralidad de aplicadores. Esto proporcionará un conector de suministro de fluido de refrigeración conectado a cada una de las salidas de fluido de refrigeración de los aplicadores y un conector de retorno de fluido de refrigeración conectado a cada una de las salidas de fluido de refrigeración del aplicador y con ello proporcionar un flujo de fluido de refrigeración a través de cada uno de la pluralidad de aplicadores conectados al sistema. Cualquier número de aplicadores de hasta el número total de conectores de suministro de fluido de refrigeración en el sistema de suministro de fluido se puede conectar al sistema de suministro de fluido. Una vez más, no fluirá fluido de refrigeración a través de ninguno de los conectores de suministro de fluido de refrigeración o de los conectores de retorno de fluido de refrigeración que no están conectados al aplicador.

[0028] Una realización de un sistema de circulación de fluido de refrigeración también puede incluir un depósito de fluido de refrigeración, una bomba conectada a la bomba de fluido de refrigeración desde el depósito de fluido de refrigeración a la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración, y un conducto de fluido que conecta la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración al depósito de líquido de refrigeración para permitir el flujo de fluido desde el conector de retorno del fluido de refrigeración al depósito de fluido. El depósito de fluido puede convenientemente tomar la forma de una bolsa estándar IV lleno de solución salina estéril.

[0029] El diseño de un espacio de separación estrecho entre la punta conductora de inserción del aplicador conductora y el extremo conductor de inserción del manguito exterior proporciona una zona de alta intensidad de microondas en el espacio que puede ser utilizado para coagular tejidos a lo largo de la pista de inserción si se aplica la energía de microondas cuando la antena de microondas se retira del tejido tratado. Esto proporciona la coagulación de tejidos y vasos sanguíneos que pueden estar a lo largo de la pista de inserción así como cualquier tejido enfermo que puede estar a lo largo de la pista cuando el aplicador se retira del tejido. Al proporcionar marcas de profundidad espaciadas regularmente en el aplicador alargado y retirando el aplicador del cuerpo vivo en coordinación con cadencia regular de sonidos, una velocidad sustancialmente constante de retirada del aplicador de un cuerpo vivo se puede lograr para la eficaz ablación de la pista. Además de las marcas de profundidad espaciadas regularmente, también se ha encontrado ventajoso proporcionar un marcado de advertencia visible en el exterior del cuerpo aplicador alargado en una posición a una distancia conocida hacia el extremo de fijación del aplicador de la parte del aplicador que crea la ablación de tejido (zona de calentamiento o zona de ablación). A medida que el aplicador se retira del tejido tratado, la aparición de esta marca de advertencia indica cuando la zona de la pista de ablación o coagulación se está acercando a la superficie de la piel exterior, de manera que la retirada del aplicador se puede detener en una posición deseada cerca de la zona de piel para evitar dañar tejido o de coagulación en el área de la piel.

[0030] Como se indica, una limitación que se encuentra en las antenas de microondas actuales que se utilizan para la coagulación y la ablación de microondas, en particular los aplicadores que funcionan a 915 MHz, es que el patrón de distribución de energía en general se extiende hacia atrás a lo largo del aplicador desde el extremo proximal de la zona de coagulación y ablación deseado alrededor de la porción de la energía de microondas del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador. Esto extiende indeseablemente la zona de coagulación y ablación a lo largo del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador más allá del tejido que se desea coagular o extirpar. Esto da lugar a un patrón de calentamiento en forma elíptica o de gota cuando la forma deseada para el patrón de distribución de la energía y de la coagulación y la zona de ablación es generalmente más esférica.

[0031] Los inventores teorizan que la cola de la zona de calentamiento producido por una antena de microondas que es causada por la energía de microondas que se extiende a lo largo del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador desde el extremo proximal de la zona de calentamiento deseada, y la extensión a menudo de continuación de esta cola a lo largo del aplicador durante la aplicación de energía de microondas, es causada por el secado del tejido, primero en la zona de calentamiento y ablación deseada alrededor de la antena de microondas, y luego a lo

largo del cuerpo del aplicador de la zona de calentamiento deseada hacia el extremo proximal del aplicador . La teoría es que a medida que el tejido se seca alrededor de la zona de calentamiento deseada, la constante dieléctrica de tejido disminuye y la longitud de onda de la energía de microondas en los tejidos aumenta. Como la longitud de onda de la energía de microondas en el tejido aumenta, la zona calentada por la energía aumenta a lo largo del aplicador hacia el extremo proximal y produce el calentamiento del tejido en esta nueva área en la que se extienden las microondas más largas. Este calentamiento seca este tejido para ampliar aún más la longitud de onda de las microondas en esta área que extiende aún más la zona de calentamiento a lo largo del eje del aplicador, por lo tanto calentando más y más los tejidos a lo largo del eje de aplicador hacia el extremo proximal del eje a lo largo del camino de inserción del aplicador. Además, o alternativamente, cuando se seca el tejido y reduce el valor de la constante dieléctrica del tejido, hay una mayor cantidad de campo eléctrico radiado que se concentra en el tejido secado que rodea la parte externa proximal del aplicador, cuya parte exterior por lo general está formada por un eje exterior metálico. Esto es debido al hecho de que la distribución del campo eléctrico que es perpendicular al metal del eje metálico y es inversamente proporcional al valor de la constante dieléctrica del tejido respectivo, varía con los límites entre el tejido húmedo y seco. Esto significa que las líneas de campo eléctrico que pasan perpendicularmente a través de las capas de tejido seco al eje de metal perpendicular están alteradas en su distribución relativa a los tejidos. Por ejemplo, si el valor de constante dieléctrica del tejido alrededor del eje se reduce en un factor de 10, como puede ser causada por la carbonización, habría un factor de aumento de 10 de la intensidad de campo eléctrico en la región seca y carbonizada que no sería atenuada tan rápidamente en comparación con la de los tejidos no secos a medida que se propaga a lo largo del cuerpo de metal exterior del aplicador hacia el extremo proximal. Esto podría aumentar aún más la longitud de la cola ahusada de la zona de calentamiento o de ablación en el tejido a lo largo de la parte de cuerpo proximal del aplicador.

[0032] Los inventores han averiguado que mediante el suministro de fluido, tal como una solución salina, al tejido a lo largo del eje de aplicador que se extiende desde aproximadamente el extremo proximal de la zona de calentamiento deseada hacia el extremo proximal del aplicador para reemplazar el líquido en estos tejidos y la prevención del secado de dicho tejido, la cola de la zona de calentamiento es limitada y que se mantiene sustancialmente constante en lugar de aumentar con el aumento de tiempo de calentamiento. Por lo tanto, mediante la inyección de fluido en el tejido a lo largo del eje de aplicador que se extiende desde aproximadamente el extremo proximal de la zona de calentamiento deseada hacia el extremo proximal del aplicador, el tejido en esta área mantiene su hidratación o contenido de humedad y limita la distancia de la cola que se extiende a lo largo del aplicador y sustancialmente impide el alargamiento continuo de la cola durante el tiempo de calentamiento. Como resultado, la zona de calentamiento y ablación llega a tener menos forma de gota y más forma esférica. Esto ocurre sin la necesidad de inyección de fluido en la zona de calentamiento deseada y a pesar de que el tejido en la zona de calentamiento deseada, por tanto, se seca durante el calentamiento. Con la inyección de fluido en el tejido en el área exterior indicada y proximal a la zona de calentamiento deseada, el aplicador puede ser diseñado y ajustado para producir una zona de calentamiento y ablación sustancialmente constante. El fluido puede ser suministrado al tejido de varias maneras. Si el aplicador incluye un sistema de refrigeración de fluido del aplicador, el fluido que se inyecta en el tejido puede ser una porción del fluido de refrigeración del sistema de refrigeración del aplicador que se dirige desde el sistema de refrigeración hacia el tejido, o, con o sin un sistema de refrigeración fluido, el fluido puede ser proporcionado específica y directamente al tejido para mantenerlo en una condición humedecida.

[0033] Si se desea la inyección de fluido en el tejido cuando se utiliza un aplicador que tiene un sistema de refrigeración en que circula fluido de refrigeración a través del aplicador, tal como se describe para el ejemplo de realización ilustrada de la divulgación, el manguito conductor exterior y/o el puente puede estar provista de uno o más aberturas a su través para permitir que una porción del fluido de refrigeración cuando circula en el aplicador fluya desde el aplicador hacia el tejido que rodea al aplicador adyacente al extremo proximal de la zona de calentamiento y ablación deseada creada por el aplicador y que se extiende a una distancia desde el extremo proximal del calentamiento deseado y zona de ablación hacia el extremo proximal del aplicador. Las una o más aberturas están dimensionadas y situadas de modo que permite sustancialmente una cantidad predeterminada de flujo de fluido en el tejido durante la circulación de fluido en el aplicador para mantener la humedad en el tejido durante el funcionamiento del aplicador.

[0034] Además, como se ha indicado, dependiendo del tamaño y la forma de la masa de tejido enfermo a tratar, que puede ser una ventaja para el uso de microondas de 2450 MHz en algunas situaciones y a la utilización de microondas de 915 MHz en otras situaciones. En una realización adicional de la descripción, un sistema de ablación por microondas incluye un generador de microondas de 915 MHz y un generador de microondas de 2450 MHz con una fuente de alimentación común y un sistema de control común para proporcionar conexiones de salida para un aplicador adaptado para aplicar microondas de 2.450 MHz de frecuencia al tejido a tratar y/o para uno o más aplicadores adaptados para la aplicación de las microondas de frecuencia de 915 MHz a los tejidos a tratar. El sistema puede ser tal como para proporcionar una u otra frecuencia seleccionada para un procedimiento de tratamiento particular, o puede estar adaptado para proporcionar una salida de ambas frecuencias simultáneamente o multiplexadas para proporcionar ambas frecuencias sobre una base sustancialmente simultánea, o sobre una base temporizada donde se proporciona una frecuencia para un intervalo de tiempo predeterminado y, a continuación se proporciona la otra frecuencia para un intervalo de tiempo predeterminado. Tal sistema puede proporcionar el uso de cualquiera de las microondas de 915 MHz o 2.450 MHz durante diferentes procedimientos de tratamiento o puede proporcionar tanto microondas de 915 MHz y como de 2450 MHz durante el mismo procedimiento de tratamiento bajo control común por el sistema operativo individual.

DIBUJOS

[0035] Otras características de la divulgación serán más fácilmente evidentes a partir de la siguiente descripción detallada cuando se lea en conjunción con los dibujos en los que los dibujos adjuntos muestran los mejores modos contemplados actualmente para llevar a cabo la invención, y donde:

La figura 1 es un alzado lateral de un aplicador;

- 5 La figura 2 es una sección vertical de una porción del aplicador de la Fig. 1;
 La figura 3 es una vista seccionada en perspectiva de una porción del aplicador de la Fig. 2;
 La figura 4 es una sección vertical de la porción de la empuñadura del aplicador de la Fig. 1;
 La figura 5 es un diagrama de circuito de las conexiones eléctricas dentro de la porción de empuñadura del aplicador, como se muestra en la Fig. 4;
- 10 La figura 6 es una vista seccionada en perspectiva de otra realización de la empuñadura para el aplicador
 La figura 7 es un diagrama de bloques de un sistema para la terapia de microondas usando el aplicador;
 La figura 8 es un diagrama de bloques de un divisor de potencia y el multiplexor para su uso con el sistema de la divulgación cuando se utiliza una disposición de una pluralidad de aplicadores;
 La figura 9 es un alzado lateral del aplicador mostrado en la Fig. 1, que muestra marcas de profundidad adicionales a lo largo del aplicador;
- 15 La figura 10 es una sección vertical similar a la de la Fig. 2 de una realización diferente del aplicador;
 La figura 11 es una representación esquemática de un sistema de circulación de fluido de refrigeración de la invención;
 La figura 12 es una representación generada por ordenador de un patrón de calentamiento producido por un aplicador de la divulgación, en el que se permite que el tejido a lo largo de la parte proximal del aplicador se seque y carbonice;
- 20 La figura 13 es una representación generada por ordenador similar a la de la Fig. 12 de un patrón de calentamiento producido por el mismo aplicador tal como se utiliza para la Fig. 12, en el que el fluido se inyecta en el tejido a lo largo de la porción proximal del aplicador para limitar el secado y la carbonización de tal tejido;
- 25 La figura 14 es una sección vertical similar a la de la Fig. 10 de una realización diferente del aplicador con puertos de inyección de fluidos;
 La figura 15 es una sección vertical similar a la de la Fig. 2 de una realización diferente del aplicador con puertos de inyección de fluidos;
 La figura 16 es una sección vertical similar a la de las Figs. 10 y 14 de una realización diferente del aplicador con puertos de inyección de fluidos y sin una vía de retorno de fluido de refrigeración;
- 30 La figura 17 es una sección vertical similar a la de las Figs. 2 y 15 de una realización diferente del aplicador con puertos de inyección de fluidos y sin una vía de retorno de fluido de refrigeración;
 La figura 18 es una representación esquemática de un sistema de circulación de fluido de refrigeración similar a la de la Fig. 11, pero sin la línea de fluido de retorno y los conectores de retorno de fluido, y utilizable con los aplicadores de las figuras. 17 y 18;
- 35 La figura 19 es una representación esquemática de un sistema de circulación de fluido de refrigeración de la divulgación sin la línea de retorno de fluido, conectores de retorno de fluido, y bomba de fluido, y utilizable con los aplicadores de las figuras. 17 y 18; y
 La figura 20 es un diagrama de bloques que muestra una realización de un sistema de frecuencia dual de ablación de la divulgación.
- 40

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES ILUSTRADAS

45 **[0036]** A continuación se hará referencia a las realizaciones ejemplares ilustradas en los dibujos y se utilizará lenguaje específico en el presente documento para describir la misma. No obstante, se entenderá que ninguna limitación del alcance de la invención se pretende con ello.

[0037] Una realización de un aplicador de microondas de la divulgación para la coagulación de microondas y tratamiento de ablación de tejido enfermo dentro del tejido cuerpo vivo se ilustra en la Fig. 1. El aplicador, que se refiere generalmente como 10, incluye una empuñadura 12 de la que se extiende un cuerpo aplicador alargado sustancialmente rígido 14 con una punta de inserción 16 que forma la porción extrema de inserción del aplicador para la inserción en una región de tejido del cuerpo vivo. El cuerpo aplicador alargado sustancialmente rígido 14 incluye un manguito conductor externo 18 que se extiende desde la empuñadura 12, un puente conductor 20, la punta de inserción conductora 16, y un collar dieléctrico 22 situado entre la punta de inserción 16 y el puente 20. Como se puede ver, el collar dieléctrico 22 se une a la punta de inserción conductora 16 tanto al puente 20 y a través del puente 20 al manguito conductor exterior 18. Los diámetros exteriores de las partes expuestas de la funda exterior conductora 18, el puente conductor 20, el collar dieléctrico 22, y la punta de inserción 16 (que puede estar afilada en su extremo de inserción 17), son todos aproximadamente iguales a fin de formar un cuerpo aplicador alargado liso y continuo para la inserción en el tejido del cuerpo vivo. El cuerpo aplicador alargado puede estar recubierto con un material dieléctrico resistente a la adherencia tal como Teflón, que no se muestra. Una empuñadura de pistola 24 permite que la empuñadura sea asida fácilmente para la manipulación del aplicador.

50
55
60

[0038] El aplicador tiene una porción de antena de microondas 25 hacia la punta de inserción del cuerpo aplicador alargado 14 para radiar la energía de microondas desde la porción de la antena hacia el tejido del cuerpo vivo. La energía de microondas se transmite desde la empuñadura 12 a través del cuerpo aplicador alargado a la porción de antena por una línea coaxial de transmisión de microondas 26, Figs. 2 a 4, dentro del cuerpo aplicador alargado y tiene un conductor interior 29 y un conductor exterior 27 separados por un material dieléctrico 28 situado entre ellos. Aunque no se requiere, la línea de transmisión coaxial 26 puede ser un cable coaxial semi-rígido con conductores de

65

cobre interior y exterior y un Teflón o teflón y material dieléctrico de aire. No se utiliza ningún material dieléctrico aislante externo. Tal cable coaxial tendrá generalmente alrededor de una impedancia de cincuenta ohmios que proporciona una buena adaptación de impedancia al generador de microondas y a las características típicas de tejidos de cuerpo vivo.

5 **[0039]** El diámetro exterior de la línea de transmisión coaxial (también el diámetro exterior del conductor exterior 27 de la línea de transmisión coaxial) es menor que el diámetro interior del manguito conductor exterior 18 de modo que se proporciona un espacio 82 entre la línea de transmisión y el manguito conductor exterior. Este espacio será denominado como un espacio de fluido de refrigeración. El puente conductor 20 está situado alrededor y en contacto eléctrico tanto con la porción de extremo de inserción 83 del conductor exterior de la línea de transmisión 27, y el
10 manguito conductor exterior 18. El puente 20 incluye una porción de extremo de diámetro exterior reducido 84 hacia el extremo de la empuñadura del aplicador dimensionado para encajar en el espacio 82 entre la superficie exterior del conductor exterior 27 de la línea de transmisión coaxial 26 y la superficie interior del manguito conductor exterior 18. El puente 20 se puede soldar a tanto el conductor exterior 27 como al manguito exterior 18 para asegurar buena conexión eléctrica. La soldadura también asegurará el puente 20 al manguito exterior 18 para una fuerte conexión del puente 20 al manguito 18. Sin embargo, el puente 20 se puede fijar al manguito 18 y, si se desea, al conductor exterior 27, por un agente de unión, tal como un material adhesivo epoxi. Si el agente de unión es conductor, se puede sustituir la soldadura. Con esta conexión, el puente 20 cierra o bloquea el espacio del fluido de refrigeración 82 hacia el extremo de inserción 85 del manguito conductor exterior 18.

20 **[0040]** El puente 20 se extiende más allá del extremo real 86 del conductor exterior para formar una porción de puente 87 de diámetro ampliado. El extremo de inserción de la porción del puente de diámetro ampliado 87 puede admitir una porción de montaje 88 de diámetro reducido de la punta del aplicador 16 con el collar de dieléctrico 22 sobre el mismo. El collar dieléctrico 22 se ajusta sobre la porción de montaje 88 de diámetro reducido de la punta del aplicador 16, y en sí tiene una porción de inserción de diámetro reducido 89 que se ajusta en la porción de puente 87 de diámetro ampliado. Esta disposición de interajuste produce una fuerte conexión de la punta al resto del aplicador,
25 con el collar dieléctrico 22 estando unido a la punta y al puente por un material adhesivo tal como epoxi.

[0041] El collar de dieléctrico 22, que se coloca entre el puente 20 y la punta 16, aísla eléctricamente la punta 16 del puente 20 y del manguito conductor exterior 18. Puesto que el puente 20 está conectado eléctricamente al conductor exterior 27 de la línea de transmisión coaxial 26, el puente 20 se convierte en una extensión del conductor exterior 27 y el extremo de inserción 90 del puente conductora 20 se convierte en el extremo de inserción efectivo del
30 conductor exterior 27. El conductor interior 29 de la línea de transmisión coaxial se extiende hacia el extremo de inserción del aplicador más allá del extremo de inserción 91 del material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial 28 a un extremo de inserción conductor interior 92. Sin embargo, tanto el extremo de inserción 91 del material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial como extremo de inserción 92 del conductor interno de la línea de transmisión coaxial están dentro de la porción de puente de diámetro ampliado 87 del puente 20 y no se extienden
35 más allá del extremo de inserción 90 del puente 20.

[0042] La porción de montaje de diámetro reducido 88 de la punta del aplicador 16 también incluye una pestaña en punta 93 se extiende desde allí hacia el extremo de la empuñadura del aplicador y el extremo de inserción 91 de la línea de transmisión coaxial dieléctrica 28. La pestaña en punta 93 se coloca de modo que la extensión del conductor interior de la línea de transmisión coaxial 29 más allá del extremo 91 de la línea de transmisión coaxial dieléctrica 28 es adyacente y se puede fijar en contacto eléctrico, como por ejemplo mediante soldadura, a la
40 pestaña en punta 93. Con esta disposición, el conductor interior 29 no se extiende hasta la punta 16, sino que es meramente adyacente y conectado eléctricamente a la pestaña en punta 93.

[0043] Como está construido, el manguito exterior conductor 18 puede ser de un material metálico tal como acero inoxidable, la punta conductora y el puente pueden estar formados de un material metálico tal como latón o acero inoxidable, y el collar aislante dieléctrico puede estar formado de un material de plástico sustancialmente rígido. Todas estas partes se pueden unir usando un adhesivo epoxi. Además, mientras que la construcción descrita para esta forma de realización ilustrada proporciona una forma de realización de una antena de microondas hacia el extremo de inserción del aplicador, se pueden usar diversas otras construcciones de aplicador para formar una antena de microondas hacia el extremo de inserción del aplicador y para formar un extremo de inserción del aplicador. Por ejemplo, la Fig. 10 muestra una realización alternativa de la porción de inserción del aplicador en donde no se utiliza un puente. Como se muestra en la Fig. 10, la punta de inserción del aplicador conductor 16 está conectado directamente al manguito conductor exterior 18 mediante collar dieléctrico 22 que aísla eléctricamente la punta de inserción del aplicador conductor del manguito conductora exterior 18. También, el extremo del collar dieléctrico 22 hacia el extremo de fijación del aplicador se extiende en el espacio 82 entre el manguito conductor exterior 18 y el conductor exterior 27 de la línea coaxial de transmisión de microondas 26 para aislar eléctricamente el manguito conductor exterior 18 del conductor exterior 27. En esta realización, el manguito conductor exterior 18 no está eléctricamente conectado al conductor exterior 27. El collar dieléctrico 22 también forma el extremo hacia el extremo de inserción del aplicador del espacio de fluido de refrigeración 82. De manera similar a la construcción mostrada en la Fig. 2, la punta de inserción 16 incluye una pestaña de punta 93 que está acoplada al conductor interior 29. Esta construcción de la antena y la inserción final del aplicador también se ha encontrado satisfactoria para el uso en la divulgación.

[0044] Como se muestra en la Fig. 1, el cuerpo aplicador alargado 14 se extiende desde la empuñadura 12. Como se muestra en la Fig. 4, el manguito conductor exterior 18 está fijado en la parte delantera 13 de cuerpo de la empuñadura 15 y en el extremo delantero del depósito de líquido de refrigeración 38, cuyo depósito de fluido de refrigeración 38 está montado dentro de cuerpo de la empuñadura 15. El depósito de fluido de refrigeración 38 incluye dos cámaras de depósito 34 y 36 separados por manguito de guía 40 que se extiende desde la conexión a la
65

partición del depósito 35 en el manguito conductor exterior 18 y dentro del manguito conductor exterior 18 hacia el extremo de inserción del aplicador. El manguito de guía 40 puede ser un manguito de plástico de pared delgada de plástico de poliimida tal como Kapton. La unión del manguito conductor exterior 18 al cuerpo de la empuñadura 15 y el depósito de fluido 38, y la unión del manguito de guía 40 a la partición del depósito 35, puede ser con pegamento, 5
epoxi, u otro agente de unión. La línea de transmisión coaxial 26 se extiende a través de depósito de líquido de refrigeración 38 y hacia el manguito de guía 40. La línea de transmisión coaxial 26 se extiende a través de toda la longitud del manguito de guía 40 y más allá del extremo de inserción del manguito de guía 41, figura 2, y en el puente 20.

[0045] Como se ve en las Figs. 2 y 4, el manguito de guía 40 se extiende dentro del espacio de fluido de refrigeración 82 entre el exterior de la línea de transmisión coaxial 26 y el interior del manguito conductor exterior 18. El manguito de guía 40 divide el espacio de fluido de refrigeración 82 en un espacio de fluido de refrigeración interior 42 y un en un espacio de fluido de refrigeración exterior 43 a lo largo de la longitud del manguito de guía 40 en el espacio 82. El espacio de fluido de refrigeración interior 42 está formado entre la superficie exterior de la línea de transmisión coaxial 26 y la superficie interior del manguito de guía 40 y el espacio de fluido de refrigeración exterior 43 está formado entre la superficie exterior del manguito de guía 40 y la superficie interior del manguito conductor exterior 18. La cámara de depósito 34 se comunica con el espacio de fluido de refrigeración interior 42 y el depósito de la cámara 36 se comunica con el espacio de fluido de refrigeración exterior 43. 15

[0046] Mientras que cualquiera cámara de depósito 34 o 36 podría ser una entrada de fluido de refrigeración o una salida de fluido de refrigeración, se ha averiguado para la facilidad de colocación del sensor de temperatura, como se explicará con respecto a la ubicación del sensor de temperatura 60, que la cámara de depósito 34 puede ser el depósito de entrada de fluido y la cámara de depósito 36 puede ser el depósito de salida de fluido de refrigeración. En tal caso, el fluido de refrigeración al aplicador fluiría desde una fuente de fluido de refrigeración, no mostrado, a través del tubo 30 en la cámara de depósito 34. Desde la cámara de depósito 34, el fluido de refrigeración fluye a través del espacio interior de fluido de refrigeración 42 a lo largo de la superficie exterior de la línea de transmisión coaxial 26 para enfriar la superficie exterior de la línea de transmisión coaxial 26. Como previamente se indica en lo que se refiere a la Fig. 2, el espacio de fluido de refrigeración 82 dentro del que se extiende el manguito de guía 40 se bloquea en la porción de extremo de inserción del manguito conductor exterior 18 por la porción de diámetro reducido 84 del puente 20 que encaja en el y bloquea el extremo de inserción del espacio 82. Como se ve en la Fig. 2, el extremo de inserción 41 del manguito de guía 40 finaliza antes de llegar al extremo del espacio 82 creado por el puente 20 a fin de dejar una parte de espacio de fluido sin dividir que conecta el espacio fluido de refrigeración interior 42 y el espacio fluido de refrigeración exterior 43. Por lo tanto, mientras el fluido de refrigeración que fluye en el espacio de fluido de refrigeración interior 42 hacia el extremo de inserción del aplicador alcanza el extremo de inserción 41 del manguito de guía 40, que desemboca en el espacio sin dividir 82 alrededor del extremo de inserción 41 del manguito de guía 40 en el espacio de fluido de refrigeración exterior 43 y fluye a lo largo de la superficie interior del manguito conductor exterior 18 de vuelta a la cámara de depósito 36 y fuera del tubo de salida de fluido 32 de retorno a la alimentación de fluido a enfriar y recircular o a un drenaje de fluido. 20
25
30

[0047] Como se muestra en la Fig. 4, la energía de microondas se proporciona al aplicador desde un generador de microondas, no mostrado, por un cable coaxial de suministro de energía de microondas 46 que proporciona una vía para que la energía de microondas desde el generador hasta el aplicador. El cable coaxial de suministro de energía de microondas 46 es típicamente un cable coaxial flexible de cincuenta ohmios que contiene un conductor interior o central 48, un conductor externo 49 y un separador dieléctrico 50 entre los mismos. En la realización ilustrada, se proporciona la conexión entre el cable flexible de suministro de energía de microondas coaxial 46 y la línea semi-rígida de transmisión coaxial 26 a través de un circuito de acoplamiento en una tarjeta de circuito impreso 58 que soporta un pequeño chip de condensadores chip y resistencia, (véase también la Fig. 5 que es un diagrama de circuito de los circuitos de la Fig. 4). El cable coaxial de suministro de energía de microondas de conductor central 48 está conectado por la vía metálica conductora 51 en la tarjeta de circuito 58 al condensador 52 que está conectado al conductor interior 29 de la línea de transmisión coaxial 26. El cable coaxial de suministro de energía de microondas del conductor exterior 49 está conectado por elemento conductor o cable 47 a la vía metálica conductora 53 en la tarjeta de circuito 58 que está conectado al conductor externo 27 de la línea de transmisión coaxial 26. Esto proporciona una vía directa para que las corrientes de microondas circulen entre los conductores exteriores. El diagrama del circuito de la Fig. 5 muestra un condensador 55 conectado entre los dos conductores exteriores 49 y 27 que no es necesario y no se muestra en la Fig. 4, pero puede ser ventajoso incluirlo para proporcionar un mayor aislamiento de la antena de microondas de las corrientes de corriente continua en el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas 46. 40
45
50

[0048] Un sensor de temperatura en forma de un termistor 60 se coloca sobre el manguito conductor exterior 18 y unido a él por lo que está a aproximadamente la misma temperatura que el manguito conductor exterior 18. El termistor 60, cuando se coloca en la ubicación que se muestra en la Fig. 4, mide la temperatura del manguito conductor exterior 18 en torno a su extremo de la empuñadura, que estará aproximadamente a la temperatura del fluido de refrigeración después de fluir a través del cuerpo aplicador alargado 14. El termistor 60 se puede situar en otros lugares que le permiten indicar la temperatura aproximada del fluido de refrigeración después de o durante el flujo a través del aplicador. Cuando se sitúa como se muestra, el termistor 60 mide la temperatura aproximada del fluido de refrigeración entre el manguito guía 40 y el manguito conductor exterior 18 mientras el líquido de refrigeración vuelve a la cámara de depósito de salida de fluido de refrigeración 36 después de fluir a través de los espacios de fluido de refrigeración interior y exterior 42 y 43. El fluido de refrigeración habrá alcanzado en esta ubicación aproximadamente su temperatura más alta. El Termistor 60 podría estar situado en el propio fluido de refrigeración, si se desea, tal como en la cámara de depósito de salida del fluido de refrigeración 36. La función de 55
60
65

este termistor 60 es proporcionar una indicación de que el fluido de refrigeración está realmente fluyendo en el interior del aplicador cada vez que la energía de microondas es aplicada. Durante la aplicación de energía de microondas, la energía de microondas provoca un auto calentamiento de la línea de transmisión coaxial 26 en el aplicador. Esto aumenta la temperatura de la línea de transmisión coaxial 26 calentando de este modo las partes circundantes entre el termistor 60 y de la línea de transmisión coaxial 26. Sin la circulación del fluido de refrigeración, el manguito conductor exterior del aplicador 18 puede alcanzar temperaturas que pueden dañar el tejido normal. El flujo de fluido de refrigeración en el interior del aplicador a lo largo de la línea de transmisión coaxial 26 y del manguito conductor exterior 18 elimina gran parte de ese calor generado para que el termistor 60 permanecen más frío cuando el fluido de refrigeración fluye que cuando no hay flujo de fluido. Si el flujo de fluido se detiene o está restringido, el fluido se calentará a una temperatura más alta que cuando fluye correctamente. Cuando fluye correctamente, el manguito conductor exterior del aplicador 18 se mantendrá por debajo de la temperatura que daña el tejido.

[0049] Un termistor es un dispositivo eléctrico de resistencia que varía su resistencia en función de su temperatura. Los dos cables 62a y 62b de termistor 60 están conectados a través del condensador 56. El cable 62a se conecta al condensador 56 y también se conecta directamente al conductor externo 49 del cable coaxial flexible 46. El cable 62b se conecta al lado opuesto del condensador 56 y también a un lado de la resistencia 54 a través de una vía metálica conductora 57. El otro lado de la resistencia 54 se conecta a la vía metálica conductora 51 a través de un cable o un vía metálica conductora 59. Por lo tanto, el termistor 60 está conectado eléctricamente entre el conductor interior 48 y el conductor exterior 49 del cable coaxial flexible 46. Esto permite que la resistencia del termistor 60 sea supervisada por una corriente eléctrica directa que se pasa desde el conductor central 48 a través de la vía metálica conductora 51 y 59 a la resistencia 54 y a la vía metálica conductora 57 y cable 62b al termistor 60 y de vuelta a través del cable 62a y cable 47 al conductor exterior 49 del cable coaxial flexible 46. El condensador 52 impide que la corriente eléctrica directa fluya en el conductor interno 29 de la línea de transmisión coaxial 26 y por lo tanto evita que la corriente eléctrica directa fluya dentro de la antena del aplicador y del cuerpo vivo en el que se inserta el aplicador. Si el condensador 55 se proporciona en el circuito, se evita que la corriente eléctrica directa fluya en el conductor exterior 27 de la línea de transmisión coaxial 26 para asegurar, además, que la corriente eléctrica directa no fluya en la antena y en el cuerpo vivo en el que el aplicador está insertado. Este circuito descrito permite que el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas sirva un doble propósito. La corriente continua para el control de la resistencia del termistor 60 pasa a través del cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas 46, junto con la energía de microondas que fluye a través del cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas 46 desde el generador de energía de microondas al aplicador. Con la disposición descrita, la señal que indica la temperatura se conduce entre el termistor y el controlador de sistema a través de los mismos dos conductores del cable coaxial 48 y 49 que llevan la potencia de microondas desde el generador de microondas al aplicador. Esto elimina la necesidad de cables adicionales por separado desde la empuñadura al controlador del sistema para llevar la señales de temperatura del termistor.

[0050] Como se ha indicado, la señal del termistor 60 proporciona una indicación al controlador del sistema de la temperatura del manguito conductor exterior y del fluido de refrigeración que circula en el aplicador. Con la potencia de microondas aplicada al aplicador, que resulta en el calentamiento de la línea de transmisión coaxial 26, siempre y cuando el fluido de refrigeración está fluyendo adecuadamente en el aplicador, la temperatura del termistor 60 se mantendrá baja. Si el fluido de refrigeración deja de fluir en el aplicador o el flujo está restringido por alguna razón, la línea de transmisión coaxial 26 comenzará a calentarse y la temperatura del manguito conductor exterior 18 y de cualquier fluido que no fluye o que fluye lentamente en el aplicador también aumentará. Esto aumenta la temperatura del termistor 60. Este aumento de la temperatura medida del termistor 60 proporciona una indicación de que el fluido de refrigeración no fluye correctamente y el controlador del sistema puede activar una alarma o activar otra acción correctora.

[0051] La Fig. 6 muestra una vista en perspectiva seccionada de una empuñadura similar a la de la Fig. 4, pero con una configuración ligeramente diferente de cuerpo de la empuñadura 45 y diferente orientación de los tubos de salida 32 de los tubos desde las cámaras de depósito 34 y 36. Sin embargo, la configuración de los componentes de la empuñadura es sustancialmente la misma y los componentes se numeran de la misma manera como en la fig. 4. Los cables del termistor 40 no se muestran. La fig. 6 da una mejor ilustración de la construcción real de la empuñadura del aplicador.

[0052] Como puede apreciarse a partir de la explicación anterior, además de proporcionar un medio por el que el aplicador se puede mantener y manipular para la inserción en el cuerpo vivo, la empuñadura 12 sirve como una interfaz entre el cuerpo aplicador alargado sustancialmente rígido 14 y el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas que se extiende desde el generador de microondas al aplicador, proporciona la inserción de las señales de temperatura en el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas y sirve como una interfaz entre las mangueras flexibles de fluido a partir de y a una fuente de fluido de refrigeración y al depósito de fluido de refrigeración. Pueden ser utilizados varias configuraciones de empuñaduras. Mientras que el cable coaxial flexible de suministro energía de microondas y las mangueras flexibles de fluido se muestra extendiéndose desde el extremo de la empuñadura (y podrían estar encerrados en una funda, si se desea), los conectores podrían proporcionarse directamente en la empuñadura de manera que el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas podría ser conectado a y desconectado desde empuñadura y de modo que las mangueras de fluido flexibles también podrían estar conectadas a y desconectadas desde la empuñadura. En la realización mostrada en la Fig. 4, el cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas 46 y las mangueras flexibles de fluido 30 y 32 se muestran que van juntas en una relación lado a lado en la empuñadura 12 y entrando en una funda 154 que se extiende fuera del extremo de la empuñadura de pistola 24 para mantener el cable y las mangueras juntas por una distancia que se

extiende desde la empuñadura. Esto permite una más fácil maniobra del aplicador durante el uso. Las mangueras 30 y 32 y el cable 46 se extienden desde el extremo 156 de la funda 150 y esas mangueras terminan en conectores de manguera 158 y 160 adaptadas para la conexión a un conector de manguera de suministro de fluido de refrigeración y un conector de la manguera de retorno de fluido de refrigeración. El cable coaxial 46 termina en un conector de cable 162 adaptado para conectarse a un cable de suministro de energía de microondas adicional. Se pueden usar diversos materiales para la funda 154. Se ha encontrado satisfactorio para proporcionar una buena cobertura exterior para mejorar la manipulación y el almacenamiento del aplicador, y para permitir que el calor generado por el cable coaxial pase fácilmente a través de él, la utilización un material trenzado de plástico que funcionan como los antiguos "trenzados chinos" para apretar alrededor del cable encerrado y las mangueras.

5
10 **[0053]** La fig. 7 es un diagrama de bloques funcional de un sistema básico de la descripción como se describe anteriormente usando un aplicador único para el tratamiento del paciente. Una interfaz de operador 61, tal como una pantalla de ordenador y teclado o una pantalla táctil simple, se proporciona para la visualización y control de los controles del sistema y los procedimientos de tratamiento. La interfaz de usuario está conectada a un controlador del sistema 64, tal como un procesador de ordenador, por un cable 63. El controlador proporciona el control y la supervisión a un generador de microondas 68 a través de un cable 66. El generador 68 tiene un oscilador de microondas donde la amplitud de potencia puede ser controlada y supervisada por el controlador 64 incluyendo la medición tanto de la potencia directa y reflejada a la salida del generador 68. La energía de microondas generada luego se dirige a un circuito multiplexor y divisor de potencia 74 por un cable de línea de transmisión 70, tal como un cable coaxial. La ruta de acceso de microondas en el interior del circuito multiplexor y divisor de potencia 74 contiene una vía de microondas de impedancia adaptada que dirige la energía de microondas al aplicador 10 de cuerpo alargado 14 por un cable coaxial flexible de suministro de energía de microondas 72. Como se ha descrito, dentro del aplicador 10 hay una vía de corriente continua que fluye a través de un termistor de detección de temperatura que permite una corriente continua fluir también a través del cable coaxial de suministro de energía de microondas 72. Esta corriente que se utiliza para medir la temperatura dentro del cuerpo aplicador alargado 14 está separada de la señal de potencia de microondas en la porción de multiplexor del circuito multiplexor y divisor de potencia 74 y se envía a lo largo de una vía de circuito de corriente continua 76 que se dirige a un circuito de control de la temperatura 78. El circuito de control de la temperatura 78 dirige entonces una señal de retorno de temperatura de nuevo al controlador 64 a través de un cable 80 para permitir que el controlador supervise y controle los niveles de potencia microondas generados por el generador de microondas 68 para limitar la potencia de microondas transmitida al aplicador si se miden temperaturas excesivas en el aplicador 10. El circuito de control de temperatura 78 puede ser parte del controlador 64.

20
25
30 **[0054]** En muchos casos, se desea proporcionar el tratamiento del paciente mediante una disposición en fase de aplicadores en lugar de un aplicador único. Cuando se utiliza una disposición en fase, una pluralidad de aplicadores se inserta en el paciente en la orientación aproximadamente paralela en un patrón aproximadamente uniformemente separado a lo largo de la circunferencia de un círculo de inserción alrededor del tejido a tratar. Cada aplicador debe ser insertado de modo que la antena radiante está aproximadamente en la misma posición de profundidad con respecto al tejido a tratar a fin de tener los puntos de alimentación de radiación aproximadamente alineados lateralmente. El uso de aplicadores múltiples en disposición en fase generalmente permite un mejor control de los aplicadores para producir una mejor uniformidad de la deposición de potencia, temperatura, y/o coagulación del tejido a lo largo de un volumen de tumor a tratar y en particular en los márgenes tumorales que cuando se utiliza un aplicador único. El uso de disposiciones en fase también puede reducir el calentamiento por microondas a lo largo de los ejes de los aplicadores debido al acoplamiento transversal de la energía entre las antenas que están impulsadas en fase y separadas por una distancia que proporciona la cancelación de potencia parcial a lo largo de la parte exterior de los aplicadores insertados y un aumento en el calentamiento del tejido entre estos aplicadores insertados. Con disposiciones en fase, la planificación del tratamiento previo se puede utilizar para proporcionar un patrón de inserción ideal y aplicación de potencia y fase a la disposición de aplicadores para producir y controlar el calentamiento deseado. El tratamiento con ello se optimiza y controla mediante la ayuda de una cálculo numérico de cualquier patrón previsto de inserción y el número de antenas o el patrón real alcanzado, como se indica por varios procesos de imagen no invasivos tales como la tomografía computarizada (CT), ultrasonido o resonancia magnética (MRI). La amplitud y la fase de energía de cada uno de los aplicadores insertados se pueden ajustar según las instrucciones de un sistema controlado por ordenador utilizando los patrones de potencia predichos a partir del modelo numérico por computadora. Además, pueden ser tomadas las mediciones reales de temperatura y compararse con los patrones de energía predichos y temperaturas previstas y el sistema de control para compensar las diferencias.

35
40
45
50
55 **[0055]** En una forma de realización de la disposición en fase de la divulgación, se utiliza un único generador de microondas para proporcionar la potencia microondas para todos los aplicadores. El generador generalmente funciona a 915 MHz, que es una frecuencia de emisión comúnmente autorizada para aplicaciones médicas. Este único generador está conectado a un divisor de potencia de microondas (divisor) adaptado en impedancia, pasivo, "no-conmutado", que se utiliza para dirigir simultáneamente potencia a varios puertos que están conectados a una o más antenas de dipolo de microondas tal como se describe para los aplicadores descritos anteriormente. Esta disposición proporciona aproximadamente igual potencia simultáneamente a cada uno de los puertos de conexión de salida. Esta disposición también proporciona una salida de fase igual de la energía de microondas en cada uno de los puertos de salida. Por lo tanto, cuando múltiples antenas están conectadas a los puertos del divisor de potencia, que tienen la misma potencia e igual fase relativa y por lo tanto se denominan correctamente una disposición de las antenas en fase. Los cables que van a los puntos de radiación de cada antena se mantienen a la misma longitud eléctrica de manera que la energía radiada desde las antenas están sincronizadas en fase y en fase

coherente. Sincronizadas en fase significa que existe una relación de fase fija entre la fase de la radiación de todas las antenas y fase coherente significa que la fase relativa radiada desde cada antena es aproximadamente la misma. Dado que son deseables diferentes patrones de la disposición para diferentes tratamientos optimizados, y los tratamientos deseados pueden utilizar un aplicador único o un número variable de múltiples aplicadores, es deseable tener un sistema que pueda alimentar y controlar un aplicador único o un número múltiple de aplicadores. Sin embargo, los sistemas actuales generalmente están diseñados para optimizar el suministro eléctrico ya sea a un solo aplicador o para un número determinado de múltiples aplicadores. Esto no proporciona la flexibilidad deseada para configurar diferentes disposiciones usando un único sistema de suministro. También sería deseable en sistemas de alimentación de la disposición tener una indicación de si existe o no una antena conectada a un puerto de salida de potencia de microondas particular y una indicación de si las antenas están conectadas correctamente.

[0056] La fig. 8 muestra una realización de un circuito multiplexor y divisor de potencia según la invención que proporciona para la separación de señales de temperatura a partir de señales de energía de microondas para una pluralidad de aplicadores y que puede proporcionar la optimización para la fijación de un aplicador único, dos aplicadores, o tres aplicadores. Las señales de potencia de microondas desde un generador de microondas, nos mostrado, se suministran al circuito multiplexor y divisor de potencia a través del cable coaxial 100, generalmente de cincuenta ohmios de impedancia. El circuito multiplexor y divisor de potencia es generalmente una tarjeta de circuito impreso hecha de material dieléctrico de baja pérdida tal como material a base de teflón con un plano de tierra por un lado y en el otro lado el circuito mostrado en la figura 8 que representa las vías conductores que forman varias líneas de transmisión. La señal de entrada de potencia de microondas se conecta a una entrada en forma de un parche conductor 102 que proporciona una sección de división de potencia. Con esto, dirige la potencia de microondas a cuatro vías, una vía que se muestra por la vía 104, y tres vías idénticas mostradas por las vías 114. A lo largo de la vía 104 está un condensador del tipo de chip 106 que conduce potencia de microondas, pero bloquea la corriente continua para evitar que la corriente continua llegue al parche divisor de energía 102. La potencia de microondas de entrada fluye a través del condensador 106 al puerto de salida del circuito 110 a lo largo de la línea de transmisión 108. Las líneas de transmisión 104 y 108 son líneas de transmisión de cincuenta ohmios que en conjunto tienen un retardo de longitud eléctrica de ciento ochenta grados en la frecuencia de microondas de operación. El condensador 106 tiene una baja impedancia de típicamente menos de dos ohmios de impedancia reactiva para evitar una mala adaptación de la línea de transmisión. Esto entonces dirige la potencia de microondas desde la línea de transmisión de entrada 100 al puerto 110. El puerto de salida 110 forma un puerto de salida para la conexión de una antena de aplicador único a través de un cable coaxial de suministro de energía de microondas de cincuenta ohmios de impedancia conectado al puerto de salida 110. Este puerto de salida 110 se utiliza si solo una única antena es conectada al circuito multiplexor y divisor de potencia, y a veces se denomina aquí como un puerto de salida de conexión único.

[0057] El parche conductor divisor de potencia 102 está conectado también a otras tres líneas de transmisión idénticas que tienen secciones de entrada de microondas 114 cada una con un condensador de chip en serie 112 a lo largo de la vía, y secciones de salida de microondas 116. De manera similar al condensador 106, cada condensador 112 en la sección de entrada de microondas tiene una baja impedancia de típicamente menos de dos ohmios de impedancia reactiva para permitir que la potencia de microondas pase pero bloquee el flujo de corriente continua para evitar que la corriente continua alcance al parche de división de potencia 102. La longitud total de la sección de entrada de microondas de las líneas de transmisión desde el parche conductor divisor de potencia 102 a través del condensador 112 a lo largo de la vía 114 es de aproximadamente de noventa grados de retardo en la frecuencia de microondas. También la impedancia característica de la sección de entrada de microondas de las líneas de transmisión 114 con condensadores 112 de típicamente entre setenta y noventa ohmios desde el parche conductor divisor de potencia 102 al extremo de la vía 114 se utiliza para proporcionar una sección de adaptación de impedancia para la entrada cuando dos o tres aplicadores están conectados a los puertos de salida de conexión múltiple 118. Las secciones de salida de microondas 116 son secciones de cincuenta ohmios que conectan las líneas 114 a los puertos de salida de conexión múltiple 118 y estas secciones de salida de microondas 116 son típicamente de una longitud para retardar la señal de microondas de aproximadamente noventa grados. Los cincuenta ohmios de impedancia de las secciones de salida de microondas 116 proporciona la adaptación de impedancia para los cables coaxiales flexibles de suministro de potencia de microondas y de los aplicadores conectados a los puertos de salida 118.

[0058] El circuito divisor de potencia descrito forma un divisor de potencia de microondas de impedancia adaptada que cuando se utiliza un aplicador único por sí solo está conectado al puerto de salida de conexión única 110. Cuando este es el caso, los otros tres puertos de salida, cada uno de los puertos de salida de conexión múltiple 118, no están conectados a un aplicador. La longitud de la vía desde el parche conductor divisor de potencia 102 a cada uno de estos puertos de salida de conexión múltiple 118 es de ciento ochenta grados. La potencia de microondas que viaja a estos puertos de salida de conexión múltiple 118 se refleja por completo de vuelta cuando no hay conexión a los puertos y esta energía reflejada se refleja con el mismo ángulo de fase que la alimentación de entrada a estos puertos porque esta es una terminación de circuito abierto. Esto significa que el retardo de fase global de la energía desde el parche conductor divisor de potencia 102 a los puertos de salida de conexión múltiple 118 y de vuelta al parche conductor divisor de potencia 102 es de trescientos sesenta grados. Este retardo de fase única a continuación muestra al divisor de potencia como un circuito abierto. Por lo tanto, los puertos abiertos 118 convierten estas vías en vías de sintonización que no reflejan la potencia que podría alcanzar la línea de entrada 100, sino que dirigen la potencia completa solamente al puerto de salida de conexión única 110 al aplicador único que está conectado al puerto de salida 110 para transferencia de potencia eficaz al aplicador individual.

[0059] Cuando dos o tres aplicadores están conectados a respectivos puertos de salida de conexión múltiple 118, no habrá aplicador conectado al puerto 110. El retardo de vía entre el parche conductor divisor de potencia 102 y el puerto de salida 110 es también ciento ochenta grados. Por lo tanto, el retardo al puerto de salida 110 y de vuelta al parche conductor 102 es de trescientos sesenta grados. Cuando no hay aplicador conectado al puerto de salida de conexión única 110 también se convierte en una vía de sintonización para la potencia de microondas. El resultado es que el circuito multiplexor y divisor de potencia microondas es un divisor adaptado en impedancia que permite dirigir automáticamente la potencia a la conexión de 1, 2, o 3 aplicadores. No se permitiría unir sólo un aplicador único a un puerto de salida de conexión múltiple 118, ya que daría lugar a una falta de coincidencia de impedancia y causaría una inaceptable potencia reflejada a la línea de entrada 100. Además, si no hay aplicadores conectados a cualquiera de los puertos del circuito divisor de potencia, todas las vías de transmisión aparecen como circuitos abiertos. Esto permite que se usen múltiples circuitos divisores de potencia para proporcionar más de tres aplicadores cuando se desee. Por ejemplo, si se utilizan dos circuitos divisores de potencia se pueden conectar al sistema en cualquier número de entre uno y seis aplicadores.

[0060] El circuito multiplexor y divisor de potencia también incluye una bobina inductiva o autoinducción 120, 122, 124, y 128 conectados a cada una de las líneas de transmisión 104 y 114. Cada una de estas bobinas de inducción está conectada a través de una capacitancia en el bastidor de tierra con los condensadores 128, 130, 132, y 134, respectivamente. Estos condensadores y las bobinas inductivas filtran las señales de microondas desde los puertos de detección de temperatura 136, 138, 140, y 142, pero pasan las señales de corriente continua desde las líneas de transmisión 108 y 114 a estos puertos de detección de temperatura. Estos puertos de detección de temperatura están conectados a circuitos de control de la temperatura y después al ordenador o controlador del sistema para la detección de la resistencia medida de los termistores que están conectados a los conectores de dos cables coaxiales de suministro de energía de microondas de los aplicadores como se describió anteriormente. Estas señales de detección de temperatura de corriente continua de los aplicadores a los puertos de detección de temperatura proporcionan una medición al controlador del sistema de la temperatura medida por los sensores de temperatura en cada uno de los aplicadores.

[0061] Estas señales de detección de temperatura de corriente continua desde los aplicadores a los puertos sensores de detección de temperatura también proporcionan una medición al controlador del sistema de si los aplicadores están conectados a los puertos de salida particulares del circuito multiplexor y divisor de potencia. Si un aplicador está conectado a un puerto de salida de multiplexor y divisor de potencia del circuito particular, por ejemplo al puerto de salida 110, una señal de temperatura estará presente en el puerto de detección de temperatura 136. El controlador del sistema sabrá entonces que un aplicador está conectado al puerto de salida 110. Del mismo modo, si una señal de temperatura está presente en los puertos de detección de temperatura 138 y 142, el controlador del sistema sabrá que dos aplicadores están conectados a dos de los puertos de salida de conexión múltiple 118 y será capaz de identificar cuál de los dos puertos de salida tiene aplicadores conectados al mismo. Si el controlador del sistema detecta señales de temperatura en los puertos de detección de temperatura 136 y 138, el controlador del sistema sabe que hay dos aplicadores conectados al circuito multiplexor y divisor de potencia, pero que los aplicadores no están conectados correctamente ya que uno de los dos aplicadores está mal conectado a un puerto de salida de conexión única 110 mientras que el otro de los dos aplicadores está correctamente conectado a uno de los puertos de salida de conexión múltiple 11. El controlador del sistema puede entonces proporcionar una señal de advertencia a un usuario del sistema que indica que los aplicadores están conectados de forma inadecuada, y que el aplicador conectado al puerto de salida de conexión única 110 debe ser desconectado y conectado a uno de los puertos de salida de conexión múltiple 118. El uso de este circuito especial multiplexor y divisor de potencia, además de proporcionar una indicación de que el número adecuado de los aplicadores están conectados a los puertos de salida correctos para la entrega de potencia de microondas eficiente y deseada a los aplicadores conectados, también permite la medición de la temperatura de refrigeración del aplicador para determinar si el fluido está fluyendo apropiadamente en cada uno de los aplicadores conectados para proteger los tejidos normales del cuerpo.

[0062] Si no se requiere detección de la temperatura, pero se desea la detección de la conexión de aplicadores de microondas a circuitos divisores de potencia, el termistor u otros sensores de temperatura que proporcionan señales de temperatura de corriente continua pueden ser reemplazados con resistencias regulares que proporcionarán sustancialmente señales de corriente continua en la forma de termistor para indicar que los aplicadores de microondas se conectan a un puerto de salida de divisor de potencia e indican a qué puerto o puertos se conectan los aplicadores. Este uso de la resistencia se considera equivalente de los termistores u otros sensores de temperatura que proporcionan señales de los sensores de temperatura de corriente continúan a efectos de la detección del aplicador.

[0063] Otra consideración cuando se utilizan disposiciones de múltiples aplicadores refrigerados por fluido en el que se hace circular fluido de refrigeración a través de los aplicadores, es la necesidad de proporcionar una fuente de fluido de refrigeración y una línea de retorno para el fluido de refrigeración para cada uno de los aplicadores. Con el fin de hacer la conexión de un número variable de aplicadores rápida y fácil, la divulgación puede proporcionar un sistema de circulación de fluido de refrigeración adaptado para conectar a y proporcionar refrigeración de circulación de fluido para un aplicador único hasta un número predeterminado de múltiples aplicadores. Haciendo referencia a la Fig. 11, un sistema de circulación de fluido de refrigeración de la divulgación incluye una pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración 166, (aquí mostrado como tres conectores) cada uno adaptado para ser conectado a una entrada de fluido de refrigeración tal como el conector de entrada de fluido de refrigeración 158 de la fig. 4. Una pluralidad igual (aquí tres) de conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 se proporcionan cada uno adaptado para ser conectado a una salida de fluido de refrigeración, tal como los conectores de salida de fluido de refrigeración 160 de la fig. 4. Cada uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de

refrigeración 166 incluye una la válvula de cierre normalmente cerrada que se abre cuando está conectado a una entrada de fluido de refrigeración del aplicador. Esta válvula de cierre impide el flujo de fluido desde el conector de suministro de fluido de refrigeración, excepto cuando se conecta a una entrada de fluido de refrigeración. Cada uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 incluye una válvula de flujo de una sola dirección que permite el flujo de fluido solamente hacia un conector de retorno de fluido de refrigeración. Esto evita que el fluido fluya fuera del sistema a través de un conector de retorno de fluido de refrigeración 168, pero permitirá que el fluido de retorno fluya al interior del sistema a través de tal conector cuando está conectado a una salida de fluido de refrigeración del aplicador 160. Los conectores de suministro de fluido de refrigeración 166 están configurados para conectarse a los conectores de entrada de fluido de refrigeración 158, pero no a los conectores de salida de fluido de refrigeración 160. Del mismo modo, los conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 están configurados para conectarse a los conectores de salida de fluido de refrigeración 160, pero no a los conectores de entrada de fluido de refrigeración 158. De esta forma, un usuario no puede incorrectamente conectar las conexiones de fluido de refrigeración.

[0064] En el sistema de la fig. 11, una bomba de fluido de refrigeración 170 extrae el fluido de refrigeración a través de la línea 172 desde un depósito de líquido de refrigeración 174 y la bombea a través de la línea 176 y un divisor de línea 178 en las líneas 180 a la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración 166. Cada una de las conexiones de retorno de fluido de refrigeración 168 está conectada a una línea 182 que conecta a una línea de ensamblado 184 conectada a través de la línea 186 al depósito de fluido de refrigeración 174. Por lo tanto, el líquido de refrigeración se bombea desde el depósito a la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración 166. Al fluido de refrigeración de un aplicador se le permite fluir de los conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 de nuevo al depósito de fluido 174. El depósito de líquido 174 puede convenientemente tomar la forma de una bolsa estándar IV lleno de solución salina estéril. Esto proporciona una solución salina estéril como el fluido de enfriamiento.

[0065] Con el sistema de circulación de fluido de refrigeración ilustrada de la divulgación, cuando sólo se usa un aplicador único, una de la pluralidad conectores de suministro de fluido de refrigeración 166 están conectados a la entrada de fluido de refrigeración 158 de aplicador único y un de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 está conectado a la salida de fluido de refrigeración 160 del aplicador único. Esto proporcionará el flujo de fluido de refrigeración a través del aplicador único. No fluirá fluido de refrigeración a través de cualquiera de los conectores de suministro de fluido de refrigeración o de los conectores de retorno de fluido de refrigeración que no están conectados al aplicador. Cuando se utiliza una pluralidad de aplicadores, uno conector separado de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración 166 está conectado a la entrada de fluido de refrigeración 158 de cada uno de la pluralidad de aplicadores, y un conector separado de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 está conectado a la salida de fluido de refrigeración 160 de cada uno de la pluralidad de aplicadores. Esto proporcionará un conector de suministro de fluido de refrigeración 166 conectado a la entradas de fluido de refrigeración 158 y un conector de retorno de fluido de refrigeración 168 conectado a cada una de las salidas de fluido de refrigeración del aplicador 160 y de ese modo proporciona un flujo de fluido de refrigeración a través de cada uno de la pluralidad de aplicadores conectados al sistema. Cualquier número de aplicadores de hasta el número total de conectores de suministro de fluido de refrigeración en el sistema de suministro de fluido, aquí mostrado como tres, pueden ser conectados al sistema de suministro de fluido. Una vez más, no fluirá fluido de refrigeración a través de ningún de los conectores de suministro de fluido de refrigeración o de los conectores de retorno de fluido de refrigeración que no están conectados a un aplicador. Esto hace que el sistema de suministro de fluido sea muy simple y fácil de usar clínicamente. El operador simplemente conecta las conexiones correspondientes de la antena con el tipo de juego de conectores en el sistema de circulación de fluido de enfriamiento. La entrada y salida tienen diferentes tipos de accesorios de conectores para evitar errores. El operador sólo necesita conectar el número de antenas que se van a utilizar y los otros accesorios no utilizados permanecerán bloqueados para evitar la pérdida de fluido de refrigeración. El operador no está obligado a retirar y desechar ningún componente o agregar componentes, sólo conectarlas entre sí. El diseño también permite el almacenamiento y la esterilización de un sistema de circulación de fluido de refrigeración que se hace para adaptarse a todas sus aplicaciones que proporcionan mucha simplificación de la utilización clínica. Las bolsas estándar IV que forman el depósito de líquido se pueden obtener ya llenas con solución salina estéril. El sistema de circulación de fluido de refrigeración conjunto y depósito del fluido se entrega esterilizado para su uso en procedimientos invasivos quirúrgicos y de intervención.

[0066] En muchos casos, es deseable mantener la potencia de microondas en el aplicador mientras el aplicador se retira del lugar de tratamiento en el cuerpo cuando se completa el tratamiento del tejido enfermo. Esto es porque, en algunos casos, el tejido enfermo del lugar de tratamiento puede ser dejado a lo largo de la pista de inserción y la retirada puede incentivar el crecimiento adicional de tejido enfermo. Además, en muchos lugares del cuerpo, la retirada del aplicador deja una herida abierta a lo largo de la pista de inserción que va a sangrar. La aplicación de calor mientras el aplicador se retira ofrece la coagulación de tejidos y vasos sanguíneos que pueden impedir el sangrado a lo largo de la pista de inserción. Durante la retirada del aplicador desde el lugar de tratamiento. Como se muestra en la Fig. 9, un espacio de separación estrecho 22 entre la punta conductora de inserción del aplicador 16 y el extremo de inserción efectivo del manguito conductor exterior 18, que es el extremo de inserción del puente20, proporciona una zona de alta intensidad de microondas al espacio que puede ser efectivamente utilizado para coagular tejidos a lo largo de la pista de inserción si se aplica la energía de microondas mientras una antena de microondas se retira del tejido tratado. Aunque se conocen métodos de ablación de pista por etapas en el que el aplicador se retira en etapas con calentamiento de ablación por microondas realizadas en cada etapa, y aunque se sabe que la ablación de pista se puede realizar con una retirada continua del aplicador, una ablación continua de

pista eficaz requiere una tasa de retirada predeterminada sustancialmente constante sustancialmente controlada sustancialmente para el aplicador. Esto es difícil de obtener mientras se retira un aplicador.

[0067] Como se muestra en la Fig. 9, el aplicador de la divulgación se puede proporcionar con la marca de profundidad 150 visible en el exterior del cuerpo aplicador alargado a intervalos regulares a lo largo del cuerpo aplicador alargado. El propósito de estas marcas es proporcionar una indicación de la profundidad de penetración del aplicador en el cuerpo vivo, y tales marcas están espaciadas regularmente, por ejemplo cada centímetro, a lo largo de una porción de la longitud del cuerpo aplicador alargado donde se pueden utilizar marcas para indicar la profundidad de la penetración. Se ha averiguado que estas marcas de profundidad espaciadas regularmente a lo largo del eje insertado se pueden utilizar para guiar la tasa de retirada de un aplicador para proporcionar coagulación eficaz de la pista de inserción. Para este proceso, el sistema incluye un generador de sonido que puede generar un sonido regular de cadencia. El generador de sonido puede ser, por ejemplo, parte del controlador. Mediante la coordinación de la cadencia de sonidos con la tasa de retirada del aplicador, como se indica por las marcas de profundidad que aparecen a medida que se retira el aplicador, se puede obtener la tasa constante adecuada de la retirada del aplicador para asegurar la coagulación uniforme de los tejidos a lo largo de la pista de inserción. Una tasa típica deseada de la retirada de un aplicador es de aproximadamente cinco milímetros por segundo a un nivel de potencia de sesenta vatios. Así, por ejemplo, si las marcas de profundidad están espaciadas un cm de distancia a lo largo del eje insertado, con una cadencia que proporciona una señal audible, tal como un pitido, cada segundo, el sonido de cadencia proporciona una guía para la retirada a una velocidad de cinco mm para cada pitido audible. Esto proporciona una velocidad de un cm cada dos segundos (cada dos pitidos) para asegurar la coagulación uniforme de los tejidos durante la retirada para reducir el sangrado a lo largo de la pista insertado. Esto significa que el aplicador se retira de modo que una marca de profundidad aparece cada dos pitidos.

[0068] Además de las marcas de profundidad espaciadas regularmente, se ha encontrado ventajoso también proporcionar un marcado de alerta 152, tal como un color rojo u otro marcado, visible en el exterior del cuerpo aplicador alargado en una posición a una distancia conocida hacia el extremo de fijación del aplicador de la parte del aplicador que crea la ablación de tejido (zona de calentamiento o de la zona de la ablación). Esta distancia, por ejemplo, podría ser de dos a tres cm desde extremo de fijación de la zona de calentamiento (con el aplicador mostrado, esto serán unos cinco cm desde el extremo de inserción del aplicador). A medida que el aplicador se retira del tejido tratado, la aparición de esta marca de advertencia indica que la zona de la pista de ablación o coagulación se acerca a la superficie externa de la piel (alrededor de dos o tres cm) de modo que la retirada del aplicador se puede detener en una posición deseada cerca de la zona de la piel para evitar dañar tejido o coagulación en el área de la piel. El médico que retira el aplicador para realizar la ablación de pista es por lo tanto alertado de la proximidad de la superficie de la piel y puede o bien detener la ablación de pista en ese momento o continuar la ablación de pista por cualquier distancia adicional corta, en el mejor juicio del médico, ambas proporcionarán una adecuada coagulación de las pistas y también protegerá la superficie de la piel.

[0069] Aunque en general se considera importante evitar o reducir tanto como sea posible la adherencia de tejido, tal como tejido calentado coagulado o sujeto a ablación, al aplicador, se ha averiguado que algo de adherencia puede ser ventajoso para la fijación de la posición del aplicador en el tejido a tratar durante la duración del tratamiento. En una realización de la descripción, el collar dieléctrico 22, tal como se muestra en las Figs. 1, 2, 9, y 10, se deja al descubierto de material, tal como un recubrimiento de teflón, que de otro modo sería cubierto por el collar dieléctrico 22 para reducir la adherencia del tejido, y el material dieléctrico es un material, tal como PEEK (polieteretercetona), que se adherirá al tejido calentado. Esta es un área relativamente pequeña a lo largo del aplicador, pero tras el calentamiento, el tejido se adherirá a este material dieléctrico. Esto tiene el efecto beneficioso de asegurar el aplicador al tejido a lo largo del procedimiento de ablación. Esta adherencia se produce en aproximadamente el primer minuto del periodo de tratamiento y ayuda a proporcionar un posicionamiento seguro de la antena en relación con el tejido objetivo de manera que la antena permanece en la ubicación deseada durante el resto del período de tratamiento que puede ser típicamente de nueve minutos o mayor. El material PEEK es un termoplástico de muy alta temperatura con una excelente resistencia química. Tiene excelentes propiedades mecánicas con alta resistencia a la flexión, resistencia al impacto, resistencia a la tracción, es sustancialmente rígido, y se une bien con epoxi. Cuando se desea la retirada del aplicador (con la adherencia hay una resistencia a la tracción para tirar directamente del aplicador hacia fuera del tejido tratado, y no se recomienda dicha retirada hacia fuera), el aplicador se puede girar, tal como de entre treinta y cuarenta cinco grados de rotación, que libera fácilmente el tejido adherido para permitir la retirada del aplicador.

[0070] Una limitación que se encuentra en aplicadores de microondas actuales que se utilizan para la coagulación de microondas y la ablación es que el patrón de distribución de energía en general se extiende hacia atrás a lo largo del aplicador desde el extremo proximal de la zona de coagulación y ablación deseada alrededor de la porción de radiación de energía de microondas del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador. Esto extiende indeseablemente la zona de coagulación y ablación a lo largo del aplicador hacia el extremo proximal del aplicador más allá del tejido que se desea coagular o someter a ablación, y forma lo que se conoce como una cola. Esto resulta en un patrón de distribución de energía en forma de gota o de forma elíptica y forma de patrón de calentamiento con forma similar de la zona de coagulación o ablación donde la forma generalmente deseada para el patrón de distribución de energía y la zona de coagulación y ablación es generalmente más esférica. Los inventores han teorizado que esta cola o la extensión del patrón de calentamiento a lo largo de la parte proximal del aplicador puede ser debido, al menos en parte, al secado del tejido que rodea esta porción proximal del aplicador, como resultado del calentamiento del tejido, y que si el secado del tejido se puede reducir, la cola calentada formada sería también reducida. Mientras el tejido se calienta, la humedad es conducida desde el tejido por el calor y el tejido se seca. En tanto el tejido se seca, la constante dieléctrica del tejido disminuye y el calentamiento del tejido aumenta, el

secado adicional y, finalmente, la carbonización del tejido. Aunque este calentamiento y la carbonización del tejido no es un problema en la zona de ablación deseada ya que esta es el tejido al que se desea aplicar la ablación, es un problema cuando se extiende de la zona de ablación en el tejido que no se desea someter a ablación. Un ejemplo de este alargamiento de la zona de calentamiento que produce la cola calentada se muestra en la Fig. 12. La Fig. 12 es un modelo numérico creado por el programa de modelado por ordenador COMSOL de un patrón de calentamiento esperado producido por un aplicador de microondas representado por un cilindro 200 con microondas que irradian y la zona deseada de calentamiento 25 en la porción distal 202 del aplicador. El área 204 representa el collar de dieléctrico, tal como el collar 22 en las figs. 1, 2, y 10, y el área 206 representan la punta conductora de inserción 16 en las figs. 1, 2, y 10. El patrón de calentamiento mostrado supone el sobrecalentamiento y el secado hasta el punto de carbonización del tejido a lo largo de toda la longitud insertada del aplicador representado por el cilindro 210 que rodea aplicador 200. El tejido dieléctrico tejido se supone constante a valores de tejido hepático bajo condiciones normales de $\epsilon=46,7$ y $\sigma=0,86$ S/m con el cilindro envolvente 210 representando el tejido carbonizado seco en valores de tejidos carbonizados de $\epsilon=5,2$ y $\sigma= 0,13$ S / m. El extremo proximal del aplicador está en la parte superior de la figura. 12 que muestra la extensión de la zona de calentamiento que se extiende hacia el extremo proximal del aplicador y que muestra la forma de lágrima de la zona de calentamiento.

[0071] La fig. 13 es un modelo numérico creado por el programa de modelado por ordenador COMSOL de un patrón de calentamiento esperado producido por el mismo aplicador de microondas representado por un cilindro 200 con una zona de irradiación de microondas y zona deseada de calentamiento 25 en la porción distal 202 del aplicador. Este patrón de calentamiento supone el sobrecalentamiento y el secado hasta el punto de carbonización de sólo el tejido a lo largo de la zona de calentamiento deseado representado por el cilindro 212 (modelado como cuatro centímetros de longitud) que se extiende justo más allá de cada extremo de la zona de irradiación de microondas 25 en la porción distal 202 del aplicador. Esto representa la situación en la que el tejido que se extiende desde el extremo proximal 214 de la zona de calentamiento deseada 212 hacia el extremo proximal del aplicador en la parte superior de la figura 13, referida a veces en este documento como el tejido proximal, se mantiene húmeda y no se seca. Una vez más, el tejido dieléctrico se supone constante a valores de tejido hepático en condiciones normales de $\epsilon=46,7$ y $\sigma=0,86$ S/m con el cilindro que envolvente 212 representando tejido seco carbonizado en valores de tejidos carbonizados de $\epsilon = 5,2$ y $\sigma= 0.13$ S / m .

[0072] Una comparación de las figuras 12 y 13, muestra el patrón de calentamiento en la Fig. 13 donde el tejido proximal que permanece húmedo es menor y de forma más esférico con mucho menos cola hacia el extremo proximal del aplicador que el patrón de calentamiento de la figura. 12 en la que el tejido proximal se seca. En los modelos, la curva de contorno 216 representa una temperatura modelo calculada de alrededor de 340 grados K en la figura. 12 es de 6.6 cm en comparación con 6.1 cm en la fig. 13, y la curva de contorno 218 representa una temperatura modelo calculada de unos 328 grados K en la figura. 12 es de 8.1 cm en comparación con 6,8 cm en la fig. 13. Estas figs. apoyan la teoría de los inventores de que el alargamiento del patrón de calentamiento es en parte debido al calentamiento y secado del tejido proximal. Por lo tanto, si se mantiene el tejido proximal hidratado durante el tratamiento, el patrón de calentamiento producido es un patrón de calentamiento esférico más deseable que el patrón de calentamiento que se produce cuando el tejido no se mantiene hidratado.

[0073] La fig. 14 es una sección vertical del aplicador de la Fig. 10 que incluye adicionalmente una o más pequeñas aberturas, orificios o ranuras 190 que se extienden a través del manguito conductor externo 18 que permiten que una parte del fluido que circula en el espacio de fluido de refrigeración 82 del aplicador 14 fluya a través de manguito conductor exterior 18 del aplicador 14 y ser inyectado en el tejido que rodea el manguito conductor exterior en el área de las aberturas 190. Las aberturas 190 están posicionadas para inyectar fluido de refrigeración en el tejido en una región del tejido a partir de aproximadamente el extremo proximal de la zona de calentamiento deseado 25 (el extremo de la zona calentamiento deseado o zona de radiación de energía primaria hacia el extremo proximal o de fijación del aplicador) y que se extiende hacia el extremo proximal o de fijación del aplicador representado por la empuñadura en la Fig. 1. La distancia a lo largo del aplicador desde el extremo proximal de la zona de calentamiento deseado 25 hacia el extremo proximal del aplicador en que se extiende la inyección de fluido y el número de aberturas y la disposición de las aberturas alrededor del manguito conductor exterior 18 es una distancia, número, y disposición determinada para ser eficaz para reducir o limitar el secado del tejido y reducir o limitar la extensión de la elongación del patrón de calentamiento en una cantidad deseada en comparación con el alargamiento del patrón de calentamiento producido por el aplicador particular en condiciones de funcionamiento similares sin la inyección del fluido. Este tejido hidratado se conoce como el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseado. El propósito de la inyección de una porción del fluido de refrigeración que circula en el aplicador en el tejido no es para enfriar directamente el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseado con el fluido, sino para hidratar o humedecer el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada, de manera que no se seque. Esta hidratación del tejido proximal contrarresta el secado del tejido que ocurriría de otra manera y tiende a mantener la constante dieléctrica normal de este tejido proximal. Esto reduce la cantidad de energía de microondas que viaja hacia la porción proximal del aplicador, que en la Fig. 14, reduce la cantidad de energía de microondas que viaja desde la zona de calentamiento deseado del manguito conductor exterior 18.

[0074] La fig. 15 es una sección vertical del aplicador de la Fig. 2, que incluye el puente conductor 20 entre el collar dieléctrico 22 y el manguito conductor exterior 18, y, además, incluye una o más pequeñas aberturas, orificios o ranuras 190 que se extienden a través del manguito conductor exterior 18 como se muestra en la Fig. 14, que permiten circular una porción del fluido en el espacio de fluido de refrigeración 82 de aplicador 14 fluir a través de manguito conductor exterior 18 del aplicador 14 y se inyecta en el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseado. Si bien la disposición de las aberturas que se extienden a través del manguito conductor exterior 18 están espaciadas a una corta distancia desde el extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento

deseada 25, esto todavía se considera para los propósitos de la divulgación que está en el extremo proximal aproximado de la zona de calentamiento deseada. Además, por lo general el fluido inyectado en el tejido se extiende un poco desde las aberturas hacia el extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25. Si bien la corta distancia mostrada desde el extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25 puede permitir que la zona de calentamiento se expanda una distancia corta hacia el extremo proximal del aplicador, esta distancia corta generalmente no será significativa. Si se desea, la porción de extremo de diámetro exterior reducido 84 del puente 20 se podría acortar para permitir a las aberturas a través del manguito conductor exterior 18 ser posicionados más cerca del extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25 o se podrían proporcionar pasajes en la porción de extremo de diámetro exterior reducido 84 del puente 20 que conduce a aberturas a través de manguito conductor exterior 18 más cerca del extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25.

[0075] Las realizaciones de las Figs. 14 y 15 mantienen la circulación del fluido de refrigeración dentro y fuera del aplicador y a través del espacio de fluido de refrigeración del aplicador 82, sin embargo, habrá menos fluido que fluya desde el aplicador a través del retorno de fluido que se suministra al aplicador. Puede ser utilizado un sistema de circulación de fluido tal como se muestra en la figura 11 para suministrar el fluido de refrigeración al aplicador y recibir el flujo de retorno de fluido de refrigeración desde el aplicador. En tal caso, la bomba de fluido 170 proporcionará generalmente suficiente presión hidráulica para forzar una pequeña cantidad de fluido a través de las aberturas 190 en el manguito conductor exterior 18 en el tejido para mantener hidratado el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada. El caudal típico de fluido de refrigeración en el espacio de fluido de refrigeración dentro del cuerpo del aplicador ilustrado está en el intervalo de 20 a 40 ml/minuto. El caudal necesario para infundir fluido en el tejido en la porción proximal del aplicador insertado es generalmente inferior a 10 ml/minuto y por lo general en el rango de 1-6 ml/minuto. La bomba 170 en el sistema de circulación de fluido de la Fig.11 generalmente se puede elegir para proporcionar un amplio flujo al número de aplicadores conectados al sistema de circulación de fluido para permitir que el pequeño volumen pase hacia el tejido mientras se mantiene la circulación de refrigerante a través del aplicador. Si se desea o es necesario, especialmente cuando se puede conectar un amplio número variable de aplicadores al sistema de circulación de fluido, tal como los tres posibles con el sistema mostrado, se pueden proporcionar los sensores de presión y/o flujo y un controlador de la bomba para medir y mantener la presión y/o caudal del fluido suministrado a los aplicadores conectados suficiente para asegurar la inyección de fluido deseado al tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseado a través de los aplicadores conectados cuando un gran número de aplicadores son conectadas al sistema de circulación de fluido sin proporcionar tampoco demasiada presión e inyección de fluido, cuando sólo uno o unos aplicadores están conectados al sistema de circulación de fluido.

[0076] En una realización adicional del aplicador, la infusión de fluido en el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada desde el espacio de circulación de fluido en el aplicador puede ser proporcionado por la eliminación de la vía de retorno de circulación de fluido desde el aplicador, ya sea mediante el bloqueo de la vía de retorno de fluido o mediante la eliminación de la trayectoria de retorno de fluido en el interior del cuerpo de aplicador y proporcionando un caudal inferior del fluido de refrigeración al aplicador, tal como proporcionando ya sea por una bomba de fluido de caudal menor o proporcionando por una línea de goteo por gravedad de fluido que es típica en aplicaciones de fluidos intravenosos (IV). La figura 16 es una sección vertical similar a la de la figura 10 pero sin una salida de fluido de refrigeración y sin el manguito de guía 40, y que incluye adicionalmente una o más pequeñas aberturas, agujeros o ranuras 190 que se extienden a través del manguito conductor exterior 18 como se muestra en la figura 14. Sin embargo, en esta forma de realización del aplicador, el flujo de fluido refrigerante en y a través del espacio de fluido de refrigeración 82 se limita al fluido que circula a través de las aberturas 190 en el tejido proximal adyacente al extremo proximal de la zona de calentamiento deseada. Una vez más, el fin de inyectar fluidos en el tejido proximal adyacente al extremo proximal de la zona de calentamiento deseada es hidratar o humedecer el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada para que no se seque. Esta hidratación del tejido proximal contrarresta el secado del tejido que ocurriría de otra manera y tiende a mantener la constante dieléctrica normal de este tejido proximal. Esto reduce la cantidad de energía de microondas que se propaga hacia la parte proximal del aplicador, que en la figura 16, reduce la cantidad de energía de microondas que se propaga desde la zona de calentamiento deseada hacia el manguito conductor exterior 18. Con esta forma de realización, el enfriamiento del aplicador por el fluido de refrigeración que circula a través del espacio de fluido de refrigeración 82 por el exterior de la línea de transmisión coaxial 26 y el interior del manguito conductor exterior 18, se reduce significativamente respecto de la refrigeración proporcionada en las realizaciones de las figuras 10 y 14 ya que la corriente de fluido de refrigeración se reduce significativamente. Como se ha indicado, el caudal típico dentro del cuerpo del aplicador de las figuras 10 y 14 que tiene una entrada de fluido y una salida de fluido, está en el rango de 20 a 40 ml/minuto. El caudal necesario para infundir fluido en el tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada es inferior a 10 ml/minuto y por lo general está en el rango de solamente 1 a 6 ml/minuto. Por lo tanto, el flujo es significativamente menor solo en el intervalo de 1 a menos de 10 ml/minuto de fluido que circula a través del espacio de fluido de refrigeración 82. No obstante, para muchas aplicaciones del aplicador de enfriamiento, esto es todo lo que se necesita durante el tratamiento.

[0077] La figura 17 es una sección vertical similar a la de la figura 2, pero sin una salida de fluido de refrigeración y sin el manguito de guía 40, y que incluye, además, las una o más pequeñas aberturas, agujeros o ranuras 190 que se extienden a través del manguito conductor exterior 18 como se muestra en la figura 15. De nuevo, como con la realización de la figura 16, en esta forma de realización del aplicador, la circulación de fluido de refrigeración en y a través del espacio de fluido de refrigeración 82, se limita al fluido que circula a través de las aberturas 190 en el tejido proximal adyacente al extremo proximal de la zona de calentamiento deseada. Como con en la realización de

la figura 15, si se desea, la porción de extremo de diámetro exterior reducido 84 de el puente 20 podría reducirse para permitir aberturas a través del manguito conductor exterior 18 a colocar más cerca del extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25 o podrían proporcionarse pasajes en la porción de extremo de diámetro exterior reducido 84 del puente 20 que conducen a aberturas a través del manguito conductor exterior 18 más cerca del extremo proximal inmediato de la zona de calentamiento deseada 25.

[0078] Puesto que el caudal del fluido a los aplicadores de las figuras. 16 y 17, se reduce a solamente el necesario para la hidratación del tejido proximal adyacente a la zona de calentamiento deseada, es decir, en el intervalo de 1 a menos de 10 ml/minuto, los sistemas de suministro de fluido usados para suministrar fluido a dichos aplicadores sólo necesita suministrar fluido a un caudal reducido, y no es necesaria previsión para aceptar retorno de fluido desde los aplicadores. La figura 18 es una representación esquemática que muestra un sistema de suministro de fluido similar al de la figura 11, pero sin la línea de retorno de fluido de refrigeración 186 y los conectores de retorno de fluido de enfriamiento 168. La bomba de fluido 170 se selecciona para suministrar fluido de enfriamiento al caudal más bajo, típicamente entre aproximadamente 1 y menos de 10 ml/minuto, en lugar de los 20 a 40 ml/minuto proporcionado por la bomba de la figura 11. Además, puesto que el control de fluido inyectado puede ser más crítico con solo la inyección de líquido que con la circulación de fluido a través del espacio de fluido de refrigeración 82 con retorno al depósito de fluido, y en particular cuando un gran número variable de aplicadores puede estar conectado al sistema de circulación de fluido, tal como más de tres posibles con el sistema que se muestra, pueden proporcionar sensores de presión y/o de circulación y un controlador de bomba para medir y mantener la presión y/o caudal del fluido suministrado a aplicadores conectados suficientes para asegurar la inyección de fluido deseado al tejido adyacente a la zona de calentamiento deseada proximal a través de los aplicadores conectados cuando un gran número de aplicadores son conectados al sistema de circulación de fluido sin proporcionar demasiada presión y la inyección de fluido cuando sólo uno o unos pocos aplicadores están conectados al sistema de circulación de fluido. Cabe señalar que, dado que el sistema de suministro de fluido de la figura 11 incluye conectores de retorno de fluido de refrigeración 168 que incluyen válvulas unidireccionales por lo que están bloqueados si no están conectados conectores de salida de fluido de refrigeración a las mismas, tal sistema de la figura 11 sería operado de manera similar al de la figura 18 y se podría utilizar en lugar del sistema de dicha figura 18 para los aplicadores de las figuras 16 y 17 con sólo ajustar la presión de salida de fluido y/o el caudal, si es necesario.

[0079] La figura 19 es una representación esquemática que muestra un sistema de suministro de fluido sin una bomba o línea de retorno de fluido de refrigeración y conectores de retorno de fluido. El sistema de suministro de fluido de la figura 19 utiliza una línea de goteo por gravedad del fluido que es típica en aplicaciones de fluidos intravenosos (IV). En tal caso, el caudal de fluido desde la línea de goteo por gravedad se puede ajustar a un caudal predeterminado que proporcionaría el caudal típicamente deseado en la gama de 1 a 6 ml/minuto de circulación de fluido a cada uno de los aplicadores unidos al sistema de suministro de fluido. Dicho caudal desde el depósito de líquido (bolsa IV) puede ajustarse cada vez que se cambia el número de aplicadores conectados al sistema.

[0080] En algunos casos, puede ser deseable proporcionar un sistema de ablación por microondas que incluya tanto un generador de microondas 915 MHz como un generador de microondas 2450 MHz con una fuente de alimentación común y un sistema de control común para proporcionar conexiones de salida para un aplicador adaptado la aplicación de microondas de frecuencia de 2450 MHz al tejido a tratar y/o para uno o más aplicadores adaptados para la aplicación de las microondas de frecuencia de 915 MHz a los tejidos a tratar. El sistema puede ser tal que puede proporcionar una u otra frecuencia seleccionada para un procedimiento de tratamiento particular, o puede ser adaptado para proporcionar una salida de ambas frecuencias simultáneamente o de manera multiplexada para proporcionar ambas frecuencias sobre una base sustancialmente simultánea, o sobre una base temporizada donde se proporciona una frecuencia para un intervalo de tiempo predeterminado y, a continuación, proporcionando la otra frecuencia para un intervalo de tiempo predeterminado. Tal sistema puede proporcionar la utilización ya sea de microondas de 915 MHz o microondas de 2.450 MHz durante diferentes procedimientos de tratamiento o puede proporcionar tanto microondas de 915 MHz como microondas de 2.450 MHz durante el mismo procedimiento de tratamiento bajo control común por el sistema operativo individual. Normalmente puede haber múltiples tumores en los que algunos son grandes y otros son pequeños. Un sistema de frecuencia combinada permite configuración de paciente para tumores múltiples o incluso extendidos y porciones más grandes de tumores a tratar con ambas frecuencias simultáneamente, tiempo de conmutación entre frecuencias, o secuencialmente con el mismo sistema y configuración de tratamiento de paciente. Además, el sistema puede proporcionar control automático independiente y tratamiento de diferentes zonas tumorales objetivo controlados automáticamente por un controlador de tratamiento común, normalmente un ordenador digital, utilizando una interfaz común para proporcionar a un operador, una planificación de tratamiento mucho más fácil y prácticas, configuración, y entrega. Tener un sistema totalmente integrado con la misma fuente de alimentación, controlador de ordenador, interfaz de presentación de ordenador, software de control de ordenador, y ventiladores para proporcionar un flujo de aire de refrigeración a la fuente de alimentación individual, produce una importante reducción de costes y ahorro de espacio en comparación con tener un sistema separado para cada frecuencia. Además, el sistema puede proporcionar las ventajas de usar control y supervisión de la temperatura del tejido común, el mantenimiento de registros de datos de tratamiento, y tiempos de sedación reducidos para el paciente con la entrega de un tratamiento más rápido. Cualquier aplicador adaptado para uso con 2450 MHz se puede conectar al conector de salida de energía de 2450 MHz y de cualquier aplicador o aplicadores adaptados para su utilización a 915 MHz puede ser conectado a los conectores de salida de potencia de 915 MHz. El aplicador de 915 MHz como se ha descrito anteriormente es satisfactorio para su utilización con el sistema y la siguiente descripción del sistema de frecuencia dual se refiere al uso del aplicador descrito de la revelación como aplicador de 915 MHz utilizado.

[0081] La figura 20 es un diagrama de bloques que muestra un ejemplo de realización del sistema de frecuencia dual de la revelación.

[0082] Tal sistema incluye un generador de señal de 915 MHz 300 y un generador de señal de 2450 MHz 302. Cada uno de cuyos generadores de señal 915 MHz y de 2450 MHz, son generadores de microondas sintonizados de banda estrecha separados que pueden proporcionar una eficiencia relativamente alta de entrada frente a potencia de salida típicamente del 50% al 70%. Un generador que es variable en frecuencia, tal como un generador de banda ancha sintonizable que se puede ajustar en un rango de frecuencia que incluiría 915 MHz y 2450 MHz, funciona típicamente con eficiencia mucho más baja entre aproximadamente el 6% a posiblemente el 20%. Por lo tanto, la utilización de generadores de microondas sintonizados de banda estrecha independientes proporciona mucha mayor eficacia de potencia al sistema. La baja eficacia del generador de potencia de microondas de frecuencia variable requiere mucha más alta potencia de entrada que significa que la fuente de alimentación de suministro de la potencia de entrada a un generador de señal de frecuencia variable tal, tendría que ser 3 veces mayor y 3 veces más alta frecuencia que una fuente de alimentación de suministro a un único generador de banda estrecha, y aún mucho más grande que una fuente de alimentación capaz de suministrar energía a dos generadores de banda estrecha de forma simultánea. Cuanto mayor sea la fuente de alimentación, tanto más calor será generado que requerirá más corriente de aire de refrigeración y ruido de ventilador para eliminar el calor extra generado internamente, y tanto más calor se descargará a la sala de tratamiento. El aumento de la eficacia del sistema proporcionado por el aumento de la eficacia de los generadores de microondas sintonizados de banda estrecha permite mucho menor envoltorio de equipo, ruido de enfriamiento inferior, y menos calor descargado en el ambiente de tratamiento.

[0083] Mientras que el sistema puede proporcionarse para funcionamiento simultáneo tanto del generador de señal de 915 MHz como del generador de señal de 2450 MHz de manera que, si y cuando se desee, se puede suministrar potencia de microondas tanto de 915 MHz como de 2450 MHz tanto al aplicador o aplicadores de 915 MHz como al aplicador de microondas de 2450 MHz simultáneamente, lo que requiere un suministro de potencia que tenga suficiente potencia de salida para alimentar ambos generadores a su requerimiento de potencia máxima al mismo tiempo, se pueden obtener sustancialmente los mismos resultados mediante el funcionamiento de solamente uno de los generadores de señal de microondas a la vez, con la capacidad de conmutar rápidamente entre generadores de señal, disminuyendo de ese modo los requisitos de salida de potencia para la fuente de alimentación y el sistema en general. Dado que el calentamiento del tejido es el resultado de la absorción de energía promedio en el tejido, no importa si la potencia aplicada es pulsada, secuencia de tiempo, o de onda continua si la potencia media es la misma y el ciclo de tiempo no es mayor de, posiblemente, unos 20 segundos. Con tal disposición, un médico puede instalar ambos aplicadores de 915 MHz y 2450 MHz durante un período de posicionamiento del aplicador y tiene el sistema listo para aplicar el tratamiento a través de una disposición de antenas de 915 MHz y secuencialmente o periódicamente a través de la antena de 2450 MHz. Esto podría ser proporcionado por una conmutación temporizada entre los dos generadores de señal, o cambiar bajo control manual cuando el médico está listo para cambiar a otra antena y frecuencia. Esto podría hacerse rápidamente cambiando de un campo de tratamiento a otro campo posiblemente vecino donde una conmutación rápida permitiría que la zona extirpada del primer tratamiento conservara su temperatura mientras se aplica la otra, o si el tiempo de conmutación durante el mismo procedimiento, toda la región permanecería a temperaturas de ablación proporcionadas por conmutación cerrada de tiempo entre dos modos de frecuencia para proporcionar un patrón de ablación más grande y más a medida que el que por sí solo podría lograrse con la disposición de elementos en fase a 915MHz. Esto también podría proporcionarse para el calentamiento simultáneo de tumores más pequeños a 2450 MHz, mientras que tumores más grandes se tratan a 915MHz, haciendo que el sistema haga tiempo de conmutación de su funcionamiento entre los dos modos de funcionamiento de frecuencia. Esta conmutación es posible sólo con la provisión de los dos generadores independientes para que los aplicadores apropiados se pueden conectar a través de conexiones separadas y cuando los dos generadores son controlados por un sistema de control común.

[0084] Como se indicó anteriormente en los antecedentes, se ha encontrado que con aplicadores de microondas disponibles en la actualidad, cuando se utiliza un único aplicador de 2450 MHz para el tratamiento de tejidos, se crea un patrón de calentamiento pequeño, pero próximo a ser patrón de calentamiento esférico en el tejido alrededor del aplicador. Cuando se utiliza un único aplicador de 915 MHz, el patrón de calentamiento es más grande, pero es de forma elipsoidal. Además, el solicitante ha encontrado que cuando múltiples aplicadores se utilizan en una disposición de elementos en fase que utilizan 915 MHz, se puede producir un patrón de ablación y de calentamiento más grande y más esférico que con disposiciones de múltiples antenas que funcionan a 2450 MHz, o que un aplicador único de ablación ya sea 915 MHz o 2450 MHz. Dado que los tumores cancerosos a tratar son a menudo de forma sustancialmente esférica, la utilización de un único aplicador de 2450 MHz parece ser ventajosa cuando se desea un patrón de ablación pequeño y más esférico. Sin embargo, cuando se utilizan múltiples aplicadores de 915 MHz en una disposición de elementos en fase, se puede producir un patrón de ablación más grande y más esférico que con disposiciones de antenas múltiples que funcionen a 2450 MHz, o que con la ablación de un solo aplicador ya sea de 915 MHz o de 2450 MHz. Por lo tanto, se ha determinado que para ser capaz de proporcionar una amplia gama de patrones de ablación, es ventajoso proporcionar un sistema de tratamiento de microondas que pueda proporcionar un aplicador único de 2450 MHz de ablación, un o aplicador único de 915 MHz de ablación, y una disposición de múltiples aplicadores de ablación de 915 MHz en fase.

[0085] Como se muestra en la figura 20, la salida del generador de señal de 2450 MHz 302 está conectado por cable 304, tal como un cable coaxial, al puerto de salida de microondas de 2450 MHz 306, tal como un conector de cable coaxial, al que un cable coaxial flexible no mostrado, puede ser conectado para conectar la salida de generador de señal de 2450 MHz 302 a un único aplicador de 2450 MHz, no mostrado. La salida del generador de

señal de 915 MHz 300, se podría conectar directamente a un puerto de salida de microondas de 915 MHz al que un cable coaxial flexible podría estar conectado para conectar la salida del generador de señal de 915 MHz 300 directamente a un aplicador único 915 MHz. Sin embargo, esto sólo permitiría el uso de un aplicador único de 915 MHz. Puesto que se ha encontrado que es ventajoso en muchas situaciones de tratamiento proporcionar una disposición con una pluralidad de aplicadores de 915 MHz, se ha encontrado ventajoso conectar la salida del generador de señal de 915 MHz 300 a un divisor de potencia de 915 MHz 308. Esto se puede hacer a través de un cable 310, tal como un cable coaxial. Un divisor de potencia de 915 MHz 308 se ha descrito en detalle anteriormente y se muestra en la figura 8. Tal divisor de potencia puede proporcionar puertos de salida de potencia de microondas 312, 314, 316, y 318. Como se ha descrito anteriormente, hasta tres aplicadores de 915 MHz pueden ser conectados a través de cables coaxiales, no mostrados, a puertos de salida de potencia de microondas de 915 MHz seleccionados 312, 314, 316, y 318, conectando de esta manera hasta tres aplicadores de 915 MHz a través de los cables y puertos de salida de potencia al divisor de potencia de 915 MHz, cuando se desea aplicar potencia de microondas de 915 MHz al tejido, ya sea a través de un solo aplicador o por medio de una disposición de dos o tres aplicadores. Uno de los cuatro puertos de salida de 915 MHz, aquí el puerto de salida 312, se proporciona como el único puerto de salida de conexión 110 de la figura 8 para su uso cuando se utiliza un aplicador único de microondas de 915 MHz. El aplicador único de 915 MHz está conectado al puerto de salida de potencia de microondas de 915 MHz 312 por un cable coaxial flexible no mostrado. Tres de los cuatro puertos de salida de 915 MHz, aquí los puertos de salida 314, 316, y 318, correspondientes a los tres puertos de salida de conexión múltiples 118 de la figura 8, se proporcionan como puertos de salida de conexión múltiple para la conexión ya sea de dos o tres aplicadores de 915 MHz a los puertos de salida múltiple 314, 316, y 318. El divisor de potencia es un circuito divisor con impedancia adaptada que, como se describe en relación con la figura 8, permite automáticamente a la potencia dirigirse a la conexión de 1, 2, o 3 aplicadores mientras se mantiene una adaptación de impedancia entre el generador de la señal 915 MHz 300 y el uno, dos, o tres aplicadores conectados a los puertos de salida de 915 MHz para proporcionar una transferencia de potencia eficaz desde el generador hasta el aplicador o aplicadores. Si para una disposición se desean más de tres aplicadores, divisores de potencia adicionales pueden ser incluidos en el sistema. Por ejemplo, si dos circuitos divisores de potencia se utilizan en cualquier lugar se pueden conectar al sistema entre uno y seis aplicadores de 915 MHz. Como se describió para el divisor de potencia de la figura 8, señales de sensor de temperatura procedentes de sensores de temperatura en el aplicador o aplicadores conectados al divisor de potencia están separadas de las señales de potencia y pueden ser utilizadas por el sistema con fines de supervisión, control y alarma.

[0086] Los generadores de señal son controlados por un sistema controlador de ordenador 320 que está conectado al generador de 2450 MHz 302 por el control de interfaz y cable de monitorización 322 y al generador de 915 MHz 300 por control de interfaz y el cable de monitorización 324. Las señales procedentes del controlador de ordenador 320 para cada uno de los generadores de control de funcionamiento de los generadores por ejemplo, si un generador particular está conectado o desconectado, y si está conectado, el nivel de potencia de la señal de salida producida por el generador. Los generadores proporcionan señales de realimentación al controlador de ordenador para indicar cosas tales como el nivel de potencia transmitida, es decir, el nivel de potencia de las señales de salida producidas por el generador, y los niveles de potencia reflejada, es decir, el nivel de cualquier potencia reflejada hacia de vuelta al generador. Una interfaz de control 326, tal como una pantalla de visualización y un teclado o una pantalla táctil, se conectan, tal como por el cable 328, al controlador de ordenador para suministrar información desde el controlador de ordenador al operador de sistema y para suministrar información e instrucciones a partir de un operador de sistema al controlador de ordenador. El controlador de ordenador está conectado también al divisor de potencia de 915 MHz 308 por el cable de interfaz 330 para permitir monitorizar por el controlador de ordenador las conexiones del aplicador al divisor de potencia y de cualesquiera señales de sensor suministradas a través de las líneas de energía de microondas desde los aplicadores al divisor de potencia, tales como señales de los sensores de temperatura procedentes del aplicador cuando se utilizan los aplicadores descritos de la invención. Si se utilizan otros aplicadores de 915 MHz, varias otras señales pueden ser provistas por dichos aplicadores. Además otros sensores, tales como sensores de temperatura insertados en el tejido a calentar, se pueden usar con el sistema. Tales sensores de temperatura indicarían la temperatura del tejido en la posición del sensor y la temperatura medida se puede utilizar como una señal de control de realimentación para el sistema, como por ejemplo para el control de la cantidad de energía aplicada al tejido para controlar la temperatura del tejido calentado, o para proporcionar una alarma o apagar el sistema si la temperatura supera un máximo preestablecido. Si un sensor temperatura tal se posiciona en el tejido en o cerca del margen exterior del tejido deseado a calentar, tal sensor de temperatura puede indicar cuando el tejido normal a proteger está cerca de recalentarse de manera que necesitan ser tomadas medidas de protección, tales como una reducción de la potencia aplicada o de un cierre del sistema. Cuando se utilizan sensores que proporcionan señales a través de cables separados desde los cables de potencia de microondas, tal cable de sensor pueden ser conectado a través de conectores 332 a un módulo sensor 334 que puede interpretar dichas señales de sensor y proporcionar información para el control de ordenador a través del cable de interfaz 336, o tales señales pueden conectarse directamente al controlador de ordenador. Cuando uno o más de los aplicadores utilizados en el sistema son refrigerados, tal como mediante el fluido de refrigeración que circula a través de tales aplicadores como en los aplicadores aquí descritos, el sistema incluirá un sistema de refrigeración 340. Las diversas conexiones entre el sistema de refrigeración y los aplicadores no se muestran en la figura 20. El sistema también incluye una fuente de alimentación 342 que suministra energía a cada uno de los componentes del sistema que necesitan de energía, tales como los generadores de señal, el controlador de ordenador, la interfaz de control, y si se incluye en el sistema, el sistema de refrigeración. La potencia es suministrada a los componentes del sistema mediante cables de conexión entre la fuente de alimentación y los

ES 2 589 563 T3

componentes particulares, con tales conexiones no mostradas en la figura 20. Además, la fuente de alimentación estará conectada a una fuente externa de energía, tal como un aparato de enchufe eléctrico de 110 voltios normal.

- [0087]** Cuando se hace referencia a las frecuencias particulares, tales como la frecuencia de 915 MHz, la frecuencia puede incluir frecuencias dentro del rango de frecuencias aprobadas para su uso. Por lo tanto, la frecuencia de 915
- 5 MHz incluye 915 MHz más o menos 13 MHz.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo, comprendiendo el sistema:

- 5 a) un generador de microondas (68; 300) para emisión de energía de microondas;
- b) un primer cable coaxial de suministro de energía de microondas (100; 310) acoplado al generador de microondas para suministrar energía de microondas desde el generador de microondas;
- 10 c) al menos un aplicador de microondas (10), estando conectado cada aplicador de microondas a un respectivo cable coaxial de suministro de energía de microondas adicional (46, 70, 72);
- d) un controlador del sistema (64; 320) para controlar el funcionamiento del sistema; y
- e) un circuito divisor de potencia de microondas (74; 308) que tiene una entrada de potencia de microondas (70; 100; 310) conectada al generador de microondas (68; 300) a través de dicho primer cable coaxial de suministro de energía de microondas y una pluralidad de puertos de salida (110, 118, 312, 314, 316, 318) adaptados para ser
- 15 conectados a, al menos, un aplicador de microondas (10) a través de los respectivos cables coaxiales de suministro de energía de microondas adicionales (46; 72), donde uno de la pluralidad de puertos de salida (110; 312) es un puerto de salida de conexión simple para su uso cuando un único aplicador de microondas está conectado con el circuito divisor de potencia, y siendo los restantes puertos de salida (118, 314, 316, 318) de la pluralidad de puertos de salida, un conjunto de puertos salida de conexión de múltiples separados del puerto de salida de conexión simple
- 20 para su uso cuando dos o más aplicadores de microondas están conectados a dos o más puertos de salida de conexión múltiple (118, 314, 316, 318) del conjunto de puertos de salida de conexión múltiple del circuito divisor de potencia, y donde el puerto de salida de conexión simple está adaptado en impedancia al cable coaxial de suministro de energía de microondas adicional y al aplicador cuando se utiliza un aplicador simple y donde los puertos de salida de conexión múltiples están adaptados en impedancia al cable coaxial de suministro de energía de microondas
- 25 adicional y a los aplicadores cuando se utilizan varios aplicadores en número desde dos al número total de puertos de salida múltiples disponibles;
- f) un sensor de temperatura (60) asociado con él, al menos un, aplicador (10), adaptado para producir señales de sensor de temperatura indicativas de la temperatura detectada por el sensor de temperatura,
- g) un circuito de acoplamiento que acopla cada sensor de temperatura (60) al respectivo cable de suministro de energía de microondas adicional (46, 72) y adaptado para separar y combinar señales de sensor de temperatura desde y con la energía de microondas por lo que se transmiten señales de sensor de temperatura a lo largo del cable coaxial de suministro de energía de microondas (46; 72) con la energía de microondas;
- 30 h) en el que el circuito divisor de energía de microondas (74, 308) acopla el controlador de sistema (64, 320) a los cables de suministro de energía de microondas adicionales (46, 72) y está adaptado para separar y combinar señales de sensor de temperatura desde y con la energía de microondas por lo que las señales de sensor de temperatura transmitidas a lo largo del cable de suministro de energía de microondas con la energía de microondas se dirigen hacia y desde el controlador del sistema;
- 35 i) en el que el circuito divisor de energía de microondas (74, 308), separa las señales de sensor de temperatura de la energía de microondas para cada puerto de salida (110, 118; 312, 314, 316, 318) por lo que las señales de sensor de temperatura transmitidas a lo largo del cable de suministro de energía de microondas (46; 72) con la energía de microondas para cada aplicador conectado a un puerto de salida se dirigen por separado al controlador del sistema,
- 40 j) en el que el controlador del sistema (64; 320), está programado para determinar a qué puertos de salida (110, 118; 312, 314, 316, 318), se conecta un aplicador, recepción de una señal de sensor de temperatura desde un puerto de salida que indica que un aplicador está conectado a ese puerto de salida, y
- 45 k) en el que el controlador del sistema (64; 320) está programado para determinar a partir de una determinación del número de aplicadores (10) conectados al circuito divisor de potencia microondas (74; 308) y los puertos particulares de salida (110, 118; 312, 314, 316, 318) a los que los aplicadores están conectados, ya sea cuando se detecta un único aplicador, si el único aplicador está conectado correctamente al puerto de salida de conexión simple (110; 312) y si cuando se detecta una pluralidad de aplicadores, la pluralidad de aplicadores están correctamente conectados
- 50 solo a los puertos de conexión de salida múltiple (118; 314, 316, 318), y para proporcionar una señal de salida que indica si los aplicadores no están conectados correctamente.

2. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el circuito divisor de potencia incluye un puerto de salida de conexión simple y tres puertos de salida de conexión múltiple para permitir la fijación de un único aplicador al puerto de salida de conexión simple, dos aplicadores a dos de los puertos de salida de conexión múltiple, o tres aplicadores a tres de los puertos de salida de conexión múltiple del circuito divisor de potencia para proporcionar uno, dos, o tres aplicadores conectados al circuito divisor de potencia.

3. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 2, donde el sistema incluye una pluralidad de circuitos divisores de potencia conectados al generador de microondas para proporcionar al sistema más de tres aplicadores.

4. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el generador de microondas para la salida energía de microondas emite energía de microondas a una primera frecuencia, y que incluye adicionalmente un segundo generador de

microondas para la salida de energía de microondas a una segunda frecuencia, un único aplicador de microondas de segunda frecuencia, y un cable coaxial de suministro de energía de microondas de una segunda acoplado al segundo generador de microondas para suministrar energía de microondas desde el segundo generador de microondas al aplicador de microondas de segunda frecuencia.

- 5
5. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el sistema de control, controla las operaciones de control del generador de microondas y el segundo generador de microondas.
- 10
6. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el controlador del sistema opera ya sea el generador de microondas o el segundo generador de microondas en cualquier instante particular.
- 15
7. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el primer generador de microondas emite energía de microondas a una frecuencia de 915 MHz, y el segundo generador de microondas emite energía de microondas a una frecuencia de 2.450 MHz.
- 20
8. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un aplicador de microondas comprende:
- a) un cuerpo de aplicador alargado que tiene un extremo de inserción para insertarse en una región de tejido del cuerpo vivo y un extremo de unión para unir al cable coaxial de suministro de energía de microondas;
- b) una antena para radiar la energía de microondas dispuesta hacia el extremo de inserción del cuerpo del aplicador;
- c) una línea de transmisión de energía de microondas dispuesta dentro del cuerpo de aplicador alargado para
- 25
- conducir la energía de microondas desde el extremo de unión del aplicador a la antena, teniendo dicha línea de transmisión de energía de microondas una superficie exterior y un conductor interior y un conductor exterior;
- d) un espacio de fluido de refrigeración dentro del aplicador;
- e) una entrada de fluido de refrigeración para la conexión a una fuente de fluido de refrigeración a través del cual se suministra fluido de refrigeración al espacio de fluido de refrigeración; y
- 30
- f) una salida de fluido de refrigeración para la conexión a un drenaje de fluido de refrigeración a través de la que se toma fluido de refrigeración desde el espacio de fluido de refrigeración; y que incluye adicionalmente un sistema de circulación de fluido de refrigeración que tiene una pluralidad conectores de suministro de fluido de refrigeración cada uno adaptado para ser conectado a una entrada de fluido de refrigeración y una pluralidad conectores de retorno de fluido de refrigeración, cada uno adaptado para ser conectado a una salida de fluido de refrigeración,
- 35
- incluyendo cada uno de la pluralidad conectores de suministro de fluido de enfriamiento una válvula de cierre normalmente cerrada que se abre cuando se conecta a una entrada de fluido de refrigeración para evitar la circulación de fluido desde el conector de suministro de fluido de refrigeración, excepto cuando se conecta a una entrada de fluido de refrigeración, incluyendo cada uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración una válvula de flujo una vía que permite la circulación de fluido solamente hacia un conector de retorno
- 40
- de fluido de refrigeración;
- por lo que cuando el, al menos, un aplicador de microondas es un único aplicador, uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración está conectado a la entrada de fluido de enfriamiento del aplicador único y uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración está conectado a la salida de fluido de refrigeración del aplicador único para proporcionar un circulación de fluido de refrigeración a través del aplicador
- 45
- único, y cuando el, al menos un, aplicador de microondas es una pluralidad de aplicadores, uno de la pluralidad de conectores de suministro de fluido de refrigeración, está conectado a la entrada de fluido de refrigeración de cada uno de la pluralidad de aplicadores, y uno de la pluralidad de conectores de retorno de fluido de refrigeración, está conectado a la salida de fluido de refrigeración de cada uno de la pluralidad de aplicadores para proporcionar un flujo de fluido de refrigeración a través de cada uno de la pluralidad de aplicadores.
- 50
9. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo, de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el, al menos un, aplicador de microondas comprende:
- un cuerpo de aplicador alargado que tiene un extremo distal para su inserción en una región de tejido del cuerpo vivo y un extremo proximal;
- 55
- una antena para radiar la energía de microondas, dispuesta hacia el extremo de inserción del cuerpo aplicador alargado, estando adaptada dicha antena para crear una zona de calentamiento deseada en el tejido del cuerpo vivo cuando el cuerpo aplicador alargado se inserta en el tejido del cuerpo vivo y la energía de microondas es irradiada desde el antena, teniendo dicha zona de calentamiento deseado un extremo proximal del mismo hacia el extremo proximal del cuerpo aplicador alargado;
- 60
- medios para suministrar energía de microondas a la antena para la radiación de la antena cuando el cuerpo aplicador alargado se inserta en el tejido del cuerpo vivo; y
- medios para inyectar fluido desde el cuerpo aplicador alargado en un área de tejido proximal que rodea el cuerpo aplicador alargado adyacente a y que se extiende proximalmente desde el extremo proximal aproximado de la zona de calentamiento deseada para mantener la humedad en esa zona de tejido proximal durante el tratamiento térmico
- 65
- del tejido enfermo.

10. Un sistema para terapia de microondas para el tratamiento térmico de tejido enfermo dentro de un cuerpo vivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que él, al menos un, aplicador de microondas incluye un cuerpo aplicador alargado adaptado para insertarse en una región del tejido del cuerpo vivo que forma una pista de inserción del aplicador en el región del tejido, teniendo dicho cuerpo aplicador alargado marcas de profundidad visibles en el exterior del cuerpo aplicador alargado y espaciadas a intervalos regulares a lo largo de una longitud del cuerpo aplicador alargado como guía para la profundidad a la que el cuerpo aplicador alargado se inserta en el cuerpo vivo, incluyendo dicho sistema, además, un generador de sonido de cadencia que genera un sonido de cadencia regular, por lo que suena la cadencia regular, en cooperación con las marcas de profundidad regularmente espaciadas, estando adaptadas utilizarse durante la retirada del aplicador para retirar el aplicador a una velocidad predeterminada sustancialmente constante, que, si se hace con la energía de microondas aplicada al aplicador proporcionará ablación a la pista a lo largo de la pista de inserción durante, la retirada del aplicador a lo largo de la pista de inserción.

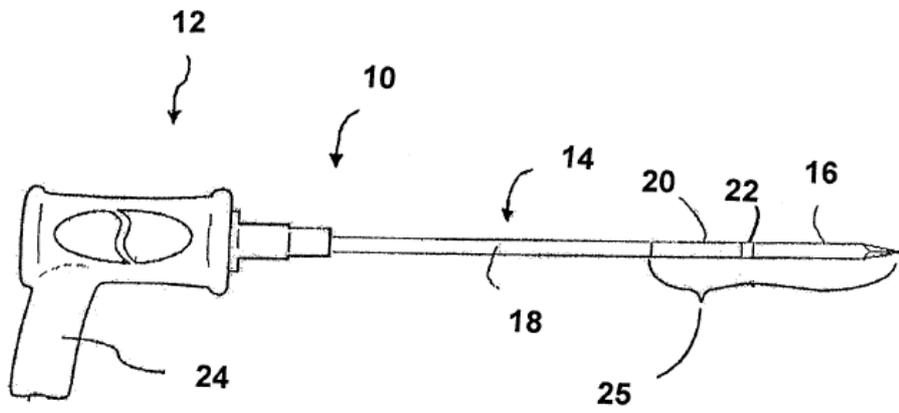


Figura 1

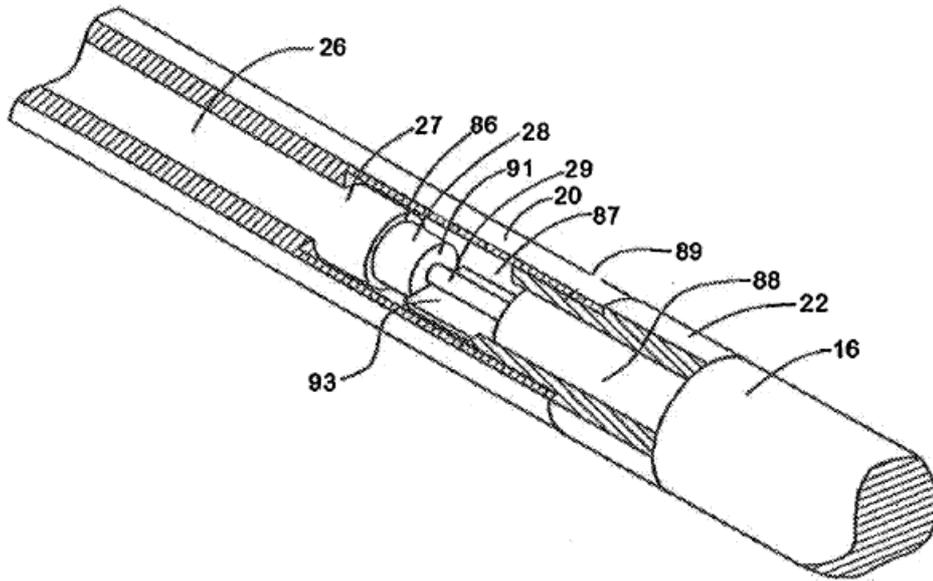


Figura 3

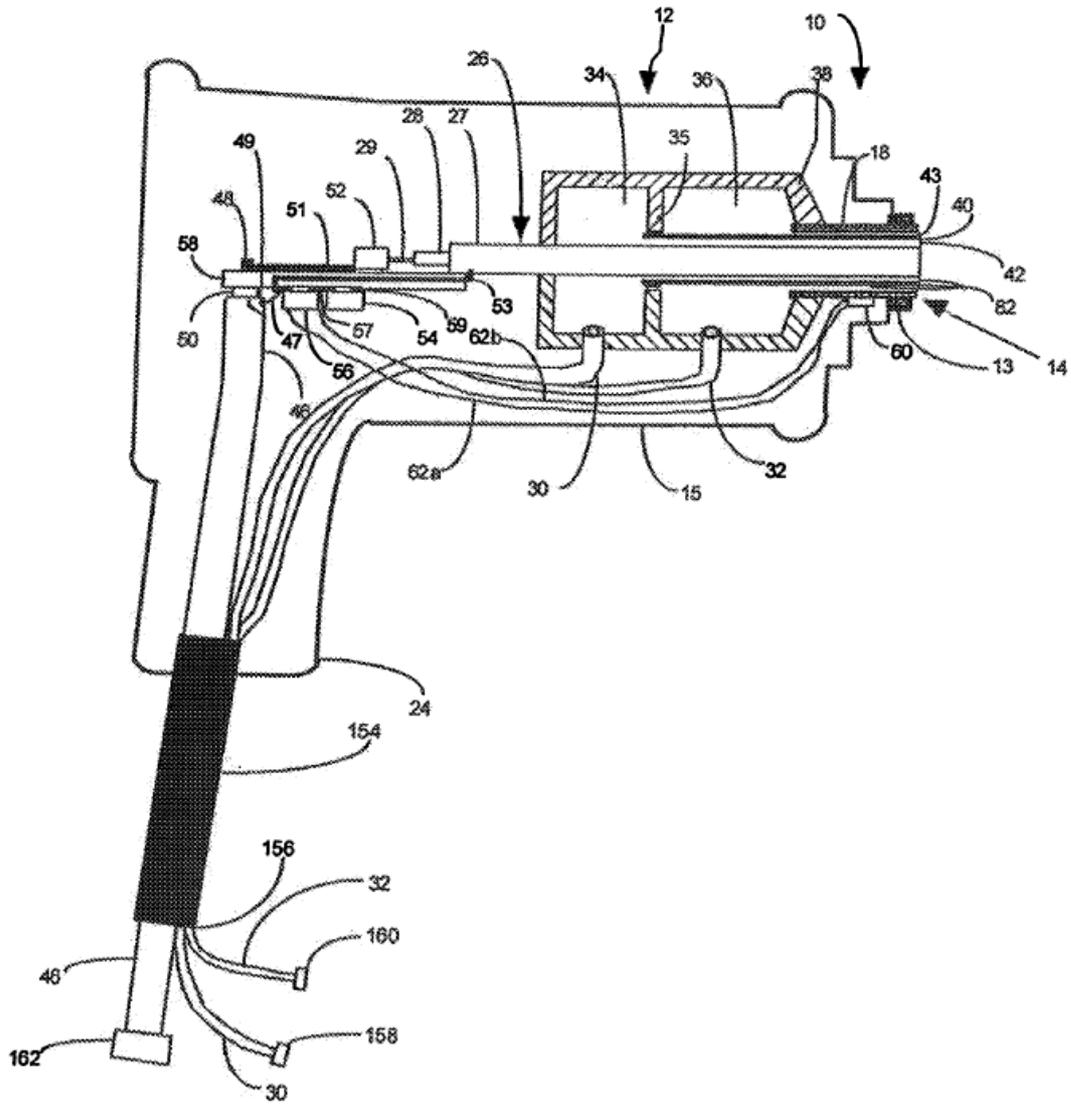


Figura 4

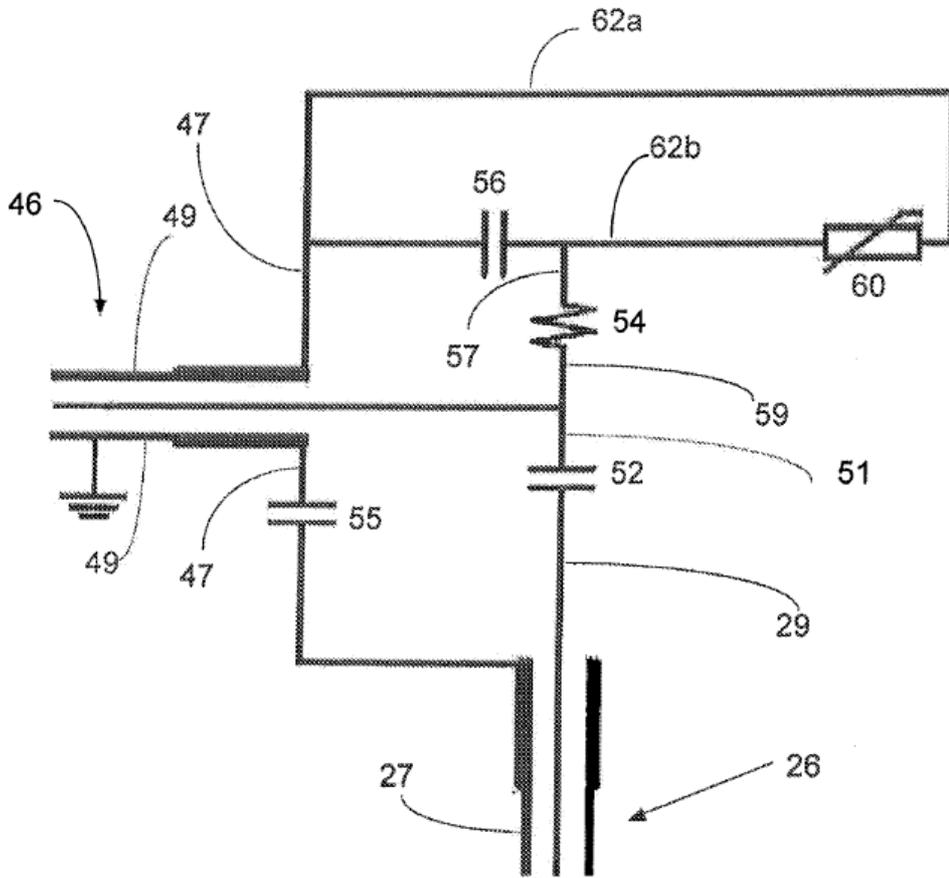


Figura 5

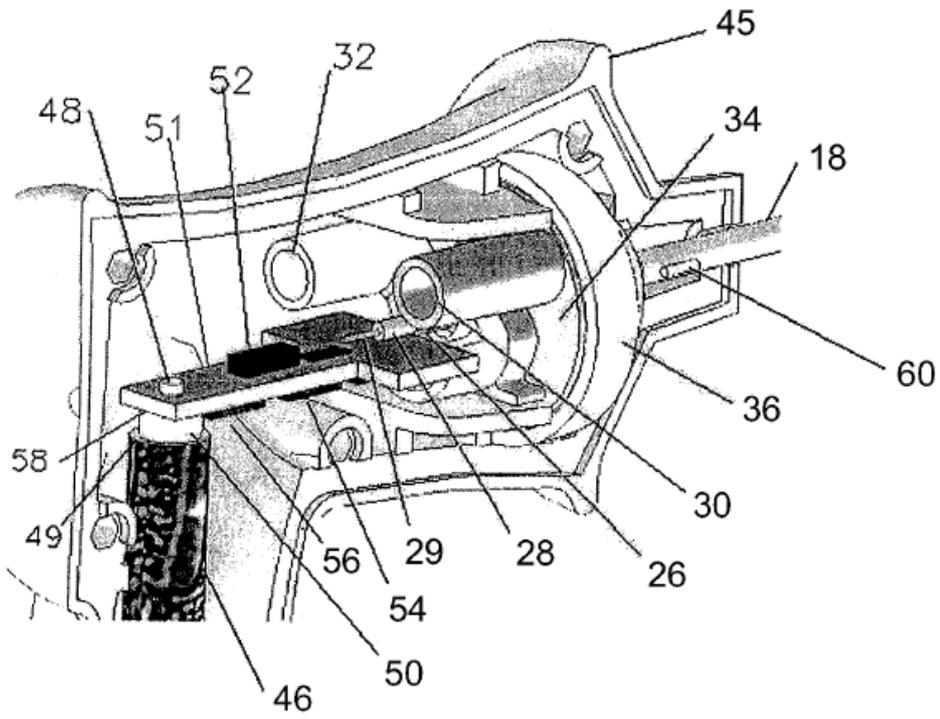


Figura 6

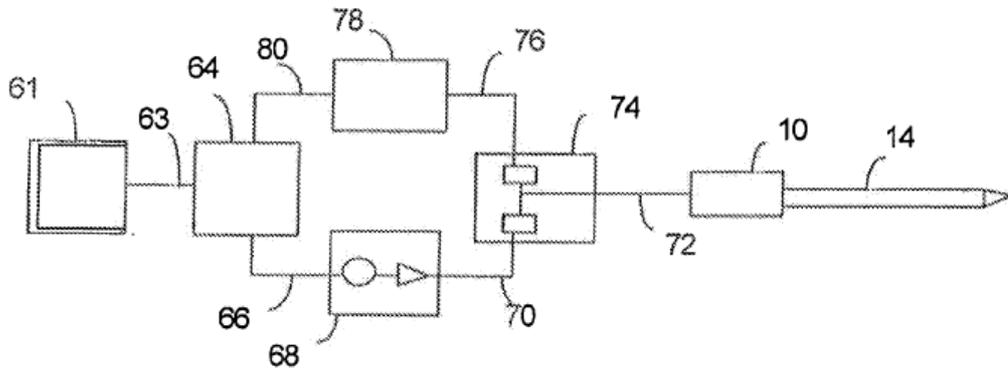


Figura 7

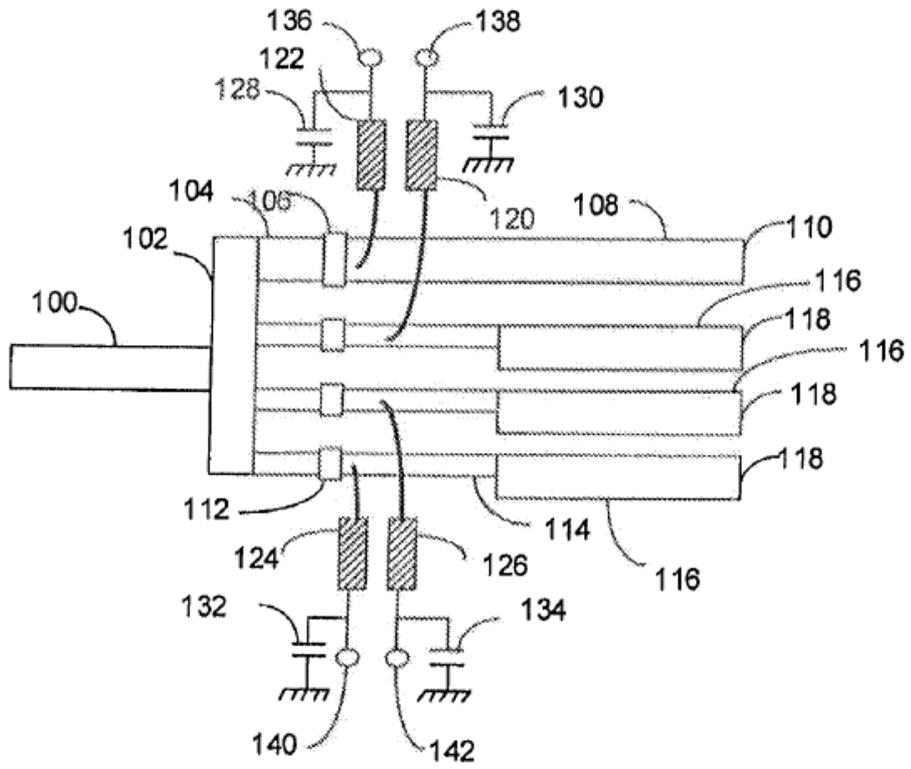


Figura 8

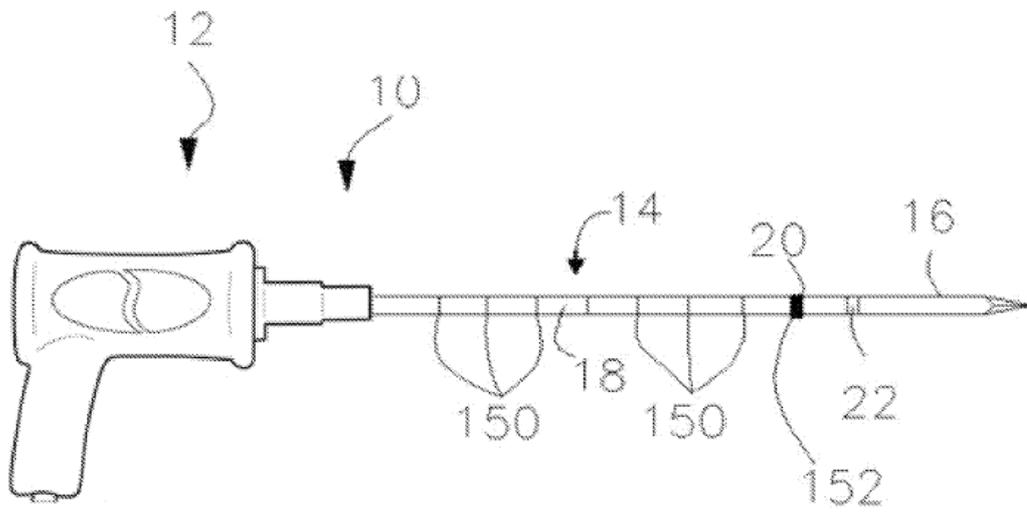


Figura 9

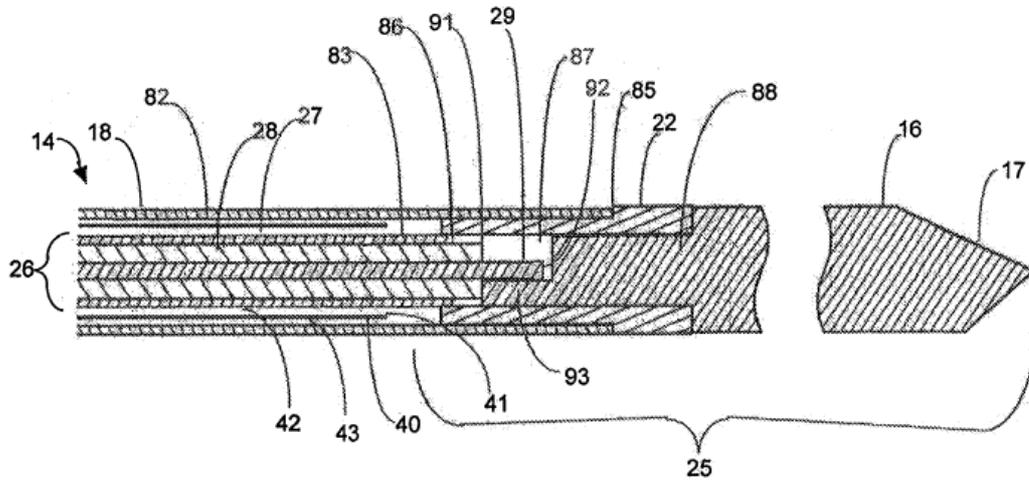


Figura 10

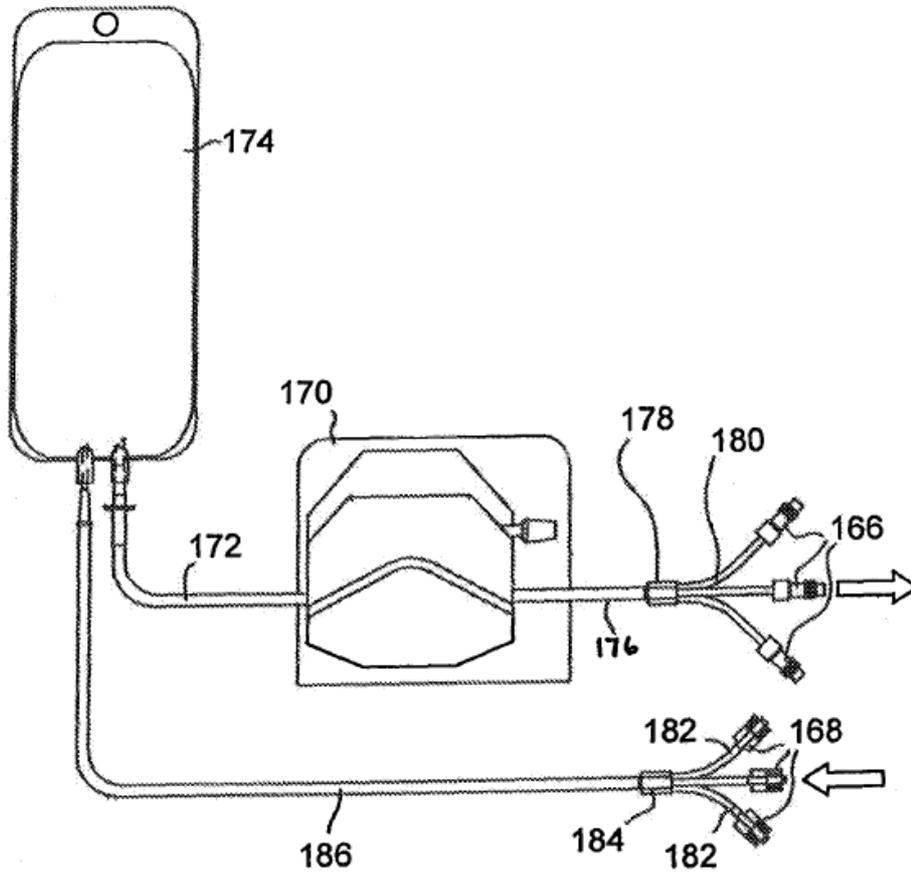


Figura 11

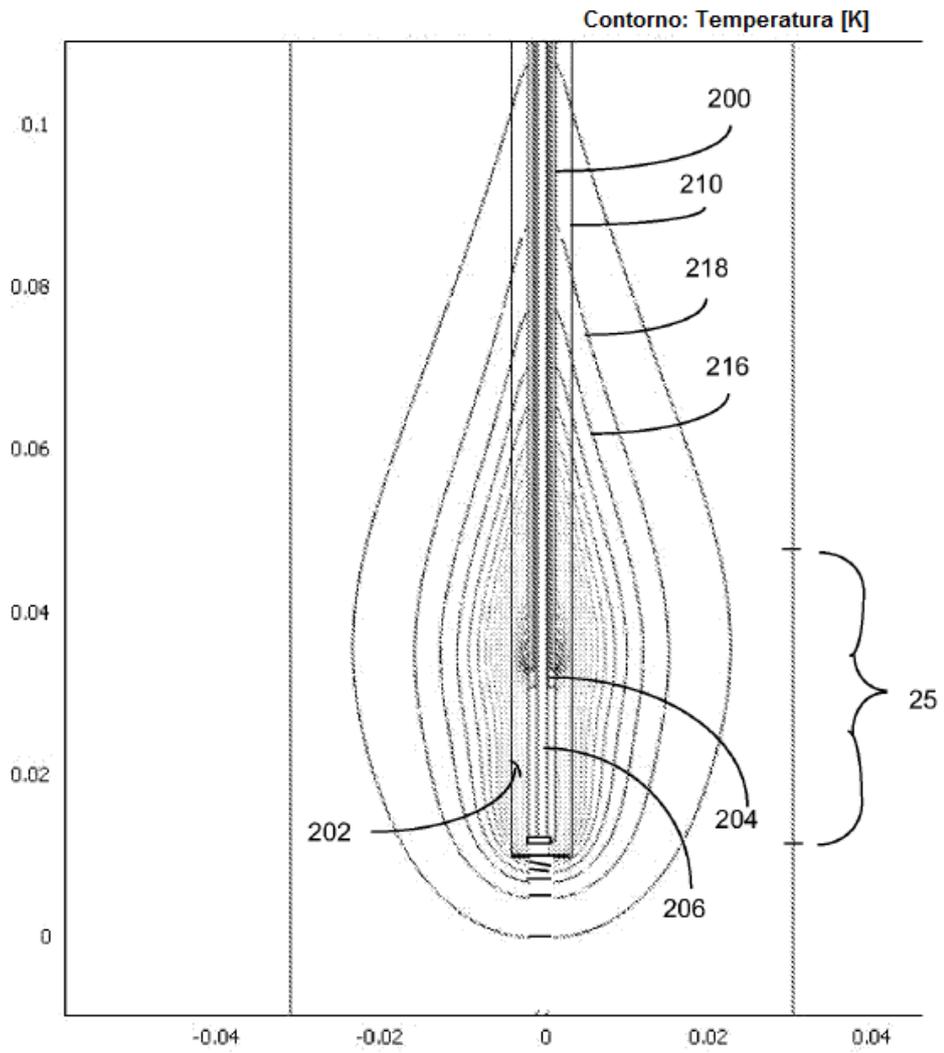


Figura 12

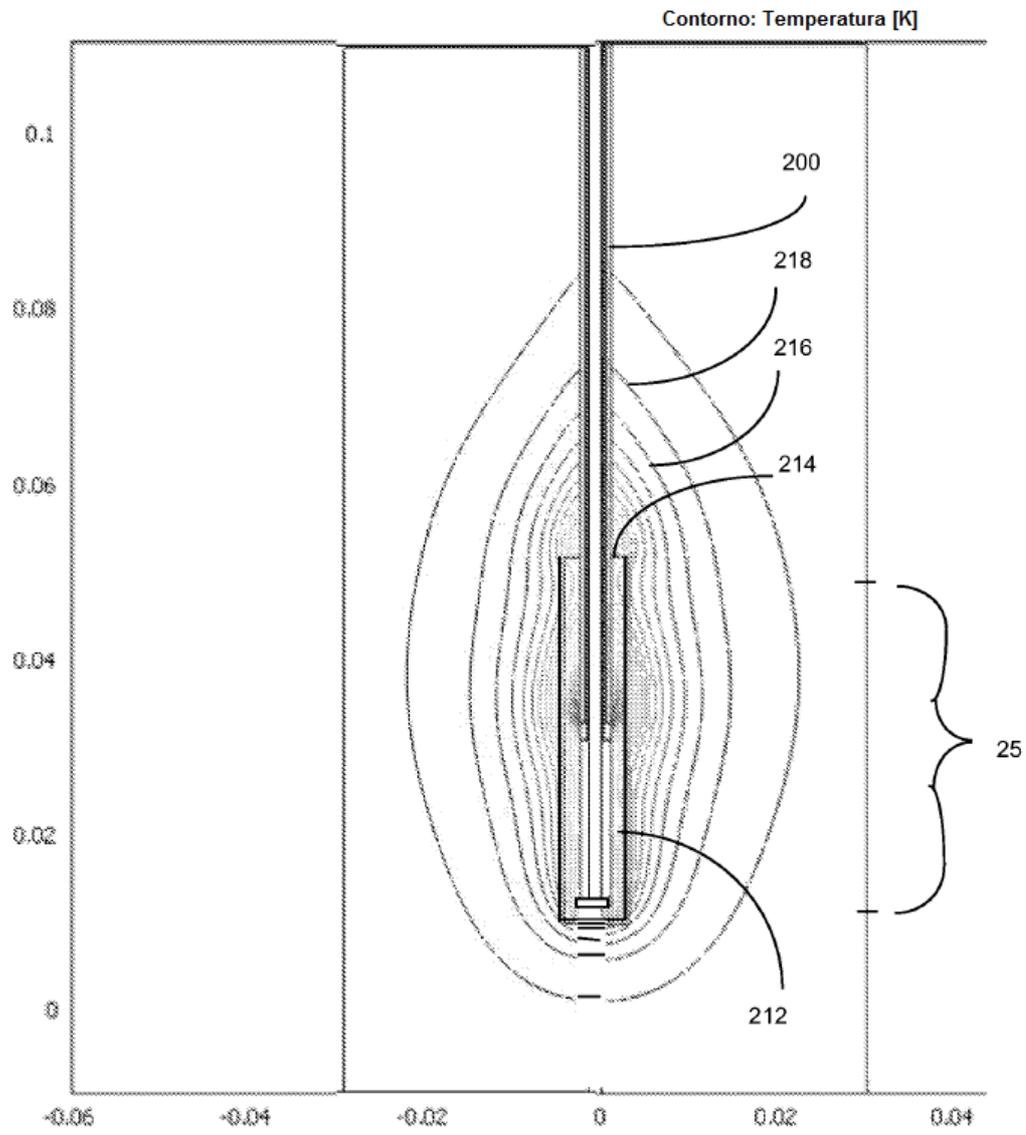


Figura 13

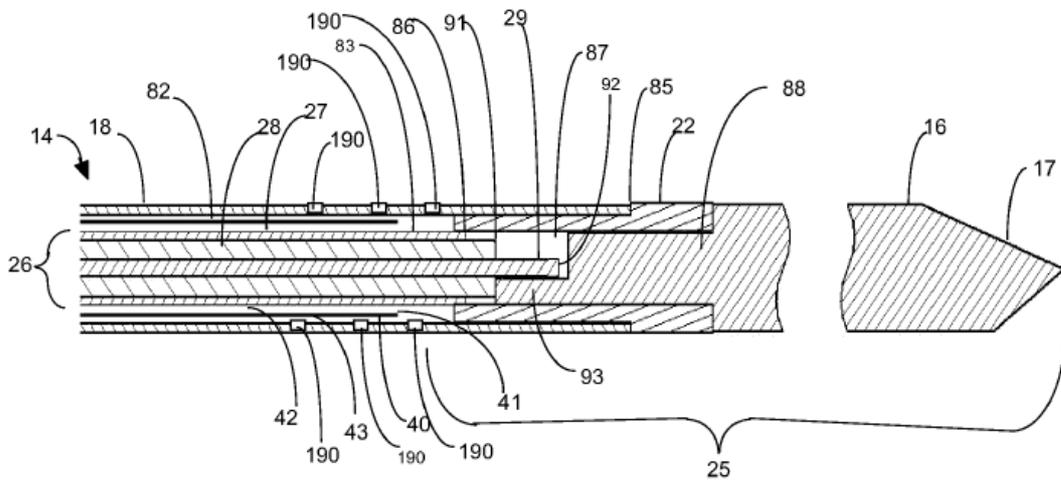


Figura 14

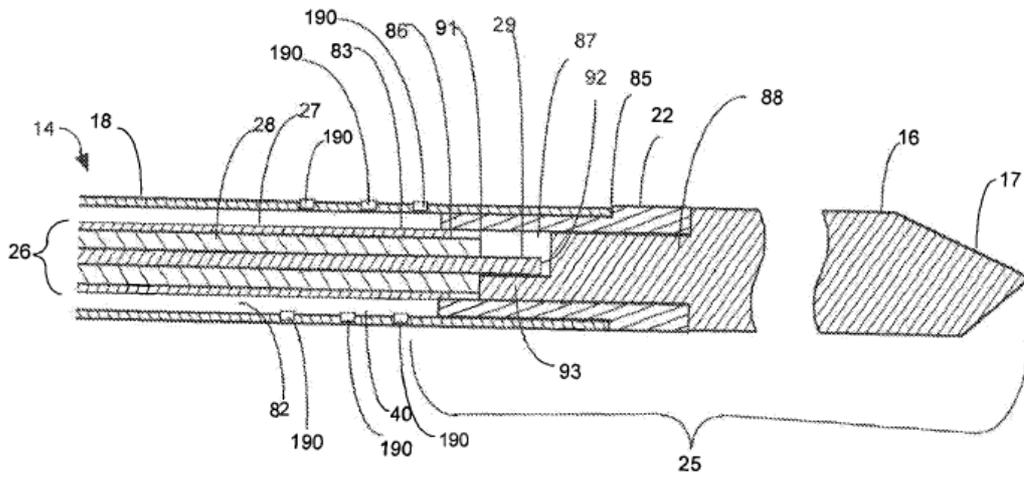


Figura 16

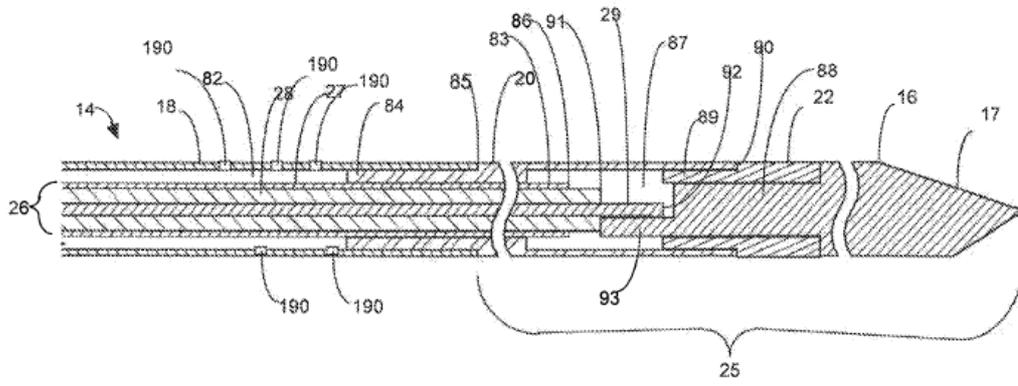


Figura 17

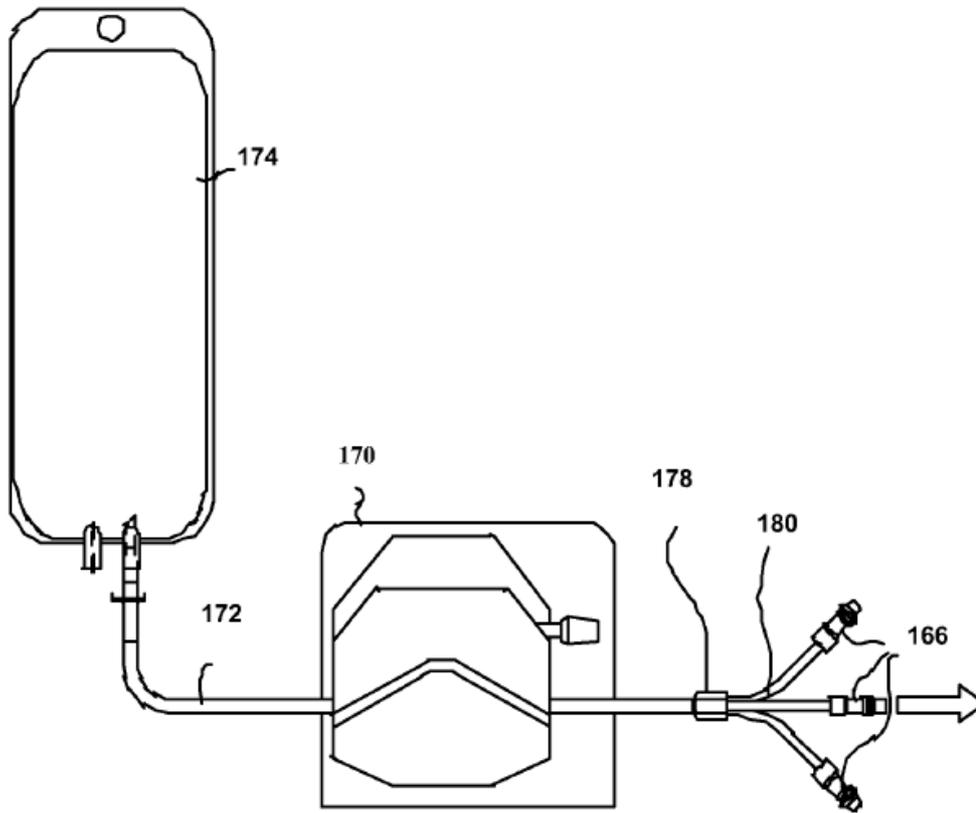


Figura 18

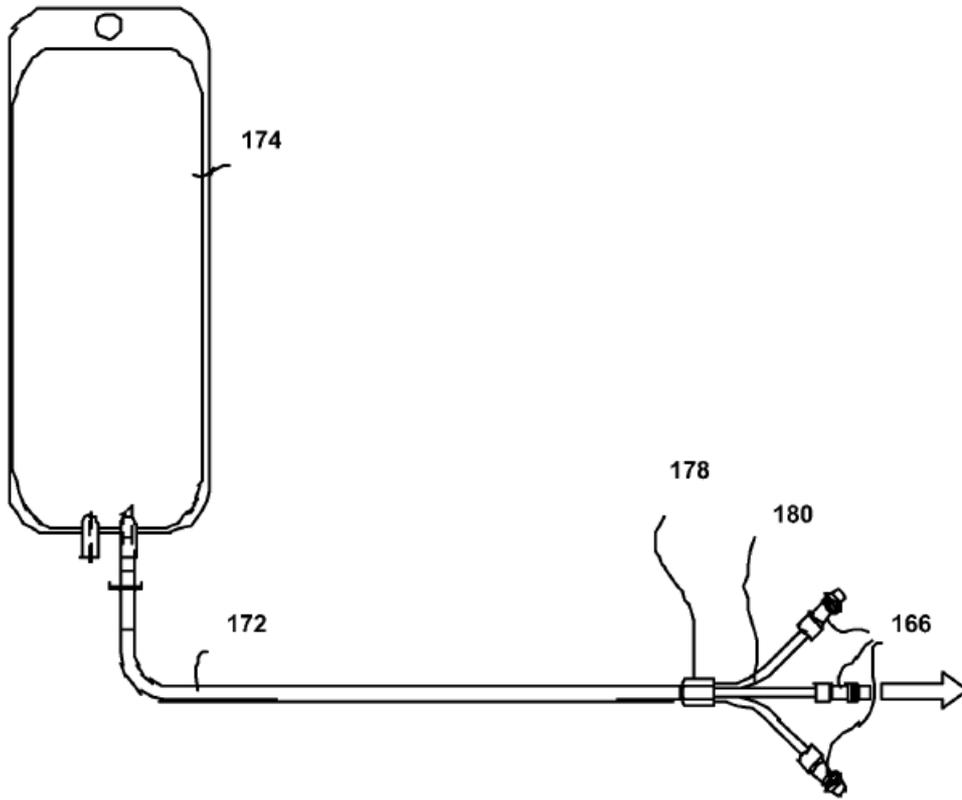


Figura 19

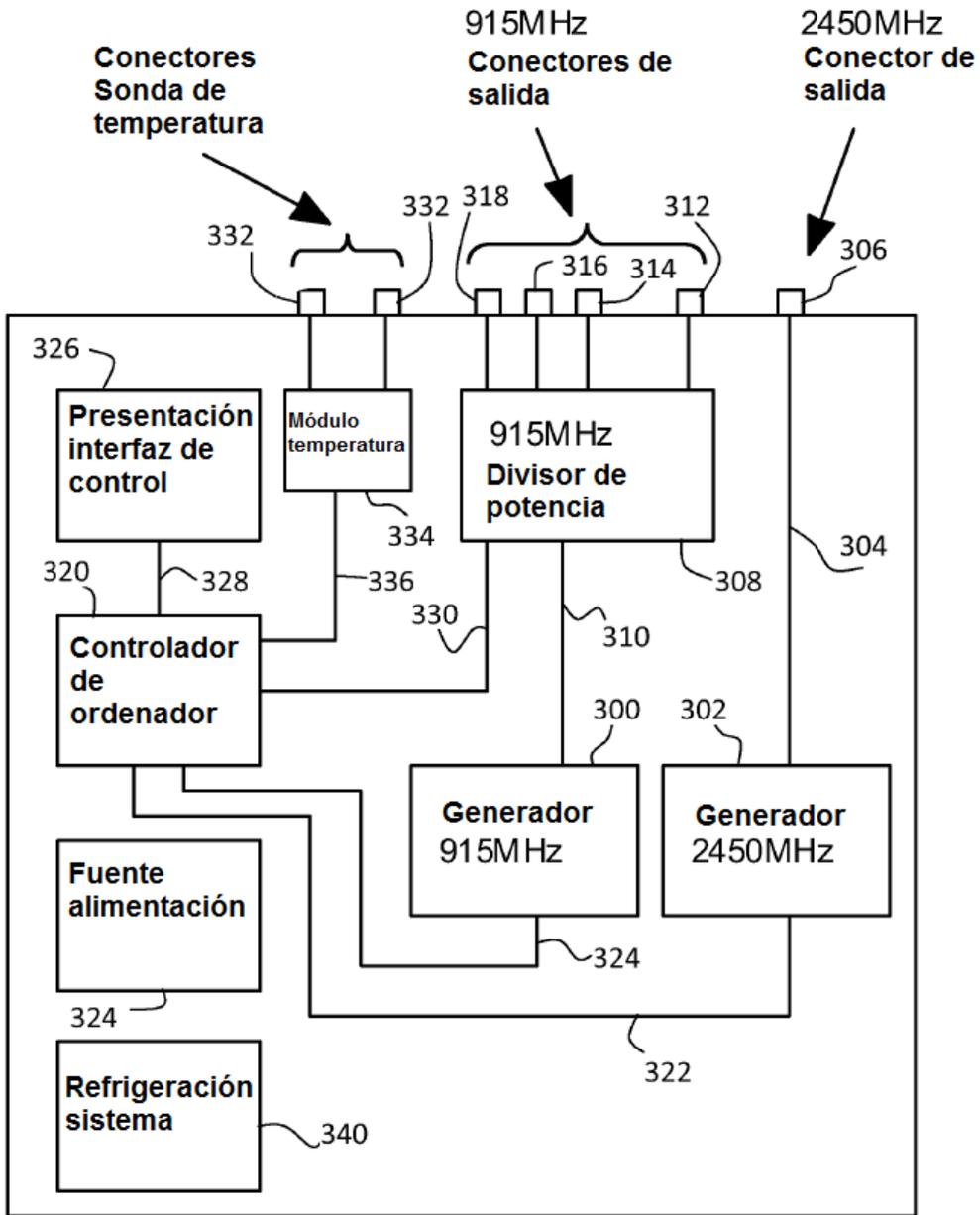


Figura 20

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

La lista de referencias citada por el solicitante lo es solamente para utilidad del lector, no formando parte de los documentos de patente europeos. Aún cuando las referencias han sido cuidadosamente recopiladas, no pueden excluirse errores u omisiones y la OEP rechaza toda responsabilidad a este respecto.

Documentos de patente citados en la descripción

- US 6066134 A [0007]
- US 6112123 A [0007]
- US 6131577 A [0007]
- US 20060122593 A [0007]
- US 20090248006 A [0007]
- US 7594913 B [0007]
- US 20090131926 A [0007]
- EP 0207729 A2 [0011]

10

Documentos no de patente citados en la descripción

- **SUN et al.** Comparison of Ablation Zone Between 915- and 2,450 - MHz Cooled-Shaft Microwave Antenna. *In Vivo Porcine Livers*, vol. 192, 511-514 [0009]
- **LIU et al.** Comparison of percutaneous 915 MHz microwave ablation and 2450 MHz microwave ablation in large hepatocellular carcinoma. *Int. J. Hyperthermia*, 2010, 1-8 [0009]

15