

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 528 300**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61B 18/02** (2006.01)

**A61N 5/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.07.2010 E 10806929 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.10.2014 EP 2459096**

54 Título: **Dispositivo de ablación**

30 Prioridad:

**28.07.2009 US 229178 P**

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

**06.02.2015**

73 Titular/es:

**NEUWAVE MEDICAL, INC. (100.0%)  
3529 Anderson Street  
Madison, WI 53704, US**

72 Inventor/es:

**VAN DER WEIDE, DANIEL WARREN;  
LAESEKE, PAUL F.;  
LEE JR., FRED T. y  
BRACE, CHRISTOPHER LEE**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 528 300 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**

Dispositivo de ablación

**Referencia cruzada a solicitud relacionada**

5 La presente invención reivindica prioridad respecto de la solicitud de patente provisional estadounidense en tramitación N° 61/229.178, presentada el 28 de julio de 2009.

**Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere a completos sistemas, dispositivos y procedimientos para suministrar energía a tejido para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación tisular, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, recolección de tejidos, etc.). En algunos ejemplos, se proporcionan sistemas, dispositivos y procedimientos para  
 15 tratar una región tisular (por ejemplo, un tumor) mediante aplicación de energía. Esta construcción del dispositivo, tal como se define en las reivindicaciones, es completamente diferente de las de los dispositivos conocidos de la técnica anterior, USA-2004/158237, US-A-2004/116921 y WO-A-2008/142686, cada uno de los cuales requiere el posicionamiento de la región de refrigeración o adhesión en la misma región/inmediaciones que la región de  
 20 ablación. Ninguno de estos documentos de la técnica anterior desvela, enseña o sugiere el dispositivo de la invención tal como se define en las reivindicaciones y, en particular, que se impida que la región de la antena configurada para suministrar energía de ablación se refrigere, según las características estructurales del dispositivo reivindicado.

**Antecedentes**

20 La ablación es una importante estrategia terapéutica para tratar algunos tejidos tales como tumores benignos y malignos, arritmias cardíacas, disritmias cardíacas y taquicardia. La mayoría de los sistemas de ablación utilizan energía de radiofrecuencia (RF) como fuente de energía de ablación. Por consiguiente, diversos catéteres y fuentes de alimentación basados en RF están disponibles actualmente para los facultativos. Sin embargo, la energía de RF  
 25 presenta varias limitaciones, incluyendo la rápida disipación de energía en tejidos superficiales que da como resultado "quemaduras" poco profundas y la incapacidad de acceder a tejidos tumorales o arritmicos más profundos. Otra limitación de los sistemas de ablación por RF es la tendencia a la formación de escaras y coágulos a formarse en los electrodos emisores de energía, lo que limita la deposición adicional de energía eléctrica.

30 La energía de microondas es una fuente de energía eficaz para calentar tejidos biológicos y se usa en aplicaciones tales como, por ejemplo, tratamiento del cáncer y precalentamiento de la sangre antes de infusiones. Por consiguiente, en vista de los inconvenientes de las técnicas de ablación tradicionales, recientemente se ha suscitado una gran cantidad de interés en el uso de energía de microondas como fuente de energía de ablación. La ventaja de la energía de microondas respecto a RF es la penetración más profunda en el tejido, insensibilidad a carbonización, falta de necesidad de conocimientos básicos, deposición de energía más fiable, calentamiento tisular más rápido y la capacidad de producir lesiones térmicas mucho más grandes que RF, lo que simplifica enormemente los  
 35 procedimientos de ablación reales. Por consiguiente, existen una serie de dispositivos en desarrollo que utilizan energía electromagnética en el intervalo de frecuencia de las microondas como fuente de energía de ablación (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 4.641.649, 5.246.438, 5.405.346, 5.314.466, 5.800.494, 5.957.969, 6.471.696, 6.878.147 y 6.962.586).

40 Desafortunadamente, los dispositivos actuales configurados para suministrar energía de microondas presentan inconvenientes. Por ejemplo, los dispositivos actuales producen lesiones relativamente pequeñas debido a los límites prácticos de potencia y tiempo de tratamiento. Los dispositivos actuales presentan limitaciones de potencia dado que la capacidad de transporte de potencia de las líneas de alimentación es pequeña. Líneas de alimentación de mayor diámetro no son deseables, sin embargo, dado que se insertan menos fácilmente por vía percutánea y pueden incrementar los índices de complicaciones procedimentales. Los dispositivos de microondas también están  
 45 limitados a antenas individuales para la mayoría de los propósitos, limitando de este modo la capacidad de tratar simultáneamente múltiples áreas o de colocar varias antenas en estrecha proximidad para crear grandes zonas de calentamiento tisular. Además, el calentamiento de la línea de alimentación a potencias elevadas puede causar quemaduras alrededor del área de inserción para el dispositivo.

50 Se necesitan sistemas y dispositivos mejorados para suministrar energía a una región tisular. Además, se necesitan sistemas y dispositivos mejorados capaces de suministrar energía de microondas sin pérdida de energía de microondas correspondiente. Además, se necesitan sistemas y dispositivos capaces de suministro percutáneo de energía de microondas al tejido de un sujeto son quemadura de tejido no deseada. Además, se necesitan sistemas para el suministro de cantidades deseadas de energía de microondas sin requerir componentes invasivos físicamente grandes.

**Sumario de la invención**

55 La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Los ejemplos de la descripción que no están dentro del

alcanse de dichas reivindicaciones se proporcionan para fines ilustrativos solamente y no forman parte de la presente invención. La presente invención se refiere a completos sistemas, dispositivos y procedimientos de antena única y múltiple para suministrar energía a tejido para una gran variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación tisular, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, recolección de tejido, etc.). En algunos ejemplos, se proporcionan sistemas, dispositivos y procedimientos para tratar una región tisular (por ejemplo, un tumor) a través de la aplicación de energía.

La presente descripción proporciona sistemas, dispositivos y procedimientos que emplean componentes para el suministro de energía a una región tisular (por ejemplo, tumor, luz, órgano, etc.). El sistema puede comprender un dispositivo de suministro de energía y uno o más de: un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imaginología, un sistema de reglaje y un sistema de ajuste de la temperatura.

La presente invención no está limitada a un tipo particular de dispositivo de suministro de energía. La presente descripción contempla el uso de cualquier dispositivo de suministro de energía desarrollado conocido o futuro en los sistemas de la presente descripción. En algunos ejemplos, se utilizan dispositivos de suministro de energía comerciales existentes. En otros ejemplos, se usan dispositivos de suministro de energía mejorados que tienen una característica optimizada (por ejemplo, pequeño tamaño, suministro de energía optimizado, impedancia optimizada, disipación de calor optimizada, etc.). En algunos de dichos ejemplos, el dispositivo de suministro de energía está configurado para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a una región tisular. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están configurados para suministrar energía de microondas a una impedancia característica optimizada (por ejemplo, configurados para funcionar con una impedancia característica mayor de 50  $\Omega$ ) (por ejemplo, entre 50 y 90  $\Omega$ ; por ejemplo, mayor de 50 ..., 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, ... 90  $\Omega$ , preferentemente a 77  $\Omega$ ) (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.428).

Una fuente significativa de sobrecalentamiento no deseado del dispositivo es el calentamiento dieléctrico del aislante (por ejemplo, el aislante coaxial), que da como resultado potencialmente daño colateral al tejido. Los dispositivos de suministro de energía de la presente descripción están diseñados para impedir el sobrecalentamiento no deseado del dispositivo. Los dispositivos de suministro de energía no están limitados a una manera particular de impedir el calentamiento no deseado del dispositivo. En algunos ejemplos, los dispositivos emplean circulación de refrigerante. En algunos ejemplos, los dispositivos están configurados para detectar un aumento no deseado de temperatura en el dispositivo (por ejemplo, a lo largo del conductor externo) y reducir de forma automática o manual dicho aumento no deseado de temperatura a través del flujo de refrigerante a través de los canales de paso de refrigerante.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen características de refrigeración mejoradas. Por ejemplo, en algunos ejemplos, los dispositivos permiten el uso de refrigerante sin incrementar el diámetro del dispositivo. Esto contrasta con los dispositivos existentes que hacen fluir refrigerante a través de un manguito externo o incrementan de otro modo el diámetro del dispositivo para admitir el flujo de un refrigerante. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior uno o más canales de paso de refrigerante para fines de reducir la disipación de calor no deseada (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460). En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un tubo (por ejemplo, aguja, tubo de plástico, etc.) que recorre la longitud de o recorre parcialmente la longitud del dispositivo, diseñado para impedir el sobrecalentamiento a través de la circulación de material refrigerante. En algunos ejemplos, canales o tubos desplazan material desde un componente dieléctrico ubicado entre los conductores internos y externos de un cable coaxial. En algunos ejemplos, canales o tubos sustituyen al material dieléctrico o sustituyen prácticamente al material dieléctrico. En algunos ejemplos, canales o tubos desplazan una parte del conductor externo. Por ejemplo, en algunos ejemplos, una parte del conductor externo es eliminada o recortada para generar un pasaje para el flujo de refrigerante. Uno de dichos ejemplos se muestra en la figura 12. En este ejemplo, un cable 900 coaxial tiene un conductor 910 externo, un conductor 920 interno y un material 930 dieléctrico. En este ejemplo, se elimina una región 940 del conductor externo, creando espacio para el flujo de refrigerante. El único material de conductor externo restante que circunscribe o circunscribe sustancialmente al cable coaxial está en las regiones del extremo distal 950 y proximal 960. Una fina tira de material 970 conductor conecta las regiones del extremo distal 950 y proximal 960. En este ejemplo, un canal 980 fino se corta a partir del material conductor en la región 960 del extremo proximal para permitir que el refrigerante fluya a la región en la que el material conductor externo se eliminó (o se fabricó para estar ausente) 940. La presente invención no está limitada por el tamaño o la forma del pasaje, siempre que pueda suministrarse el refrigerante. Por ejemplo, en algunos ejemplos, el pasaje es una trayectoria lineal que recorre la longitud del cable coaxial. En algunos ejemplos, se emplean canales en espiral. En algunos ejemplos, el tubo o canal desplaza o sustituye al menos una parte del conductor interno. Por ejemplo, grandes partes del conductor interno pueden sustituirse por un canal de refrigerante, dejando solamente pequeñas partes de metal cerca de los extremos proximal y distal del dispositivo para permitir el reglaje, en el que las partes están conectadas por una fina tira de material conductor. En algunos ejemplos, se crea una región de espacio interior dentro del conductor interno o externo para crear uno o más canales para refrigerante. Por ejemplo, el conductor interno puede proporcionarse como un tubo hueco de material conductor, con un canal de refrigerante provisto en el centro. En dichos ejemplos, el conductor interno puede usarse para flujo de entrada o flujo de salida (o ambos) de refrigerante.

En algunos ejemplos, donde un tubo de refrigerante se coloca en el dispositivo, el tubo tiene múltiples canales para toma y salida de refrigerante a través del dispositivo. El dispositivo no está limitado a una situación particular del tubo (por ejemplo, aguja de refrigerante) en el material dieléctrico. En algunos ejemplos, el tubo está situado a lo largo del borde externo del material dieléctrico, el medio del material dieléctrico o en cualquier ubicación en el material dieléctrico. En algunos ejemplos, el material dieléctrico está formado previamente con un canal diseñado para recibir y fijar al tubo. En algunos ejemplos, un mango está unido al dispositivo, en el que el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante dentro y fuera del tubo. En algunos ejemplos, el tubo es flexible. En algunos ejemplos, el tubo es inflexible. En algunos ejemplos, las partes del tubo son flexibles, mientras que otras partes son inflexible. En algunos ejemplos, el tubo es compresible. En algunos ejemplos, el tubo es incompresible. En algunos ejemplos, partes del tubo son compresibles, mientras que otras partes son incompresibles. El tubo no está limitado a una forma o tamaño particular. En algunos ejemplos, en los que el tubo es una aguja de refrigerante (por ejemplo, una aguja de calibre 29 o tamaño equivalente) que encaja dentro de un cable coaxial que tiene un diámetro igual o menor que una aguja de calibre 12. En algunos ejemplos, el exterior del tubo tiene un revestimiento de adhesivo y/o grasa para fijar el tubo o permitir el movimiento deslizante dentro del dispositivo. En algunos ejemplos, el tubo tiene uno o más agujeros a lo largo de su longitud que permiten la liberación de refrigerante en regiones deseadas del dispositivo. En algunos ejemplos, los agujeros están inicialmente bloqueados con un material fusible, de modo que se requiere un umbral de calor particular para fundir el material y liberar refrigerante a través del agujero o agujeros particulares afectados. Por lo tanto, el refrigerante se libera solamente en áreas que han alcanzado el nivel umbral de calor.

En algunos ejemplos, el refrigerante se carga previamente en la antena, el mango u otro componente de los dispositivos of la presente descripción. En otros ejemplos, el refrigerante se añade durante el uso. En algunos ejemplos cargados previamente, un refrigerante líquido se carga previamente en, por ejemplo, el extremo distal de la antena en condiciones que crean un vacío que se perpetua a sí mismo. En algunos de dichos ejemplos, a medida que el refrigerante líquido se vaporiza, más fluido es arrastrado al interior por el vacío.

La presente descripción no está limitada por la naturaleza del material refrigerante empleado. Los refrigerantes incluían, aunque sin limitarse a, líquidos y gases. Los fluidos refrigerantes ejemplares incluyen, aunque sin limitarse a, uno o más de o combinaciones de, agua, glicol, aire, gases inertes, dióxido de carbono, nitrógeno, helio, hexafluoruro de azufre, soluciones iónicas (por ejemplo, cloruro sódico con o sin potasio y otros iones), dextrosa en agua, lactato de Ringer, soluciones químicas orgánicas (por ejemplo, etilenglicol, dietilenglicol o propilenglicol), aceites (por ejemplo, aceites minerales, aceites de silicona, aceites de fluorocarburo), metales líquidos, freones, halometanos, propano licuado, otros haloalcanos, amoniaco anhidro, dióxido de azufre. En algunos ejemplos, el refrigerante es un gas comprimido a o cerca de su punto crítico. En algunos ejemplos, la refrigeración se produce, al menos en parte, cambiando las concentraciones de refrigerante, la presión o el volumen. Por ejemplo, la refrigeración puede conseguirse mediante refrigerantes gaseosos usando el efecto de Joule-Thompson. En algunos ejemplos, la refrigeración se proporciona mediante una reacción química. Los dispositivos no están limitados a un tipo particular de reacción química que reduce la temperatura. En algunos ejemplos, la reacción química que reduce la temperatura es una reacción endotérmica. Los dispositivos no están limitados a una manera particular de aplicar reacciones endotérmicas para fines de impedir el calentamiento no deseado. En algunos ejemplos, primer y segundo productos químicos se hacen fluir al interior del dispositivo, de modo que reaccionen para reducir la temperatura del dispositivo. En algunos ejemplos, el dispositivo se prepara con los primer y segundo productos químicos cargados previamente en el dispositivo. En algunos ejemplos, los productos químicos están separados por una barrera que se elimina cuando se desea. En algunos ejemplos, la barrera está configurada para fundirse en el momento de exposición a una temperatura o intervalo de temperatura predeterminado. En dichos ejemplos, el dispositivo inicia la reacción endotérmica solamente en el momento en que se alcanza un nivel de calor que merece refrigeración. En algunos ejemplos, múltiples barreras diferentes están ubicadas por todo el dispositivo, de modo que la refrigeración local se produce solamente en aquellas partes del dispositivo donde se está produciendo el calor no deseado. En algunos ejemplos, las barreras usadas son perlas que abarcan uno de los dos productos químicos. En algunos ejemplos, las barreras son paredes (por ejemplo, discos en forma de arandelas) que se funden para combinar los dos productos químicos. En algunos ejemplos, las barreras están hechas de cera que está configurada para fundirse a una temperatura predeterminada. Los dispositivos no están limitados a un tipo, clase o cantidad particular de material fusible. En algunos ejemplos, el material fusible es biocompatible. Los dispositivos no están limitados a un tipo, clase o cantidad particular de primer y segundo productos químicos, siempre que su mezcla de como resultado una reacción química que reduce la temperatura. En algunos ejemplos, el primer material incluye cristales de hidróxido de bario octahidratado y el segundo material es cloruro de amonio seco. En algunos ejemplos, el primer material es agua y el segundo material es cloruro de amonio. En algunos ejemplos, el primer material es cloruro de tionilo ( $\text{SOCl}_2$ ) y el segundo material es sulfato de cobalto (II) heptahidratado. En algunos ejemplos, el primer material es agua y el segundo material es nitrato de amonio. En algunos ejemplos, el primer material es agua y el segundo material es cloruro potásico. En algunos ejemplos, el primer material es ácido etanoico y el segundo material es carbonato sódico. En algunos ejemplos, se usa un material fusible que, a su vez, reduce el calor fundiéndose y fluyendo de una manera tal que el calor en la superficie externa del dispositivo se reduzca.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía impiden el calentamiento no deseado y/o mantienen propiedades de suministro de energía deseadas ajustando la cantidad de energía emitida desde el dispositivo (por ejemplo, ajustando la longitud de onda de la energía que resuena desde el dispositivo) a medida que se incrementa

la temperatura. Los dispositivos no están limitados a un procedimiento particular de ajuste de la cantidad de energía emitida desde el dispositivo. En algunos ejemplos, los dispositivos están configurados de modo que, a medida que el dispositivo alcanza cierto umbral de temperatura o a medida que el dispositivo se calienta por encima de un intervalo, la longitud de onda de la energía que resuena desde el dispositivo se ajusta. Los dispositivos no están limitados a un procedimiento particular para ajustar la longitud de onda de la energía que resuena desde el dispositivo. En algunos ejemplos, el dispositivo tiene en su interior un material que cambia de volumen a medida que se incrementa la temperatura. El cambio de volumen se usa para mover o ajustar un componente del dispositivo que afecta al suministro de energía. Por ejemplo, en algunos ejemplos, se usa un material que se expande al incrementarse la temperatura. La expansión se usa para mover la punta distal del dispositivo hacia fuera (incrementando su distancia desde el extremo proximal del dispositivo), alterando las propiedades de suministro de energía del dispositivo. Esto es particularmente útil con los ejemplos de dipolo alimentado en el centro de la presente invención.

En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona un dispositivo que comprende una antena configurada para el suministro de energía a un tejido, en el que un extremo distal de la antena comprende un componente de dipolo alimentado en el centro que comprende un tubo hueco rígido que abarca a un conductor, en el que un estilete está fijado dentro del tubo hueco (por ejemplo, un estilete de titanio). En algunos ejemplos, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja del calibre 20. En algunos ejemplos, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja del calibre 17. En algunos ejemplos, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja del calibre 12. En algunos ejemplos, el dispositivo comprende además un elemento de reglaje para ajustar la cantidad de energía suministrada al tejido. En algunos ejemplos, el dispositivo está configurado para suministrar una cantidad suficiente de energía para extirpar el tejido o causar trombosis. En algunos ejemplos, el conductor se extiende la mitad del recorrido a través del tubo hueco. En algunos ejemplos, el tubo hueco tiene una longitud  $\lambda/2$ , en la que  $\lambda$  es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio del tejido. En algunos ejemplos, un material expansible está situado cerca del estilete de modo que, a medida que se incrementa la temperatura del dispositivo, el material expansible se expande y empuja sobre el estilete moviendo el estilete y cambia las propiedades de suministro de energía del dispositivo. En algunos ejemplos, el material expansible está situado detrás de (proximal a) un disco metálico que proporciona el elemento resonante para el dispositivo de dipolo alimentado en el centro. A medida que el material se expande, el disco es empujado distalmente, ajustando el reglaje del dispositivo. El material expansible se selecciona preferentemente de modo que la tasa de expansión coincida con un cambio deseado del suministro de energía para resultados óptimos. Sin embargo, debe entenderse que cualquier cambio en las direcciones deseadas es útil con la descripción. En algunos ejemplos, el material expansible es cera.

En algunos ejemplos, el dispositivo tiene un mango unido al dispositivo, en el que el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante al interior y fuera de canales de refrigerante. En algunos ejemplos, solamente el mango se refrigera. En algunos ejemplos, el mango está configurado para suministrar un refrigerante gaseoso comprimido a o cerca de su punto crítico. En otros ejemplos, el mango y una antena unida se refrigeran. En algunos ejemplos, el mango hace pasar automáticamente refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante después de cierta cantidad de tiempo y/o a medida que el dispositivo alcanza cierto umbral de temperatura. En algunos ejemplos, el mango detiene automáticamente el paso de refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante después de cierta cantidad de tiempo y/o a medida que la temperatura del dispositivo cae por debajo de cierto umbral de temperatura. En algunos ejemplos, el refrigerante al que se hace fluir a través del mango está controlado manualmente. En algunos ejemplos, el mango tiene en él una o más (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, etc.) luces (por ejemplo, luces de visualización (por ejemplo, luces LED)). En algunos ejemplos, las luces están configuradas para fines de identificación. Por ejemplo, en algunos ejemplos, las luces se usan para diferenciar entre diferentes sondas (por ejemplo, la activación de una primera sonda visualiza una luz; una segunda sonda dos luces, una tercera sonda tres luces, o cada sonda tiene su propia luz designada, etc.). En algunos ejemplos, las luces se usan para identificar la aparición de un acontecimiento (por ejemplo, la transmisión de refrigerante a través del dispositivo, la transmisión de energía a través del dispositivo, un movimiento de la sonda respectiva, un cambio en un ajuste (por ejemplo, temperatura, situación) en el dispositivo, etc.). Los mangos no están limitados a una manera particular de visualización (por ejemplo, parpadeo, colores alternos, colores fijos, etc.).

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un componente de dipolo alimentado en el centro (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.457). En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía comprenden un catéter con múltiples segmentos para transmitir y emitir energía (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° 11/237.430, 11/237.136 y 11/236.985). En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía comprenden una sonda de microondas triaxial con capacidades de reglaje optimizadas para reducir la pérdida de calor por reflexión (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 7.101.369; véase, también, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° 10/834.802, 11/236.985, 11/237.136, 11.237.430, 11/440.331, 11/452.637, 11/502.783, 11/514.628; y la solicitud de patente internacional N° PCT/US05/14534). En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía emiten energía a través de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, cable coaxial) que tiene aire u otros gases como núcleo dieléctrico (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° 11/236.985). En algunos de dichos ejemplos, los materiales que soportan la estructura del dispositivo entre los conductores internos y externos pueden eliminarse antes del uso. Por ejemplo, en algunos ejemplos, los materiales están hechos de un

material soluble o fusible que se elimina antes o durante el uso. En algunos ejemplos, los materiales son fusibles y se eliminan durante el uso (en el momento de la exposición al calor) para optimizar las propiedades de suministro de energía del dispositivo a lo largo del tiempo (por ejemplo, en respuesta a cambios de temperatura en el tejido, etc.).

5 La presente descripción no está limitada a una forma de línea de transmisión coaxial particular. De hecho, en algunos ejemplos, la forma de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico es ajustable para ajustarse a una necesidad particular. En algunos ejemplos, la forma de sección transversal de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico es circular. En algunos ejemplos, la forma de sección transversal no es circular (por ejemplo, oval, etc.). Dichas formas pueden aplicarse al cable coaxial como un todo, o pueden aplicarse a uno o más subcomponentes solamente. Por ejemplo, un material dieléctrico oval puede colocarse en un conductor externo circular. Esto, por ejemplo, tiene la ventaja de crear dos canales que pueden emplearse, por ejemplo, para hacer circular refrigerante. Como otro ejemplo, material dieléctrico cuadrado/rectangular puede colocarse en un conductor circular. Esto, por ejemplo, tiene la ventaja de crear cuatro canales. Diferentes formas poligonales en la sección transversal (por ejemplo, pentágono, hexágono, etc.) pueden emplearse para crear diferentes números y formas de canales. No es necesario que la forma de sección transversal sea la misma a lo largo de toda la longitud del cable. 10 En algunos ejemplos, se usa una primera forma para una primera región (por ejemplo, una región proximal) del cable y se usa una segunda forma para una segunda región (por ejemplo, una región distal) del cable. También pueden emplearse formas irregulares. Por ejemplo, un material dieléctrico que tiene un surco dentado que recorre su longitud puede emplearse en un conductor externo circular para crear un único canal de cualquier tamaño y forma deseados. En algunos ejemplos, el canal proporciona espacio para alimentar refrigerante, una aguja u otros componentes deseados al interior del dispositivo sin incrementar el diámetro externo definitivo del dispositivo. 15 20

Del mismo modo, en algunos ejemplos, una antena de la presente descripción tiene una forma de sección transversal no circular a lo largo de su longitud o para una o más subsecciones de su longitud. En algunos ejemplos, la antena no es cilíndrica, sino que contiene un cable coaxial que es cilíndrico. En otros ejemplos, la antena no es cilíndrica y contiene un cable coaxial que no es cilíndrico (por ejemplo, que coincide con la forma de la antena o que tiene una forma no cilíndrica diferente). En algunos ejemplos, tener uno o más componentes (por ejemplo, cánula, carcasa externa de antena, conductor externo de cable coaxial, material dieléctrico de cable coaxial, conductor interno de cable coaxial) que poseen una forma no cilíndrica permite la creación de uno o más canales en el dispositivo que pueden usarse, entre otras razones, para hacer circular refrigerante. Las formas no circulares, particularmente en el diámetro externo de la antena también son útiles para algunas aplicaciones médicas u otras. 25 Por ejemplo, puede seleccionarse una forma para maximizar la flexibilidad o el acceso a ubicaciones internas del cuerpo particulares. La forma también puede seleccionarse para optimizar el suministro de energía. La forma (por ejemplo, forma no cilíndrica) también puede seleccionarse para maximizar la rigidez y/o la resistencia del dispositivo, particularmente para dispositivos de pequeño diámetro. 30

En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona un dispositivo que comprende una antena, en el que la antena comprende un conductor externo envuelto alrededor de un conductor interno, en el que el conductor interno está diseñado para recibir y transmitir energía, en el que el conductor externo tiene en su interior al menos un espacio situado circunferencialmente a lo largo del conductor externo, en el que múltiples picos de energía se generan a lo largo de la longitud de la antena, la posición de los picos de energía controlada por la ubicación del espacio. En algunos ejemplos, la energía es energía de microondas y/o energía radiofrecuencia. En algunos ejemplos, el conductor externo tiene en su interior dos de los espacios. En algunos ejemplos, la antena comprende una capa dieléctrica dispuesta entre el conductor interno y el conductor externo. En algunos ejemplos, la capa dieléctrica tiene conductividad cercana a cero. En algunos ejemplos, el dispositivo comprende además un estilete. En algunos ejemplos, el conductor interno tiene un diámetro de aproximadamente 0,013 pulgadas (0,033 cm) o menos. 35 40

En algunos ejemplos, cualesquiera espacios o inconsistencias o irregularidades en el conductor externo o la superficie externa del dispositivo se rellenan con un material para proporcionar una superficie externa lisa, uniforme o sustancialmente lisa, uniforme. En algunos ejemplos, se usa una resina termorresistente, para llenar los espacios, inconsistencias y/o irregularidades. En algunos ejemplos, la resina es biocompatible. En otros ejemplos, no es biocompatible pero, por ejemplo, puede estar revestida con un material biocompatible. En algunos ejemplos, la resina es configurable a cualquier tamaño o forma deseado. Por lo tanto, la resina, cuando se endurece, puede usarse para proporcionar una punta de estilete afilada a los dispositivos o cualquier otra forma física deseada. 45 50

En algunos ejemplos, el dispositivo comprende una punta de estilete afilada. La punta de estilete puede estar hecha de cualquier material. En algunos ejemplos, la punta está hecha de resina endurecida. En algunos ejemplos, la punta es de metal. En algunos ejemplos, la punta de estilete está hecha de titanio o un equivalente de titanio. En algunos ejemplos, la punta de estilete se suelda a muy alta temperatura a circonia o un equivalente de circonia. En algunos de dichos ejemplos, la punta de metal es una prolongación de una parte de metal de una antena y es eléctricamente activa. 55

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están configurados para suministrar energía a una región tisular dentro de un sistema que comprende un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia con la capacidad de control individual del suministro de potencia a cada antena), un sistema de imaginología, un sistema de reglaje, y/o un sistema de ajuste y 60

medición de la temperatura.

La presente descripción no está limitada a un tipo particular de procesador. En algunos ejemplos, el procesador está diseñado para, por ejemplo, recibir información de componentes del sistema (por ejemplo, sistema de monitorización de la temperatura, dispositivo de suministro de energía, componente de monitorización de la impedancia del tejido, etc.), presentar dicha información a un usuario, y manipular (por ejemplo, controlar) otros componentes del sistema. En algunos ejemplos, el procesador está configurado para funcionar en un sistema que comprende un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, a medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imaginología, un sistema de reglaje y/o un sistema de ajuste de la temperatura.

La presente descripción no está limitada a un tipo particular de fuente de alimentación. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo deseado de energía (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, crioenergía, electroporación, ultrasonido focalizado de alta intensidad, y/o mezclas de las mismas). En algunos ejemplos, la fuente de alimentación utiliza un divisor de potencia para permitir el suministro de energía a dos o más dispositivos de suministro de energía. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación está configurada para funcionar en un sistema que comprende un divisor de potencia, un procesador, un dispositivo de suministro de energía, un sistema de imaginología, un sistema de reglaje y/o un sistema de ajuste de la temperatura.

La presente descripción no está limitada a un tipo particular de sistema de imaginología. En algunos ejemplos, el sistema de imaginología utiliza dispositivos de imaginología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de velocidad de movimiento, sistemas de alambre de dirección, ultrasonido intraprocedimental, fluoroscopia, tomografía computarizada, imaginología por resonancia magnética, imaginología por triangulación con dispositivos de imaginología en medicina nuclear, ultrasonido intersticial, imaginología por microondas, tomografía acústica, imaginología de doble energía, imaginología termoacústica, imaginología infrarroja y/o por láser, imaginología electromagnética) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.817.976, 6.577.903 y 5.697.949, 5.603.697 y la solicitud de patente internacional N° WO 06/005.579). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan cámaras endoscópicas, componentes de imaginología y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan a la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con los sistemas de energía de la presente invención. En algunos ejemplos, el sistema de imaginología está configurado para proporcionar información sobre la ubicación de componentes particulares del sistema de suministro de energía (por ejemplo, ubicación del dispositivo de suministro de energía). En algunos ejemplos, el sistema de imaginología está configurado para funcionar en un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un sistema de reglaje y/o un sistema de ajuste de la temperatura. En algunos ejemplos, el sistema de imaginología está ubicado dentro del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el sistema de imaginología proporciona información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de sección transversal, el volumen). El sistema de imaginología no está limitado a una técnica particular para proporcionar información cualitativa. En algunos ejemplos, las técnicas usadas para proporcionar información cualitativa incluyen, aunque sin limitarse a, reflectometría de dominio temporal, detección de pulso de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada por frecuencia, detección del modo de vibración (*eigenmode*) o frecuencia de resonancia o reflexión y transmisión a cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial en solitario o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o dispositivos externos. En algunos ejemplos, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para imaginología (por ejemplo, imaginología electroacústica, imaginología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica).

La presente descripción no está limitada a un sistema de reglaje particular. En algunos ejemplos, el sistema de reglaje está configurado para permitir el ajuste de variables (por ejemplo, cantidad de energía suministrada, frecuencia de energía suministrada, energía suministrada a uno o más de una pluralidad de dispositivos de energía que están provistos en el sistema, cantidad de o tipo de refrigerante proporcionado, etc.) en el sistema de suministro de energía. En algunos ejemplos, el sistema de reglaje comprende un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función de un dispositivo de suministro de energía de forma continua o en puntos temporales. El sensor puede registrar y/o notificar de vuelta cualquier número de propiedades, incluyendo, aunque sin limitarse a, calor (por ejemplo, temperatura) en una o más posiciones de componentes del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido, información cualitativa de la región, y similares. El sensor puede estar en forma de un dispositivo de imaginología tal como TC, ultrasonido, imaginología por resonancia magnética, fluoroscopia, imaginología en medicina nuclear, o cualquier otro dispositivo de imaginología. En algunos ejemplos, particularmente para aplicación en investigación, el sistema registra y almacena la información para uso en futura optimización del sistema en general y/o para optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región diana, ubicación de la región diana, etc.). En algunos ejemplos, el sistema de reglaje está configurado para funcionar en un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un sistema de imaginología y/o un sistema de ajuste de la temperatura. En algunos ejemplos, los componentes de imaginología u otros proporcionan retroalimentación al dispositivo de ablación, de modo que la salida de potencia (u otro parámetro de control) puede ajustarse para proporcionar una respuesta tisular óptima.

La presente descripción no está limitada a un sistema de ajuste de la temperatura particular. En algunos ejemplos, los sistemas de ajuste de la temperatura están diseñados para reducir el calor no deseado de diversos componentes del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) durante procedimientos médicos (por ejemplo, ablación tisular) o mantener al tejido diana dentro de cierto intervalo de temperatura. En algunos ejemplos, los sistemas de ajuste de la temperatura están configurados para funcionar en un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de reglaje y/o un sistema de imaginología. En algunos ejemplos, el sistema de ajuste de la temperatura está diseñado para refrigerar el dispositivo de suministro de energía a una temperatura que sea suficiente para adherir temporalmente el dispositivo a tejido interno del paciente para impedir que el dispositivo de energía se mueva durante un procedimiento (por ejemplo, el procedimiento de ablación).

En algunos ejemplos, los sistemas comprenden además sistemas de monitorización de la temperatura o monitorización de la potencia reflejada para monitorizar la temperatura o la potencia reflejada de diversos componentes del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) y/o una región tisular. En algunos ejemplos, los sistemas de monitorización están diseñados para alterar (por ejemplo, impedir, reducir) el suministro de energía a una región tisular particular si, por ejemplo, la temperatura o cantidad de energía reflejada, supera un valor predeterminado. En algunos ejemplos, los sistemas de monitorización de la temperatura están diseñados para alterar (por ejemplo, incrementar, reducir, sostener) el suministro de energía a una región tisular particular para mantener el tejido o el dispositivo de suministro de energía a una temperatura preferida o dentro de un intervalo de temperatura preferido.

En algunos ejemplos, los sistemas comprenden además un sistema de identificación o rastreo configurado, por ejemplo, para impedir el uso de componentes usados previamente (por ejemplo dispositivos de suministro de energía no estériles), para identificar la naturaleza de un componente del sistema, de modo que los otros componentes del sistema puedan ajustarse apropiadamente para compatibilidad o función optimizada. En algunos ejemplos, el sistema lee un código de barras u otro elemento que transporta información asociado con un componente de los sistemas de la invención. En algunos ejemplos, las conexiones entre componentes del sistema se alteran (por ejemplo, se rompen) después del uso, para impedir usos adicionales. La presente descripción no está limitada por el tipo de componentes usados en los sistemas o los usos empleados. De hecho, los dispositivos pueden estar configurados de cualquier manera deseada. Del mismo modo, los sistemas y dispositivos pueden usarse en cualquier aplicación donde debe suministrarse energía. Dichos usos incluyen todas y cada una de aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Sin embargo, los sistemas y dispositivos de la presente invención pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación donde debe suministrarse energía.

En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para suministro de energía percutáneo, intravascular, intracardiaco, laparoscópico o quirúrgico. Del mismo modo, en algunos ejemplos, los sistemas están configurados para el suministro de energía a través de un catéter, a través de una abertura desarrollada quirúrgicamente, y/o a través de un orificio del cuerpo (por ejemplo, boca, oreja, nariz, ojos, vagina, pene, ano) (por ejemplo, un procedimiento N.O.T.E.S., [cirugía endoscópica transluminal a través de orificios naturales]). En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para el suministro de energía a un tejido o región diana. La presente descripción no está limitada por la naturaleza del tejido o la región diana. Los usos incluyen, aunque sin limitarse a, tratamiento de arritmia cardiaca, ablación de tumores (benignos y malignos), control de hemorragia durante la cirugía, después de traumatismo, para cualquier otro control de hemorragia, eliminación de tejido blando, resección y recolección de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas tales como síndrome de Barrett y adenocarcinoma esofágico), tratamiento de tumores óseos, hueso normal, y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía cosmética, tratamiento de patologías del sistema nervioso central incluyendo tumores cerebrales y alteraciones eléctricas, procedimientos de esterilización (por ejemplo, ablación de las trompas de Falopio) y cauterización de vasos sanguíneos o tejido para fines cualesquiera. En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende terapia de ablación (por ejemplo, para conseguir necrosis coagulativa). En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende ablación tumoral para dirigirse, por ejemplo, a tumores metastásicos. En algunos ejemplos, el dispositivo está configurado para movimiento y posicionamiento, con daños mínimos para el tejido o el organismo, en cualquier ubicación deseada, incluyendo aunque sin limitarse a, el cerebro, el cuello, el tórax, el abdomen y la pelvis. En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para suministro guiado, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imaginología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares.

En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona procedimientos de tratamiento de una región tisular, que comprenden: proporcionar una región tisular y un sistema descrito en el presente documento (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía, y al menos uno de los siguientes componentes: un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un monitor de temperatura, un generador de imágenes, un sistema de reglaje y/o un sistema de reducción de la temperatura); posicionar una parte del dispositivo de suministro de energía en las inmediaciones de la región tisular, y suministrar una cantidad de energía con el dispositivo a la región tisular. En algunos ejemplos, la región tisular es un tumor. En algunos ejemplos, el suministro de la energía da como resultado, por ejemplo, la ablación de la región tisular y/o trombosis de un vaso sanguíneo, y/o electroporación de una región tisular. En algunos ejemplos, la región tisular es

un tumor. En algunos ejemplos, la región tisular comprende uno o más del corazón, el hígado, los genitales, el estómago, el pulmón, el intestino grueso, el intestino delgado, el cerebro, el cuello, hueso, el riñón, músculo, tendón, vaso sanguíneo, la próstata, la vejiga, la médula espinal, la piel, venas, uñas de las manos y uñas de los pies. En algunos ejemplos, el procesador recibe información procedente de sensores y monitores y controla los otros componentes de los sistemas. En algunos ejemplos, la salida de energía de la fuente de alimentación es alterada, según se desee, para terapia optimizada. En algunos ejemplos, donde se proporciona más de un componente de suministro de energía, la cantidad de energía suministrada a cada uno de los componentes de suministro está optimizada para conseguir el resultado deseado. En algunos ejemplos, la temperatura del sistema es monitorizada por un sensor de temperatura y, en el momento en que se alcanza o se aproxima a un nivel umbral, se reduce mediante activación del sistema de reducción de la temperatura. En algunos ejemplos el sistema de imaginología proporciona información al procesador, que es presentada a un usuario del sistema y puede usarse en un bucle de retroalimentación para controlar la salida del sistema.

En algunos ejemplos, se suministra energía a la región tisular en diferentes intensidades y desde diferentes ubicaciones en el dispositivo. Por ejemplo, algunas regiones de la región tisular pueden ser tratadas a través de una parte del dispositivo, mientras que otras regiones del tejido pueden tratarse a través de una parte diferente del dispositivo. Además, dos o más regiones del dispositivo pueden suministrar simultáneamente energía a una región tisular particular para conseguir interferencia de fase constructiva (por ejemplo, en la que la energía emitida consigue un efecto sinérgico). En otros ejemplos, dos o más regiones del dispositivo pueden suministrar energía para conseguir un efecto de interferencia destructiva. En algunos ejemplos, el procedimiento proporciona además dispositivos adicionales para fines de conseguir interferencia de fase constructiva y/o interferencia de fase destructiva. En algunos ejemplos, la interferencia de fase (por ejemplo, interferencia de fase constructiva, interferencia de fase destructiva), entre uno o más dispositivos, está controlada por un procesador, un elemento de reglaje, un usuario y/o un divisor de potencia.

Los sistemas, dispositivos y procedimientos de la presente descripción pueden usarse junto con otros sistemas, dispositivos y procedimientos. Por ejemplo, los sistemas, dispositivos y procedimientos de la presente descripción pueden usarse con otros dispositivos de ablación, otros dispositivos médicos, procedimientos y reactivos de diagnóstico, procedimientos y reactivos de imaginología, y procedimientos y agentes terapéuticos. El uso puede ser concurrente con o puede producirse antes o después de otra intervención. La presente descripción contempla el uso de sistemas, dispositivos y procedimientos de la presente descripción junto con cualesquiera otras intervenciones médicas.

Adicionalmente, se necesitan sistemas de ablación e imaginología integrados que proporcionen retroalimentación a un usuario y permitan comunicación entre diversos componentes del sistema. Los parámetros del sistema pueden ajustarse durante la ablación para optimizar el suministro de energía. Además, el usuario es capaz de determinar con mayor exactitud cuándo se ha completado con éxito el procedimiento, reduciendo la probabilidad de tratamientos sin éxito y/o complicaciones relacionadas con el tratamiento.

En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona sistemas que tienen, por ejemplo, un componente de fuente de energía que proporciona una fuente de energía y una fuente de refrigerante; un componente de transporte para suministrar energía y refrigerante desde el componente de fuente de energía a un enchufe de conexión de control (por ejemplo, conector inteligente de control); y un enchufe de control del dispositivo del procedimiento que recibe energía y refrigerante desde el componente de transporte, el enchufe de control de control situado en un espacio de trabajo del paciente; comprendiendo el enchufe de control del dispositivo del procedimiento una pluralidad de puertos de conexión para unión de uno o más cables configurados para suministrar la energía y/o el refrigerante a uno o más dispositivos de suministro de energía. En algunos ejemplos, el componente de transporte es un cable de baja pérdida. En algunos ejemplos, los uno o más cables configurados para suministrar energía a uno o más dispositivos de suministro de energía es un cable desechable flexible. El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a un peso particular. En algunos ejemplos, el peso del enchufe de control del dispositivo del procedimiento es tal que puede descansar sobre un paciente sin causar daño y/o incomodidad. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento pesa menos de 10 libras (4,53 kg).

El sistema no está limitado al uso en un procedimiento médico particular. En algunos ejemplos, el sistema se usa en, por ejemplo, un procedimiento médico de exploración mediante TC, y/o un procedimiento de imaginología por ultrasonido.

El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a una ubicación de posición particular durante un procedimiento médico. De hecho, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para posicionamiento en diversas disposiciones. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión sobre una mesa del procedimiento (por ejemplo, mediante las correas en una mesa del procedimiento) (por ejemplo, a través de ranuras ubicadas en una mesa del procedimiento). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión sobre la bata de un paciente. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión sobre una correa de seguridad de TC. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión sobre una anilla de la mesa del procedimiento. En algunos ejemplos, el

enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión a una gasa estéril configurada para colocación sobre un paciente.

5 En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento comprende además una correa del enchufe de control del dispositivo del procedimiento, en la que la correa del enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurada para unión en una ubicación de procedimiento médico (por ejemplo, una mesa del procedimiento, la bata de un paciente, una correa de seguridad de TC, una anilla de la mesa del procedimiento, una gasa estéril, etc.).

10 El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a suministrar refrigerante a un dispositivo de suministro de energía de una manera particular. En algunos ejemplos, el refrigerante suministrado a los uno o más dispositivos de suministro de energía es un gas suministrado a una presión comprimida (por ejemplo, la presión comprimida está en o cerca del punto crítico para el refrigerante). En algunos ejemplos en los que el refrigerante es un gas suministrado en o cerca de su punto crítico, el refrigerante es CO<sub>2</sub>.

15 En algunos ejemplos, la fuente de energía está ubicada fuera de un campo estéril y el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está ubicado dentro de un campo estéril. En algunos ejemplos, la fuente de energía suministra energía de microondas. En algunos ejemplos, la fuente de energía suministra energía de radiofrecuencia.

20 En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para el suministro de energía a un tejido, comprendiendo la antena uno o más tubos o canales de refrigerante dentro de un cable coaxial, los tubos configurados para suministrar refrigerante a la antena, en los que el refrigerante es un gas comprimido en o cerca de su punto crítico. Los dispositivos no están limitados a un gas particular. En algunos ejemplos, el gas es CO<sub>2</sub>. En algunos ejemplos, los uno o más tubos o canales de refrigerante están entre un conductor externo y material dieléctrico del cable coaxial. En algunos ejemplos, los uno o más tubos o canales de refrigerante están entre un conductor interno y el material dieléctrico del cable coaxial. En algunos ejemplos, los uno o más tubos o canales de refrigerante están dentro de un conductor interno o externo. El dispositivo, tal como se define en las reivindicaciones, tiene en su interior una región proximal, una región central y una región distal. En algunos ejemplos, la región distal está configurada para suministrar la energía al tejido. En algunos ejemplos, las regiones proximal y/o central tienen en su interior los tubos o canales de refrigerante. En algunos ejemplos, la parte distal no tiene los tubos o canales de refrigerante.

30 En algunos ejemplos, El dispositivo tiene en su interior una o más regiones de "adherencia" configuradas para facilitar la adherencia del tejido sobre la región de adherencia, por ejemplo, para estabilizar el dispositivo en una posición deseada durante el suministro de energía. En algunos ejemplos, la región de adherencia está configurada para alcanzar y mantener una temperatura que causa la congelación del tejido a la región de adherencia. En algunos ejemplos, la región de adherencia está situada dentro de la región central y/o la región proximal. La región de adherencia no está limitada a ninguna temperatura particular para facilitar la adherencia de una región tisular. En algunos ejemplos, la región de adherencia alcanza y mantiene una temperatura para facilitar la adherencia de una región tisular a través de poner en contacto a una región del dispositivo de suministro de energía que tiene refrigerante en circulación. En algunos ejemplos, la temperatura de la región de adherencia se mantiene a una temperatura lo suficientemente baja, de modo que la adherencia de una región tisular se produce en el momento del contacto con la región de adherencia (por ejemplo, de modo que una región tisular se congela sobre la región de adherencia). La región de adherencia no está limitada a una composición material particular. En algunos ejemplos, la región de adherencia es, por ejemplo, un material metálico, un material cerámico, un material plástico y/o cualquier combinación de dichas sustancias. En algunos ejemplos, se impide que la región de adherencia se exponga a la región distal del dispositivo con una junta. En algunos ejemplos, la junta está situada entre la región de adherencia y la región distal del dispositivo, impidiendo de este modo la exposición de la región de adherencia a la región distal. En algunos ejemplos, la junta está configurada de manera hermética al aire/gas. En algunos ejemplos, la junta es una soldadura por láser sobre el dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunos ejemplos, la junta está soldada por inducción al dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunos ejemplos, la junta es parcialmente (por ejemplo, 60% / 40%; 55% / 45%; 50% / 50%) soldadura por láser y soldadura blanda por inducción.

50 En algunos ejemplos, la región distal y la región central están separadas por una región de obturación diseñada para impedir la refrigeración de la región distal. La región de obturación no está limitada a una manera particular de impedir la refrigeración de la región distal. En algunos ejemplos, la región de obturación está diseñada para estar en contacto con una región que tiene una temperatura reducida (por ejemplo, la región central del dispositivo de suministro de energía que tiene refrigerante en circulación) sin que su temperatura se reduzca. En algunos ejemplos, el material de la región de obturación es tal que es capaz de estar en contacto con un material que tiene una baja temperatura sin que su temperatura se reduzca sustancialmente (por ejemplo, un material aislante). La región de obturación no está limitada a un tipo particular de material aislante (por ejemplo, un polímero sintético (por ejemplo, poliestireno, poliisocianurato), aerogel, fibra de vidrio, corcho).

55 En algunos ejemplos, un dispositivo que tiene una región de obturación permite exposición simultánea de un tejido a una región refrigerada (por ejemplo, la región del dispositivo proximal a la región de obturación) y una región no refrigerada (por ejemplo, la región del dispositivo distal a la región de obturación).

En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para el suministro de energía a un tejido, comprendiendo la antena uno o más tubos o canales de refrigeración dentro de un cable coaxial, teniendo el cable coaxial una región dieléctrica, teniendo la región dieléctrica regiones flexibles e inflexibles. En algunos ejemplos, la región flexible es plástica, y la región inflexible es cerámica. En algunos ejemplos, la región inflexible está situada en la ubicación de emisión de mayor potencia.

En algunos ejemplos, la presente invención proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para el suministro de energía a un tejido, comprendiendo la antena uno o más tubos o canales de refrigeración dentro de un cable coaxial, teniendo el dispositivo en su interior uno o más alambres de tracción conectados a una fijación de alambre de tracción. En algunos ejemplos, la contracción de los uno o más alambres de tracción conectados a la fijación de alambre de tracción reduce la flexibilidad del dispositivo. En algunos ejemplos, los uno o más alambres de tracción están diseñados para doblarse a temperaturas particulares (por ejemplo, alambres de nitinol superelásticos).

### **Breve descripción de los dibujos**

La figura 1 muestra una vista esquemática de un sistema de suministro de energía.

La figura 2 muestra diversas formas de líneas de transmisión coaxiales y/o los elementos dieléctricos.

Las figuras 3A y 3B presentan una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos con primer y segundo materiales bloqueados por paredes fusibles para fines de impedir el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor externo).

Las figuras 4A y 4B presentan una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos segregados por paredes fusibles que contienen primer y segundo materiales (por ejemplo, materiales configurados para generar una reacción química que reduce la temperatura al mezclarse) impidiendo el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor externo).

La figura 5 muestra un dibujo esquemático de un mango configurado para controlar el paso de refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante.

La figura 6 muestra un esquema de sección transversal de realizaciones de cable coaxial que tienen pasajes de refrigerante.

La figura 7 muestra un tubo de circulación de refrigerante (por ejemplo, aguja de refrigerante, catéter) situados dentro de un dispositivo de emisión de energía que tiene un conductor externo y un material dieléctrico.

La figura 8 muestra esquemáticamente el extremo distal de un dispositivo (por ejemplo, antena de un dispositivo de ablación) que comprende un componente de dipolo alimentado en el centro de la presente invención.

La figura 9 muestra la configuración de prueba y la posición de estaciones de medición de la temperatura. Tal como se muestra, el cuerpo cilíndrico de la aguja de ablación para todos los experimentos era de 20,5 cm. Las sondas 1, 2 y 3 estaban ubicadas a 4, 8 y 12 cm proximales a la punta de la aguja de acero inoxidable.

La figura 10 muestra tratamiento al 35% (microondas "activadas" de 13:40 a 13:50) con potencia reflejada anormalmente alta (6,5%). La sonda 3 se colocó inicialmente justo fuera del tejido hepático, en el aire.

La figura 11 muestra tratamiento de 10 minutos al 45% (microondas activadas de 14:58 a 15:08) con potencia reflejada anormalmente alta (6,5%). La temperatura máxima en la estación 4 era de 40,25°C.

La figura 12 muestra un cable coaxial que tiene una región de su conductor externo eliminada para crear espacio para el flujo de refrigerante.

La figura 13 muestra una vista esquemática de una caja de importación/exportación, una funda de transporte, y un conector inteligente del dispositivo del procedimiento.

La figura 14 muestra un dispositivo de suministro de energía que tiene dos alambres de tracción conectados con una fijación de alambre de tracción.

La figura 15 muestra una perspectiva externa de un dispositivo de suministro de energía que tiene regiones inflexibles y una región flexible.

La figura 16 muestra un dispositivo de suministro de energía que tiene una línea de transmisión coaxial estrecha conectada con una línea de transmisión coaxial más ancha situada en una antena, que está conectada con un conductor interno.

La figura 17 muestra una sección transversal de un dispositivo de suministro de energía que tiene regiones inflexibles y una región flexible.

La figura 18 muestra un enchufe de control del dispositivo del procedimiento conectado a una correa de la mesa del procedimiento.

La figura 19 muestra una gasa estéril personalizada con una fenestración y un cable insertado a través de la fenestración.

La figura 20 muestra un sistema de suministro de energía que tiene un generador conectado a un enchufe de control del dispositivo del procedimiento mediante un cable, donde el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está fijado a una mesa del procedimiento.

La figura 21 demuestra refrigeración con un dispositivo de suministro de energía. Un perfil de temperatura durante ablación medido 7 cm proximal a la punta de la antena mostraba que la refrigeración con agua helada puede eliminar el calentamiento causado por más de 120 W de potencia de entrada (superior). Una ablación de ~3 cm creada con la antena refrigerada (125 W, 5 min) no muestra ninguna "cola" a lo largo de la antena. El tubo cerámico y la punta facetada hacen posible la introducción percutánea (inferior).

La figura 22 muestra una distribución de temperatura simulada a lo largo del cuerpo de una antena con diversas

técnicas de refrigeración pasiva. Una combinación de resistencias térmicas y funda aislante redujo las temperaturas proximales de la forma más significativa.

La figura 23 muestra ablaciones por microondas (izquierda) y RF (derecha) creadas en 10 min en pulmón porcino normal mostrado a igual escala. Las ablaciones por microondas eran más grandes y más esféricas que las ablaciones por RF.

La figura 24 muestra la configuración experimental (parte superior) y los resultados para temperaturas medidas a lo largo del cuerpo de una antena mientras 35 W de calor se generan dentro del cuerpo cilíndrico de la antena (parte inferior). Solamente se requería un flujo de 1,0 tpe l/min de CO<sub>2</sub> para evitar que las temperaturas subieran más de 8°C en cualquier punto a lo largo del cuerpo cilíndrico. 10 tpe l/min eran capaces de compensar 50 W de potencia de calentamiento.

La figura 25 muestra la configuración experimental (parte superior) y los resultados para temperaturas medidas a lo largo del cuerpo cilíndrico de la antena mientras la punta de la antena se mantiene a 150°C durante un flujo de 0, 13 y 23,8 tpe l/min de NC-CO<sub>2</sub> (parte inferior). Nótese que el calentamiento se consideró solamente para conducción térmica desde la punta de la antena - no se consideró calentamiento interno en esta prueba.

La figura 26 muestra que pulsos de CO<sub>2</sub> de tan solo 1 tpe l/min durante 10 s contrarrestan el calentamiento térmicamente conductor desde la punta de la antena.

La figura 27 muestra resolución de imagen convencional y retroproyección altamente restringida (*Highly constrained backPRojection*) (HYPR) en función del tiempo

La figura 28 muestra imágenes tumorales estándar y de retroproyección altamente restringida (HYPR) durante periodos de tiempo.

La figura 29 muestra una realización de un dispositivo de suministro de energía.

La figura 30 muestra un dispositivo de suministro de energía.

La figura 31 muestra un dispositivo de suministro de energía en un ajuste del procedimiento.

Las figuras 32A, B y C muestran ejemplos de software de interfaz del usuario para los sistemas de suministro de energía.

La figura 33 muestra un ejemplo de sonda de microondas triaxial.

### **Descripción detallada**

La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones de la descripción que no están dentro del alcance de dichas reivindicaciones se proporcionan para fines ilustrativos solamente y no forman parte de la presente invención.

La presente invención se refiere a completos sistemas, dispositivos y procedimientos para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia) a tejido para una gran variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación tisular, resección, cauterización, trombosis vascular, ablación intraluminal de una víscera hueca, ablación cardíaca para el tratamiento de arritmias, electrocirugía, recolección de tejido, cirugía cosmética, uso intraocular, etc.). En particular, la presente descripción proporciona sistemas para el suministro de energía de microondas que comprende una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un dispositivo emisor de energía, un sistema de refrigeración, un sistema de imaginología, un sistema de monitorización de la temperatura, y/o un sistema de rastreo. En algunos ejemplos, se proporcionan sistemas, dispositivos y procedimientos para tratar una región tisular (por ejemplo, un tumor) mediante el uso de los sistemas de suministro de energía de la presente invención.

Los sistemas de la presente descripción pueden combinarse en diversos ejemplos de sistema/kit. Por ejemplo, la presente descripción proporciona sistemas que comprenden uno o más de un generador, un sistema de distribución de potencia, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un aplicador de energía, junto con cualquier uno o más componente accesorio (por ejemplo, instrumentos quirúrgicos, software para ayudar en el procedimiento, procesadores, dispositivos de monitorización de la temperatura, etc.). La presente descripción no está limitada a ningún componente accesorio particular.

Los sistemas de la presente descripción pueden usarse en cualquier procedimiento médico (por ejemplo, percutáneo o quirúrgico) que implique suministro de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, láser, ultrasonido focalizado, etc.) a una región tisular. Los sistemas no están limitados a tratar un tipo o clase particular de región tisular (por ejemplo, cerebro, hígado, corazón, vasos sanguíneos, pie, pulmón, hueso, etc.). Por ejemplo, los sistemas de la presente descripción son útiles en la ablación de regiones tumorales. Los tratamientos adicionales incluyen, aunque sin limitarse a, tratamiento de arritmia cardíaca, ablación de tumores (benignos y malignos), control de la hemorragia durante la cirugía, después de traumatismo, para cualquier otro control de hemorragia, eliminación de tejido blando, resección y recolección de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas tales como síndrome de Barrett y adenocarcinoma esofágico), tratamiento de tumores óseos, hueso normal, y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía cosmética, tratamiento de patologías del sistema nervioso central incluyendo tumores cerebrales y alteraciones eléctricas, procedimientos de esterilización (por ejemplo, ablación de las trompas de Falopio) y cauterización de vasos sanguíneos o tejido para fines cualesquiera. En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende terapia de ablación (por ejemplo, para conseguir necrosis coagulativa). En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende ablación tumoral para dirigirse, por ejemplo, a tumores primarios o metastásicos.

En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende el control de la hemorragia (por ejemplo electrocauterización). En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende corte o eliminación de tejido. En algunos ejemplos, el dispositivo está configurado para el movimiento y posicionamiento, con daños mínimos al tejido u organismo, en cualquier ubicación deseada, incluyendo aunque sin limitarse a, el cerebro, el cuello, el tórax, el abdomen, la pelvis y las extremidades. En algunos ejemplos, el dispositivo está configurado para suministro guiado, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imaginología por resonancia magnética, fluoroscopia, y similares.

Los ejemplos ilustrados proporcionados a continuación describen los sistemas de la presente descripción en términos de aplicaciones médicas (por ejemplo, ablación de tejido mediante el suministro de energía de microondas). Sin embargo, debe apreciarse que los sistemas de la presente descripción no están limitados a aplicaciones médicas. Los sistemas pueden usarse en cualquier entorno que requiera el suministro de energía a una carga (por ejemplo, entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos de investigación, etc.). Los ejemplos ilustrados describen los sistemas de la presente descripción en términos de energía de microondas. Debe apreciarse que los sistemas de la presente descripción no están limitados a un tipo particular de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, energía de ultrasonido focalizado, láser, plasma).

Los sistemas de la presente descripción no están limitados a ningún componente o número de componentes particular. En algunos ejemplos, los sistemas de la presente invención incluyen, aunque sin limitarse a incluir, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un dispositivo de suministro de energía con una antena, un sistema de refrigeración, un sistema de imaginología y/o un sistema de rastreo. Cuando se usan múltiples antenas, el sistema puede usarse para controlar individualmente cada antena por separado.

La figura 1 muestra un sistema ejemplar. Tal como se muestra, el sistema de suministro de energía comprende una fuente de alimentación, una línea de transmisión, un componente de distribución de potencia (por ejemplo, divisor de potencia), un procesador, un sistema de imaginología, un sistema de monitorización de la temperatura y un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, tal como se muestra, los componentes de los sistemas de suministro de energía están conectados mediante una línea de transmisión, cables, etc. En algunos ejemplos, el dispositivo de suministro de energía está separado de la fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar potencia (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un sistema de imaginología, un sistema de monitorización de la temperatura por una barrera de campo estéril.

En las siguientes secciones se describen con más detalle componentes ejemplares de los sistemas de suministro de energía: I. Fuente de alimentación; II. Dispositivos de suministro de energía; III. Procesador; IV. Sistemas de imaginología; V. Sistemas de reglaje; VI. Sistemas de ajuste de la temperatura; VII. Sistemas de identificación; VIII. Dispositivos de monitorización de la temperatura; IX. Enchufes de control del dispositivo del procedimiento; y X. Usos para sistemas de suministro de energía.

### 35 I. Fuente de alimentación

La energía utilizada en los sistemas de suministro de energía de la presente descripción se suministra a través de una fuente de alimentación. La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de fuente de alimentación. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a uno o más componentes de los sistemas de suministro de energía de la presente descripción (por ejemplo, dispositivos de ablación). La fuente de alimentación no está limitada a proporcionar un tipo particular de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, energía de radiación, láser, ultrasonido focalizado, etc.). La fuente de alimentación no está limitada a proporcionar cantidades particulares de energía o a una tasa de suministro particular. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía para fines de ablación tisular.

La presente descripción no está limitada a un tipo particular de fuente de alimentación. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo de energía deseado (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, crioenergía, electroporación, ultrasonido focalizado de alta intensidad, y/o mezclas de las mismas). En algunos ejemplos, el tipo de energía proporcionado con la fuente de alimentación es energía de microondas. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación proporciona energía de microondas a dispositivos de ablación para fines de ablación tisular. El uso de energía de microondas en la ablación de tejido presenta numerosas ventajas. Por ejemplo, las microondas tienen un amplio campo de densidad de potencia (por ejemplo, aproximadamente 2 cm alrededor de una antena dependiendo de la longitud de onda de la energía aplicada) con una zona ancha de forma correspondiente de calentamiento activo, permitiendo de este modo ablación tisular uniforme tanto en una zona diana como en regiones perivasculares (véase, por ejemplo, la publicación internacional N° WO 2006/004585). Además, la energía de microondas tiene la capacidad de extirpar grandes o múltiples zonas de tejido usando múltiples sondas con calentamiento tisular más rápido. La energía de microondas tiene una capacidad de penetrar en el tejido para crear lesiones profundas con menos calentamiento superficial. Los tiempos de suministro de energía son más cortos que con energía de radiofrecuencia y las sondas pueden calentar el tejido suficientemente para crear una lesión uniforme y simétrica de profundidad predecible y controlable. La energía de microondas es generalmente segura cuando se usan vasos cercanos. Además, las

microondas no dependen de la energía eléctrica ya que son radiadas a través del tejido, fluido/sangre, así como el aire. Por lo tanto, la energía de microondas puede usarse en tejido, luces, pulmones y de forma intravascular.

5 En algunos ejemplos, la fuente de alimentación comprende uno o más generadores de energía. En algunos ejemplos, el generador está configurado para proporcionar hasta 100 vatios de potencia de microondas de una frecuencia de 915 MHz a 5,8 GHz, aunque la presente descripción no está limitada de este modo. En algunos ejemplos, un magnetrón convencional del tipo usado habitualmente en hornos microondas se selecciona como generador. En algunos ejemplos, se utiliza un generador basado en un único magnetrón (por ejemplo, con una capacidad de emitir 300 W a través de un único canal, o divididos en múltiples canales). Debe apreciarse, sin embargo, que cualquier otra fuente de energía de microondas puede sustituirse en su lugar. En algunos ejemplos, 10 los tipos de generador incluyen, aunque sin limitarse a, los disponibles de Cober-Muegge, LLC, Norwalk, Connecticut, Estados Unidos, generadores de Sairem y generadores de Gerling Applied Engineering. En algunos ejemplos, el generador tiene al menos aproximadamente 60 vatios disponibles (por ejemplo, 50, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 65, 70, 100, 500, 1000 vatios). Para un funcionamiento a mayor potencia, el generador es capaz de proporcionar aproximadamente 300 vatios (por ejemplo, 200 vatios, 280, 290, 300, 310, 320, 350, 400, 750 vatios). 15 En algunos ejemplos, en los que se usan múltiples antenas, el generador es capaz de proporcionar tanta energía como sea necesaria (por ejemplo, 400 vatios, 500, 750, 1000, 2000, 10.000 vatios). En algunos ejemplos, se usan múltiples generadores para proporcionar energía (por ejemplo, tres amplificadores de 140 vatios). En algunos ejemplos, el generador comprende módulos amplificadores en estado sólido que pueden ser accionados por separado y controlados en fase. En algunos ejemplos, las salidas del generador se combinan de forma constructiva para incrementar la potencia de salida total. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación distribuye energía (por ejemplo, recogida desde un generador) con un sistema de distribución de potencia. La presente descripción no está limitada a un sistema de distribución de potencia particular. En algunos ejemplos, el sistema de distribución de potencia está configurado para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación tisular) para fines de ablación tisular. El sistema de distribución de potencia no está limitado a una manera particular de recoger energía de, por ejemplo, un generador. El sistema de distribución de potencia no está limitado a una manera particular de proporcionar energía a dispositivos de ablación. En algunos ejemplos, el sistema de distribución de potencia está configurado para transformar la impedancia característica del generador, de modo que coincida con la impedancia característica de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación tisular). 20 25 30 En algunos ejemplos, el sistema de distribución de potencia está configurado con un divisor de potencia variable para proporcionar niveles de energía variables a diferentes regiones de un dispositivo de suministro de energía o a diferentes dispositivos de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación tisular). En algunos ejemplos, el divisor de potencia se proporciona como un componente independiente del sistema. En algunos ejemplos, el divisor de potencia se usa para alimentar a múltiples dispositivos de suministro de energía con señales de energía independientes. En algunos ejemplos, el divisor de potencia aísla eléctricamente la energía suministrada a cada dispositivo de suministro de energía de modo que, por ejemplo, si uno de los dispositivos experimenta una carga incrementada como resultado de desvío de temperatura incrementado, la energía suministrada a esa unidad sea alterada (por ejemplo, reducida, interrumpida) mientras que la energía suministrada a dispositivos alternativos permanece sin cambios. La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de divisor de potencia. 35 40 En algunos ejemplos, el divisor de potencia está diseñado por SM Electronics. En algunos ejemplos, el divisor de potencia está configurado para recibir energía de un generador de potencia y proporcionar energía a componentes adicionales del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía). En algunos ejemplos el divisor de potencia es capaz de conectar con uno o más componentes adicionales del sistema (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15, 20, 25, 50, 100, 500...). En algunos ejemplos, el divisor de potencia está configurado para suministrar cantidades variables de energía a diferentes regiones en un dispositivo de suministro de energía para fines de suministrar cantidades variables de energía desde diferentes regiones del dispositivo. En algunos ejemplos, el divisor de potencia se usa para proporcionar cantidades variables de energía a múltiples dispositivos de suministro de energía para fines de tratamiento de una región tisular. En algunos ejemplos, el divisor de potencia está configurado para funcionar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, un sistema de ajuste de la temperatura, un divisor de potencia, un sistema de reglaje y/o un sistema de imagenología. En algunos ejemplos, el divisor de potencia es capaz de manejar salidas del generador máximas más, por ejemplo, el 25% (por ejemplo, 20%, 30%, 50%). En algunos ejemplos, el divisor de potencia es un divisor de potencia de 2-4 canales con una potencia nominal de 1000 vatios. 45 50 55 En algunos ejemplos, donde se emplean múltiples antenas, el sistema de la presente descripción puede estar configurado para hacerlas funcionar simultánea o secuencialmente (por ejemplo, con conmutación). En algunos ejemplos, el sistema está configurado para poner en fase los campos para interferencia constructiva o destructiva. La puesta en fase también puede aplicarse a diferentes elementos en una única antena. En algunos ejemplos, la conmutación se combina con la puesta en fase, de modo que múltiples antenas están activas simultáneamente, están controladas en fase, y a continuación se conmutan a un nuevo conjunto de antenas (por ejemplo, no es necesario que la conmutación sea completamente secuencial). En algunos ejemplos, el control en fase se consigue de forma precisa. En algunos ejemplos, la fase se ajusta de forma continua para mover las áreas de interferencia constructiva o destructiva en el espacio y el tiempo. En algunos ejemplos, la fase se ajusta aleatoriamente. En algunos ejemplos, el ajuste aleatorio de fase se realiza mediante interferencia mecánica y/o magnética. 60

## II. Dispositivos de suministro de energía

Los sistemas de suministro de energía de la presente descripción contemplan el uso de cualquier tipo de dispositivo configurado para suministrar (por ejemplo, emitir) energía (por ejemplo, dispositivo de ablación, dispositivo quirúrgico, etc.) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 7.101.369, 7.033.352, 6.893.436, 6.878.147, 6.823.218, 6.817.999, 6.635.055, 6.471.696, 6.383.182, 6.312.427, 6.287.302, 6.277.113, 6.251.128, 6.245.062, 6.026.331, 6.016.811, 5.810.803, 5.800.494, 5.788.692, 5.405.346, 4.494.539, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457, 11/728.428, 11/237.136, 11/236.985, 10/980.699, 10/961.994, 10/961.761, 10/834.802, 10/370.179, 09/847.181; las solicitudes de patente de Gran Bretaña N° 2.406.521, 2.388.039; patente europea N° 1395190; y las solicitudes de patente internacional N° WO 06/008481, WO 06/002943, WO 05/034783, WO 04/112628, WO 04/033039, WO 04/026122, WO 03/088858, WO 03/039385 WO 95/04385). Dichos dispositivos incluyen todas y cada uno de dispositivos de aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación configurados para emisión de energía, así como dispositivos usados en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos, o cualquier otra aplicación donde debe suministrarse energía.

En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen en su interior antenas configuradas para emitir energía (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, energía de radiación). Los sistemas no están limitados a tipos o diseños particulares de antenas (por ejemplo, dispositivo de ablación, dispositivo quirúrgico, etc.). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen antenas de forma lineal (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.878.147, 4.494.539, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457, 11/728.428, 10/961.994, 10/961.761; y la solicitud de patente internacional N°, WO 03/039385). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen antenas de forma no lineal (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.251.128, 6.016.811 y 5.800.494, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 09/847.181, y la solicitud de patente internacional N° WO 03/088858). En algunos ejemplos, las antenas tienen componentes de reflexión de bocina (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.527.768, 6.287.302). En algunos ejemplos, la antena tiene un protector de reflexión direccional (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 6.312.427). En algunos ejemplos, la antena tiene en su interior un componente de fijación para fijar el dispositivo de suministro de energía en una región tisular particular (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.364.876 y 5.741.249).

Generalmente, las antenas configuradas para emitir energía comprenden líneas de transmisión coaxiales. Los dispositivos no están limitados a configuraciones particulares de líneas de transmisión coaxiales. Los ejemplos de líneas de transmisión coaxiales incluyen, aunque sin limitarse a, líneas de transmisión coaxiales desarrolladas por Pasternack, Micro-coax y SRC Cables. En algunos ejemplos, la línea de transmisión coaxial tiene un conductor central, un elemento dieléctrico, y un conductor externo (por ejemplo, protector externo). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan antenas que tienen líneas de transmisión coaxiales flexibles (por ejemplo, para fines de posicionamiento alrededor de, por ejemplo, venas pulmonares o a través de estructuras tubulares) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 7.033.352, 6.893.436, 6.817.999, 6.251.128, 5.810.803, 5.800.494). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan antenas que tienen líneas de transmisión coaxiales rígidas (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 6.878.147, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° de serie 10/961.994, 10/961.761 y la solicitud de patente internacional N° WO 03/039385).

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen una línea de transmisión coaxial situada dentro de la antena, y una línea de transmisión coaxial que conecta con la antena. En algunos ejemplos, el tamaño de la línea de transmisión coaxial en la antena es mayor que la línea de transmisión coaxial conectada con la antena. La línea de transmisión coaxial en la antena y la línea de transmisión coaxial que conecta con la antena no están limitadas a tamaños particulares. Por ejemplo, en algunos ejemplos, mientras que la línea de transmisión coaxial conectada con la antena es de aproximadamente 0,032 pulgadas (0,813 mm), el tamaño de la línea de transmisión coaxial en la antena es mayor de 0,032 pulgadas (0,813 mm) (por ejemplo, 0,05 pulgadas, 0,075 pulgadas, 0,1 pulgadas, 0,5 pulgadas [1,270 mm, 1,905 mm, 2,54 mm, 12,70 mm]). En algunos ejemplos, la línea de transmisión coaxial en la antena tiene un conductor interno que es rígido y grueso. En algunos ejemplos, el extremo de la línea de transmisión coaxial en la antena está afilado para uso percutáneo. En algunos ejemplos, el revestimiento dieléctrico de la línea de transmisión coaxial en la antena es PTFE (por ejemplo, para fines de suavizar transiciones desde una cánula a un conductor interno (por ejemplo, un conductor interno fino y afilado)). La figura 16 muestra un dispositivo 1600 de suministro de energía que tiene una línea 1610 de transmisión coaxial estrecha conectada con una línea 1620 de transmisión coaxial más ancha situada dentro de una antena 1630, que está conectada con un conductor 1640 interno.

La presente descripción no está limitada a una forma de línea de transmisión coaxial particular. De hecho, en algunos ejemplos, la forma de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico se selecciona y/o es ajustable para ajustarse a una necesidad particular. La figura 2 muestra alguna de las diversas, formas no limitantes que la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico pueden asumir.

En algunos ejemplos, el conductor externo es una aguja del calibre 20 o un componente de diámetro similar a una aguja del calibre 20. Preferentemente, para uso percutáneo, el conductor externo no es mayor que una aguja del calibre 17 (por ejemplo, no mayor de una aguja del calibre 16). En algunos ejemplos, el conductor externo es una

aguja del calibre 17. Sin embargo, en algunos ejemplos, se usan dispositivos más grandes, según se desee. Por ejemplo, en algunos ejemplos, se usa un diámetro de calibre 12. La presente descripción no está limitada por el tamaño del conductor externo. En algunos ejemplos, el conductor externo está configurado para encajar en series de agujas más grandes para fines de ayudar en procedimientos médicos (por ejemplo, ayudar en biopsia tisular) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.652.520, 6.582.486, 6.355.033, 6.306.132). En algunos ejemplos, el conductor central está configurado para extenderse más allá del conductor externo para fines de suministrar energía a una ubicación deseada. En algunos ejemplos, parte o toda de la impedancia característica de la línea de alimentación se optimiza para disipación de potencia mínima, independientemente del tipo de antena que termina en su extremo distal.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están provistos de una parte proximal y una parte distal, en la que la parte distal es desprendible y se proporciona en diversas configuraciones diferentes que pueden unirse a una parte proximal del núcleo. Por ejemplo, en algunos ejemplos, la parte proximal comprende un mango y una interfaz a otros componentes del sistema (por ejemplo, fuente de alimentación) y la parte distal comprende una antena desprendible que tiene propiedades deseadas. Una pluralidad de diferentes antenas configuradas para diferentes usos puede proporcionarse y unirse a la unidad de mango para la indicación apropiada.

En algunos ejemplos, múltiples (por ejemplo, más de 1) (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 10, 20, etc.) líneas de transmisión coaxiales y/o líneas de transmisión triaxiales están situadas dentro de cada dispositivo de suministro de energía para fines de suministrar altas cantidades de energía durante un periodo de tiempo prolongado. En experimentos llevados a cabo durante el curso de ejemplos de desarrollo para la presente invención, se determinó que un dispositivo de suministro de energía que tiene tres líneas de transmisión coaxiales de potencia inferior (por ejemplo, situadas en la misma sonda) (por ejemplo, en una aguja del calibre 13) era capaz de suministrar mayores cantidades de energía durante un periodo de tiempo más largo que un dispositivo de suministro de energía que tiene una línea de transmisión coaxial de potencia superior.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía comprenden una sonda de microondas triaxial con capacidades de reglaje optimizadas (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 7.101.369; véase, también, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° 10/834.802, 11/236.985, 11/237.136, 11.237.430, 11/440.331, 11/452.637, 11/502.783, 11/514.628; y la solicitud de patente internacional N° PCT/US05/14534). Las sondas de microondas triaxiales no están limitadas a capacidades de reglaje optimizadas particulares. En algunos ejemplos, las sondas de microondas triaxiales tienen capacidades de reglaje optimizadas predefinidas específicas para un tipo de tejido particular. La figura 33 muestra una sonda 33000 de microondas triaxial que tiene un primer conductor 33100, un segundo conductor 33200 coaxialmente alrededor del primer conductor 33100 pero aislado de éste, y un tercer conductor 33300 tubular coaxialmente alrededor del primer conductor 33100 y el segundo conductor 33200. En algunos ejemplos, el primer conductor 33100 está configurado para extenderse más allá del segundo conductor 33200 en el interior del tejido, por ejemplo, cuando un extremo distal de la sonda 33000 de microondas triaxial se inserta en un cuerpo para ablación por microondas. Tal como se muestra en la figura 33, la distancia que el primer conductor 33100 se extiende desde el segundo conductor 33200 es la longitud 33400 activa. En algunos ejemplos, el segundo conductor 33200 está configurado para extenderse más allá del tercer conductor 33300 en el interior del tejido. Tal como se muestra en la figura 33, la distancia que el segundo conductor 33200 se extiende desde el tercer conductor 33300 es la profundidad 33500 de inserción. En experimentos llevados a cabo durante el curso de ejemplos de desarrollo para la presente invención, se determinaron mediciones de profundidad de inserción óptima y longitud activa para tipos de tejido específicos. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial tal como se muestra en la figura 33 con tejido pulmonar, la profundidad de inserción óptima era de 3,6 mm y la longitud activa óptima era de 16 mm. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial tal como se muestra en la figura 33 con tejido hepático, la profundidad de inserción óptima era de 3,6 mm y la longitud activa óptima era de 15 mm. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial tal como se muestra en la figura 33 con tejido renal, la profundidad de inserción óptima era de 3,6 mm y la longitud activa óptima era de 15 mm. En algunos ejemplos, sondas de microondas triaxiales están configuradas para extirpar una región tisular más pequeña (por ejemplo, extirpar solamente el borde de un órgano, extirpar un pequeño tumor, etc.). En dichos ejemplos, la longitud del primer conductor disminuye (por ejemplo, de modo que el alambre contacta con la punta para retener una pequeña región de ablación).

En algunos ejemplos, los dispositivos de la presente descripción están configurados para unirse a un mango desprendible. La presente descripción no está limitada a un tipo particular de mango desprendible. En algunos ejemplos, el mango desprendible está configurado para conectar con múltiples dispositivos (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 50...) para fines de controlar el suministro de energía mediante dichos dispositivos. En algunos ejemplos, el mango está diseñado con un amplificador de potencia para proporcionar potencia a un dispositivo de suministro de energía.

En algunos ejemplos, el dispositivo está diseñado para rodear físicamente a una región tisular particular para fines de suministro de energía (por ejemplo, el dispositivo puede estar conformado de forma flexible alrededor de una región tisular particular). Por ejemplo, en algunos ejemplos, el dispositivo puede estar conformado de forma flexible alrededor de un vaso sanguíneo (por ejemplo, vena pulmonar) para fines de suministrar energía a una región precisa en el tejido.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están configurados para conservación de la forma al ser expuestos a una fuerza de compresión. Los dispositivos de suministro de energía no están limitados a una configuración particular para conservar la forma al ser expuestos a una fuerza de compresión. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un sistema de alambres de tracción para fines de conservación de la forma bajo compresión. La presente invención no está limitada a un tipo particular de sistema de alambres de tracción. En algunos ejemplos, el sistema de alambres de tracción comprende uno o más alambres de tracción (por ejemplo, 1 alambre de tracción, 2 alambres de tracción, 5 alambres de tracción, 10 alambres de tracción, 50 alambres de tracción) conectados con una fijación de alambre de tracción. En algunos ejemplos, la contracción (por ejemplo, empuje, arrastre) de los uno o más alambres de tracción conectados a la fijación de alambre de tracción (por ejemplo, contracción por un usuario) da como resultado la asunción de un estado inflexible por el dispositivo de suministro de energía de modo que, al ser expuesto a una fuerza de compresión, el dispositivo de suministro de energía conserva su forma. En algunos ejemplos, los alambres de tracción pueden bloquearse en una posición contraída. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía que tienen uno o más alambres de tracción conectados con una fijación de alambre de tracción conservan la flexibilidad en ausencia de la contracción del alambre de tracción. La figura 14 muestra un dispositivo 1400 de suministro de energía que tiene dos alambres 1410, 1420 de tracción conectados con una fijación 1430 de alambre de tracción. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen tres o más alambres de tracción dispuestos en un patrón simétrico que están pretensados, proporcionando de este modo una forma inflexible constante. En algunos ejemplos, los alambres de tracción están configurados para contraerse automáticamente en respuesta a un estímulo (por ejemplo, un estímulo eléctrico, un estímulo de compresión) (por ejemplo, "músculos de alambre"). En algunos ejemplos, los alambres de tracción están configurados para proporcionar una fuerza equilibradora en respuesta a una fuerza de compresión (por ejemplo, una fuerza contrarrestadora). En algunos ejemplos, los alambres de tracción están diseñados para doblarse a temperaturas particulares (por ejemplo, alambres de nitinol superelásticos). En algunos ejemplos, la flexión de alambres de tracción a temperaturas particulares es un acontecimiento detectable que puede usarse para monitorizar el estado de un procedimiento.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están configurados para tener regiones tanto flexibles como inflexibles. Los dispositivos de suministro de energía no están limitados a configuraciones particulares para tener regiones tanto flexibles como inflexibles. En algunos ejemplos, las regiones flexibles comprenden plástico (por ejemplo, PEEK). En algunos ejemplos, las regiones inflexibles comprenden cerámica. Las regiones flexibles e inflexibles no están limitadas a posiciones particulares en los dispositivos de suministro de energía. En algunos ejemplos, la región flexible está situada en una región que experimenta cantidades inferiores de emisión del campo de microondas. En algunos ejemplos, la región inflexible está situada en una región que experimenta elevadas cantidades de emisión del campo de microondas (por ejemplo, ubicadas en la parte proximal de la antena para proporcionar resistencia dieléctrica y rigidez mecánica). La figura 15 muestra una perspectiva externa de un dispositivo 1500 de suministro de energía que tiene regiones 1510 y 1520 inflexibles (por ejemplo, cerámica), y una región 1530 flexible (por ejemplo, PEEK). La figura 17 muestra una sección transversal de un dispositivo 1700 de suministro de energía que tiene regiones 1710 y 1720 inflexibles, y una región 1730 flexible. Tal como se muestra, las regiones 1710 y 1720 inflexibles se estrechan gradualmente para, por ejemplo, proporcionar un área superficial más grande para unirse con la cánula, y para, por ejemplo, distribuir tensiones procedentes de fuerzas de flexión sobre un área superficial más grande. Tal como se muestra, la región 1730 flexible está situada sobre el exterior de la juntura para fines de mejorar la resistencia debido a su gran tamaño del diámetro. En algunos ejemplos, el estrechamiento gradual de las regiones inflexibles se llena con un material de unión para proporcionar resistencia adicional. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen un tubo termorretráctil sobre la parte distal (por ejemplo, la antena) para proporcionar durabilidad adicional.

En algunos ejemplos, el material de la antena es duradero y proporciona una elevada constante dieléctrica. En algunos ejemplos, el material de la antena es circonio y/o un equivalente funcional de circonio. En algunos ejemplos, el dispositivo de suministro de energía se proporciona como dos o más antenas independientes unidas a las mismas o diferentes fuentes de alimentación. En algunos ejemplos, las diferentes antenas están unidas al mismo mango, mientras que en otros ejemplos se proporcionan diferentes mangos para cada antena. En algunos ejemplos, se usan múltiples antenas en un paciente simultáneamente o en serie (por ejemplo, conmutación) para suministrar energía de una intensidad y geometría deseadas en el paciente. En algunos ejemplos, las antenas son controlables individualmente. En algunos ejemplos, las múltiples antenas pueden ser accionadas por un único usuario, por un ordenador o por múltiples usuarios. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están diseñados para funcionar dentro de un campo estéril. La presente descripción no está limitada a un entorno de campo estéril particular. En algunos ejemplos, el campo estéril incluye una región que rodea a un sujeto (por ejemplo, una mesa de operaciones). En algunos ejemplos, el campo estéril incluye cualquier región que permita el acceso solamente a elementos esterilizados (por ejemplo, dispositivos esterilizados, agentes accesorios esterilizados, partes del cuerpo esterilizadas). En algunos ejemplos, el campo estéril incluye cualquier región vulnerable a infección por patógenos. En algunos ejemplos, el campo estéril tiene en su interior una barrera de campo estéril que establece una barrera entre un campo estéril y un campo no estéril. La presente descripción no está limitada a una barrera de campo estéril particular. En algunos ejemplos, la barrera de campo estéril es las gasas que rodean a un sujeto que se está sometiendo a un procedimiento que implica los sistemas de la presente descripción (por ejemplo, ablación tisular). En algunos ejemplos, una sala es estéril y proporciona el campo estéril. En algunos ejemplos, la barrera de campo estéril es establecida por un usuario de los sistemas de la presente descripción (por ejemplo, un facultativo). En

algunos ejemplos, la barrera de campo estéril obstaculiza la entrada de elementos no estériles en el campo estéril. En algunos ejemplos, el dispositivo de suministro de energía está provisto en el campo estéril, mientras que uno o más componentes adicionales del sistema (por ejemplo, la fuente de alimentación) no están contenidos en el campo estéril.

5 En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior sensores de protección diseñados para impedir el uso no deseado de los dispositivos de suministro de energía. Los dispositivos de suministro de energía no están limitados a un tipo o clase particular de sensores de protección. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un sensor de temperatura diseñado para medir la temperatura de, por ejemplo, el dispositivo de suministro de energía y/o el tejido en contacto con el dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, a medida que una temperatura alcanza cierto nivel, el sensor comunica un aviso a un usuario mediante, por ejemplo, el procesador. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un sensor de contacto con la piel diseñado para detectar el contacto del dispositivo de suministro de energía con la piel (por ejemplo, una superficie exterior de la piel). En algunos ejemplos, en el momento del contacto con piel no deseada, el sensor de contacto con la piel comunica un aviso a un usuario mediante, por ejemplo, el procesador. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior un sensor de contacto con el aire diseñado para detectar el contacto del dispositivo de suministro de energía con el aire ambiente (por ejemplo, detección mediante la medición de la potencia de reflexión de electricidad que pasa a través del dispositivo). En algunos ejemplos, al contactar con aire no deseado, el sensor de contacto con la piel comunica un aviso a un usuario mediante, por ejemplo, el procesador. En algunos ejemplos, los sensores están diseñados para impedir el uso del dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, reduciendo o impidiendo automáticamente el suministro de potencia) en el momento de la detección de un suceso no deseado (por ejemplo, contacto con la piel, contacto con el aire, incremento/disminución de temperatura no deseado). En algunos ejemplos, los sensores comunican con el procesador de modo que el procesador presente una notificación (por ejemplo, una luz verde) en ausencia de un suceso no deseado. En algunos ejemplos, los sensores comunican con el procesador de modo que el procesador presente una notificación (por ejemplo, una luz roja) en presencia de un suceso no deseado e identifica el suceso no deseado.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía se usan por encima de una potencia nominal recomendada por el fabricante. En algunos ejemplos, se aplican técnicas de refrigeración descritas en el presente documento para permitir un mayor suministro de potencia. La presente descripción no está limitada a una cantidad particular de incremento de potencia. En algunos ejemplos, las potencias nominales superan las recomendaciones del fabricante en 5 o más veces (por ejemplo, 5 veces, 6 veces, 10 veces, 15 veces, 20 veces, etc.).

Además, los dispositivos de la presente descripción están configurados para suministrar energía desde diferentes regiones del dispositivo (por ejemplo, espacios del segmento del conductor externo, descritos con más detalle a continuación) en momentos diferentes (por ejemplo, controlados por un usuario) y a diferentes intensidades de energía (por ejemplo, controladas por un usuario). Dicho control sobre el dispositivo permite la puesta en fase de campos de suministro de energía para fines de conseguir interferencia de fase constructiva en una región tisular particular o interferencia de fase destructiva en una región tisular particular. Por ejemplo, un usuario puede emplear suministro de energía a través de dos (o más) segmentos de conductor externo situados cercanos para conseguir una intensidad de energía combinada (por ejemplo, interferencia de fase constructiva). Dicha intensidad de energía combinada puede ser útil en regiones tisulares particularmente profundas o densas. Además, dicha intensidad de energía combinada puede conseguirse mediante la utilización de dos (o más) dispositivos. En algunos ejemplos, la interferencia de fase (por ejemplo, interferencia de fase constructiva, interferencia de fase destructiva), entre uno o más dispositivos, está controlada por un procesador, un elemento de reglaje, un usuario y/o un divisor de potencia. Por lo tanto, el usuario es capaz de controlar la liberación de energía a través de diferentes regiones del dispositivo y controlar la cantidad de energía suministrada a través de cada región del dispositivo para fines de esculpir de forma precisa una zona de ablación.

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos de suministro de energía con impedancia característica optimizada, dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante, dispositivos de suministro de energía con un dipolo alimentado en el centro, y dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antenas (cada uno descrito con más detalle anteriormente y a continuación).

Tal como se describe en el Sumario de la invención, anteriormente, la presente descripción proporciona diversos procedimientos para refrigerar los dispositivos. Algunos ejemplos emplean barreras fusibles que, al fundirse, permiten el contacto de productos químicos que realizan una reacción endotérmica. Un ejemplo se muestra en la figura 3. Las figuras 3A y 3B presentan una región de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, un canal) que tiene segmentos divididos con primer y segundo materiales bloqueados por paredes fusibles para fines de impedir el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor externo). Las figuras 3A y 3B representan una línea 300 de transmisión coaxial estándar configurada para uso en cualquiera de los dispositivos de suministro de energía de la presente invención. Tal como se muestra en la figura 3A, la línea 300 de transmisión coaxial tiene un conductor 310 central, un material 320 dieléctrico y un conductor 330 externo. Además, la línea 300 de transmisión coaxial tiene en su interior cuatro segmentos 340 divididos segregados por paredes 350 (por ejemplo, paredes de cera fusibles). Los segmentos 340 divididos se dividen en primeros segmentos 360

divididos y segundos segmentos 370 divididos. En algunos ejemplos, tal como se muestra en la figura 3A, los primeros segmentos 360 divididos y segundos segmentos 370 divididos están escalonados sucesivamente. Tal como se muestra en la figura 3A, los primeros segmentos 360 divididos contienen un primer material (sombreado de tipo uno) y los segundos segmentos 370 divididos contienen un segundo material (sombreado de tipo dos). Las paredes 350 impiden que el primer material y el segundo material se mezclen. La figura 3B muestra la línea 300 de transmisión coaxial descrita en la figura 3A después de un acontecimiento (por ejemplo, un incremento de la temperatura en uno de los segmentos 340 divididos). Tal como se muestra, una de las paredes 350 se ha fundido, permitiendo de este modo el mezclado del primer material contenido en una región 360 y el segundo material contenido en una región 370. La figura 3B muestra además paredes 350 no fundidas donde el incremento de temperatura no se elevó por encima de cierto umbral de temperatura.

La figura 4 muestra una realización alternativa. Las figuras 4A y 4B presentan una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos segregados por paredes fusibles que contienen primer y segundo materiales (por ejemplo, materiales configurados para generar una reacción química que reduce la temperatura al mezclarse) que impiden el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor externo). Las figuras 4A y 4B muestran una línea 400 de transmisión coaxial configurada para uso en cualquiera de los dispositivos de suministro de energía de la presente invención. Tal como se muestra en la figura 4A, la línea 400 de transmisión coaxial tiene un conductor 410 central, un material 420 dieléctrico y un conductor 430 externo. Además, la línea 400 de transmisión coaxial tiene en su interior cuatro segmentos 440 divididos segregados por paredes 450. Las paredes 450 contienen, cada una, un primer material 460 separado de un segundo material 470. La figura 4B muestra la línea 400 de transmisión coaxial descrita en la figura 4A después de un acontecimiento (por ejemplo, un incremento de temperatura en uno de los segmentos 440 divididos). Tal como se muestra, una de las paredes 450 se ha fundido permitiendo, de este modo, el mezclado del primer material 460 y el segundo material 470 en los segmentos 440 divididos adyacentes. La figura 4B demuestra además paredes 450 no fundidas donde el incremento de temperatura no se elevó por encima de cierto umbral de temperatura.

En algunos ejemplos, el dispositivo comprende además un elemento de fijación para fijar la antena en una región tisular particular. El dispositivo no está limitado a un tipo particular de elemento de fijación. En algunos ejemplos, el elemento de fijación es un balón hinchable (por ejemplo, en el que el hinchado del balón fija la antena en una región tisular particular). Una ventaja adicional de utilizar un balón hinchable como elemento de fijación es la inhibición del flujo sanguíneo o el flujo de aire a una región particular en el momento del hinchado del balón. Dicha inhibición del flujo de aire o sanguíneo es particularmente útil en, por ejemplo, procedimiento de ablación cardiaca y procedimientos de ablación que implican tejido pulmonar, tejido vascular y tejido gastrointestinal. En algunos ejemplos, el elemento de fijación es una prolongación de la antena diseñada para acoplarse (por ejemplo, engancharse sobre) una región tisular particular. Ejemplos adicionales incluyen, aunque sin limitarse a, los elementos de fijación descritos en las patentes de Estados Unidos N° 6.364.876 y 5.741.249. En algunos ejemplos, el elemento de fijación tiene un agente circulante (por ejemplo un gas suministrado en o cerca de su punto crítico; CO<sub>2</sub>) que congela la interfaz entre la antena y el tejido, pegando de este modo a la antena en su lugar. En dichos ejemplos, a medida que el tejido se funde, la antena permanece fijada a la región tisular debido a desecación del tejido.

Por lo tanto, en algunos ejemplos, los dispositivos de la presente descripción se usan en la ablación de una región tisular que tiene elevadas cantidades de flujo de aire y/o sanguíneo (por ejemplo, tejido pulmonar, tejido cardiaco, tejido gastrointestinal, tejido vascular). En algunos ejemplos que implican la ablación de regiones tisulares que tienen elevadas cantidades de flujo de aire y/o sanguíneo, se utiliza además un elemento para inhibir el flujo de aire y/o sanguíneo a esa región tisular. La presente descripción no está limitada a un elemento de inhibición del flujo de aire y/o sanguíneo particular. En algunos ejemplos, el dispositivo se combina con un tubo endotraqueal/endobronquial. En algunos ejemplos, un balón unido con el dispositivo puede hincharse en la región tisular para fines de fijar el dispositivo o dispositivos en la región tisular deseada, e inhibir el flujo sanguíneo y/o de aire hasta la región tisular deseada.

Por lo tanto, en algunos ejemplos, los sistemas, dispositivos y procedimientos de la presente descripción proporcionan un dispositivo de ablación acoplado con un componente que proporciona oclusión de un pasaje (por ejemplo, oclusión bronquial). El componente de oclusión (por ejemplo, balón hinchable) puede estar montado directamente sobre el sistema de ablación o puede usarse en combinación con otro componente (por ejemplo, un tubo endotraqueal o endobronquial) asociado con el sistema.

En algunos ejemplos, los dispositivos de la presente descripción pueden estar montados sobre dispositivos de procedimientos médicos adicionales. Por ejemplo, los dispositivos pueden estar montados sobre endoscopios, catéteres intravasculares o laparoscopios. En algunos ejemplos, los dispositivos están montados sobre catéteres dirigibles. En algunos ejemplos, un catéter flexible está montado sobre un endoscopio, catéter intravascular o laparoscopio. Por ejemplo, el catéter flexible, en algunos ejemplos, tiene múltiples juntas (por ejemplo, como un ciempiés) lo que permite la flexión y la dirección, según se desee, para dirigirse hasta la ubicación deseada para el tratamiento.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior una región de obturación diseñada para separar la parte interior del dispositivo de suministro de energía para, por ejemplo, impedir la

refrigeración o el calentamiento de una parte o partes del dispositivo mientras permite la refrigeración o calentamiento de otras partes. La región de obturación puede estar configurada para segregar cualquier región o regiones deseadas de un dispositivo de suministro de energía de cualquier otra. En algunos ejemplos, la región de obturación está diseñada para impedir la refrigeración de una o más regiones de un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, la región de obturación está diseñada para impedir la refrigeración de la parte del dispositivo de suministro de energía configurada para suministrar energía de ablación. La región de obturación no está limitada a una manera particular de impedir la refrigeración de una parte del dispositivo. En algunos ejemplos, la región de obturación está diseñada para estar en contacto con una región que tiene una temperatura reducida (por ejemplo, una región del dispositivo de suministro de energía que tiene refrigerante en circulación). En algunos ejemplos, el material de la región de obturación es tal que es capaz de estar en contacto con un material o región que tiene una baja temperatura sin que su temperatura se reduzca significativamente (por ejemplo, un material aislante). La región de obturación no está limitada a un tipo particular de material aislante (por ejemplo, un polímero sintético (por ejemplo, poliestireno, poliisocianurato), aerogel, fibra de vidrio, corcho). La región de obturación no está limitada a dimensiones de tamaño particulares. En algunos ejemplos, el tamaño de la región de obturación es tal que es capaz de impedir que el efecto de refrigeración de un refrigerante circulante reduzca la temperatura de otras regiones del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, la región de obturación está situada a lo largo de toda la parte de cánula de un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, la región de obturación está situada en una parte distal de la parte de cánula de un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, la región de obturación se enrolla alrededor de la parte externa de la parte de cánula de un dispositivo de suministro de energía.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen en su interior una región de “adherencia” diseñada para fijar el dispositivo de suministro de energía a una región tisular. La región de adherencia no está limitada a una manera particular de facilitar la asociación de un dispositivo de suministro de energía a una región tisular. En algunos ejemplos, la región de adherencia está configurada para alcanzar y mantener una temperatura reducida de modo que, en el momento del contacto con una región tisular, la región tisular se adhiere a la región de adherencia, dando como resultado de este modo la unión del dispositivo de suministro de energía con la región tisular. La región de adherencia no está limitada a una composición material particular. En algunos ejemplos, la región de adherencia es, por ejemplo, un material metálico, un material cerámico, un material plástico y/o cualquier combinación de dichas sustancias. En algunos ejemplos, la región de adherencia comprende cualquier tipo de material capaz de alcanzar y mantener una temperatura tal que, en el momento del contacto con una región tisular, induce adherencia de la región tisular sobre la región de adherencia. La región de adherencia no está limitada a dimensiones de tamaño particulares. En algunos ejemplos, el tamaño de la región de adherencia es tal que es capaz de mantener la adherencia de una región tisular durante ablación tisular simultánea y/o movimiento simultáneo (por ejemplo, posicionamiento) del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, se proporcionan dos o más regiones de adherencia. En algunos ejemplos, se impide que la región de adherencia se exponga a la región distal del dispositivo con una junta. En algunos ejemplos, la junta está situada entre la región de adherencia y la región distal del dispositivo, impidiendo, de este modo, la exposición de la región de adherencia a la región distal. En algunos ejemplos, la junta está configurada de manera hermética al aire/gas. En algunos ejemplos, la junta es una soldadura por láser sobre el dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunos ejemplos, la junta está soldada por inducción al dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunos ejemplos, la junta es parcialmente (por ejemplo, 60% / 40%; 55% / 45%; 50% / 50%) soldadura por láser y soldadura blanda por inducción.

La figura 29 muestra una realización de un dispositivo de suministro de energía de la presente invención. Tal como se muestra, un dispositivo 100 de suministro de energía está situado en las inmediaciones de una zona 105 de ablación. Tal como se muestra, el dispositivo 100 de suministro de energía tiene un tubo 110 de refrigeración y un conjunto 120 de cable conectado con un mango 130, que está conectado con una cánula 140 con sonda refrigerada conectada con una región 150 de la antena. Tal como se muestra, la región entre la cánula 140 con sonda refrigerada y la región 150 de la antena tiene en su interior una región 160 de adherencia y una región 170 de obturación. La región 160 de adherencia está diseñada para alcanzar y mantener una temperatura que admita la adherencia de una región tisular sobre su superficie. La región 170 de obturación está diseñada para impedir que una reducción de temperatura resultante de la cánula 140 con sonda refrigerada y la región 160 de adherencia afecte (por ejemplo, reduciéndola) a la temperatura en la región 150 de la antena. Tal como se muestra, en estos ejemplos, la zona 105 de ablación, abarca tanto una región refrigerada del dispositivo 100 de suministro de energía (por ejemplo, la cánula 140 con sonda refrigerada y la región 160 de adherencia) como una región no refrigerada del dispositivo 100 de suministro de energía (por ejemplo, la región 170 de obturación y la región 150 de la antena).

#### 55 **Dispositivos de suministro de energía con impedancia característica optimizada**

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos configurados para el suministro de energía de microondas con una impedancia característica optimizada (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.428). Dichos dispositivos están configurados para funcionar con una impedancia característica mayor de 50  $\Omega$  (por ejemplo, entre 50 y 90  $\Omega$ ; por ejemplo, mayor que 50 . . . , 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, . . . 90  $\Omega$ ., preferentemente a 77  $\Omega$ ).

Los dispositivos de suministro de energía configurados para funcionar con impedancia característica optimizada son particularmente útiles en términos de procedimientos de ablación tisular, y proporcionan numerosas ventajas

respecto a dispositivos no optimizados. Por ejemplo, un inconveniente fundamental con los dispositivos médicos disponibles actualmente que utilizan energía de microondas es la disipación no deseada de la energía a través de líneas de transmisión sobre el tejido de un sujeto, que da como resultado quemaduras no deseadas. Dicha pérdida de energía de microondas resulta de limitaciones en el diseño de dispositivos médicos disponibles actualmente. La impedancia estándar para líneas de transmisión coaxiales en dispositivos médicos es 50  $\Omega$  o inferior. Generalmente, las líneas de transmisión coaxiales con impedancia inferior a 50  $\Omega$  tienen elevadas cantidades de pérdida de calor debido a la presencia de materiales dieléctricos con valores de conductividad finitos. Por lo tanto, los dispositivos médicos con líneas de transmisión coaxiales con impedancia a 50  $\Omega$  o inferior tienen elevadas cantidades de pérdida de calor a lo largo de las líneas de transmisión. En particular, los dispositivos médicos que utilizan energía de microondas transmiten energía a través de cables coaxiales que tienen en su interior un material dieléctrico (por ejemplo, polifluorotetraetileno o PTFE) que rodea a un conductor interno. Los materiales dieléctricos tales como PTFE tienen una conductividad finita, que da como resultado el calentamiento no deseado de líneas de transmisión. Esto es particularmente cierto cuando se suministran las cantidades necesarias de energía durante un periodo de tiempo suficiente para permitir la ablación tisular. Los dispositivos de suministro de energía configurados para funcionar con impedancia característica optimizada superan esta limitación careciendo, o careciendo sustancialmente, de un aislante dieléctrico macizo. Por ejemplo, el uso de aire en lugar de un aislante dieléctrico tradicional da como resultado un dispositivo eficiente que funciona a 77  $\Omega$ . En algunos ejemplos, los dispositivos emplean un material dieléctrico de conductividad cercana a cero (por ejemplo, aire, agua, gases inertes, vacío, vacío parcial, o combinaciones de los mismos). La temperatura global de las líneas de transmisión en dichos dispositivos se reduce enormemente mediante el uso de líneas de transmisión coaxiales con materiales dieléctricos de conductividad cercana a cero y, por lo tanto, reduce enormemente el calentamiento tisular no deseado.

Además, proporcionando una línea de transmisión coaxial con un material dieléctrico que tiene conductividad cercana a cero, y evitando el uso de polímeros dieléctricos típicos, la línea de transmisión coaxial puede diseñarse de modo que pueda encajar en agujas pequeñas (por ejemplo, agujas de calibre 18-20). Típicamente, los dispositivos médicos configurados para suministrar energía de microondas están diseñados para encajar en grandes agujas debido a materiales dieléctricos voluminosos. La ablación por microondas no se ha aplicado clínicamente de forma amplia debido al gran tamaño de la sonda (calibre 14) y la zona de necrosis relativamente pequeña (1,6 cm de diámetro) (Seki T et al, Cancer 74: 817 (1994)) que es creada por el único dispositivo comercial (Microtaze, Nippon Shoji, Osaka, Japón. 2,450 MHz, sonda de 1,6 mm de diámetro, 70 W durante 60 segundos). Otros dispositivos usan una camisa de agua externa de refrigeración que también incrementa el tamaño de la sonda y puede incrementar el daño al tejido. Estos grandes tamaños de la sonda incrementan el riesgo de complicaciones cuando se usan en el tórax y el abdomen.

#### **Dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante**

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 6.461.351, y la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460). En particular, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos con líneas de transmisión coaxiales que permiten la refrigeración haciendo fluir un material de refrigeración a través del dieléctrico y/o el conductor interno o externo del componente coaxial. En algunos ejemplos, los dispositivos están configurados para minimizar el diámetro del dispositivo, mientras permiten el paso del refrigerante. Esto se consigue, en algunos ejemplos, sustituyendo tiras del conductor interno o externo y/o material dieléctrico macizo por canales a través de los cuales se transfiere un refrigerante. En algunos ejemplos, los canales se generan retirando el conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo a lo largo de la longitud del cable coaxial de una o más (por ejemplo, dos, tres, cuatro) zonas. Con las partes eliminadas del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo creando canales para la transferencia del refrigerante, el componente retirado encaja dentro de un conductor externo más pequeño de lo que lo hacía antes de la eliminación del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo. Esto posibilita dispositivos más pequeños con todas las ventajas derivadas de ello. En algunos ejemplos en los que se emplean múltiples canales, la transferencia de refrigerante puede ser en direcciones alternativas a través de uno o más de los canales. Una ventaja de dichos dispositivos es que no es necesario que el diámetro del cable coaxial se incremente para admitir el refrigerante. Esto permite el uso de dispositivos refrigerados que son mínimamente invasivos y permite acceso a regiones de un cuerpo que son, en caso contrario, inaccesibles o accesibles solamente con un riesgo no deseado. El uso de refrigerante también permite el suministro de más energía y/o suministro de energía durante periodos de tiempo prolongados. Ejemplos de refrigeración adicionales se han descrito anteriormente en el Sumario de la invención.

En algunos ejemplos, el dispositivo tiene un mango unido al dispositivo, en el que el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante. En algunos ejemplos, el mango hace pasar automáticamente refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante después de cierta cantidad de tiempo y/o a medida que el dispositivo alcanza cierto umbral de temperatura. En algunos ejemplos, el mango interrumpe automáticamente el paso de refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante después de cierta cantidad de tiempo y/o a medida que la temperatura del dispositivo cae por debajo de cierto umbral de temperatura. En algunos ejemplos, el mango está controlado manualmente para ajustar el flujo de refrigerante.

En algunos ejemplos, el mango tiene sobre él una o más (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, etc.) luces (por ejemplo, luces de visualización (por ejemplo, luces LED)). En algunos ejemplos, las luces están configuradas para fines de identificación. Por ejemplo, en algunos ejemplos, las luces se usan para indicar si una función particular del dispositivo está activa o inactiva. Por ejemplo, donde los dispositivos tienen múltiples sondas, se usan una o más  
 5 luces para indicar si cualquier sonda individual está alimentada o sin alimentar. En algunos ejemplos, las luces se usan para identificar la aparición de un acontecimiento (por ejemplo, la transmisión de refrigerante a través del dispositivo, la transmisión de energía a través del dispositivo, un movimiento de la sonda respectiva, un cambio en un entorno (por ejemplo, temperatura, posicionamiento) en el dispositivo, etc.). Los mangos no están limitados a una manera particular de visualización (por ejemplo, parpadeo, colores alternos, colores fijos, etc.). La figura 30 muestra  
 10 un dispositivo 30000 con tres luces 31000, 32000 y 33000 LED. La figura 31 muestra dicho dispositivo 30000 en uso, en el que el dispositivo tiene tres luces 31000, 32000 y 33000 LED.

La figura 5 muestra un dibujo esquemático de un mango configurado para controlar el paso de refrigerante al interior y fuera de los canales de refrigerante. Tal como se muestra en la figura 5, el mango 500 está acoplado con una línea 510 de transmisión coaxial que tiene un canal 520 de refrigerante. El mango 500 tiene en su interior un canal 530 de  
 15 entrada de refrigerante, un canal 540 de salida de refrigerante, un primer componente 550 de bloqueo (por ejemplo, un tornillo o clavija) configurado para impedir el flujo a través del canal 520 detrás del componente de bloqueo y un segundo componente 560 de bloqueo. El canal 530 de entrada de refrigerante está configurado para proporcionar refrigerante al canal 520 de refrigerante. El canal 540 de salida de refrigerante está configurado para retirar el refrigerante del canal 520 de refrigerante (por ejemplo, el refrigerante que ha circulado y ha eliminado el calor de un dispositivo). El canal 530 de entrada de refrigerante y el canal 540 de salida de refrigerante no están limitados a  
 20 tamaños o medios particulares para proporcionar y retirar refrigerante. El primer componente 550 de bloqueo y el segundo componente 560 de bloqueo no están limitados a tamaños o formas particulares. En algunos ejemplos, el primer componente 550 de bloqueo y el segundo componente 560 de bloqueo tienen, cada uno, una forma circular y un tamaño que coincide con el diámetro del canal 530 de entrada de refrigerante y el canal 540 de salida de refrigerante. En algunos ejemplos, el primer componente 550 de bloqueo y el segundo componente 560 de bloqueo se usan para bloquear el reflujo de refrigerante a cierta región del mango 500. En algunos ejemplos, los componentes de bloqueo están configurados de modo que solamente una parte (por ejemplo, el 1%, 5%, 10%, 20%, 50%, 75%, 85%, 95%, 99%) del canal esté bloqueada. Bloquear solamente una parte permite al usuario, por ejemplo, modificar los gradientes de presión en el canal 520 de refrigerante.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante permiten el ajuste de la impedancia característica de la línea de transmisión coaxial. En particular, las propiedades dieléctricas del refrigerante (o de un material no refrigerante que se hace pasar a través de los canales)) pueden ajustarse para alterar la permeabilidad compleja en masa del medio dieléctrico que separa los conductores interno y externo. Por lo tanto, realizan cambios en la impedancia característica durante un procedimiento para, por ejemplo, optimizar el  
 30 suministro de energía, los efectos sobre el tejido, la temperatura, u otras propiedades deseadas del sistema, dispositivo o aplicación. En otros ejemplos, un material de flujo se selecciona antes de un procedimiento en base a los parámetros deseados y se mantiene durante todo el procedimiento. Por lo tanto, dichos dispositivos proporcionan una antena que radia en un entorno dieléctrico cambiante que debe ajustarse para resonar en el entorno cambiante para, por ejemplo, permitir el reglaje adaptativo de la antena para garantizar la máxima eficiencia de funcionamiento. Según se desea, el flujo de fluido también permite la transferencia de calor hasta y desde el cable coaxial. En algunos ejemplos, los canales o áreas ahuecadas contienen un vacío o vacío parcial. En algunos ejemplos, la impedancia se modifica llenando el vacío con un material (por ejemplo, cualquier material que proporcione el resultado deseado). Los ajustes pueden realizarse en uno o más puntos temporales o de forma continua.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante no están limitados a aspectos particulares de los canales. En algunos ejemplos, el canal está cortado a través de solamente una parte del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo, de modo que el material que se hace fluir esté en contacto con el conductor interno o externo y el material dieléctrico restante. En algunos ejemplos, los canales son lineales a lo largo de la longitud del cable coaxial. En algunos ejemplos, los canales son no lineales. En algunos ejemplos, donde se usa más de un canal, los canales discurren paralelos entre sí. En otros ejemplos, los canales no son paralelos. En algunos ejemplos, los canales se cruzan entre sí. En algunos ejemplos, los canales retiran más del 50% (por ejemplo, el 60%, 70%, 80%, etc.) del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo. En algunos ejemplos, los canales retiran sustancialmente todo el conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante no están limitados por la naturaleza del material que se hace fluir a través del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo. En algunos ejemplos, el material se selecciona para maximizar la capacidad de controlar la impedancia característica del dispositivo, para maximizar la transferencia de calor a o desde el cable coaxial, o para optimizar una combinación de control de la impedancia característica y la transferencia de calor. En algunos ejemplos, el material que se hace fluir a través del conductor externo o interno y/o el material dieléctrico macizo es un líquido. En algunos ejemplos, el material es un gas. En algunos ejemplos, el material es una combinación de líquido o gas. La presente descripción no está limitada al uso de líquidos o gases. En algunos ejemplos, el material es una suspensión, un gel, o similar. En algunos ejemplos, se usa un fluido refrigerante. Puede usarse cualquier fluido refrigerante conocido ahora o desarrollado más adelante. Los fluidos refrigerantes ejemplares incluyen, aunque sin

- limitarse a, uno o más de o combinaciones de, agua, glicol, aire, gases inertes, dióxido de carbono, nitrógeno, helio, hexafluoruro de azufre, soluciones iónicas (por ejemplo, cloruro sódico con o sin potasio y otros iones), dextrosa en agua, lactato de Ringer, soluciones químicas orgánicas (por ejemplo, etilenglicol, dietilenglicol o propilenglicol), aceites (por ejemplo, aceites minerales, aceites de silicona, aceites de fluorocarburo), metales líquidos, freones, halometanos, propano licuado, otros haloalcanos, amoniaco anhidro, dióxido de azufre. En algunos ejemplos, los fluidos refrigerantes están refrigerados previamente del suministro al dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, los fluidos refrigerantes se refrigeran con una unidad de refrigeración después de la entrada en el dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el material que ha pasado a través del material dieléctrico está diseñado para generar una reacción endotérmica en el momento del contacto con un material adicional.
- Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante están configurados para permitir el control sobre los parámetros de infusión de fluido a través del dispositivo. En algunos ejemplos, el dispositivo es ajustado manualmente por el usuario (por ejemplo, un facultativo encargado del tratamiento o un técnico) según se desee. En algunos ejemplos, los ajustes son automatizados. En algunos ejemplos, los dispositivos están configurados con o se usan con sensores que proporcionan información al usuario o los sistemas automatizados (por ejemplo, que comprenden procesadores y/o software configurados para recibir la información y ajustar la infusión de fluido u otros parámetros del dispositivo de forma consecuyente). Los parámetros que pueden ser regulados incluyen, aunque sin limitarse a, velocidad de infusión del fluido, concentración de iones u otros componentes que afectan a las propiedades del fluido (por ejemplo, propiedades dieléctricas, propiedades de transferencia de calor, caudal, etc.), temperatura del fluido, tipo de fluido, proporciones de mezcla (por ejemplo, mezclas de gas/fluido para reglaje o refrigeración precisos). Por lo tanto, los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante están configurados para emplear un bucle de retroalimentación que puede cambiar uno o más parámetros deseados para el reglaje del dispositivo (por ejemplo, antena) de forma más exacta, o acelerar la infusión del fluido si el dispositivo, partes del dispositivo, o tejido del sujeto alcanza una temperatura no deseada (o una temperatura durante un período de tiempo no deseado).
- Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante proporcionan numerosas ventajas respecto a los sistemas y dispositivos disponibles actualmente. Por ejemplo, proporcionando una línea de transmisión coaxial con canales excavados en ella, y que pueden retirar sustancialmente el volumen de material dieléctrico macizo, la línea de transmisión coaxial puede diseñarse de modo que pueda encajar en agujas muy pequeñas (por ejemplo, agujas de calibre 18-20 o más pequeñas). Típicamente, los dispositivos médicos configurados para suministrar energía de microondas están diseñados para encajar dentro de agujas grandes debido a materiales dieléctricos voluminosos. Otros dispositivos usan una camisa de agua de refrigeración externa que también incrementa el tamaño de la sonda y puede incrementar el daño tisular. Estos grandes tamaños de sonda incrementan el riesgo de complicaciones cuando se usan en el tórax y el abdomen. En algunos ejemplos de la presente invención, el diámetro externo máximo de la parte del dispositivo que entra en un sujeto es el calibre 16-18 o menos (calibre 20 o menos).

La figura 6 muestra un esquema de sección transversal de ejemplos de cable coaxial estándar y ejemplos de la presente invención que tienen pasajes de refrigerante. Tal como se muestra en la figura 6, se proporcionan un cable 600 coaxial convencional y dos cables 610 y 620 coaxiales ejemplares de la presente invención. Un cable coaxial está hecho, generalmente, de tres espacios independientes: un conductor 630 interno metálico, un conductor 650 externo metálico, y un espacio entre ellos. El espacio entre ellos se llena habitualmente con un material 640 dieléctrico de baja pérdida (por ejemplo, polifluorotetraetileno, o PTFE) para soportar mecánicamente el conductor interno y mantenerlo con el conductor externo. La impedancia característica de un cable coaxial está fijada por la relación de diámetros del conductor interno y el material dieléctrico (es decir, diámetro interno del conductor externo) y la permeabilidad del espacio entre ellos. Habitualmente, la permeabilidad es fija debido al polímero macizo que lo comprende. Sin embargo, en ejemplos de la presente invención, un fluido con permeabilidad (o conductividad) variable ocupa al menos parcialmente este espacio, permitiendo que la impedancia característica del cable se ajuste.

Aún con referencia a la figura 6, en una realización de la presente descripción, el cable 610 coaxial tiene la parte externa del material dieléctrico retirado para crear un canal entre el material 640 dieléctrico y el conductor 650 externo. En los ejemplos mostrados, el espacio creado está separado en cuatro canales 670 distintos mediante la adición de líneas 660 de soporte configuradas para mantener el espacio entre el conductor 650 externo y el material 640 dieléctrico macizo. Las líneas 660 de soporte pueden estar hechas de cualquier material deseado y pueden ser del mismo o un material diferente que el material 640 dieléctrico macizo. En algunos ejemplos, para evitar el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento no deseado del conductor externo), las líneas 660 de soporte están hechas de un material biocompatible y fusible (por ejemplo, cera). La presencia de múltiples canales permite que uno o más de los canales permitan el flujo en una dirección (hacia el extremo proximal del cable) y uno o más canales permitan el flujo en la dirección opuesta (hacia el extremo distal del cable).

Aún con referencia a la figura 6, en otra realización, el cable 620 coaxial tiene una parte sustancial del material 640 dieléctrico macizo eliminada. Dicha realización puede generarse, por ejemplo, retirando el material 640 dieléctrico macizo hacia abajo hasta la superficie del conductor 630 interno en cada uno de cuatro lados. En otra realización, se aplican tiras de material 640 dieléctrico a un conductor 630 interno para crear la estructura. En esta realización, se crean cuatro canales 670. Eliminando una cantidad sustancial del material 640 dieléctrico, el diámetro del conductor

650 externo se reduce sustancialmente. Las esquinas proporcionadas por el material 640 dieléctrico restante proporcionan el soporte para mantener la posición del conductor 650 externo con respecto al conductor 630 interno. En este ejemplo, el diámetro global del cable 620 coaxial y el dispositivo se reduce sustancialmente.

5 En algunos ejemplos, los dispositivos tienen un pasaje de refrigerante formado mediante la inserción de un tubo configurado para hacer circular refrigerante a través de la parte dieléctrica o los conductores interno o externo de cualquiera de los dispositivos de emisión de energía de la presente invención. La figura 7 muestra un tubo 700 de circulación de refrigerante (por ejemplo, aguja de refrigerante, catéter) situado dentro de un dispositivo 710 de emisión de energía que tiene un conductor 720 externo, un material 730 dieléctrico y un conductor 740 interno. Tal como se muestra en la figura 7, el tubo 700 está situado a lo largo del borde externo del material 730 dieléctrico y el borde interno del conductor 720 externo, con el conductor 740 interno situado aproximadamente en el centro del material 730 dieléctrico. En algunos ejemplos, el tubo 700 está situado en el material 730 dieléctrico de modo que no está en contacto con el conductor 720 externo. En algunos ejemplos, el tubo 700 tiene múltiples canales (no mostrados) para fines de hacer recircular el refrigerante dentro del tubo 700 sin hacer pasar al refrigerante al interior del material 730 dieléctrico y/o el conductor 720 externo, refrigerando de este modo el material 730 dieléctrico y/o el conductor 720 externo con el exterior del tubo 700.

### **Dispositivo de suministro de energía con un dipolo alimentado en el centro**

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos de suministro de energía que emplean un componente de dipolo alimentado en el centro (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.457). Los dispositivos no están limitados a configuraciones particulares. En algunos ejemplos, los dispositivos tienen en su interior un dipolo alimentado en el centro para calentar una región tisular mediante aplicación de energía (por ejemplo, energía de microondas). En algunos ejemplos, dichos dispositivos tienen un cable coaxial conectado a un tubo hueco (por ejemplo, donde el diámetro interior es al menos el 50% del diámetro exterior; por ejemplo, donde el diámetro interior es sustancialmente similar al diámetro exterior). El cable coaxial puede ser un cable coaxial estándar, o puede ser un cable coaxial que tiene en su interior un componente dieléctrico con una conductividad cercana a cero (por ejemplo, aire). El tubo hueco no está limitado a una configuración de diseño particular. En algunos ejemplos, el tubo hueco asume la forma de (por ejemplo, el diámetro de), por ejemplo, una aguja del calibre 20. Preferentemente, el tubo hueco está hecho de un material conductor rígido, macizo (por ejemplo, cualquier número de metales, cerámicas o polímeros revestidos de conductor, etc.). En algunos ejemplos, el tubo hueco está configurado con una punta afilada o la adición de un estilete en su extremo distal para permitir la inserción directa del dispositivo en una región tisular sin el uso de, por ejemplo, una cánula. El tubo hueco no está limitado a una composición particular (por ejemplo, metal, plástico, cerámica). En algunos ejemplos, el tubo hueco comprende, por ejemplo, cobre o aleaciones de cobre con otros metales endurecedores, plata o aleaciones de plata con otros metales endurecedores, cobre bañado en oro, Macor (cerámica mecanizable) bañada en metal, polímeros endurecidos bañados en metal y/o combinaciones de los mismos. La punta de estilete puede estar hecha de cualquier material. En algunos ejemplos, la punta está hecha de resina endurecida. En algunos ejemplos, la punta es de metal. En algunos ejemplos, la punta de estilete está hecha de titanio o un equivalente de titanio. En algunos ejemplos, la punta de estilete se suelda a muy alta temperatura a circonia o un equivalente de circonia. En algunos de dichos ejemplos, la punta de metal es una prolongación de una parte de metal de una antena y es eléctricamente activa.

40 En algunos ejemplos, el dipolo alimentado en el centro está configurado para ajustar las características de suministro de energía en respuesta a calentamiento para proporcionar un suministro de energía más óptimo durante todo el periodo de tiempo de un procedimiento. En algunos ejemplos, esto se consigue usando un material que cambia de volumen en respuesta a cambios de temperatura de modo que el cambio del volumen del material cambie las características de suministro de energía del dispositivo. En algunos ejemplos, por ejemplo, un material expansible se coloca en el dispositivo de modo que la parte resonante del componente de dipolo alimentado en el centro o el estilete es empujada distalmente a lo largo del dispositivo en respuesta al calentamiento. Esto cambia el reglaje del dispositivo para mantener un suministro de energía más óptimo. La cantidad máxima de movimiento puede restringirse, si se desea, proporcionando, por ejemplo, un mecanismo de bloqueo que impide la extensión más allá de un punto particular. Los dispositivos de suministro de energía que emplean un componente de dipolo alimentado en el centro no están limitados por la manera en la que el tubo hueco está conectado al cable coaxial. En algunos ejemplos, una parte del conductor externo en el extremo distal de la línea de alimentación del cable coaxial se elimina, dejando expuesta una región de material dieléctrico macizo. El tubo hueco puede situarse sobre el material dieléctrico expuesto y unirse mediante cualquier medio. En algunos ejemplos, se proporciona un espacio físico entre el conductor externo y el tubo hueco. En algunos ejemplos, el tubo hueco está unido de forma capacitiva o conductiva a la línea de alimentación en su punto central de modo que la longitud eléctrica del tubo hueco comprenda una estructura resonante a frecuencia cuando se inserta en el tejido.

En uso, los dispositivos de suministro de energía que emplean un componente de dipolo alimentado en el centro están configurados de modo que un máximo de campo eléctrico se genere en el extremo distal abierto del tubo hueco. En algunos ejemplos, el extremo distal del tubo hueco tiene una forma puntiaguda para ayudar a insertar el dispositivo a través de un sujeto y al interior de una región tisular. En algunos ejemplos, todo el dispositivo es duro y rígido para facilitar la inserción lineal y directa directamente en una zona diana. En algunos ejemplos, la estructura resuena a, por ejemplo, ~2,45 GHz, tal como se caracteriza mediante un mínimo en el coeficiente de reflexión

(medido en el extremo proximal de la línea de alimentación) a esta frecuencia. Cambiando las dimensiones del dispositivo (por ejemplo, longitud, punto de alimentación, diámetro, espacio, etc.) y los materiales (materiales dieléctricos, conductores, etc.) de la antena, la frecuencia resonante puede cambiarse. Un bajo coeficiente de reflexión a una frecuencia deseada garantiza una eficiente transmisión de energía desde la antena al medio que la rodea.

Preferentemente, el tubo hueco es de una longitud de  $\lambda/2$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio de interés (por ejemplo, ~18 cm para 2,45 GHz en el hígado) para resonar en el medio. En algunos ejemplos, la longitud del tubo hueco es aproximadamente  $\lambda/2$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio de interés para resonar en el medio, de modo que se mide un mínimo de reflexión de potencia en el extremo proximal. Sin embargo, las desviaciones de esta longitud pueden emplearse para generar longitudes de onda resonantes (por ejemplo, a medida que los materiales circundantes se cambian). Preferentemente, el conductor interno de un cable coaxial se extiende con su extremo distal en el centro del tubo (por ejemplo, a  $\lambda/4$  desde el extremo del tubo) y está configurado de modo que el conductor interno mantenga contacto eléctrico en el centro del tubo, aunque se permiten desviaciones de esta posición (por ejemplo, para generar longitudes de onda resonantes).

La parte del tubo hueco puede tener una amplia variedad de formas. En algunos ejemplos, el tubo es cilíndrico en toda su longitud. En algunos ejemplos, el tubo se estrecha desde una posición central de modo que tenga un diámetro más pequeño en su extremo en comparación con su centro. Tener una punta más pequeña en el extremo distal ayuda a penetrar en un sujeto para llegar a la región diana. En algunos ejemplos, donde la forma del tubo hueco se debía de una forma cilíndrica, el tubo conserva una estructura simétrica en cualquier lado de su centro longitudinal. Sin embargo, los dispositivos no están limitados por la forma del tubo hueco, siempre que se consigan las propiedades funcionales (es decir, la capacidad de suministrar la energía deseada a una región diana).

En algunos ejemplos, los componentes de dipolo alimentado en el centro pueden añadirse al extremo distal de una gran variedad de dispositivos de ablación para proporcionar los beneficios descritos en el presente documento. Del mismo modo, una amplia variedad de dispositivos pueden modificarse para aceptar los componentes de dipolo alimentado en el centro del dispositivo.

En algunos ejemplos, los dispositivos tienen un diámetro externo pequeño. En algunos ejemplos, el componente de dipolo alimentado en el centro se usa directamente para insertar el componente invasivo del dispositivo en un sujeto. En algunos de dichos ejemplos, el dispositivo no contiene una cánula, lo que permite que los componentes invasivos tengan un diámetro externo más pequeño. Por ejemplo, el componente invasivo puede estar diseñado de modo que encaje dentro de o sea el tamaño de agujas muy pequeñas (por ejemplo, agujas del calibre 18-20 o más pequeñas).

La figura 8 muestra esquemáticamente el extremo distal de un dispositivo 800 (por ejemplo, antena de un dispositivo de ablación) de la presente descripción que comprende un componente 810 de dipolo alimentado en el centro de la presente invención. Un experto en la materia apreciará cualquier número de configuraciones alternativas que cumplen los aspectos físicos y/o funcionales de la presente invención. Tal como se muestra, el dispositivo 800 de dipolo alimentado en el centro tiene en su interior un tubo 815 hueco, una línea 820 de transmisión coaxial (por ejemplo, un cable coaxial), y un estilete 890. El dispositivo 800 de dipolo alimentado en el centro no está limitado a un tamaño particular. En algunos ejemplos, el tamaño del dispositivo 800 de dipolo alimentado en el centro es lo suficientemente pequeño para situarse en una región tisular (por ejemplo, un hígado) para fines de suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a esa región tisular.

Con referencia de nuevo a la figura 8, el tubo 815 hueco no está limitado a un material particular (por ejemplo, plástico, cerámico, metal, etc.). El tubo 815 hueco no está limitado a una longitud particular. En algunos ejemplos, la longitud del tubo hueco es  $\lambda/2$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio de interés (por ejemplo, ~18 cm para 2,45 GHz en el hígado). El tubo 815 hueco se acopla con la línea 820 de transmisión coaxial de modo que el tubo 815 hueco esté unido a la línea 820 de transmisión coaxial (descrita con más detalle a continuación). El tubo 815 hueco tiene en su interior una materia 860 de tubo hueco. El tubo 815 hueco no está limitado a un tipo particular de materia de tubo hueco. En algunos ejemplos, la materia 860 de tubo hueco es aire, fluido o un gas.

Aún con referencia a la figura 8, el tubo 815 hueco no está limitado a una forma particular (por ejemplo, cilíndrica, triangular, cuadrada, rectangular, etc.). En algunos ejemplos, la forma del tubo 815 hueco es de una aguja (por ejemplo, una aguja del calibre 20, una aguja del calibre 18). En algunos ejemplos, el tubo 815 hueco se divide en dos partes, cada una de longitud variable. Tal como se muestra, el tubo 815 hueco se divide en dos partes, cada una de igual longitud (por ejemplo, teniendo cada parte una longitud de  $\lambda/4$ ). En dichos ejemplos, las formas de cada parte son simétricas. En algunos ejemplos, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja del calibre 20, una aguja del calibre 17, una aguja del calibre 12, etc.

Aún con referencia a la figura 8, el extremo distal del tubo 815 hueco se acopla con un estilete 890. El dispositivo 800 no está limitado a un estilete 890 particular. En algunos ejemplos, el estilete 890 está diseñado para facilitar la inserción percutánea del dispositivo 800. En algunos ejemplos, el estilete 890 se acopla con el tubo 815 hueco deslizándose dentro del tubo 815 hueco de modo que el estilete 890 queda fijado. En algunos ejemplos, el estilete

890 puede estar hecho de cualquier material. En algunos ejemplos, el estilete 890 está hecho de resina endurecida. En algunos ejemplos, el estilete 890 es de metal. En algunos ejemplos, el estilete 890 está hecho de titanio o un equivalente de titanio. En algunos ejemplos, el estilete 890 es soldado a muy alta temperatura a circonia o un equivalente de circonia. En algunos de dichos ejemplos, el estilete 890 es una prolongación de una parte de metal de una antena y es eléctricamente activa.

Aún con referencia a la figura 8, la línea 820 de transmisión coaxial no está limitada a un tipo particular de material. En algunos ejemplos, la línea 820 de transmisión coaxial proximal está construida a partir de cable coaxial semi-rígido de 0,047 pulgadas (1,19 mm) estándar comercial. En algunos ejemplos, la línea 820 de transmisión coaxial está bañada en metal (por ejemplo, bañada en plata, bañada en cobre), aunque la presente invención no está limitada de este modo. La línea 820 de transmisión coaxial proximal no está limitada a una longitud particular.

Aún con referencia a la figura 8, en algunos ejemplos, la línea 820 de transmisión coaxial tiene un conductor 830 central coaxial, un material 840 dieléctrico coaxial, y un conductor 850 externo coaxial. En algunos ejemplos, el conductor 830 central coaxial está configurado para conducir fluido de refrigeración a lo largo de su longitud. En algunos ejemplos, el conductor 830 central coaxial es hueco. En algunos ejemplos, el conductor 830 central coaxial tiene un diámetro de, por ejemplo, 0,012 pulgadas (0,3 mm). En algunos ejemplos, el material 840 dieléctrico coaxial es polifluorotetraetileno (PTFE). En algunos ejemplos, el material 840 dieléctrico coaxial tiene una conductividad cercana a cero (por ejemplo, aire, fluido, gas).

Aún con referencia a la figura 8, el extremo distal de la línea 820 de transmisión coaxial está configurado para acoplarse con el extremo proximal del tubo 815 hueco. En algunos ejemplos, el conductor 830 central coaxial y el material 840 dieléctrico coaxial se extienden al interior del centro del tubo 815 hueco. En algunos ejemplos, el conductor 820 central coaxial se extiende más al interior del tubo 815 hueco que el material 840 dieléctrico coaxial. El conductor 820 central coaxial no está limitado a una cantidad particular de extensión al interior del tubo 815 hueco. En algunos ejemplos, el conductor 820 central coaxial se extiende una longitud de  $\lambda/4$  al interior del tubo 815 hueco. El extremo distal de la línea 820 de transmisión coaxial no está limitado a una manera particular de acoplar el extremo proximal del tubo 815 hueco. En algunos ejemplos, el extremo proximal del tubo hueco se acopla con el material 840 dieléctrico coaxial para fijar el tubo 815 hueco con la línea 820 de transmisión coaxial. En algunos ejemplos, donde el material 840 dieléctrico coaxial tiene una conductividad cercana a cero, el tubo 815 hueco no está fijado con la línea 820 de transmisión coaxial. En algunos ejemplos, el extremo distal del conductor 830 central coaxial se acopla con las paredes del tubo 815 hueco directamente o mediante contacto con un material conductor 870, que estará hecho del mismo material que el conductor central coaxial o puede ser de un material diferente (por ejemplo, un material conductor diferente).

Aún con referencia a la figura 8, en algunos ejemplos, existe un espacio 880 entre el extremo distal del conductor 850 externo coaxial de la línea de transmisión y el tubo 815 hueco dejando expuesto de este modo el material 840 dieléctrico coaxial. El espacio 880 no está limitado a un tamaño o longitud particular. En algunos ejemplos, el espacio 880 garantiza un máximo del campo eléctrico en el extremo proximal de la línea 880 de transmisión coaxial y el extremo distal abierto del tubo 815 hueco. En algunos ejemplos, el dispositivo de dipolo alimentado en el centro 810 resuena a -2,45 GHz, según se caracteriza mediante un mínimo en el coeficiente de reflexión a esta frecuencia. Cambiando las dimensiones (longitud, punto de alimentación, diámetro, espacio, etc.) y materiales (materiales dieléctricos, conductores, etc.) del dispositivo, se puede cambiar la frecuencia resonante. Un bajo coeficiente de reflexión a esta frecuencia garantiza la transmisión de energía eficiente desde la antena al medio que la rodea.

Aún con referencia a la figura 8, en algunos ejemplos, el espacio 880 se llena con un material (por ejemplo, epoxi) para conectar la línea 820 de transmisión coaxial y el tubo 815 hueco. Los dispositivos no están limitados a un tipo o clase particular de material sustantivo. En algunos ejemplos, el material sustantivo no interfiere en la generación o emisión de un campo de energía a través del dispositivo. En algunos ejemplos, el material es biocompatible y termorresistente. En algunos ejemplos, el material carece o carece sustancialmente de conductividad. En algunos ejemplos, el material conecta además la línea 820 de transmisión coaxial y el tubo 815 hueco con el conductor 830 central coaxial. En algunos ejemplos, el material sustantivo es una resina curable. En algunos ejemplos, el material es un esmalte dental (por ejemplo, esmalte XRV Herculite; véase, también, las patentes de Estados Unidos N° 6.924.325, 6.890.968, 6.837.712, 6.709.271, 6.593.395 y 6.395.803). En algunos ejemplos, el material sustantivo está curado (por ejemplo, curado con una luz de curado tal como, por ejemplo, luz de curado L.E. Demetron II) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.994.546, 6.702.576, 6.602.074 y 6.435.872). Por lo tanto, la presente descripción proporciona dispositivos de ablación que comprenden una resina de esmalte curada. Dicha resina es biocompatible y rígida y resistente.

#### **Dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antena**

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antena (véase, por ejemplo, la solicitud de patente provisional de Estados Unidos N° 60/831.055). Los dispositivos no están limitados a configuraciones particulares. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antenas tienen en su interior una antena que comprende un conductor interno y un conductor externo, en el que el conductor externo se proporciona en dos o más segmentos lineales separados por espacios, de

modo que la longitud y posición de los segmentos esté configurada para suministro optimizado de energía en el extremo distal de la antena. Por ejemplo, en algunos ejemplos, una antena comprende un primer segmento del conductor externo que abarca el extremo proximal de la antena hasta una región cerca del extremo distal y un segundo segmento del conductor externo distal al primer segmento en el que un espacio separa o separa parcialmente los primer y segundo segmentos. Los espacios pueden circunscribir completamente el conductor externo o pueden circunscribir solamente de forma parcial al conductor externo. En algunos ejemplos, la longitud del segundo segmento es  $\lambda/2$ ,  $\lambda/4$ , etc., aunque la presente invención no está limitada de este modo. En algunos ejemplos, se proporcionan uno o más segmentos adicionales (por ejemplo, tercer, cuarto, quinto) distales al segundo segmento, cada uno de los cuales está separado del otro por un espacio. En algunos ejemplos, la antena está rematada con un extremo terminal conductor que está en comunicación electrónica con el conductor interno. En algunos ejemplos, el extremo terminal conductor comprende un disco que tiene un diámetro sustancialmente idéntico al diámetro del conductor externo. Dichas antenas proporcionan múltiples máximos de suministro de energía a lo largo de la longitud del extremo distal de la antena, proporcionando una región más ancha de suministro de energía a regiones de tejido diana más grandes. La ubicación y posición de los máximos está controlada seleccionando la longitud de los segmentos del conductor externo y controlando la cantidad de energía suministrada.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antena no están limitados por la naturaleza de los diversos componentes de la antena. Puede usarse una amplia variedad de componentes para proporcionar un rendimiento óptimo, incluyendo, aunque sin limitarse a, el uso de diversos materiales para los conductores internos y externos, el uso de diversos materiales y configuraciones para material dieléctrico entre los conductores internos y externos, el uso de refrigerantes proporcionados por diversos procedimientos diferentes.

En algunos ejemplos, los dispositivos comprenden una antena lineal, en la que la antena lineal comprende un conductor externo envuelto alrededor de un conductor interno, en el que el conductor interno está diseñado para recibir y transmitir energía (por ejemplo, energía de microondas), en el que el conductor externo tiene en su interior una serie de regiones de espacio (por ejemplo, al menos dos) situadas a lo largo del conductor externo, en el que el conductor interno está expuesto en las regiones de espacio, en el que la energía que se transmite a lo largo del conductor interno es emitida a través de las regiones de espacio. Los dispositivos no están limitados a un número particular de regiones de espacio (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 20, 50). En algunos ejemplos, el posicionamiento de los espacios está configurado para, por ejemplo, ablación lineal. En algunos ejemplos, el conductor interno comprende una capa dieléctrica que envuelve a una línea de transmisión central. En algunos ejemplos, el elemento dieléctrico tiene conductividad cercana a cero. En algunos ejemplos, el dispositivo comprende además un estilete. En algunos ejemplos, el dispositivo comprende además un elemento de reglaje para ajustar la cantidad de energía suministrada a través de las regiones de espacio. En algunos ejemplos, cuando se usa en entornos de ablación tisular, el dispositivo está configurado para suministrar una cantidad suficiente de energía para extirpar una región tisular o causar trombosis.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen un conjunto lineal de componentes de antena proporcionan numerosas ventajas respecto a los sistemas y dispositivos disponibles actualmente. Por ejemplo, un inconveniente fundamental con los dispositivos médicos disponibles actualmente que utilizan energía de microondas es que la energía emitida se proporciona localmente, excluyendo de este modo el suministro de energía a una escala más profunda y más densa. Los dispositivos de la presente descripción superan esta limitación proporcionando un dispositivo aplicador que tiene un conjunto lineal de componentes de antenas configurados para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a una escala más amplia y más profunda (por ejemplo, en oposición al suministro local). Dicho dispositivo es particularmente útil en la ablación tisular de regiones tisulares densas y/o espesas (por ejemplo, tumores, luces de órganos) y particularmente regiones tisulares profundas (por ejemplo, grandes áreas cardíacas, cerebros, huesos).

### III. Procesador

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan procesadores que monitorizan y/o controlan y/o proporcionan retroalimentación relativa a uno o más de los componentes del sistema. En algunos ejemplos, el procesador está provisto dentro de un módulo informático. El módulo informático también puede comprender software que es usado por el procesador para realizar una o más de sus funciones. Por ejemplo, en algunos ejemplos, los sistemas de la presente invención proporcionan software para regular la cantidad de energía de microondas proporcionada a una región tisular mediante monitorización de una o más características de la región tisular incluyendo, aunque sin limitarse a, el tamaño y la forma de un tejido diana, la temperatura de la región tisular, y similares (por ejemplo, mediante un sistema de retroalimentación) (véase, por ejemplo, las solicitudes de patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457 y 11/728.428). En algunos ejemplos, el software está configurado para proporcionar información (por ejemplo, información de monitorización) en tiempo real. En algunos ejemplos, el software está configurado para interactuar con los sistemas de suministro de energía de la presente invención, de modo que sea capaz de elevar o rebajar (por ejemplo, ajustar) la cantidad de energía suministrada a una región tisular. En algunos ejemplos, el software está diseñado para cebar refrigerantes para distribución al interior de, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de modo que el refrigerante esté a una temperatura deseada antes del uso del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el tipo de tejido que está siendo tratado (por ejemplo, hígado) se introduce en el software para fines de permitir al procesador

regular (por ejemplo, ajustar) el suministro de energía de microondas a la región tisular en base a procedimientos calibrados previamente para ese tipo particular de región tisular. En otros ejemplos, el procesador genera un cuadro o diagrama en base a un tipo particular de región tisular que presenta características útiles para un usuario del sistema. En algunos ejemplos, el procesador proporciona algoritmos de suministro de energía para fines de, por ejemplo, incrementar lentamente la potencia para evitar agrietamiento del tejido debido a la rápida liberación de gases creada por altas temperaturas. En algunos ejemplos, el procesador permite a un usuario seleccionar potencia, duración del tratamiento, diferentes algoritmos de tratamiento para diferentes tipos de tejido, aplicación simultánea de potencia a las antenas en modo de múltiples antenas, suministro de energía conmutado entre antenas, puesta en fase coherente e incoherente, etc. En algunos ejemplos, el procesador está configurado para la creación de una base de datos de información (por ejemplo, niveles de energía requeridos, duración del tratamiento para una región tisular en base a características del paciente particulares) relativa a tratamientos de ablación para una región tisular particular en base a tratamientos previos con características del paciente similares o distintas. En algunos ejemplos, el procesador es manejado por control remoto.

En algunos ejemplos, el procesador se usa para generar, por ejemplo, un cuadro de ablación en base a la introducción de características del tejido (por ejemplo, tipo de tumor, tamaño del tumor, ubicación del tumor, información vascular circundante, información del flujo sanguíneo, etc.). En dichos ejemplos, el procesador podría dirigir la colocación del dispositivo de suministro de energía para conseguir la ablación deseada en base al cuadro de ablación.

En algunos ejemplos se proporciona un paquete de software para interactuar con el procesador que permite al usuario introducir parámetros del tejido a tratar (por ejemplo, tipo de tumor o sección de tejido a extirpar, tamaño, dónde está ubicado, ubicación de vasos o estructuras vulnerables e información del flujo sanguíneo) y a continuación dibujar la zona de ablación deseada en una TC u otra imagen para proporcionar los resultados deseados. Las sondas pueden colocarse en el tejido, y el ordenador genera la zona de ablación esperada en base a la información proporcionada. Dicha aplicación puede incorporar retroalimentación. Por ejemplo, puede usarse TC, IRM, o imaginología por ultrasonido o termometría durante la ablación. Estos datos se retroalimentan al ordenador, y los parámetros se reajustan para producir el resultado deseado.

En algunos ejemplos, se proporciona software de interfaz del usuario para monitorizar y/o manejar los componentes de los sistemas de suministro de energía. En algunos ejemplos, el software de interfaz del usuario se maneja mediante una interfaz de pantalla táctil. En algunos ejemplos, el software de interfaz del usuario puede implementarse y manejarse dentro de un entorno estéril (por ejemplo, una sala del procedimiento) o en un entorno no estéril. En algunos ejemplos, el software de interfaz del usuario se implementa y se maneja dentro de un enchufe de control del dispositivo del procedimiento (por ejemplo, mediante un procesador). En algunos ejemplos, el software de interfaz del usuario se implementa y se maneja en un carrito del procedimiento (por ejemplo, mediante un procesador). El software de interfaz del usuario no está limitado a funciones particulares. Los ejemplos de funciones asociadas con el software de interfaz del usuario incluyen, aunque sin limitarse a, rastrear el número de usos por componente en el sistema de suministro de energía (por ejemplo, rastrear el número de veces que se usa un dispositivo de suministro de energía), proporcionar y rastrear temperaturas en tiempo real de cada componente o piezas de cada componente (por ejemplo, proporcionar temperatura en tiempo real de diferentes ubicaciones a lo largo de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, en el mango, en la varilla, en la punta)) (por ejemplo, proporcionar temperatura en tiempo real de los cables asociados con los sistemas de suministro de energía), proporcionar y rastrear temperatura en tiempo real del tejido que está siendo tratado, proporcionar un apagado automático para parte o todo el sistema de suministro de energía (por ejemplo, un apagado de emergencia), generación de informes en base a los datos acumulados, por ejemplo, antes de, durante y después de un procedimiento, proporcionar alertas audibles y/o visuales a un usuario (por ejemplo, alertas que indiquen que un procedimiento ha comenzado y/o ha terminado, alertas que indican que una temperatura ha alcanzado un nivel aberrante, alertas que indican que la duración del procedimiento ha ido más allá de un valor por defecto, etc.). Las figuras 32A, B y C muestran ejemplos de software de interfaz del usuario para los sistemas de suministro de energía. Tal como se muestra en la figura 32A, el software de interfaz del usuario está diseñado para visualizar y permitir el ajuste del tiempo, la temperatura, el tipo de operación (por ejemplo, prueba, adherencia, detener la ablación, y cauterizar), y la potencia para cada sonda (por ejemplo, dispositivo de suministro de energía). La figura 32B muestra un informe generado con el software de interfaz del usuario que muestra la potencia, el tiempo transcurrido, y el tiempo diana, y mensajes relacionados. La figura 32C muestra herramientas de la interfaz del usuario asociadas con el software de interfaz del usuario que incluye un registro del sistema con notas, un registro de diagnóstico del sistema, un historial del procedimiento, el tiempo por defecto, la potencia por defecto, el brillo del monitor, el ajuste de fecha y hora, y funciones adicionales (por ejemplo, opciones de visualización de la hora, opciones de zona horaria, opciones de llamada a casa, opciones de ajuste de la hora y opciones del volumen de audio).

Tal como se usan en el presente documento, las expresiones “memoria informática” y “dispositivo de memoria informática” se refieren a cualquier medio de almacenamiento legible por un procesador informático. Los ejemplos de memoria informática incluyen, aunque sin limitarse a, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura (ROM), chips informáticos, discos ópticos (por ejemplo, discos compactos (CD), discos de video digital (DVD), etc.), discos magnéticos (por ejemplo, unidades de disco duro (HDD), discos flexibles, discos ZIP, RTM., etc.), cinta magnética, y dispositivos de almacenamiento en estado sólido (por ejemplo, tarjetas de memoria, medios

“flash”, etc.).

Tal como se usa en el presente documento, la expresión “medio legible por ordenador” se refiere a cualquier dispositivo o sistema para almacenar y proporcionar información (por ejemplo, datos e instrucciones) a un procesador informático. Los ejemplos de medios legibles por ordenador incluyen, aunque sin limitarse a, discos ópticos, discos magnéticos, cinta magnética, medios en estado sólido, y servidores para medios de descarga directa a través de redes.

Tal como se usa en el presente documento, los términos “procesador” y “unidad central de procesamiento” o “CPU” se usan de forma intercambiable y se refieren a un dispositivo que es capaz de leer un programa a partir de un dispositivo de memoria informática (por ejemplo, ROM u otra memoria informática) y realizar una serie de etapas de acuerdo con el programa.

#### IV. Sistemas de imaginología

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan sistemas de imaginología que comprenden dispositivos de imaginología. Los sistemas de suministro de energía no están limitados a tipos particulares de dispositivos de imaginología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de velocidad de movimiento, sistemas de alambre de dirección, ultrasonido intraprocedimental, ultrasonido intersticial, imaginología por microondas, tomografía acústica, imaginología de doble energía, fluoroscopia, imaginología por resonancia magnética y tomografía computarizada, imaginología por triangulación con dispositivos de imaginología en medicina nuclear, imaginología termoacústica, imaginología infrarroja y/o por láser, imaginología electromagnética) (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 6.817.976, 6.577.903 y 5.697.949, 5.603.697, y la solicitud de patente internacional N° WO 06/005.579). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan cámaras endoscópicas, componentes de imaginología, y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan a la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con los sistemas de energía de la presente invención.

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía proporcionan software que está configurado para uso de equipo de imaginología (por ejemplo, TC, IRM, ultrasonido). En algunos ejemplos, el software del equipo de imaginología permite a un usuario realizar predicciones en base a propiedades termodinámicas y eléctricas conocidas del tejido, vasculatura y ubicación de la antena o antenas. En algunos ejemplos, el software de imaginología permite la generación de un mapa tridimensional de la ubicación de una región tisular (por ejemplo, tumor, arritmia), ubicación de la antena o antenas, y generar un mapa predicho de la zona de ablación.

En algunos ejemplos, los sistemas de imaginología de la presente descripción se usan para monitorizar procedimientos de ablación (por ejemplo, procedimientos de ablación térmica por microondas, procedimientos de ablación térmica por radiofrecuencia). La presente descripción no está limitada a un tipo particular de monitorización. En algunos ejemplos, los sistemas de imaginología se usan para monitorizar la cantidad de ablación que se produce en una región o regiones tisulares particulares que se someten a un procedimiento de ablación térmica. En algunos ejemplos, la monitorización funciona junto con los dispositivos de ablación (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) de modo que la cantidad de energía suministrada a una región tisular particular depende de la imaginología de la región tisular. Los sistemas de imaginología no están limitados a un tipo particular de monitorización. La presente invención no está limitada a lo que está siendo monitorizado con los dispositivos de imaginología. En algunos ejemplos, la monitorización es imaginología de la perfusión sanguínea para una región particular para detectar cambios en la región, por ejemplo, antes, durante y después de un procedimiento de ablación térmica. En algunos ejemplos, la monitorización incluye, aunque sin limitarse a, imaginología por IRM, imaginología por TC, imaginología por ultrasonido, imaginología en medicina nuclear e imaginología por fluoroscopia. Por ejemplo, en algunos ejemplos, antes de un procedimiento de ablación térmica, un agente de contraste (por ejemplo, yodo u otro agente de contraste de TC adecuado; quelato de gadolinio u otro agente de contraste de IRM adecuado, microburbujas u otro agente de contraste de ultrasonido adecuado, etc.) es suministrado a un sujeto (por ejemplo, un paciente) y el agente de contraste que perfunde a través de una región tisular particular que se está sometiendo al procedimiento de ablación es monitorizado en busca de cambios de perfusión sanguínea. En algunos ejemplos, la monitorización es información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de sección transversal, el volumen). El sistema de imaginología no está limitado a una técnica particular para monitorizar información cualitativa. En algunos ejemplos, técnicas usadas para monitorizar información cualitativa incluyen, aunque sin limitarse a, técnicas no de imaginología (por ejemplo, reflectometría de dominio temporal, detección de pulso de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada por frecuencia, detección del modo de vibración (*eigenmode*) o frecuencia de resonancia o reflexión y transmisión a cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial en solitario o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o dispositivos externos). En algunos ejemplos, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para imaginología (por ejemplo, imaginología electroacústica, imaginología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica). En algunos ejemplos, se usan técnicas no de imaginología para monitorizar las propiedades dieléctricas del medio que rodea a la antena, detectar una interfaz entre la región extirpada y tejido normal mediante varios medios, incluyendo detección de frecuencia de resonancia, reflectometría o técnicas de búsqueda de distancia, reflexión/transmisión de potencia desde antenas intersticiales o antenas

externas, etc. En algunos ejemplos, la información cualitativa es una estimación del estado de ablación, estado del suministro de energía, y/o sencillas comprobaciones de pasa/no pasa para garantizar que la potencia está siendo aplicada. En algunos ejemplos, los sistemas de imaginología están diseñados para monitorizar automáticamente una región tisular particular a cualquier frecuencia deseada (por ejemplo, por intervalos de un segundo, por intervalos de un minuto, por intervalos de diez minutos, por intervalos de una hora, etc.). En algunos ejemplos, la presente descripción proporciona software diseñado para obtener automáticamente imágenes de una región tisular (por ejemplo, imaginología por IRM, imaginología por TC, imaginología por ultrasonido, imaginología en medicina nuclear, imaginología por fluoroscopia), detectar automáticamente cualesquiera cambios en la región tisular (por ejemplo, perfusión sanguínea, temperatura, cantidad de tejido necrótico, etc.), y en base a la detección para ajustar automáticamente la cantidad de energía suministrada a la región tisular a través de los dispositivos de suministro de energía. Del mismo modo, puede aplicarse un algoritmo para predecir la forma y el tamaño de la región tisular a extirpar (por ejemplo, forma del tumor) de modo que el sistema recomienda el tipo, número y ubicación de sondas de ablación para tratar eficazmente la región. En algunos ejemplos, el sistema está configurado para, con un sistema de navegación o guiado (por ejemplo, empleando triangulación u otras rutinas de posicionamiento) ayudar a o dirigir la colocación de las sondas y su uso.

Por ejemplo, dichos procedimientos pueden usar el realce o falta de realce de una inyección en bolo de material de contraste para rastrear la evolución de una ablación u otro procedimiento de tratamiento. También pueden usarse procedimientos de sustracción (por ejemplo, similares a los usados para angiografía por sustracción digital). Por ejemplo, puede tomarse una primera imagen en un primer punto temporal. Imágenes posteriores sustraen parte o toda la información de la primera imagen, de modo que los cambios en el tejido se observen más fácilmente. Del mismo modo, pueden usarse técnicas de imaginología aceleradas que aplican técnicas "bajo muestreo" (en contraste con muestreo Nyquist). Se contempla que dichas técnicas proporcionan excelente señal con respecto a ruido usando múltiples imágenes de baja resolución obtenidas a lo largo del tiempo. Por ejemplo, un algoritmo llamado HYPER (reconstrucción por proyección altamente restringida) está disponible para IRM que puede aplicarse a ejemplos de los sistemas de la invención.

A medida que los tratamientos de base térmica coagulan los vasos sanguíneos cuando las temperaturas del tejido superan, por ejemplo, los 50°C, la coagulación reduce el suministro de sangre a la zona que ha sido coagulada completamente. Las regiones tisulares que están coaguladas no son realzadas después de la administración de contraste. En algunos ejemplos, la presente descripción utiliza los sistemas de imaginología para rastrear automáticamente la evolución de un procedimiento de ablación proporcionando, por ejemplo, una pequeña inyección de prueba de contraste para determinar el tiempo de llegada del contraste en la región tisular en cuestión y para establecer un realce de referencia. En algunos ejemplos, a continuación se realizan una serie de pequeñas inyecciones de contraste después del comienzo del procedimiento de ablación (por ejemplo, en el caso de TC, se inyectan una serie de hasta quince bolos de 10 ml de 300 mg/ml de contraste soluble en agua), se realizan exploraciones a un tiempo postinyección apropiado deseado (por ejemplo, tal como se determina a partir de la inyección de prueba), y el realce por contraste de la zona diana se determina usando, por ejemplo, una región de interés (RDI) para rastrear cualquiera de una serie de parámetros que incluyen, aunque sin limitarse a, atenuación (Unidades de Hounsfield [UH]) para TC, señal (IRM), ecogenicidad (ultrasonido), etc. Los datos sometidos a imaginología no están limitados a una manera particular de presentación. En algunos ejemplos, los datos de imaginología se presentan como mapas con código de colores o en escala de grises o superposiciones del cambio de atenuación/señal/ecogenicidad, la diferencia entre tejido diana y no diana, diferencias en el tiempo de llegada de la inyección en bolo de contraste durante el tratamiento, cambios de la perfusión tisular, y cualesquiera otras propiedades del tejido que puedan medirse antes y después de la inyección de material de contraste. Los procedimientos de la presente descripción no están limitados a RDI seleccionadas, sino que pueden generalizarse a todos los píxeles en cualquier imagen. Los píxeles pueden estar codificados por colores, o puede usarse una superposición para demostrar dónde se han producido y se están produciendo cambios en el tejido. Los píxeles pueden cambiar de color (u otras propiedades) a medida que la propiedad del tejido cambia, dando de este modo una visualización casi en tiempo real de la evolución del tratamiento. Este procedimiento también puede generalizarse a procedimientos en 3d/4d de visualización de imágenes.

En algunos ejemplos, el área a tratar se presenta en una superposición informática, y una segunda superposición en un color diferente o sombreado produce una visualización en tiempo casi real de la evolución del tratamiento. En algunos ejemplos, la visualización e imaginología está automatizada, de modo que hay un bucle de retroalimentación a una tecnología de tratamiento (RF, MW, HIFU, láser, criogénica, etc.) para modular la potencia (o cualquier otro parámetro de control) en base a los descubrimientos de imaginología. Por ejemplo, si la perfusión hasta un área diana disminuye hasta un nivel diana, la potencia podría reducirse o detenerse. Por ejemplo, dichos ejemplos son aplicables a un sistema aplicador múltiple, dado que la potencia/tiempo/frecuencia/ciclo de trabajo, etc., está modulado para cada aplicador individual o elemento en un sistema de conjunto en fase para crear una zona esculpida de forma precisa de tratamiento tisular. A la inversa, en algunos ejemplos, los procedimientos se usan para seleccionar un área que no va a ser tratada (por ejemplo, estructuras vulnerables que es necesario evitar tales como conductos biliares, intestino, etc.). En dichos ejemplos, los procedimientos monitorizan cambios tisulares en el área a evitar, y advierten al usuario (por ejemplo, facultativo encargado del tratamiento) usando alarmas (por ejemplo, alarmas visibles y/o audibles) de que la estructura a preservar corre peligro de ser dañada. En algunos ejemplos, el bucle de retroalimentación se usa para modificar la potencia o cualquier otro parámetro para evitar

daños continuados a una región tisular seleccionada para no ser tratada. En algunos ejemplos, la protección de una región tisular de la ablación se consigue estableciendo un valor umbral tal como una RDI diana en un área vulnerable, o usando una superposición informática para definir una zona "sin tratamiento", según lo desee el usuario.

## 5 V. Sistemas de reglaje

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan elementos de reglaje para ajustar la cantidad de energía suministrada a la región tisular. En algunos ejemplos, el elemento de reglaje es ajustado manualmente por un usuario del sistema. En algunos ejemplos, un sistema de reglaje se incorpora en un dispositivo de suministro de energía para permitir a un usuario ajustar el suministro de energía del dispositivo según se desee (véase, por ejemplo, las patentes de Estados Unidos N° 5.957.969, 5.405.346). En algunos ejemplos, el dispositivo se preajusta al tejido deseado y se fija durante todo el procedimiento. En algunos ejemplos, el sistema de reglaje está diseñado para hacer coincidir la impedancia entre un generador y un dispositivo de suministro de energía (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 5.364.392). En algunos ejemplos, el elemento de reglaje es ajustado y controlado automáticamente por un procesador de la presente invención (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 5.693.082). En algunos ejemplos, un procesador ajusta el suministro de energía a lo largo del tiempo para proporcionar energía constante durante todo un procedimiento, teniendo en cuenta cualquier número de factores deseados incluyendo, aunque sin limitarse a, calor, naturaleza y/o ubicación del tejido diana, tamaño de la lesión deseada, duración del tiempo de tratamiento, proximidad a áreas de órganos o vasos sanguíneos sensibles, y similares. En algunos ejemplos, el sistema comprende un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función del dispositivo de forma continua o en puntos temporales. El sensor puede registrar y/o notificar de vuelta cualquier número de propiedades, incluyendo, aunque sin limitarse a, calor en una o más posiciones de un componente del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido, y similares. El sensor puede estar en forma de un dispositivo de imagenología tal como TC, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, o cualquier otro dispositivo de imagenología. En algunos ejemplos, particularmente para aplicación de investigación, el sistema registra y almacena la información para uso en futura optimización del sistema en general y/o para optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región diana, ubicación de la región diana, etc.).

## VI. Sistemas de ajuste de la temperatura

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan sistemas refrigerantes para reducir el calentamiento no deseado en y a lo largo de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, catéter de ablación tisular). Los sistemas de la presente descripción no están limitados a un mecanismo de sistema de refrigeración particular. En algunos ejemplos, los sistemas están diseñados para hacer circular un refrigerante (por ejemplo, aire, líquido, etc.) por todo un dispositivo de suministro de energía, de modo que las temperaturas de la línea o líneas de transmisión coaxial y la antena y antenas se reduzcan. En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen en su interior canales diseñados para admitir la circulación de refrigerante. En algunos ejemplos, los sistemas proporcionan una funda refrigerante enrollada alrededor de la antena o partes de la antena para fines de refrigeración de la antena externamente (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° 11/053.987). En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen una cubierta conductora alrededor de la antena para fines de limitar la disipación de calor sobre el tejido circundante (véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos N° 5.358.515). En algunos ejemplos, en el momento de la circulación del refrigerante, éste es expuesto en, por ejemplo, un receptáculo de residuos. En algunos ejemplos, en el momento de la circulación del refrigerante éste se hace recircular. En algunos ejemplos, el refrigerante es un gas al que se le ha hecho circular en o cerca de su punto crítico. En algunos ejemplos, el gas suministrado en o cerca de su punto crítico es dióxido de carbono gaseoso. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía están configurados para comprimir los refrigerantes transportados (por ejemplo, dióxido de carbono gaseoso en o cerca de su punto crítico) a una presión deseada para mantener al refrigerante en o cerca de su punto crítico.

En algunos ejemplos, los sistemas utilizan balones expansibles junto con dispositivos de suministro de energía para fines de empujar tejido lejos de la superficie de la antena o antenas (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° 11/053.987).

En algunos ejemplos, los sistemas utilizan dispositivos configurados para unirse sobre un dispositivo de suministro de energía para fines de reducir el calentamiento no deseado en y a lo largo del dispositivo de suministro de energía (véase, por ejemplo, la solicitud de patente de Estados Unidos N° 11/237.430).

## VII. Sistemas de identificación

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción utilizan elementos de identificación (por ejemplo, elementos de RFID, anillas de identificación (por ejemplo, fiduciales), códigos de barras, etc.) asociados con uno o más componentes del sistema. En algunos ejemplos, el elemento de identificación transporta información acerca de un componente particular del sistema. La presente descripción no está limitada por la información transportada. En algunos ejemplos, la información transportada incluye, aunque sin limitarse a, el tipo

de componente (por ejemplo, fabricante, tamaño, clasificación energética, configuración tisular, etc.), si el componente se ha usado antes (por ejemplo, para garantizar que no se usan componentes no estériles), la ubicación del componente, información específica del paciente y similares. En algunos ejemplos, la información es leída por un procesador de la presente invención. En algunos de dichos ejemplos, el procesador configura otros componentes del sistema para su uso con, o para uso óptimo con, el componente que contiene el elemento de identificación.

En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía tienen sobre ellos una o más marcas (por ejemplo, rayones, esquemas de colores, grabados (por ejemplo, grabados con láser), marcas de agente de contraste pintadas, anillas de identificación (por ejemplo, fiduciales), y/o nervaduras) para mejorar la identificación de un dispositivo de suministro de energía particular (por ejemplo, mejorar la identificación de un dispositivo particular ubicado en las inmediaciones de otros dispositivos con aspectos similares). Las marcas son útiles particularmente donde se insertan múltiples dispositivos en un paciente. En tales casos, particularmente donde los dispositivos pueden cruzarse entre sí a diversos ángulos, es difícil para el facultativo encargado del tratamiento asociar qué extremo proximal del dispositivo, ubicado fuera del cuerpo del paciente, corresponde a qué extremo distal del dispositivo, ubicado dentro del cuerpo del paciente. En algunos ejemplos, una marca (por ejemplo, un número) presente en el extremo proximal del dispositivo de modo que sea visible por los ojos del facultativo y una segunda marca (por ejemplo, que corresponde al número) está presente en el extremo distal del dispositivo de modo que sea visible por un dispositivo de imagenología cuando está presente en el cuerpo. En algunos ejemplos, donde se emplea un conjunto de antenas, los miembros individuales del conjunto se numeran (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, etc.) en ambos de los extremos proximal y distal. En algunos ejemplos, los mangos están numerados, y antenas desmontables (por ejemplo, desechables) con numeración coincidente se conectan a los mangos antes del uso. En algunos ejemplos, un procesador del sistema garantiza que los mangos y las antenas están emparejadas apropiadamente (por ejemplo, mediante etiqueta RFID u otros medios). En algunos ejemplos, donde las antenas son desechables, el sistema proporciona un aviso si se intenta reutilizar un componente desechable, cuando debería haber sido desechado. En algunos ejemplos, las marcas mejoran la identificación en cualquier tipo de sistema de detección incluyendo, aunque sin limitarse a, detección por IRM, TC y ultrasonido.

Los sistemas de suministro de energía de la presente descripción no están limitados a tipos particulares de dispositivos de rastreo. En algunos ejemplos, se usan dispositivos GPS y relacionados con GPS. En algunos ejemplos, se usan dispositivos RFID y relacionados con RFID. En algunos ejemplos, se usan códigos de barras.

En dichos ejemplos, se requiere autorización (por ejemplo, introducción de un código, lectura de un código de barras) antes del uso de un dispositivo con un elemento de identificación, antes del uso de dicho dispositivo. En algunos ejemplos, el elemento de información identifica que un componente ha sido usado anteriormente y envía información al procesador para impedir (por ejemplo bloquear) el uso del sistema hasta que se proporcione un nuevo componente estéril.

### **VIII. Sistemas de monitorización de la temperatura**

En algunos ejemplos, los sistemas que suministran energía de la presente descripción utilizan sistemas de monitorización de la temperatura. En algunos ejemplos, se usan sistemas de monitorización de la temperatura para monitorizar la temperatura de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, con un sensor de temperatura). En algunos ejemplos, se usan sistemas de monitorización de la temperatura para monitorizar la temperatura de una región tisular (por ejemplo, tejido que está siendo tratado, tejido circundante). En algunos ejemplos, los sistemas de monitorización de la temperatura están diseñados para comunicarse con un procesador para fines de proporcionar información sobre la temperatura a un usuario o al procesador para permitir al procesador ajustar el sistema apropiadamente. En algunos ejemplos, las temperaturas se monitorizan en varios puntos a lo largo de la antena para estimar el estado de ablación, el estado de refrigeración o comprobaciones de seguridad. En algunos ejemplos, las temperaturas monitorizadas en varios puntos a lo largo de la antena se usan para determinar, por ejemplo, las características geográficas de la zona de ablación (por ejemplo, diámetro, profundidad, longitud, densidad, anchura, etc.) (por ejemplo, en base al tipo de tejido, y la cantidad de potencia usada en el dispositivo de suministro de energía). En algunos ejemplos, las temperaturas monitorizadas en varios puntos a lo largo de la antena se usan para determinar, por ejemplo, el estado del procedimiento (por ejemplo, el final del procedimiento). En algunos ejemplos, la temperatura se monitoriza usando termopares o medios electromagnéticos a través de la antena intersticial.

### **IX. Enchufes de control del dispositivo del procedimiento**

El sistema de la presente descripción puede emplear además uno o más componentes adicionales que directa o indirectamente se aprovechan de o ayudan a las características de la presente invención. Por ejemplo, en algunos ejemplos, se usan uno o más dispositivos de monitorización para monitorizar y/o notificar la función de uno o más componentes del sistema cualesquiera. Adicionalmente, cualquier dispositivo o sistema médico que podría usarse, directa o indirectamente, junto con los dispositivos de la presente invención, puede estar incluido con el sistema. Dichos componentes incluyen, aunque sin limitarse a, sistemas, dispositivos y componentes de esterilización, otros dispositivos o sistemas quirúrgicos, de diagnóstico o de monitorización, equipo informático, manuales, instrucciones, etiquetas, y directrices, equipo robótico, y similares.

En algunos ejemplos, los sistemas emplean bombas, depósitos, conductos, cableado y/o otros componentes que proporcionan materiales en conectividad de los diversos componentes de los sistemas de la presente invención. Por ejemplo, puede usarse cualquier tipo de bomba para suministrar refrigerantes gaseosos o líquidos a las antenas de la presente descripción. Pueden emplearse tanques de manipulación de gas o líquido que contienen refrigerante en el sistema. En algunos ejemplos, múltiples tanques (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 50, 100, etc.) se usan simultáneamente, en sucesión, o según fuera necesario. En algunos ejemplos, se usa más de un tanque de modo que, a medida que un tanque se vacía, se usarán tanques adicionales automáticamente para impedir una alteración en un procedimiento (por ejemplo, a medida que un tanque de CO<sub>2</sub> se drena hasta vaciarlo, un segundo tanque de CO<sub>2</sub> se usa automáticamente, impidiendo de este modo la alteración del procedimiento). En algunos ejemplos en los que emplea CO<sub>2</sub>, se usan cilindros de CO<sub>2</sub> de tamaño E estándar para suministrar CO<sub>2</sub>.

En algunos ejemplos, los sistemas emplean uno o más dispositivos de calentamiento externos. Los sistemas no están limitados a un uso particular para dispositivos de calentamiento externos. En algunos ejemplos, los dispositivos de calentamiento externos se usan para mantener a ciertos elementos del sistema en un intervalo de temperatura particular. Por ejemplo, en algunos ejemplos, se usan dispositivos de calentamiento externos para mantener tanques de manipulación de gas o líquido (por ejemplo, tanques que contienen CO<sub>2</sub>) que proporcionan refrigerante a uno o más dispositivos dentro de un intervalo de temperatura particular. De hecho, en algunos ejemplos, los dispositivos de calentamiento externos impiden la disminución natural de temperatura que un tanque experimenta en el momento de la liberación de su contenido, garantizando de este modo que el refrigerante proporcionado al dispositivo está a una temperatura o intervalo de temperatura constante. Los sistemas no están limitados a dispositivos de calentamiento externos particulares. Los dispositivos de calentamiento externos no están limitados a una manera particular de mantener la temperatura en un intervalo particular. En algunos ejemplos, los dispositivos de calentamiento externos mantienen la presión en tanques manipulación de gas o líquido (por ejemplo, tanques que contienen CO<sub>2</sub>) en un intervalo particular (por ejemplo, calentar un tanque que contiene CO<sub>2</sub> (por ejemplo, un cilindro de CO<sub>2</sub> de tamaño E estándar) a 1000 libras por pulgada cuadrada (6,9 MPa) para mantener la presión a medida que libera el CO<sub>2</sub> a 850 libras por pulgada cuadrada (5,8 MPa).

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, el dispositivo de suministro de energía, el procesador, la fuente de alimentación, el sistema de imaginología, el sistema de ajuste de la temperatura, el sistema de monitorización de la temperatura y/o los sistemas de identificación) y todas las fuentes de utilización de sistemas de suministro de energía relacionadas (por ejemplo, cables, alambres, cables trenzados, tubos, tuberías que suministran energía, gas, refrigerante, líquido, presión, y elementos de comunicación) se proporcionan de tal manera que reduzca problemas de presentación no deseados (por ejemplo, enredos, atascos, y compromiso de la esterilidad asociados con fuentes de utilización de sistemas de suministro de energía no organizadas). La presente descripción no está limitada a una manera particular de proporcionar los sistemas de suministro de energía y fuentes de utilización del sistema de suministro de energía, de modo que los problemas de presentación no deseados se reduzcan. En algunos ejemplos, tal como se muestra en la figura 13, los sistemas de suministro de energía y las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía están organizados con una caja 1300 de importación/exportación, una funda de transporte 1310, y un conector 1320 inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía y las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía organizados con una caja de importación/exportación, funda de transporte, y conector inteligente del dispositivo del procedimiento proporcionan varios beneficios. Dichos beneficios incluyen, aunque sin limitarse a, reducir el número de cables trenzados que se cruzan entre un generador (por ejemplo, un generador de microondas) y un paciente (por ejemplo, reducir el número de cables trenzados en el suelo), despejar el entorno estéril y la sala del procedimiento, incrementar la seguridad del paciente haciendo que los sistemas de suministro de energía se "muevan" con un paciente impidiendo de este modo el desprendimiento del sistema (por ejemplo, desprendimiento de la antena), incrementar la eficiencia del suministro de potencia reduciendo la distancia recorrida por la energía en el dispositivo de suministro de energía, y reduciendo los costes en desechables acortando la longitud de los cables desechables.

La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de caja de importación/exportación. En algunos ejemplos, la caja de importación/exportación contiene la fuente de alimentación y una fuente de refrigerante. En algunos ejemplos, la caja de importación/exportación está ubicada fuera de un campo estéril en el que el paciente está siendo tratado. En algunos ejemplos, la caja de importación/exportación está ubicada fuera de la sala en la que el paciente está siendo tratado y mantenido de manera estéril. En algunos ejemplos, uno o más cables conectan la caja de importación/exportación a un conector inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, se usa un único cable (por ejemplo, una funda de transporte). Por ejemplo, en algunos de dichos ejemplos, una funda de transporte contiene componentes para el suministro tanto de energía como de refrigerante a y/o desde la caja de importación/exportación. En algunos ejemplos, la funda de transporte se conecta al conector inteligente del dispositivo del procedimiento sin causar un obstáculo físico para facultativos médicos (por ejemplo, se desplaza bajo el suelo, por el techo, etc.). En algunos ejemplos, el cable es un cable de baja pérdida (por ejemplo, un cable de baja pérdida que une la fuente de alimentación al enchufe de control del dispositivo del procedimiento). En algunos ejemplos, el cable de baja pérdida está fijado (por ejemplo, al enchufe de control del dispositivo del procedimiento, a una mesa del procedimiento, a un techo) para impedir lesión en caso de tracción accidental del cable. En algunos ejemplos, el cable que conecta el generador de potencia (por ejemplo, generador de potencia de

microondas) y el enchufe de control del dispositivo del procedimiento es cable reutilizable de baja pérdida. En algunos ejemplos, el cable que conecta el enchufe de control del dispositivo del procedimiento al dispositivo de suministro de energía es cable desechable flexible. En algunos ejemplos, el cable que conecta el enchufe de control del dispositivo del procedimiento al dispositivo de suministro de energía tiene elevada flexibilidad con propiedades de "memoria" (por ejemplo, el cable puede estar conformado para conservar una o más posiciones deseadas). En algunos ejemplos, el cable que conecta el enchufe de control del dispositivo del procedimiento al dispositivo de suministro de energía es un cable de fibra de vidrio cubierto de silicona.

La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de conector inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para recibir potencia, refrigeración, u otros elementos de la caja de importación/exportación u otras fuentes. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento proporciona un centro de control, ubicado físicamente cerca del paciente, para uno o más cualquiera de: suministrar energía a un dispositivo médico, hacer circular refrigerante a un dispositivo médico, recopilar y procesar datos (por ejemplo, datos de imaginología, datos de suministro de energía, datos de monitorización de seguridad, datos de temperatura, y similares), y proporcionar cualquier otra función que facilite un procedimiento médico. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para acoplarse con la funda de transporte para recibir las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía asociadas. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para recibir y distribuir las diversas fuentes de utilización del sistema de suministro de energía a los dispositivos aplicables (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía, sistemas de imaginología, sistemas de ajuste de la temperatura, sistemas de monitorización de la temperatura y/o sistemas de identificación). Por ejemplo, en algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para recibir energía de microondas y refrigerante de fuentes de utilización del sistema de suministro de energía y distribuir la energía de microondas y el refrigerante a un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para activar o desactivar, calibrar y ajustar (por ejemplo, de forma automática o manual) la cantidad de una fuente de utilización de sistema de suministro de energía particular, según se desee. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene en su interior un divisor de potencia para ajustar (por ejemplo, activar, desactivar, calibrar de forma automática o manual) la cantidad de una fuente de utilización del sistema de suministro de energía particular, según se desee. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene en su interior software diseñado para proporcionar fuentes de utilización del sistema de suministro de energía de una manera deseada. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene una región de visualización que indica características asociadas para cada fuente de utilización de sistema de suministro de energía (por ejemplo, qué dispositivos están siendo usados / no usados actualmente, la temperatura para una región corporal particular, la cantidad de gas presente en un tanque de CO<sub>2</sub> particular, etc.). En algunos ejemplos, la región de visualización tiene capacidad táctil (por ejemplo, una pantalla táctil). En algunos ejemplos, el procesador asociado con el sistema de suministro de energía está ubicado en el conector inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, la fuente de alimentación asociada con los sistemas de suministro de energía está ubicada dentro del conector inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene un sensor configurado para inhibir automáticamente una o más fuentes de utilización del sistema de suministro de energía en cuanto se produce un acontecimiento no deseado (por ejemplo, calentamiento no deseado, fuga no deseada, cambio no deseado de presión, etc.). En algunos ejemplos, el peso del enchufe de control del dispositivo del procedimiento es tal que podría colocarse sobre un paciente sin causar incomodidad y/o daño al paciente (por ejemplo, menos de 15, menos de 10, menos de 5 libras [6,80, 4,53 y 2,26 kg]).

Los conectores inteligentes del dispositivo del procedimiento de la presente descripción no están limitados a usos particulares o usos en entornos particulares. De hecho, los conectores inteligentes del dispositivo del procedimiento están diseñados para uso en cualquier entorno en el que la emisión de energía es aplicable. Dichos usos incluyen cualquiera y todas de aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Además, los conectores inteligentes del dispositivo del procedimiento pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos, o cualquier otra aplicación donde debe suministrarse energía. En algunos ejemplos, los conectores inteligentes del dispositivo del procedimiento se usan en procedimientos médicos en los que la movilidad del paciente no está limitada (por ejemplo, exploración por TC, imaginología por ultrasonido, etc.).

En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está diseñado para ubicación en un entorno estéril. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está situado en la cama de un paciente (por ejemplo, en la cama; en una barandilla de la cama), una mesa sobre la que está el paciente (por ejemplo, una mesa usada para imaginología por TC, imaginología por ultrasonidos, imaginología por IRM, etc.), u otra estructura cerca del paciente (por ejemplo, el pórtico de TC). En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está situado en una mesa diferente. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está unido a un techo. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está unido a un techo de modo que un usuario (por ejemplo, un facultativo) pueda moverlo a una posición deseada (evitando de este modo tener que situar las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía (por ejemplo, cables, alambres, cables trenzados, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión, y elementos de comunicación) sobre o cerca del paciente mientras se usan). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está situado para descansar sobre el

paciente (por ejemplo, sobre las piernas, los muslos, la cintura, el tórax de un paciente). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está situado por encima de la cabeza de un paciente o por debajo de los pies de un paciente. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene Velcro que permite la unión sobre una región deseada (por ejemplo, una mesa del procedimiento, una gasa y/o bata de un paciente).

En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión a una correa del procedimiento usada para procedimientos médicos (por ejemplo, una correa de seguridad de TC). En algunos ejemplos, la correa del procedimiento se une a una mesa del procedimiento (por ejemplo, una mesa de TC) (por ejemplo, a través de una ranura en los lados de la mesa del procedimiento, mediante Velcro, mediante adhesivo, mediante succión) y se usa para fijar a un paciente a la mesa del procedimiento (por ejemplo, enrollándola alrededor del paciente y conectándola con, por ejemplo, Velcro). El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a una manera particular de unión con una correa del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está unido a la correa del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está unido a una correa independiente que permite la sustitución de la correa del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está unido a una correa independiente configurada para unión a la correa del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está unido a una correa independiente configurada para unirse a cualquier región de la mesa del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está unido a una correa independiente que tiene aislamiento y/o acolchado para garantizar la comodidad del paciente. La figura 18 muestra un enchufe de control del dispositivo del procedimiento conectado a una correa de la mesa del procedimiento.

En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión a una anilla del procedimiento. La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de anilla del procedimiento. En algunos ejemplos, la anilla del procedimiento está configurada para colocación alrededor de un paciente (por ejemplo, alrededor del torso, la cabeza, los pies, el brazo, etc., de un paciente). En algunos ejemplos, la anilla del procedimiento está configurada para unirse a una mesa del procedimiento (por ejemplo, una mesa de TC). La anilla del dispositivo del procedimiento no está limitada a una forma particular. En algunos ejemplos, la anilla del dispositivo del procedimiento es, por ejemplo, oval, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunos ejemplos, la anilla del dispositivo del procedimiento es aproximadamente la mitad de una forma cíclica (por ejemplo, el 25% de una forma cíclica, el 40% de una forma cíclica, el 45% de una forma cíclica, el 50% de una forma cíclica, el 55% de una forma cíclica, el 60% de una forma cíclica, el 75% de una forma cíclica). En algunos ejemplos, la anilla del procedimiento es, por ejemplo, de metal, plástico, grafito, madera, cerámica, o cualquier combinación de los mismos. El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a una manera particular de unión a la anilla del procedimiento. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento se une a la anilla del procedimiento (por ejemplo, con Velcro, con broches, con un agente adhesivo). En algunos ejemplos que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida adicionales se unen sobre la anilla del procedimiento. En algunos ejemplos, el tamaño de la anilla del procedimiento puede ajustarse (por ejemplo, retraerse, extenderse) para adaptarse al tamaño de un paciente. En algunos ejemplos, elementos adicionales pueden unirse a la anilla del procedimiento. En algunos ejemplos, la anilla del procedimiento puede moverse fácilmente hasta y desde las inmediaciones de un paciente.

En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado para unión sobre una gasa estéril personalizada. La presente descripción no está limitada a un tipo o clase particular de gasa estéril personalizada. En algunos ejemplos, la gasa estéril personalizada está configurada para colocación sobre un paciente (por ejemplo, sobre el torso, la cabeza, los pies, el brazo, todo el cuerpo, etc., de un paciente). En algunos ejemplos, la gasa estéril personalizada está configurada para unirse a una mesa del procedimiento (por ejemplo, una mesa de TC). La gasa estéril personalizada no está limitada a una forma particular. En algunos ejemplos, la gasa estéril personalizada es, por ejemplo, oval, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunos ejemplos, la forma de la gasa estéril personalizada es tal que se adapta a una región corporal particular de un paciente. En algunos ejemplos, la anilla del procedimiento es, por ejemplo, de tela, plástico, o cualquier combinación de los mismos. El enchufe de control del dispositivo del procedimiento no está limitado a una manera particular de unión a la gasa estéril personalizada. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento se une sobre la gasa estéril personalizada (por ejemplo, con Velcro, con broches, con un agente adhesivo, pinzas (por ejemplo, pinzas de cocodrilo)). En algunos ejemplos que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida se unen adicionalmente sobre la gasa estéril personalizada. En algunos ejemplos, elementos adicionales pueden unirse a la gasa estéril personalizada. En algunos ejemplos, la gasa estéril personalizada puede moverse fácilmente hasta y desde las inmediaciones de un paciente. En algunos ejemplos, la gasa estéril personalizada tiene una o más fenestraciones para fines de realizar procedimientos médicos. La figura 19 muestra una gasa estéril personalizada con una fenestración y un cable insertado a través de la fenestración. La figura 20 muestra un sistema de suministro de energía de la presente descripción que tiene un generador conectado a un enchufe de control del dispositivo del procedimiento mediante un cable, donde el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está fijado a una mesa del procedimiento (por ejemplo, mediante una correa de la mesa del procedimiento). Además, tal como se muestra en la figura 20, una gasa estéril personalizada está situada sobre un paciente que yace sobre la mesa del procedimiento, donde la gasa estéril personalizada tiene una fenestración.

En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento está configurado con patas para situar el enchufe de control en las inmediaciones de un paciente. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene patas ajustables (por ejemplo, permitiendo de este modo el posicionamiento del enchufe de control del dispositivo del procedimiento en diversas posiciones). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene tres patas ajustables permitiendo de este modo que el dispositivo se sitúe en diversas posiciones de trípode. En algunos ejemplos, las patas tienen en su interior Velcro que permite la unión sobre una región deseada (por ejemplo, una mesa del procedimiento, la gasa y/o bata de un paciente). En algunos ejemplos, las patas están formadas de un material elástico configurado para formar un arco sobre la mesa del procedimiento (por ejemplo, mesa de TC) y apretar las barras de la mesa del procedimiento. En algunos ejemplos, las patas están configuradas para unirse sobre las barras de la mesa del procedimiento.

En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para comunicarse (de forma inalámbrica o por cable) con un procesador (por ejemplo, un ordenador, con Internet, con un teléfono móvil, con una PDA). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento puede ser manejado por control remoto. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene, sobre él, una o más luces. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento proporciona una señal detectable (por ejemplo, auditiva, visual (por ejemplo, luz pulsante)) cuando la potencia está fluyendo desde el enchufe de control del dispositivo del procedimiento hasta un dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene una entrada de audio (por ejemplo, un reproductor de MP3). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene altavoces para proporcionar sonido (por ejemplo, sonido desde un reproductor de MP3). En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene una salida de audio para proporcionar sonido a un sistema de altavoces externo. En algunos ejemplos, el uso de un conector inteligente del dispositivo del procedimiento permite el uso de cables, alambres, cables trenzados, tubos, y/o tuberías más cortas (por ejemplo, menos de 4, 3, 2 pies [1,2, 0,9, 0,6 m]). En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento y/o uno o más componentes conectados a él, o partes del mismo están cubiertos por una funda estéril. En algunos ejemplos, el enchufe de control del dispositivo del procedimiento tiene un amplificador de potencia para suministrar potencia (por ejemplo, a un dispositivo de suministro de energía).

En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para comprimir refrigerantes transportados (por ejemplo, CO<sub>2</sub>) a cualquier presión deseada para, por ejemplo, mantener al refrigerante a una presión deseada (por ejemplo, el punto crítico para un gas) para mejorar la refrigeración o el mantenimiento de la temperatura. Por ejemplo, en algunos ejemplos, se proporciona un gas en o cerca de su punto crítico con el fin de mantener una temperatura de un dispositivo, línea, cable, u otro componente a o cerca de una temperatura constante, definida. En algunos de dichos ejemplos, un componente no se refrigera *per se*, dado que su temperatura no cae desde una temperatura de partida (por ejemplo, temperatura ambiente), sino que, en su lugar, se mantiene a una temperatura constante que es más fresca que a la que estaría el componente, excepto para la intervención. Por ejemplo, puede usarse CO<sub>2</sub> en o cerca de su punto crítico (por ejemplo, 31,1 Celsius a 78,21 kPa) para mantener la temperatura de modo que los componentes del sistema estén lo suficientemente frescos para no quemar tejido, pero del mismo modo no se refrigeran o se mantienen significativamente por debajo de la temperatura ambiente o la temperatura corporal, de modo que la piel en contacto con el componente se congele o resulte dañada de otro modo por el frío. Usar dichas configuraciones permite el uso de menos aislamiento, dado que no hay componentes "fríos" que deben protegerse de la gente o del entorno ambiente. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene un elemento retráctil diseñado para retraer cables, alambres, cables trenzados, tubos y tuberías usados y/o no usados que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión, y/o elementos de comunicación. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento está configurado para cebar refrigerantes para distribución al interior, por ejemplo, de un dispositivo de suministro de energía de modo que el refrigerante esté a una temperatura deseada antes del uso del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, el conector inteligente del dispositivo del procedimiento tiene en su interior software configurado para cebar refrigerantes para distribución al interior, por ejemplo, de un dispositivo de suministro de energía, de modo que el sistema esté a una temperatura deseada antes del uso del dispositivo de suministro de energía. En algunos ejemplos, la circulación de refrigerantes en o cerca del punto crítico permite la refrigeración de los elementos electrónicos de los dispositivos de suministro de energía sin tener que usar mecanismos de refrigeración adicionales (por ejemplo, ventiladores).

En una realización ilustrativa, una caja de importación/exportación contiene una o más fuentes de energía de microondas y una fuente de refrigerante (por ejemplo, dióxido de carbono gaseoso presurizado). Esta caja de importación/exportación está conectada a una única funda de transporte que suministra tanto la energía de microondas como el refrigerante a un conector inteligente del dispositivo del procedimiento. La línea de refrigerante o la línea de energía en la funda de transporte pueden estar enrolladas entre sí para permitir la máxima refrigeración de la propia funda de transporte. La funda de transporte discurre al interior del campo estéril donde va a tener lugar un procedimiento, a lo largo del suelo en una ubicación que no interfiere con el movimiento del equipo médico que atiende al paciente. La funda de transporte se conecta a una mesa ubicada cerca de una mesa de imaginología sobre la que yace un paciente. La mesa es portátil (por ejemplo, sobre ruedas) y conectable a la mesa de imaginología de modo que se muevan conjuntamente. La mesa contiene un brazo, que puede ser flexible o telescópico, para permitir el posicionamiento del brazo por encima y sobre el paciente. La funda de transporte, o los

cables conectados a la funda de transporte, discurren a lo largo del brazo hasta la posición elevada. En el extremo del brazo se encuentra el conector inteligente del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, se proporcionan dos o más brazos con dos o más conectores inteligentes del dispositivo del procedimiento o dos o más subcomponentes de un único conector inteligente del dispositivo del procedimiento. El conector inteligente del dispositivo del procedimiento es pequeño (por ejemplo, menos de 1 pie cúbico, menos de 10 cm cúbicos, etc.) para permitir el movimiento y posicionamiento sencillos por encima del paciente. El conector inteligente del dispositivo del procedimiento contiene un procesador para controlar todos los aspectos de computación del sistema. El conector inteligente del dispositivo contiene uno o más puertos de conexión para conectar cables que conducen a dispositivos de suministro de energía. Los cables se conectan a los puertos. Los cables son retráctiles y de menos de tres pies (0,9 m) de longitud. El uso de cables cortos reduce el gasto e impide la pérdida de potencia. Cuando no están en uso, los cables cuelgan en el aire por encima del paciente, sin contacto con el cuerpo del paciente. Los puertos están configurados con una carga ficticia cuando no están en uso (por ejemplo, cuando un dispositivo de suministro de energía no está conectado a un puerto particular). El conector inteligente del dispositivo del procedimiento está al alcance del facultativo encargado del tratamiento, de modo que los controles informáticos puedan ajustarse y la información presentada pueda ser vista, en tiempo real, durante un procedimiento.

En algunos ejemplos, los sistemas de suministro de energía utilizan carritos del procedimiento para mantener a los elementos del sistema dentro de un área. Por ejemplo, en algunos ejemplos, los sistemas proporcionan un carrito del procedimiento que está configurado para almacenar la fuente de refrigeración (por ejemplo, múltiples tanques que suministran refrigerante gaseoso o líquido a los dispositivos de la presente invención) (por ejemplo, cilindros de CO<sub>2</sub> de tamaño E estándar) para fines de refrigeración del dispositivo, dispositivos de calentamiento externos para mantener a la fuente de refrigerante a presiones deseadas, una o más fuentes de alimentación, una o más fuentes de utilización del sistema de suministro de energía relacionadas (por ejemplo, cables, alambres, cables trenzados, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y elementos de comunicación), y/o el enchufe de control del dispositivo del procedimiento. De hecho, el carrito del procedimiento no está limitado a un diseño o fin particular. En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento está configurado para uso en un entorno estéril (por ejemplo, una sala del procedimiento) y tiene sobre él tanques de refrigeración, dispositivos de calentamiento externos relacionados y un conector inteligente / enchufe de control del dispositivo del procedimiento. En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento está configurado para entornos no estériles solamente. En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento está configurado para fácil movimiento (por ejemplo, está diseñado con ruedas). El carrito del procedimiento está configurado para conectar con cualquier componente de los sistemas de suministro de energía de la presente invención (por ejemplo, la caja de importación/exportación, la funda de transporte y/o el enchufe de control del dispositivo del procedimiento). En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento tiene en su interior una región de visualización para manejar y/o monitorizar los componentes de los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, software de interfaz del usuario). En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento está configurado para comunicar (de forma inalámbrica o por cable) con un procesador (por ejemplo, un ordenador, con Internet, con un teléfono móvil, con una PDA). En algunos ejemplos, el carrito del procedimiento está configurado para enviar y recibir información (de forma inalámbrica o por cable) relativa a los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, el número de usos para cada componente, qué dispositivos están siendo usados, etc.).

#### **X. Usos para sistemas de suministro de energía**

Los sistemas de la presente descripción no están limitados a usos particulares. De hecho, los sistemas de suministro de energía de la presente descripción están diseñados para uso en cualquier entorno en el que la emisión sea aplicable. Dichos usos incluyen cualquiera y todas las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Además, los sistemas y dispositivos de la presente descripción pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos, o cualquier otra aplicación donde debe suministrarse energía.

En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para suministro de energía por cirugía abierta, percutáneo, intravascular, intracardiaco, endoscópico, intraluminal, laparoscópico o quirúrgico. En algunos ejemplos, los dispositivos de suministro de energía pueden estar situados dentro del cuerpo de un paciente a través de un catéter, a través de una abertura desarrollada quirúrgicamente y/o a través de un orificio corporal (por ejemplo, boca, oído, nariz, ojos, vagina, pene, ano) (por ejemplo, un procedimiento N.O.T.E.S.). En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para el suministro de energía a un tejido o región diana. En algunos ejemplos, se proporciona una placa de posicionamiento para mejorar el suministro de energía percutáneo, intravascular, intracardiaco, laparoscópico y/o quirúrgico con los sistemas de suministro de energía de la presente invención. La presente descripción no está limitada a un tipo y/o clase a particular de placa de posicionamiento. En algunos ejemplos, la placa de posicionamiento está diseñada para fijar uno o más dispositivos de suministro de energía en una región corporal deseada para suministro de energía percutáneo, intravascular, intracardiaco, laparoscópico y/o quirúrgico. En algunos ejemplos, la composición de la placa de posicionamiento es tal que es capaz de impedir la exposición de la región corporal a calor no deseado procedente del sistema de suministro de energía. En algunos ejemplos, la placa proporciona guías para posicionamiento asistido de dispositivos de suministro de energía. La presente descripción no está limitada por la naturaleza del tejido o la región diana. Los usos incluyen, aunque sin limitarse a, tratamiento de arritmia cardíaca, ablación de tumores (benignos y malignos), control de hemorragia durante cirugía, después de traumatismo, para cualquier otro control de hemorragia, eliminación de tejido blando, resección y recolección de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar

patologías esofágicas tales como síndrome de Barrett y adenocarcinoma esofágico), tratamiento de tumores óseos, hueso normal, y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía cosmética, tratamiento de patologías del sistema nervioso central incluyendo tumores cerebrales y alteraciones eléctricas, procedimientos de esterilización (por ejemplo, ablación de las trompas de Falopio) y cauterización de vasos sanguíneos o tejido para fines cualesquiera. En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende terapia de ablación (por ejemplo, para conseguir necrosis coagulativa). En algunos ejemplos, la aplicación quirúrgica comprende ablación tumoral para dirigirse a, por ejemplo, tumores metastásicos. En algunos ejemplos, el dispositivo está configurado para movimiento y posicionamiento, con daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier ubicación deseada, incluyendo, aunque sin limitarse a, el cerebro, el cuello, el tórax, el abdomen y la pelvis. En algunos ejemplos, los sistemas están configurados para suministro guiado, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imaginología por resonancia magnética, fluoroscopia, y similares.

En algunos ejemplos, la presente invención proporciona procedimientos de tratamiento de una región tisular, que comprenden proporcionar una región tisular y un sistema descrito en el presente documento (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía, y al menos uno de los siguientes componentes: un procesador, una fuente de alimentación, un monitor de temperatura, un generador de imágenes, un sistema de reglaje y/o un sistema de reducción de la temperatura); situar una parte del dispositivo de suministro de energía en las inmediaciones de la región tisular, y suministrar una cantidad de energía con el dispositivo a la región tisular. En algunos ejemplos, la región tisular es un tumor. En algunos ejemplos, el suministro de la energía da como resultado, por ejemplo, la ablación de la región tisular y/o trombosis de un vaso sanguíneo y/o electroporación de una región tisular. En algunos ejemplos, la región tisular es un tumor. En algunos ejemplos, la región tisular comprende uno o más del corazón, el hígado, los genitales, el estómago, el pulmón, el intestino grueso, el intestino delgado, el cerebro, el cuello, hueso, el riñón, músculo, tendón, vaso sanguíneo, la próstata, la vejiga y la médula espinal.

## Parte experimental

### Ejemplo I.

Este ejemplo demuestra la prevención de calentamiento tisular no deseado mediante el uso de un dispositivo de suministro de energía de la presente invención que hace circular refrigerante a través de canales de refrigerante. El cuerpo cilíndrico de la aguja de ablación para todos los experimentos era de 20,5 cm. Había una refrigeración mínima del conjunto del mango que indica que los efectos de refrigeración del mango estaban bien aislados. Las sondas de temperatura 1, 2 y 3 estaban ubicadas a 4, 8 y 12 cm proximales a la punta de la aguja de acero inoxidable (véase la figura 9). Las mediciones de temperatura se tomaron la medición de potencia al 35% después de la inserción en un hígado de cerdo y medición de potencia al 45% después de la inserción en un hígado de cerdo. Para la medición de potencia al 35%, la sonda 4 estaba en el mismo mango. Para la medición de potencia al 45%, la sonda 4 estaba ubicada en la interfaz aguja-piel, aproximadamente 16 cm hacia atrás desde la punta de la aguja de acero inoxidable. Tal como se muestra en la figura 10, el tratamiento a potencia al 35% durante 10 minutos con potencia reflejada anónimamente elevada (6,5%) demostraba mantenimiento del dispositivo a una temperatura que no daña al tejido en las sondas 1, 2, 3 y el mango.

Tal como se muestra en la figura 11, el tratamiento a potencia al 45% durante 10 minutos con potencia reflejada anónimamente elevada (6,5%) demostró mantenimiento del dispositivo a una temperatura que no daña al tejido en las sondas 1, 2, 3 y 4. La observación de la piel y las capas de grasa después de 10 minutos de ablación a potencia al 45% durante 10 minutos con potencia reflejada anónimamente elevada (6,5%) no demostraba ninguna quemadura ni daño térmico visible.

### Ejemplo II.

Este ejemplo demuestra la calibración del generador. La calibración del generador fue realizada por Cober-Muegge en la factoría y se ajustó para ser la más exacta para potencia mayor de 150 W. El magnetron se comportaba de forma muy parecida a un diodo: el incremento del voltaje del cátodo no incrementó la corriente de vacío (proporcional a la potencia de salida) hasta que se alcanzó un umbral crítico, momento en el cual la corriente de vacío se incrementaba rápidamente con el voltaje. El control de la fuente del magnetron dependía del control exacto del voltaje del cátodo cerca de ese punto crítico. Por lo tanto, el generador no estaba especificado para potencias del 0-10% y la correlación entre la potencia de salida y la entrada del porcentaje de potencia teórico era mala por debajo del 15%.

Para poner a prueba la calibración del generador, el selector de control de potencia se cambió del 0,25% en incrementos del 1% (correspondientes a potencias de salida teóricas de 0-75 W en incrementos de 3 W) y la visualización de potencia de salida del generador se registró y la potencia de salida se midió. La potencia de salida medida se ajustó para las pérdidas medidas del cable coaxial, acoplador y carga a temperatura ambiente. La visualización de salida también se ajustó para compensar el error (es decir, el generador leía 2,0% cuando el selector estaba ajustado al 0,0%).

El error entre el selector y la visualización de potencia de salida del generador era grande para ajustes del selector de baja potencia. Estos dos valores convergían rápidamente hasta un error porcentual de menos del 5% para

ajustes del selector por encima del 15%. Análogamente, la potencia de salida medida era significativamente diferente de la potencia de salida teórica para ajustes del selector por debajo del 15% pero más precisa para ajustes del selector por encima del 15%.

### Ejemplo III.

- 5 Este ejemplo describe la configuración y prueba de una antena durante la fabricación. Esto proporciona un procedimiento para configuración y pruebas en un entorno de fabricación. El procedimiento emplea un simulador equivalente al tejido, líquido en lugar de tejido.

10 A partir de las mediciones numéricas y experimentales ya realizadas en la antena, se conocía que los cambios en  $L_2$  de  $\sim 1$  mm incrementarán la potencia reflejada de  $< -30$  dB a  $\sim -20$ -25 dB. Este incremento se hizo probablemente menos significativo por los cambios de propiedades del tejido que se producían durante la ablación y, de este modo, se consideraría que una tolerancia relativa de 0,5 mm sobre la longitud  $L_2$  es razonable. Del mismo modo, se usa una tolerancia de 0,5 mm en la longitud  $L_1$ , incluso aunque el coeficiente de reflexión total depende menos de  $L_1$  que de  $L_2$ .

15 Las pruebas del reglaje de la antena para fines de control de calidad pueden conseguirse usando una solución líquida 15 diseñada para imitar las propiedades dieléctricas del hígado, el pulmón o el riñón (véase, por ejemplo, Guy AW (1971) IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 19: 189-217). La antena se sumerge en el simulador y el coeficiente de reflexión se registra usando un dispositivo de medición de 1 puerto o analizador vectorial de redes (VNA) completo. La verificación de un coeficiente de reflexión por debajo de  $-30$  dB se selecciona para garantizar el reglaje apropiado.

### 20 Ejemplo IV.

Este ejemplo comparó la eficiencia, capacidad de calentamiento y fabricabilidad de las antenas triaxial y de dipolo alimentado en el centro. La modificación del diseño triaxial original se requería para crear una punta afilada más rígida que podía insertarse fácilmente. La modelización por ordenador se usó inicialmente para determinar qué cambios de longitud de la antena podrían requerirse con la adición de una funda de alúmina y una punta metálica facetada. Después de que la modelización confirmó que sería necesario alargar la antena y que la punta metálica no degradaría el rendimiento, se construyeron antenas para pruebas en tejido hepático *ex vivo*. Esta enseñanza mostraba que el diseño modificado conservaba su alta eficiencia mientras proporcionaba resistencia mecánica suficiente para colocación percutánea. La modelización por ordenador 30 del diseño de dipolo alimentado en el centro producía resultados marginales y la posterior fabricación del dispositivo demostró ser difícil de reproducir. Por consiguiente, el dispositivo triaxial insertable se seleccionó como diseño de antena líder.

La modelización por ordenador reveló que tanto revestimientos térmicamente resistivos como roturas térmicas graves pueden reducir la cantidad de calor al que se le permite fluir desde la punta distal de la antena hasta secciones proximales de la antena. Sin embargo, una solución de refrigeración con agua eficaz era capaz de incrementar el rendimiento de potencia de un cable coaxial de 0,020" (0,05 cm) de  $\sim 8$  W a por encima de 150 W. La refrigeración con agua también eliminaba cualquier calentamiento del cuerpo cilíndrico que se extiende proximalmente desde la punta de la antena cuando se usa potencia de entrada de 150 W (figura 21). Sin embargo, la implementación requería el uso de un costoso cable coaxial de 0,020" (0,05 cm) para proporcionar suficientes caudales de agua ( $\sim 30$  ml/min). Además, el cable de 0,020" (0,05 cm) tiene de 2-3 veces más pérdida que el cable de 0,047" (0,01 cm) usando previamente, lo que disminuía el rendimiento de potencia en hasta 15 W y requería refrigeración de esa pérdida de potencia adicional. El diseño de antena final incorporaba una funda de PEEK alrededor de todo el conjunto para reducir la adhesión que puede producirse entre una antena metálica y el tejido circundante mientras también proporcionaba el amortiguador térmico mostrado para reducir el calentamiento térmicamente conductor.

Se realizó un estudio por vía percutánea usando la antena prototipo de calibre 17 refrigerada o un electrodo de RF refrigerado de calibre 17 de Valleylab/Covidien para crear ablaciones en un modelo de pulmón porcino normal, *in vivo*. Se realizaron ablaciones durante 10 min usando el estándar clínico de 200 W con control de impedancia para RF y 135 W para el grupo de microondas. Las ablaciones creadas en el grupo de microondas eran significativamente más grandes que en el grupo de RF con un diámetro medio de ablación (media  $\pm$  desviación estándar) de  $3,32 \pm 0,19$  cm y  $2,7 \pm 0,27$  cm, respectivamente ( $P < 0,0001$ , figura 9). La circularidad de la ablación también era significativamente mayor en el grupo de microondas que en el grupo de RF ( $0,90 \pm 0,06$  frente a  $0,82 \pm 0,09$ ,  $P < 0,05$ ). No se observaron complicaciones fundamentales durante todo el estudio. Se observaron neumotórax secundarios en un animal durante dos ablaciones, ambos del grupo de RF. Ambos permanecían estables sin intervención. A partir de este estudio, se concluyó que las microondas son más eficaces y típicamente más rápidas que la corriente de RF para calentar tejido pulmonar.

### 55 Ejemplo V.

Este ejemplo investigaba la refrigeración en un entorno de calentamiento simulado. Un serpentín calentador se hizo pasar a través de una aguja de acero inoxidable del calibre 17 casi idéntica al tercer conductor de la antena triaxial. Se colocaron cuatro termopares a lo largo del exterior de la aguja y todo el sistema se aisló térmicamente con

espuma de celdas cerradas. Esta configuración se consideró el peor de los casos, dado que el flujo sanguíneo en la elevada conductividad térmica de los tejidos biológicos tenderá a proporcionar cierta refrigeración de la antena. El serpentín se calentó con 0-50 W y las temperaturas se registraron con NC-CO<sub>2</sub> que funcionaba a caudales de 0-10 tpe l/min. Los resultados de la prueba mostraban que un flujo moderado de CO<sub>2</sub> era suficiente para refrigerar toda la potencia de entrada de 50 W, de modo que el tubo calentado permanecía a temperatura ambiente (figura 24).

Las temperaturas registradas sobre la superficie externa de la aguja sin refrigeración presente superaban los 100°C, pero la refrigeración con 10-20 tpe l/min de NC-CO<sub>2</sub> redujo la temperatura superficial a por debajo de 30°C (figura 24). Estas pruebas mostraban que cantidades moderadas de NC-CO<sub>2</sub> (~10 tpe l/min) pueden refrigerar eficazmente hasta 50 W desde el interior de una antena de ablación.

#### 10 Ejemplo VI.

Este experimento medía los efectos de la conducción térmica proximalmente desde la punta de la antena calentada. Una antena modificada - con el segmento radiante de cerámica sustituido por un tubo de cobre conductor térmicamente - se colocó en un calentador eléctrico con pasta térmica para garantizar un buen contacto térmico entre el calentador y la antena (figura 25). Se colocaron termopares a lo largo de la superficie externa de la antena en varios puntos para medir temperatura frente a caudal de NC-CO<sub>2</sub>.

Antes de la refrigeración, las temperaturas a lo largo del conductor externo superaban los 80°C a 1 cm proximal al calentador. Cuando se inició la refrigeración incluso a un modesto caudal de 13 tpe l/min, las temperaturas caían hasta la temperatura de entrada del NC-CO<sub>2</sub> gaseoso: ~0°C (figura 25). El incremento del caudal reducía las temperaturas aún más. El gas se prerrefrigeró ligeramente en un intercambiador de calor para poner a prueba la posibilidad de una función de "adherencia" en el cuerpo cilíndrico de la aguja, similar a la empleada por las sondas de crioablación. Esta prerrefrigeración condujo a la temperatura inferior a la requerida de 31°C para funcionamiento cerca del crítico y la implementación adicional estaba más allá del alcance de esta investigación.

También se realizaron pruebas de seguimiento usando la misma configuración y calentador para evaluar el límite inferior de potencia de refrigeración requerida. En este estudio, un flujo inicial de 10 tpe l/min demostró reducir las temperaturas a ~0°C. Ese flujo se eliminó a continuación y se inyectaron pulsos de CO<sub>2</sub> a 1 tpe l/min durante aproximadamente 10 s cuando la temperatura del cuerpo cilíndrico se elevó más de 30°C. A pesar de los rápidos incrementos de temperatura sin refrigeración, solamente se requerían pequeños pulsos de CO<sub>2</sub> para eliminar el incremento de temperatura y mantener al sistema a temperatura ambiente (figura 26). Estos resultados sugieren, por ejemplo, que pequeñas cantidades de CO<sub>2</sub> pueden ser capaces de ser usadas para mantener a la antena por debajo de estándares ISO 60601-1 durante el procedimiento. Un sistema de retroalimentación/monitorización de temperatura podía emplearse para minimizar el uso de CO<sub>2</sub> durante el procedimiento. El CO<sub>2</sub> cerca del punto crítico es una alternativa factible y eficaz al líquido de refrigeración dentro de antenas de ablación por microondas. La capacidad térmica incrementada de NC-CO<sub>2</sub> garantiza que solamente se requieren pequeños volúmenes de fluido para refrigerar la antena de ablación a niveles seguros. Se demostró que modestos caudales ~10 tpe l/min eran suficientes para refrigerar antenas que generan hasta 50 W.

#### Ejemplo VII.

Este ejemplo evaluaba la viabilidad de usar pequeñas inyecciones periódicas de material de contraste yodado durante el curso de la ablación con una nueva técnica de reconstrucción para mejorar la visualización de la zona de ablación mientras se reduce la dosis de material de contraste. La falta de una técnica de imaginología intraprocedimental ubicua y eficaz es una limitación crítica al campo de la ablación térmica de tumores. La imaginología por ultrasonido puede oscurecerse mediante burbujas formadas mientras se calienta, y la TC realizada por contraste está típicamente limitada a un barrido con una gran inyección de material de contraste.

Cerdos domésticos hembra se prepararon y anestesiaron. La ablación por RF se realizó durante 20 min usando tres electrodos conmutados refrigerados internamente. Durante la ablación, 15 ml de material de contraste yodado (300 mg/ml) se suministraron cada 2 min y un a TC abdominal se recogía en el momento de realce del hígado predeterminado después del cada inyección (90 s). Se crearon imágenes de TC usando tanto reconstrucción en línea convencional como reconstrucción fuera de línea con *Highly-constrained backProjection* (HYPR). Las imágenes convencionales y reconstruidas por HYPR se compararon para contraste de imaginología entre las relaciones de señal con respecto a ruido de la zona de ablación y el hígado de fondo.

El crecimiento de la zona de ablación pudo visualizarse con resolución temporal de 2 min. La zona de ablación se volvió rápidamente evidente en 2-6 min con una dosis de contraste acumulativa de 15-45 ml. La calidad de la imagen mejoraba con dosis de contraste acumulativa. La RSN en imágenes reconstruidas por HYPR era ~3-4 veces menor que las reconstrucciones estándar y el contraste de señal mejoraba por HYPR entre la zona de ablación y el hígado de fondo en hasta 6 veces (figuras 27 y 28).

**REIVINDICACIONES**

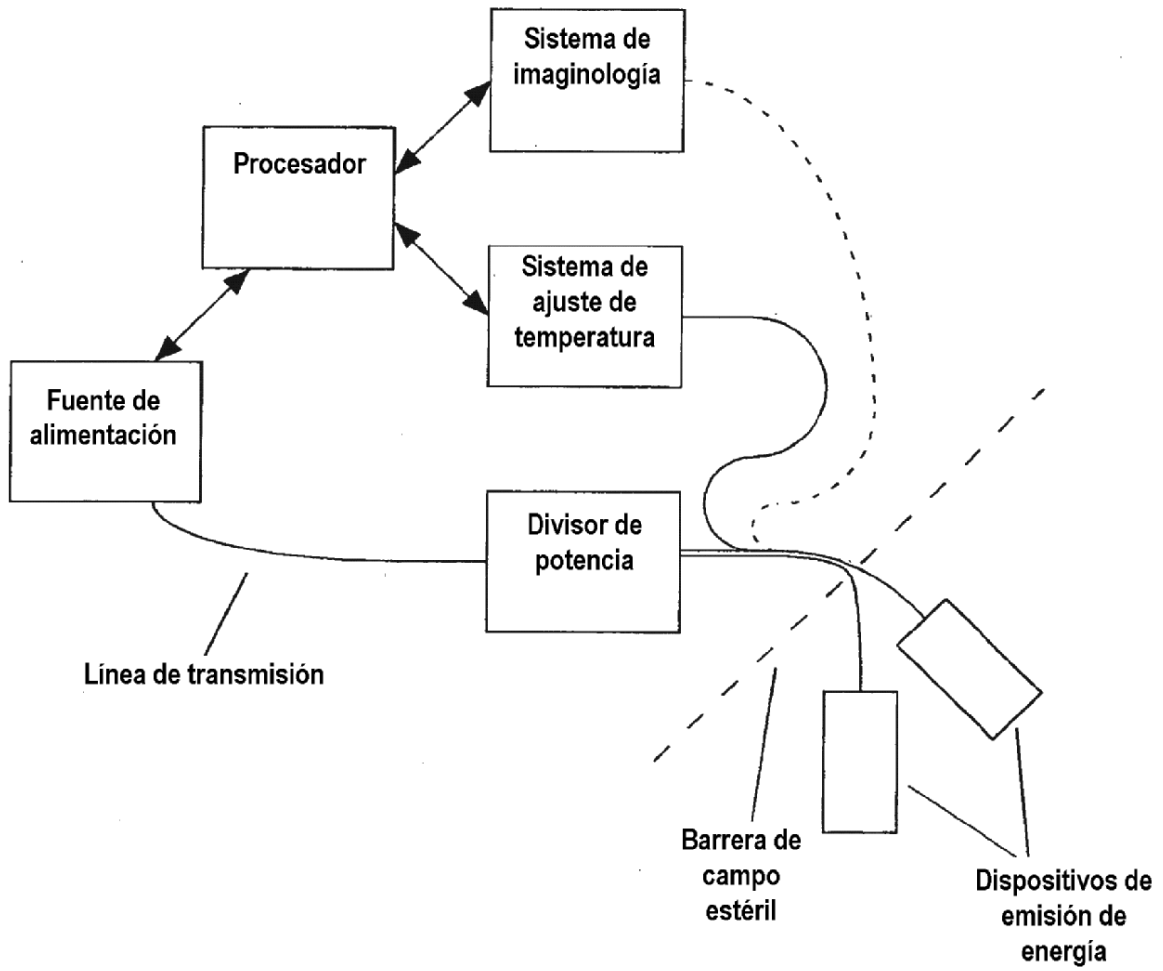
1. Un dispositivo (100) de ablación que comprende
  - una región proximal, una región central y una región distal, comprendiendo dicha región distal una antena (150) configurada para suministrar energía de ablación,
  - 5 - al menos una región (160) de adherencia que está situada en dicha región central y/o la región proximal y configurada para alcanzar y mantener una temperatura que causa la congelación del tejido para facilitar la adherencia del tejido a la región (160) de adherencia, para estabilizar el dispositivo (100) de ablación en una posición deseada con respecto a un tejido diana durante la ablación, y
  - 10 - una junta situada entre dicha región (160) de adherencia y dicha región distal, impidiendo de este modo la exposición de la región (160) de adherencia a la región distal.
2. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 1, en el que dicha antena (150) está configurada para suministrar energía de microondas o energía de radiofrecuencia para ablación.
3. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 1, en el que dicha junta está configurada de manera hermética al aire/gas.
- 15 4. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende una región (140) configurada para recibir refrigerante en circulación y para contactar con dicha región (160) de adherencia.
5. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 4, en el que dicha región central está configurada para recibir dicho refrigerante en circulación.
- 20 6. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 1 a 5, en el que dicha región proximal y/o región central tienen en su interior canales de refrigerante, y en el que dicha región distal no tiene canales de refrigerante.
7. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 1 a 6, que comprende una región (170) de obturación configurada para segregar una región del dispositivo de sus otras regiones y diseñada para impedir la refrigeración o el calentamiento de una parte del dispositivo (100) mientras se permite la refrigeración o el calentamiento de sus otras partes.
- 25 8. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 1 a 6, en el que dicha región distal y dicha región central están separadas por una región (170) de obturación diseñada para impedir la refrigeración de dicha región distal.
9. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 7 u 8, que comprende una región (140, 160) refrigerada situada proximal a dicha región (170) de obturación y una región no refrigerada distal a dicha región (170) de obturación.
- 30 10. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 9, en el que dicha región (140, 160) refrigerada tiene refrigerante en circulación.
11. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 10, en el que el tamaño de dicha región (170) de obturación es seleccionado para impedir que el efecto de refrigeración del refrigerante en circulación reduzca la temperatura de regiones no refrigeradas del dispositivo.
- 35 12. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 7 a 11, en el que dicha región (170) de obturación está diseñada para impedir la refrigeración de la parte del dispositivo configurada para suministrar energía de ablación.
13. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 7 a 12, en el que dicha región (170) de obturación está diseñada para estar en contacto con dicha región (140, 160) refrigerada.
- 40 14. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 7 a 13, que comprende además una parte (140) de cánula, en el que dicha región (170) de obturación está situada en una parte distal de dicha parte (140) de cánula o a lo largo de toda la parte (140) de cánula.
15. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 7 a 13, que comprende además una parte (140) de cánula, en el que dicha región (170) de obturación es enrollada alrededor de la parte externa de la parte (140) de cánula.
- 45 16. El dispositivo (100) de ablación de las reivindicaciones 7 a 15, en el que dicha región (170) de obturación es de material aislante, preferentemente de un polímero sintético tal como poliestireno, poliisocianurato, poliuretano, poliisocianurato, aerogel, fibra de vidrio, corcho.

17. Un dispositivo (100) de ablación que comprende

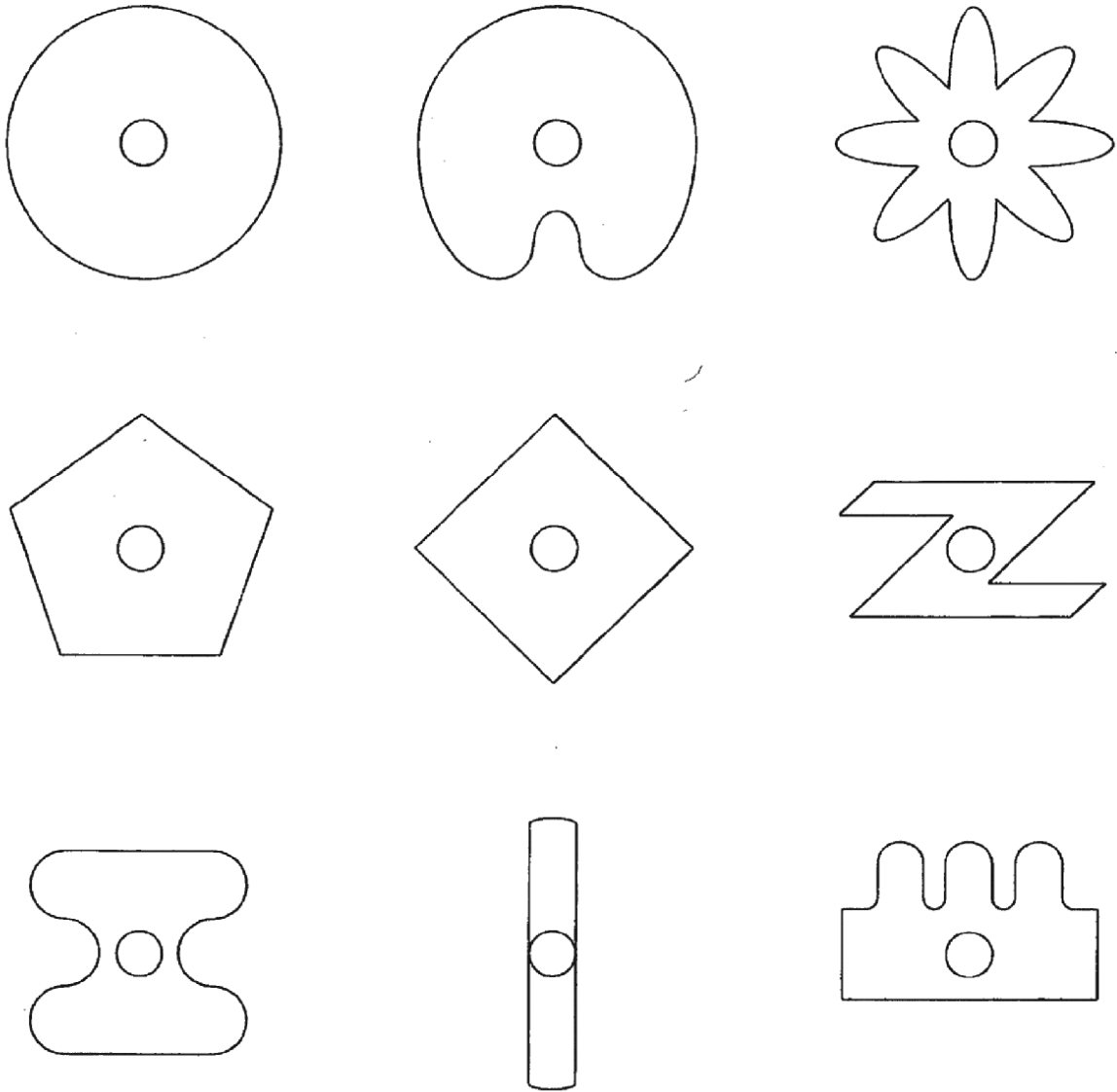
- una región (150) de antena configurada para suministrar energía de ablación y una cánula (140) con sonda refrigerada conectada con dicha región (150) de antena;
- 5 - una región (140, 160) refrigerada formada por dicha cánula (140) con sonda refrigerada y una región (160) de adherencia diseñada para alcanzar y mantener una temperatura que admite la adherencia de una región tisular sobre su superficie;
- una región (150, 170) no refrigerada formada por dicha región (150) de antena y una región (170) de obturación;
- 10 - en el que dicha región (160) de adherencia está dispuesta entre dicha región (150, 170) no refrigerada y dicha cánula (140) con sonda refrigerada; y
- en el que dicha región (170) de obturación dispuesta entre dicha región (150) de antena y dicha región (160) de adherencia está diseñada para impedir que una reducción de temperatura en dicha región (140, 160) refrigerada reduzca la temperatura en dicha región (150) de antena.

15 18. El dispositivo (100) de ablación de la reivindicación 17, configurado para producir una zona (105) de ablación que abarca dicha región (150, 170) no refrigerada y una parte de dicha región (140, 160) refrigerada.

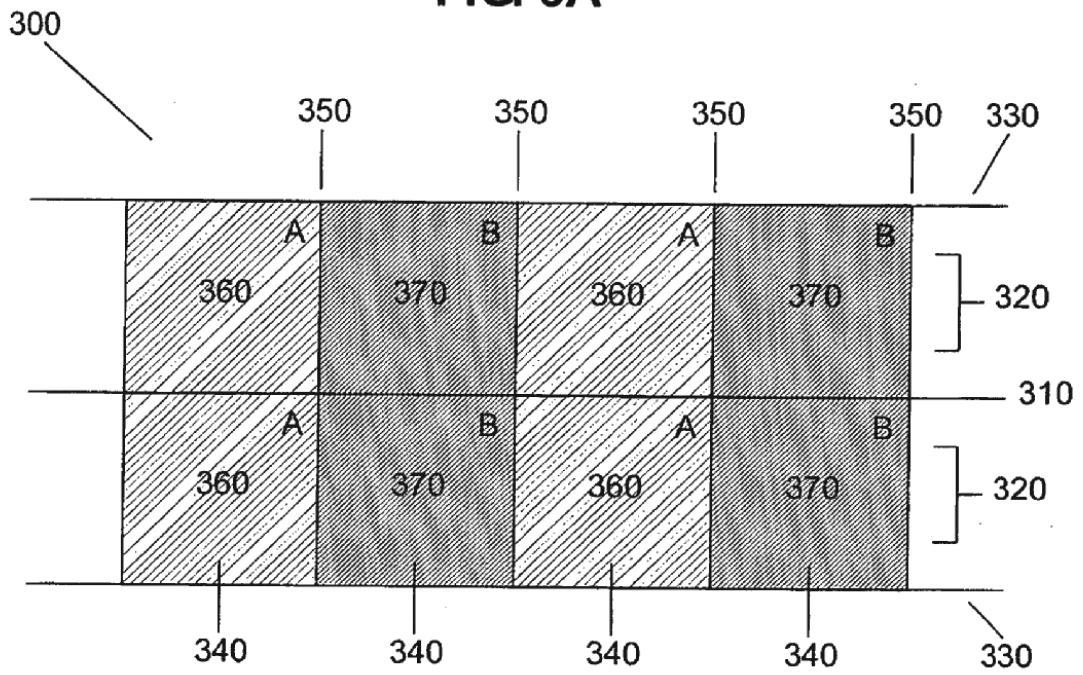
**FIG. 1**



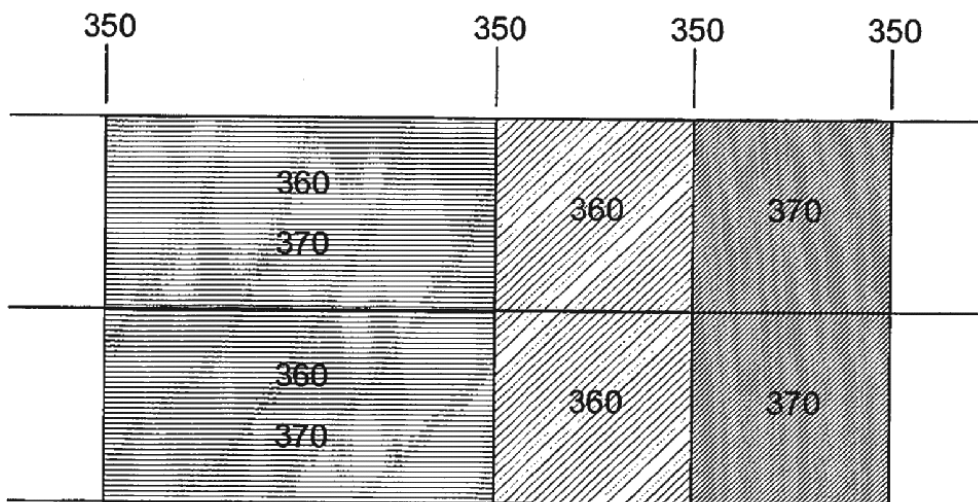
**FIG. 2**



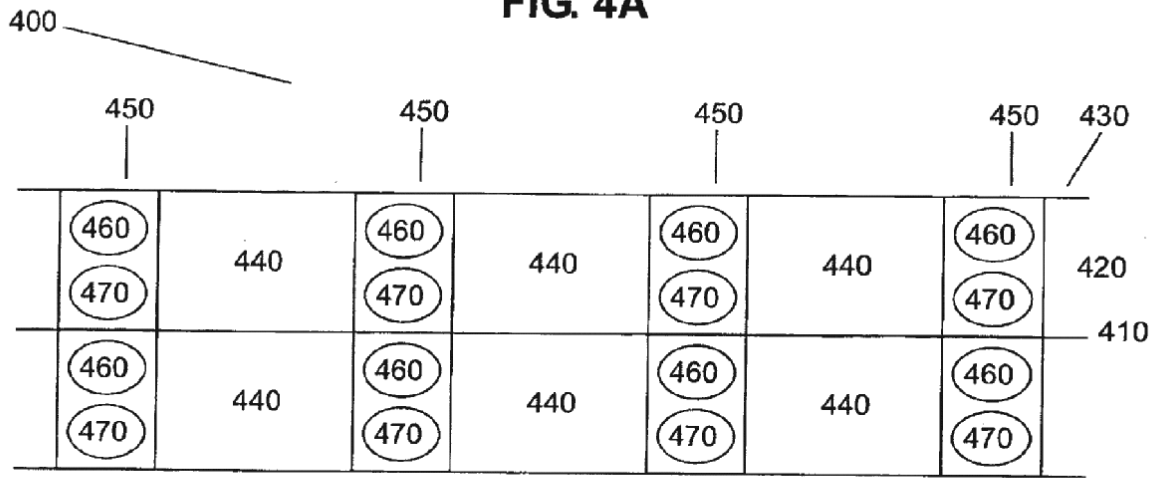
**FIG. 3A**



**FIG. 3B**



**FIG. 4A**



**FIG. 4B**

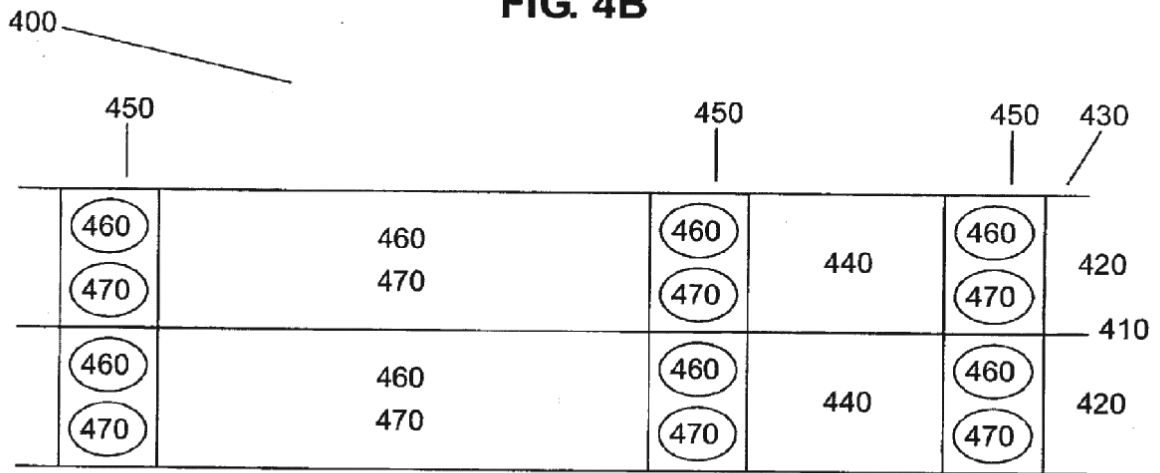
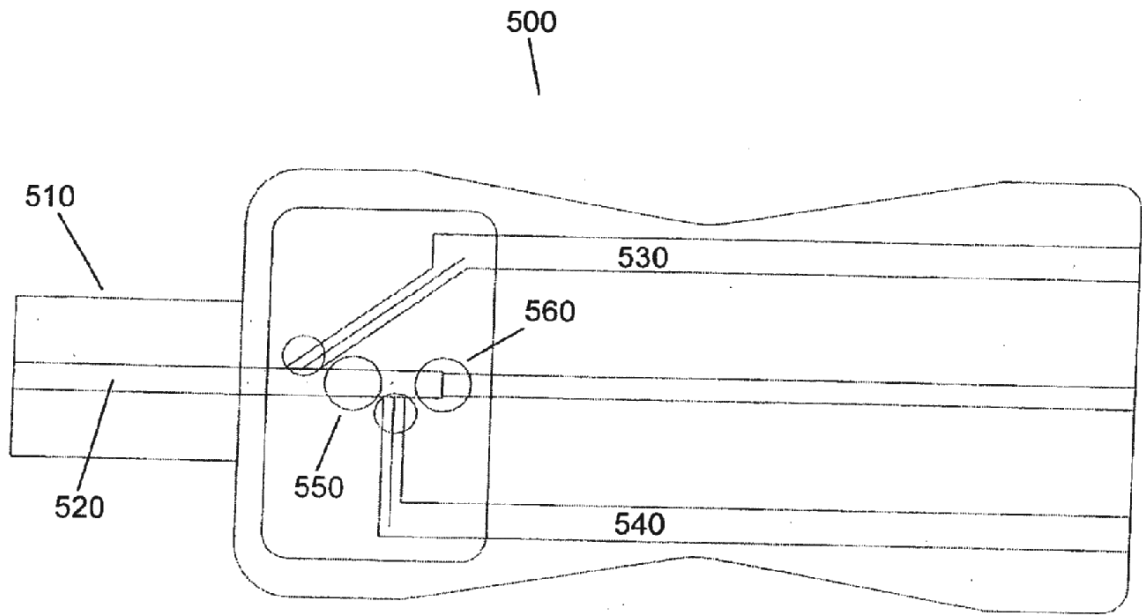
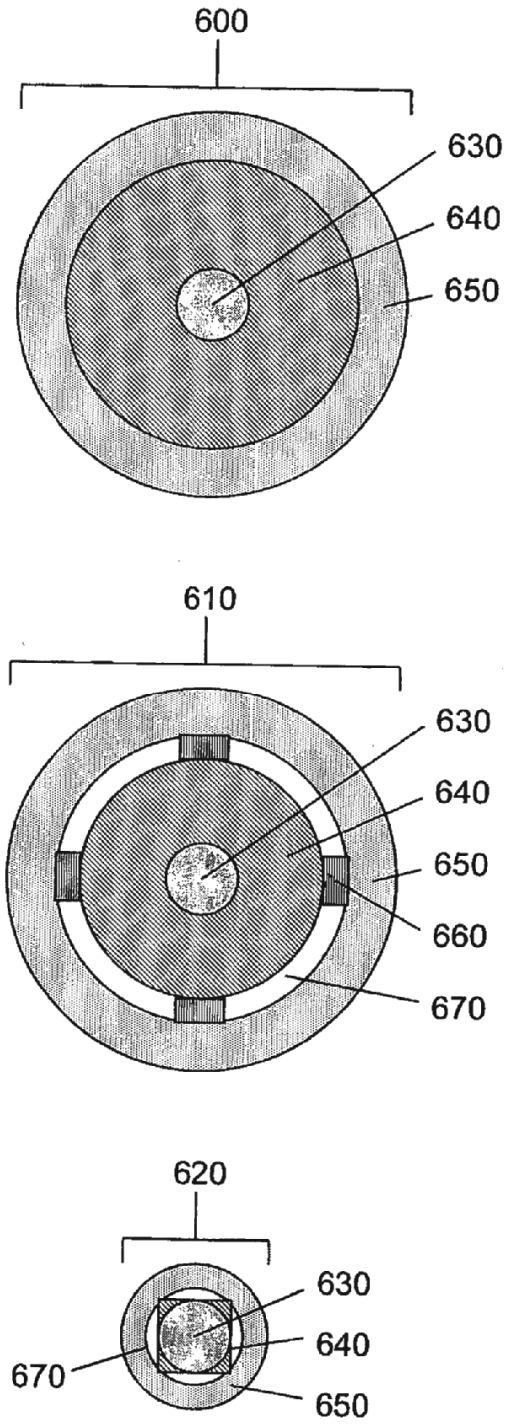


FIG. 5



**FIG. 6**



**FIG. 7**

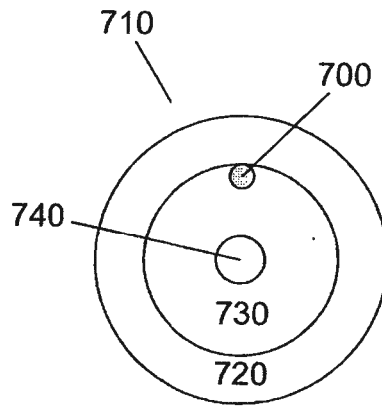


FIG. 8

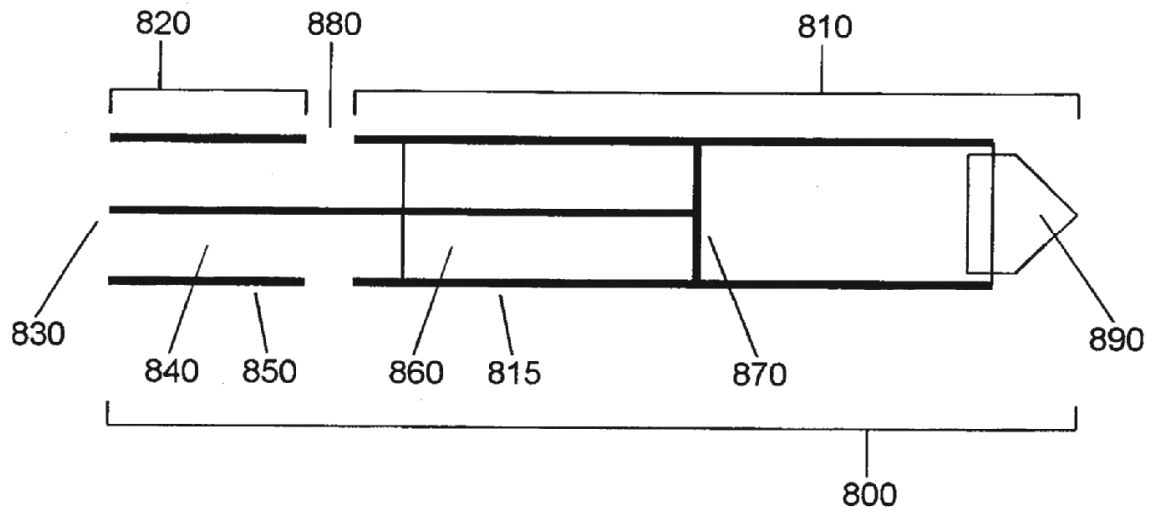


Fig. 9

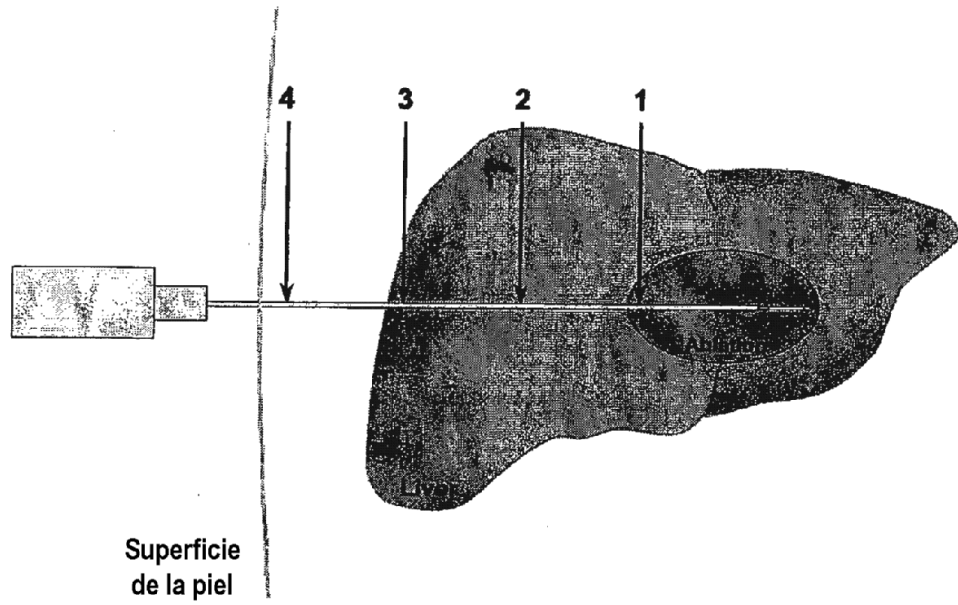


Fig. 10

**Potencia al 35 %, lóbulo lateral izquierdo, *in vivo***

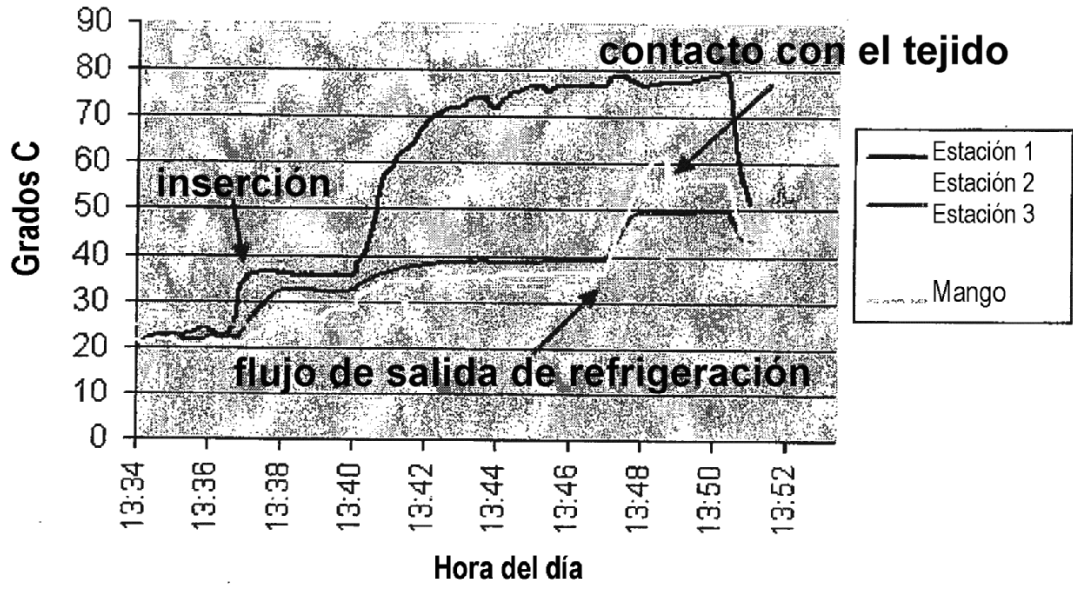
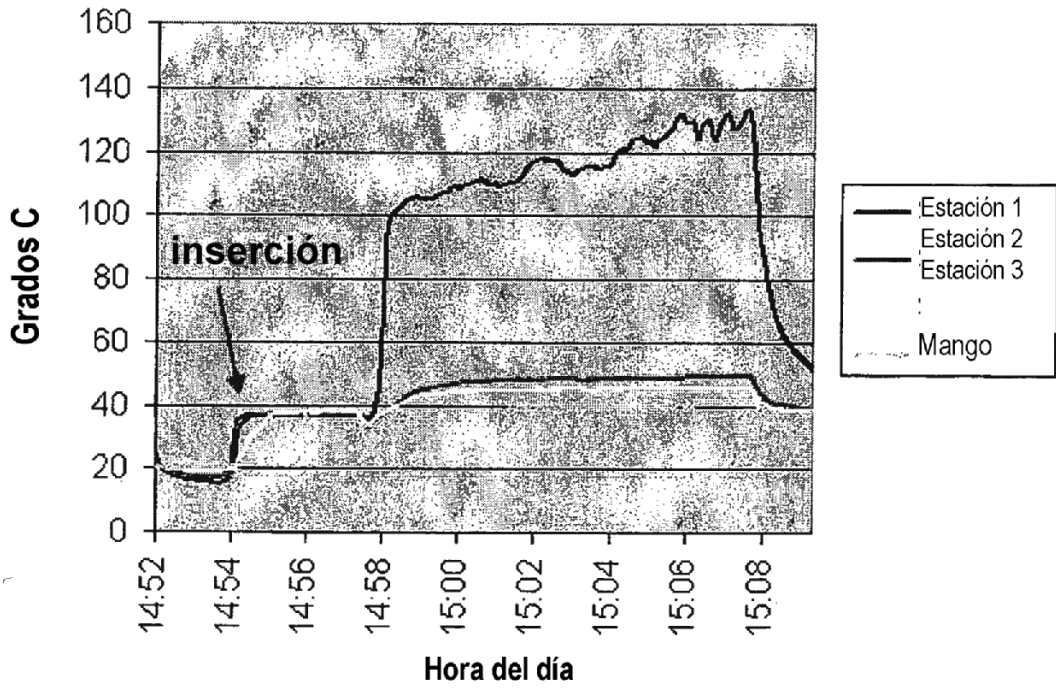


Fig. 11

Potencia al 45 %, lóbulo medio derecho, *in vivo*



**FIG. 12**

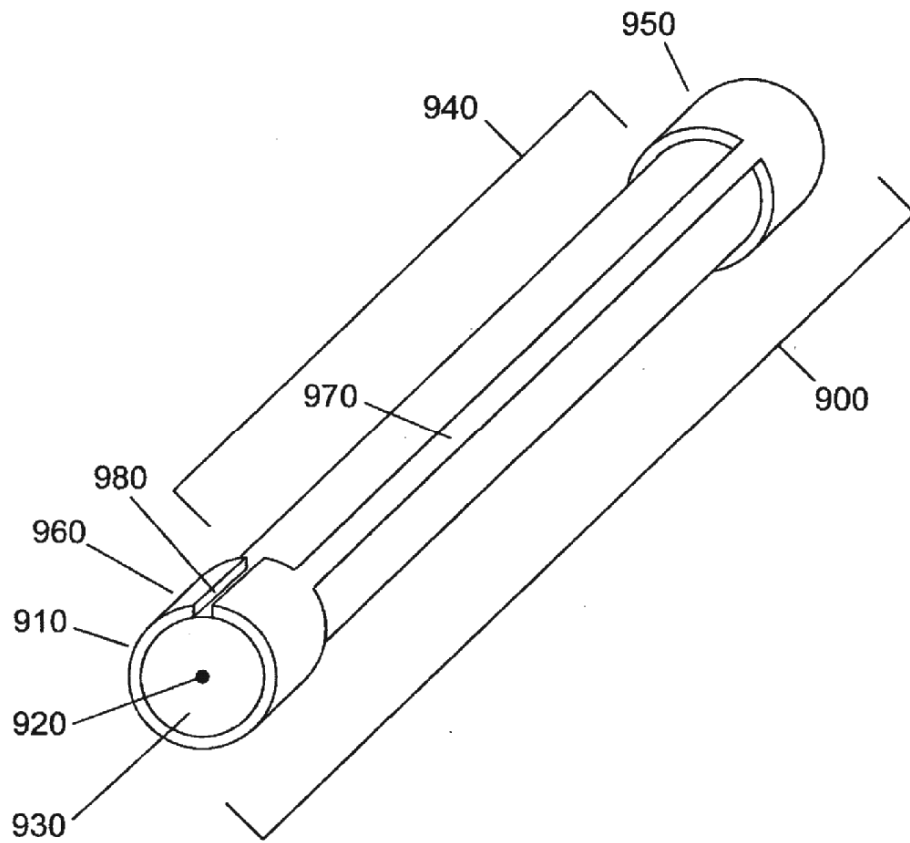


FIGURA 13

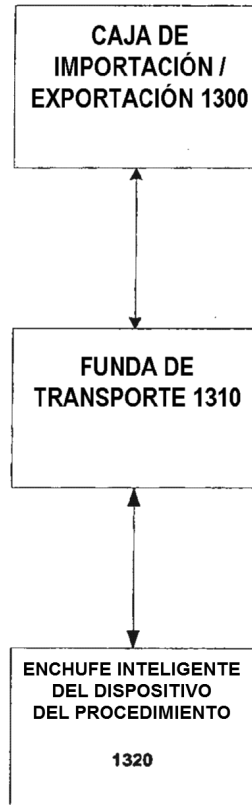


Figura 14.

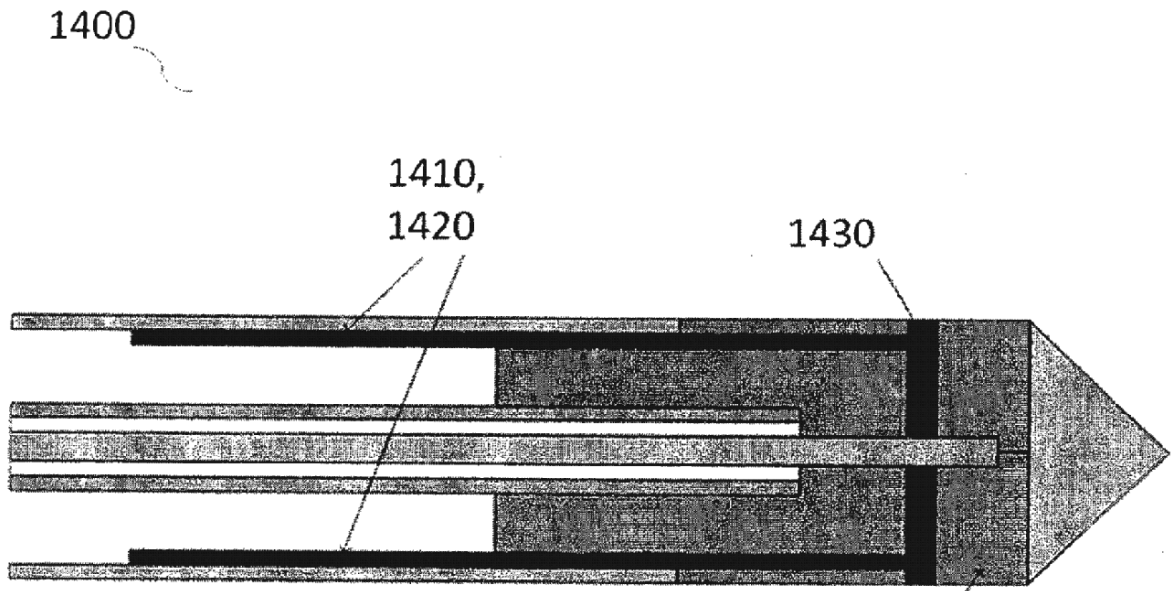


Figura 15.

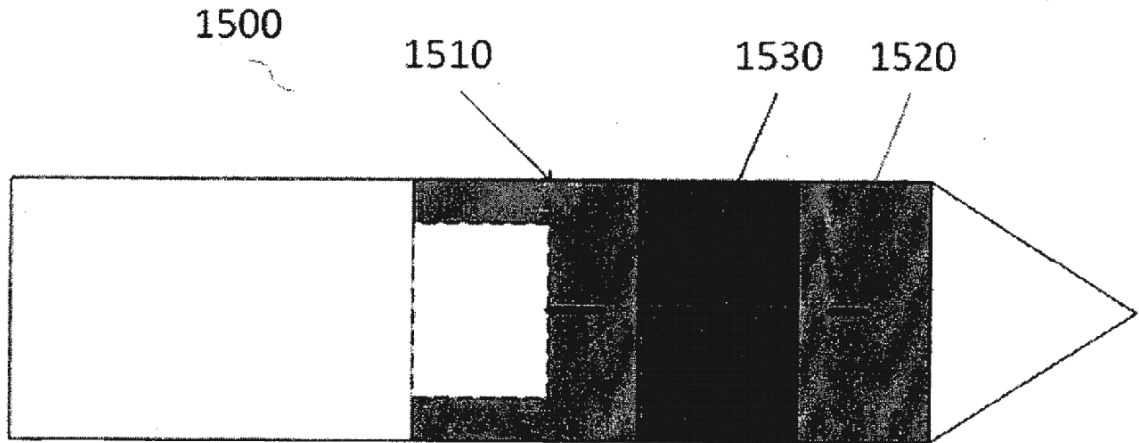


Figura 16.

1600

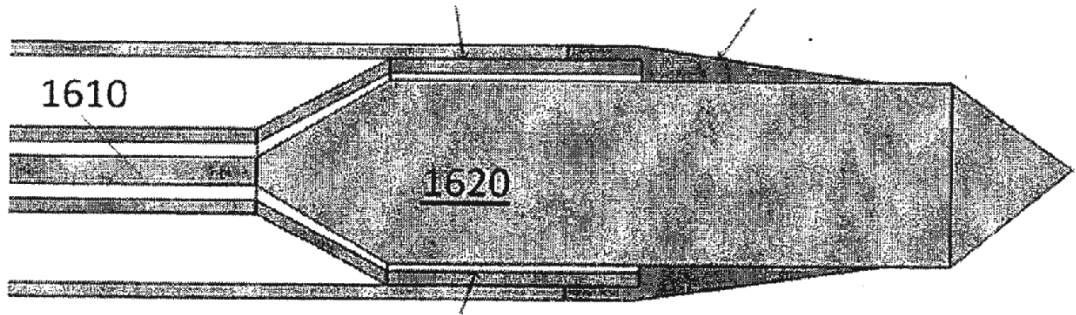
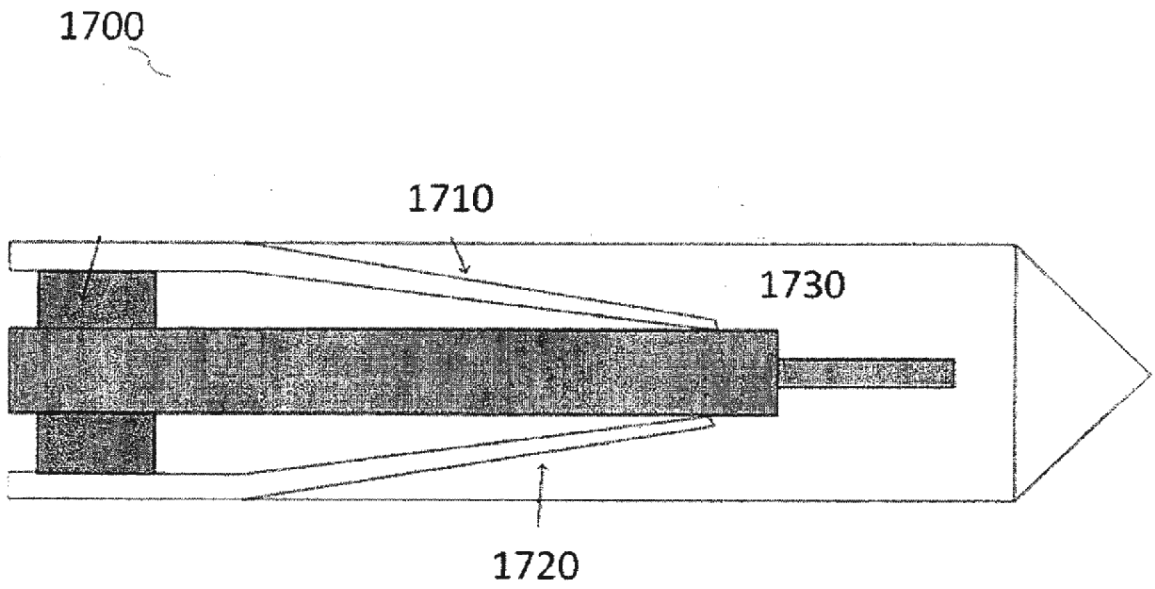
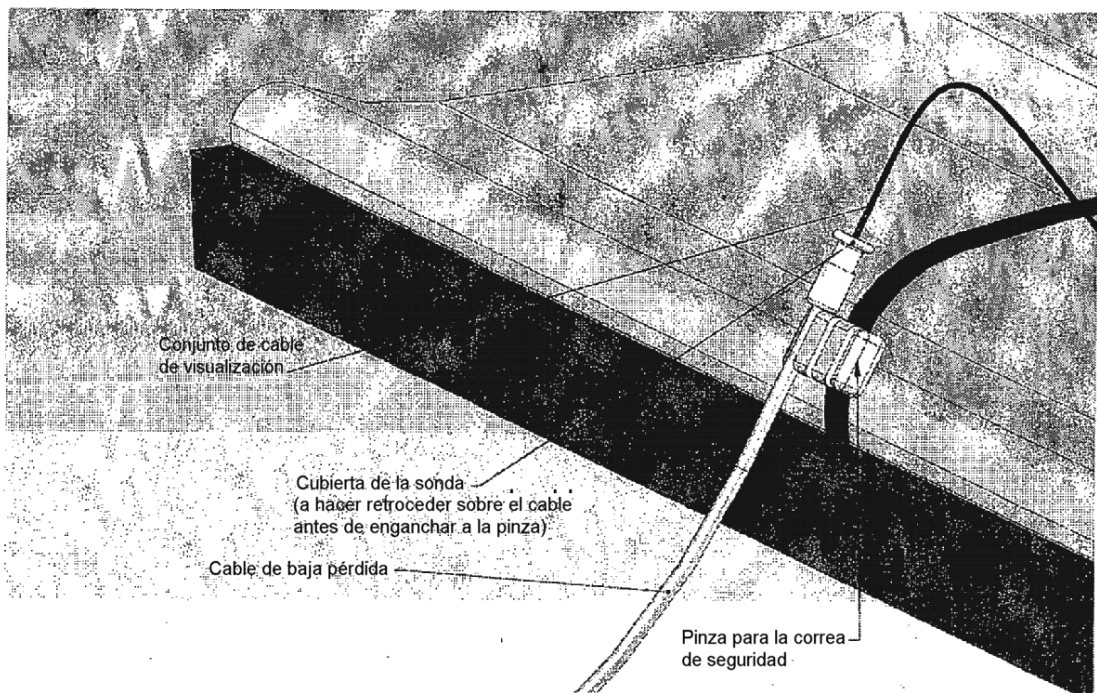


Figura 17.



**Figura 18.**



**Figura 19.**

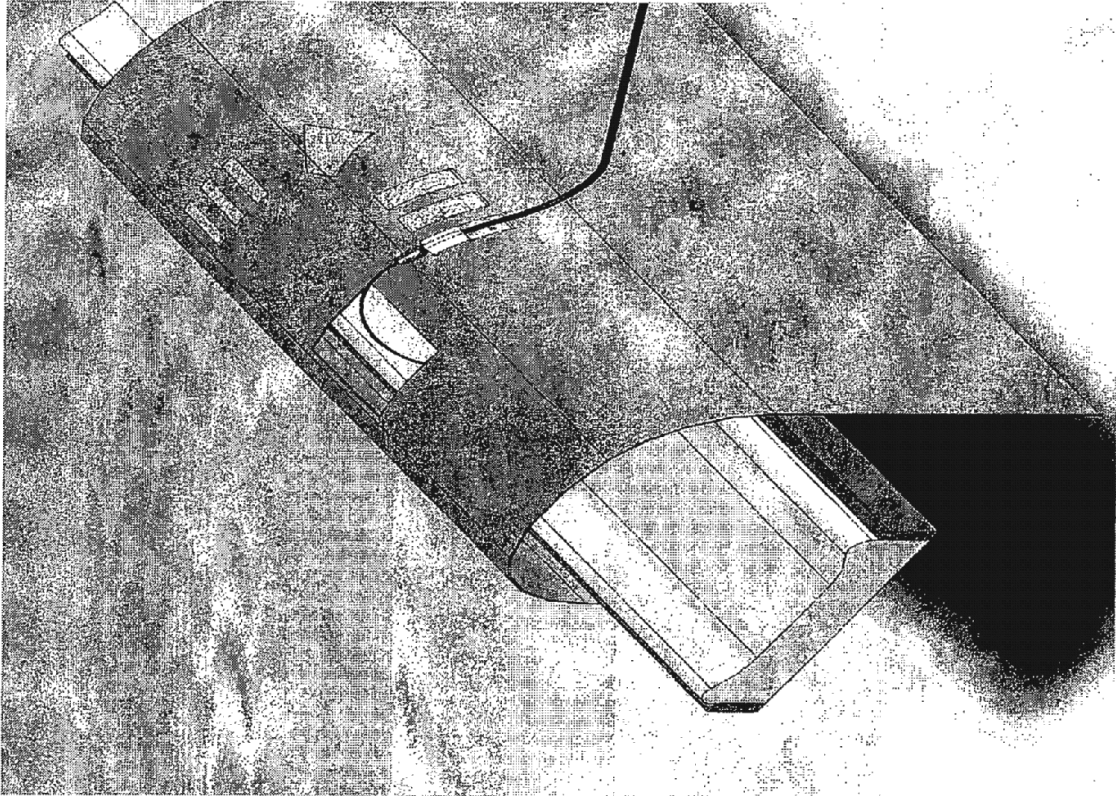


Figura 20.

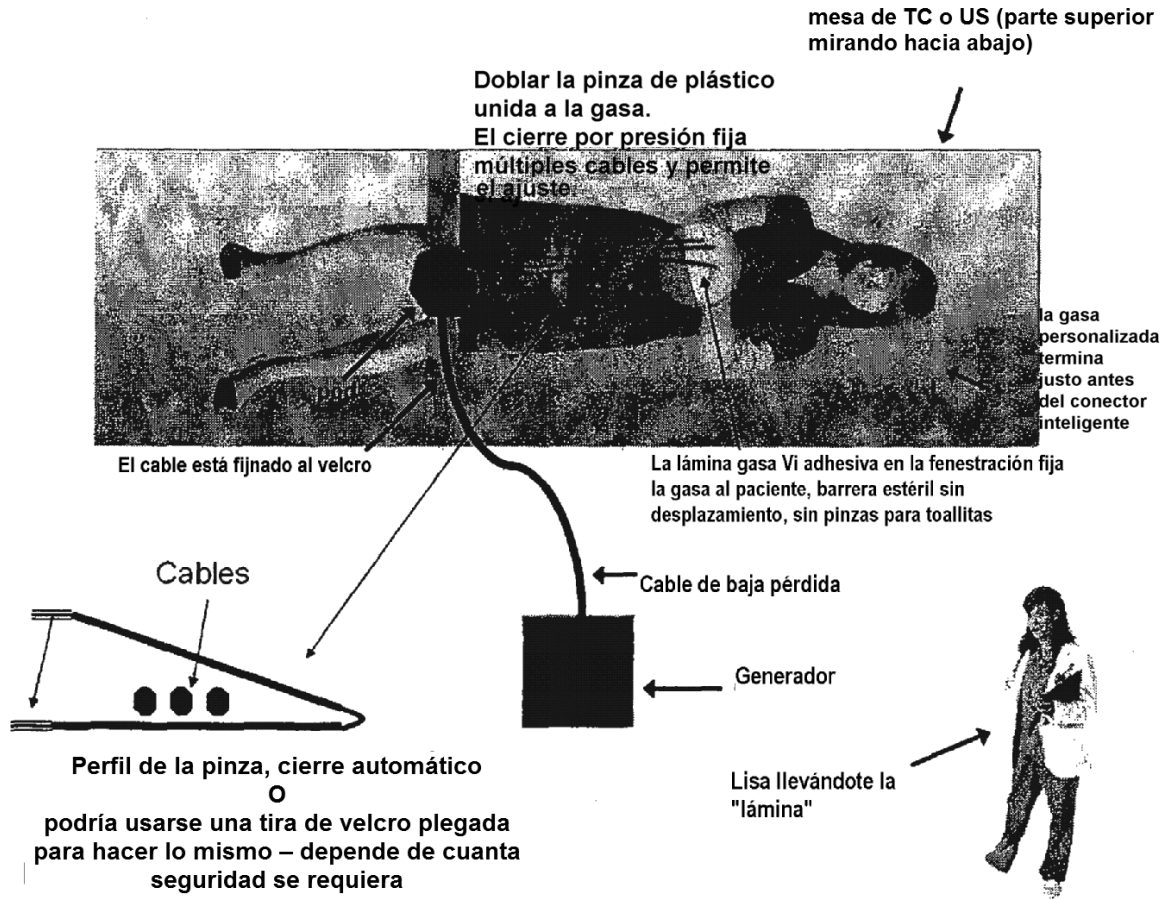


Figura 21.

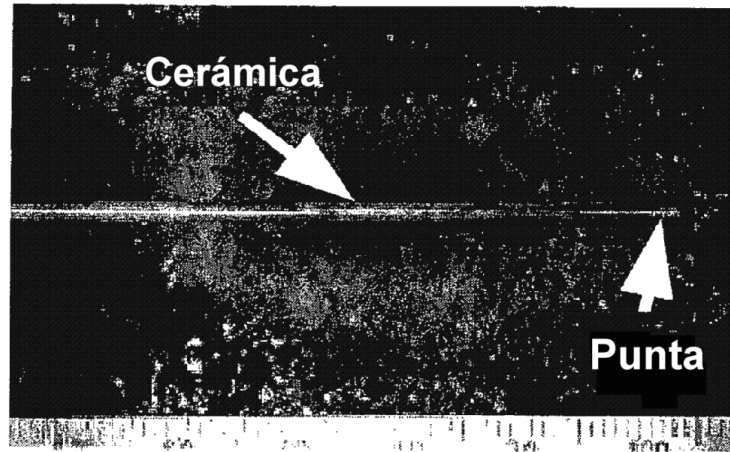
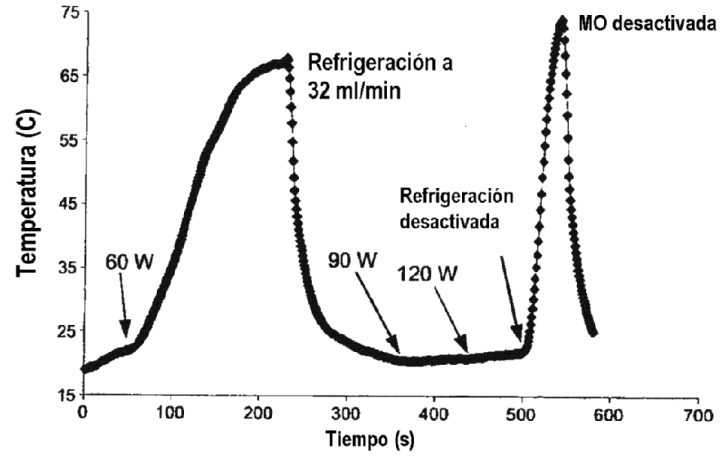
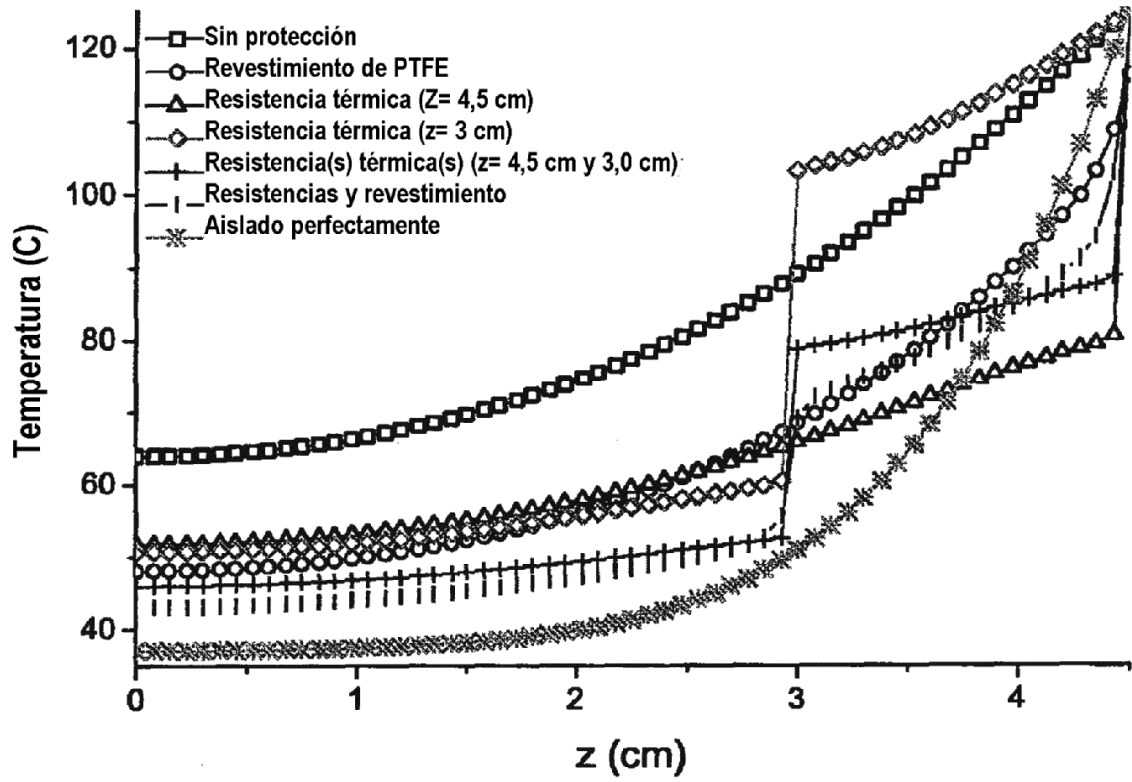


Figura 22.



**Figura 23.**

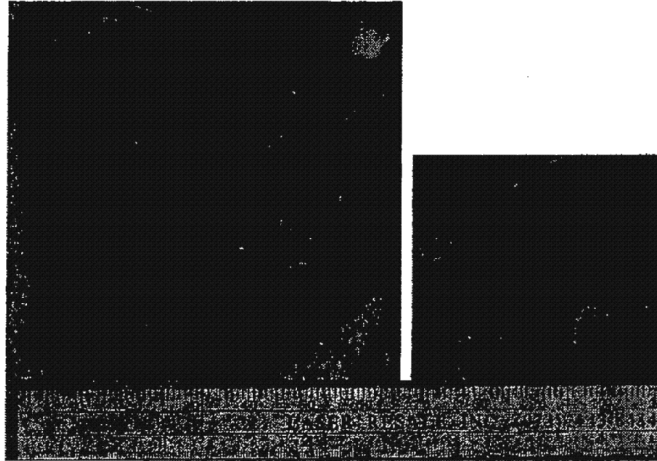


Figura 24.

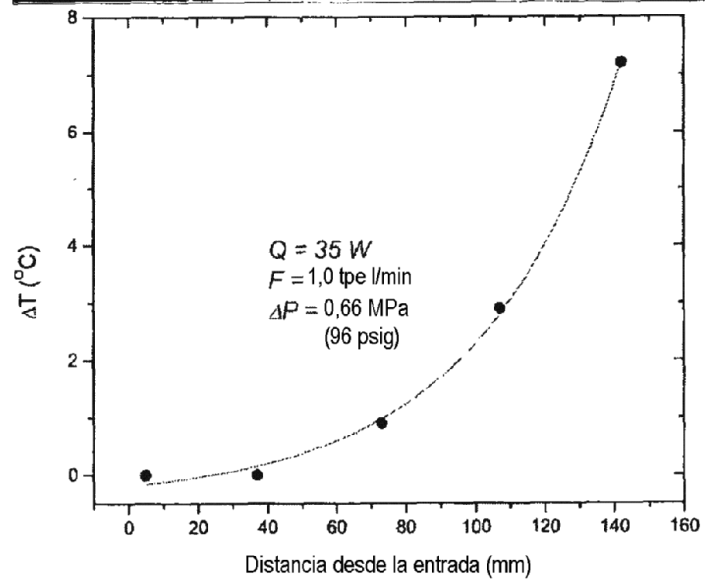
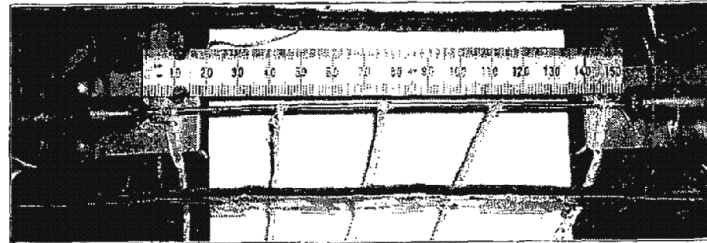


Figura 25.

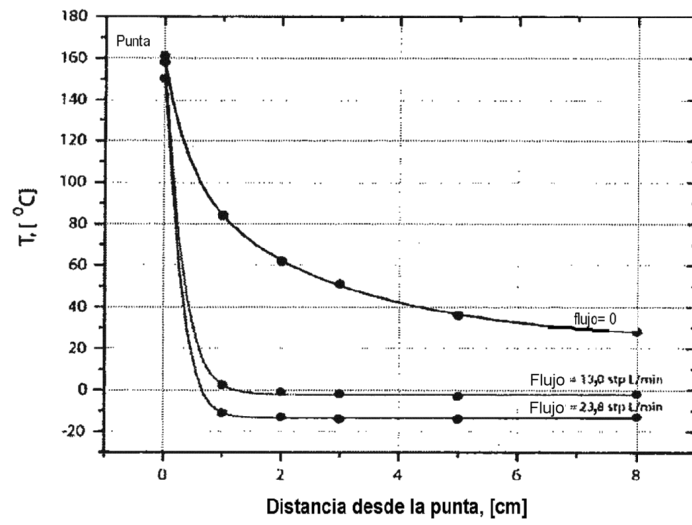
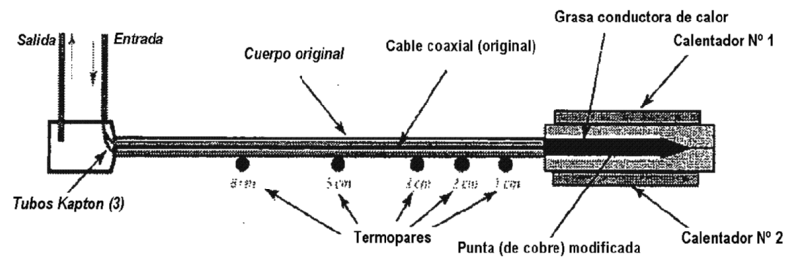


Figura 26.

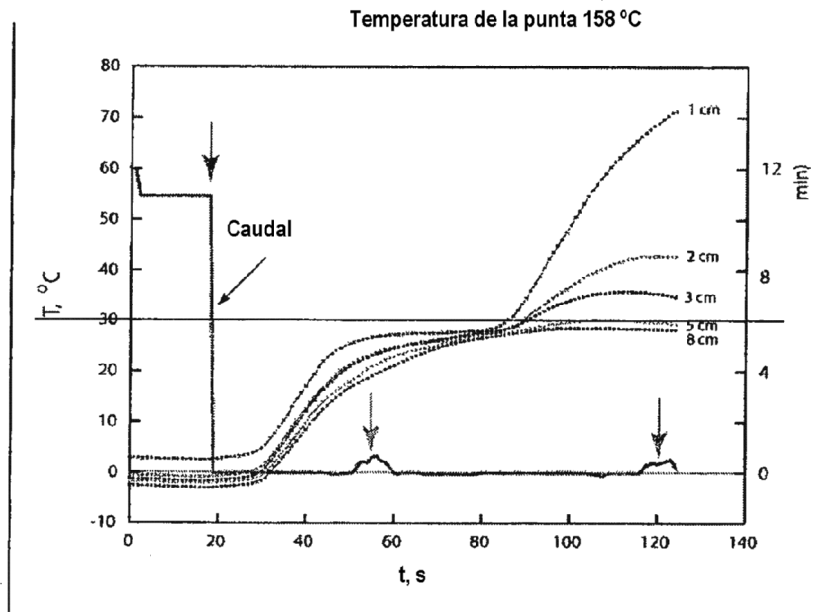


Figura 27.

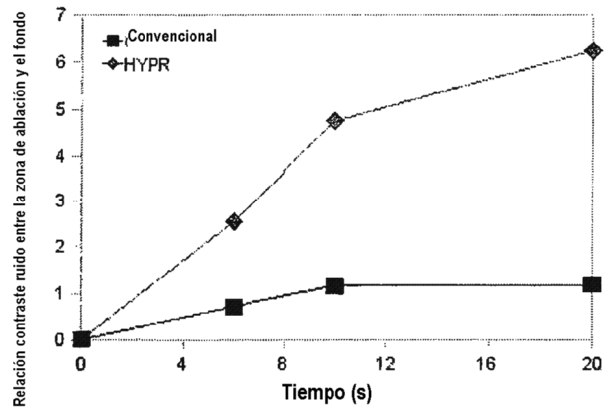
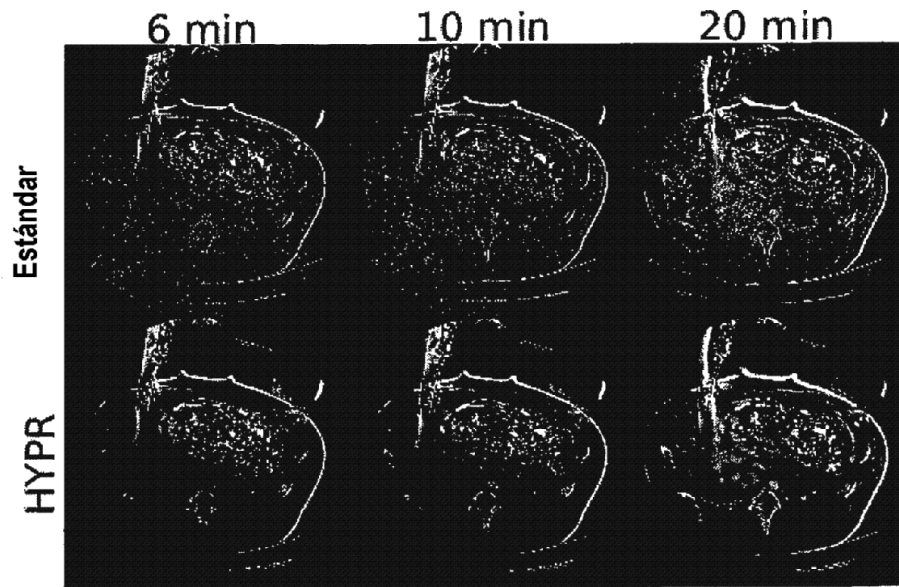
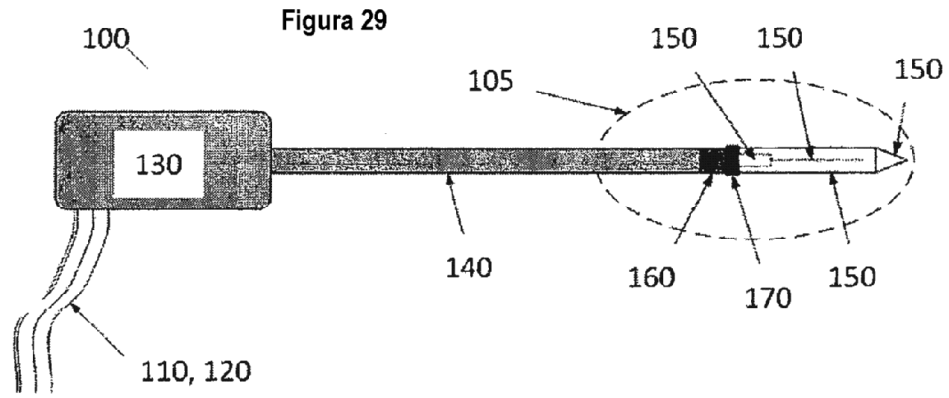
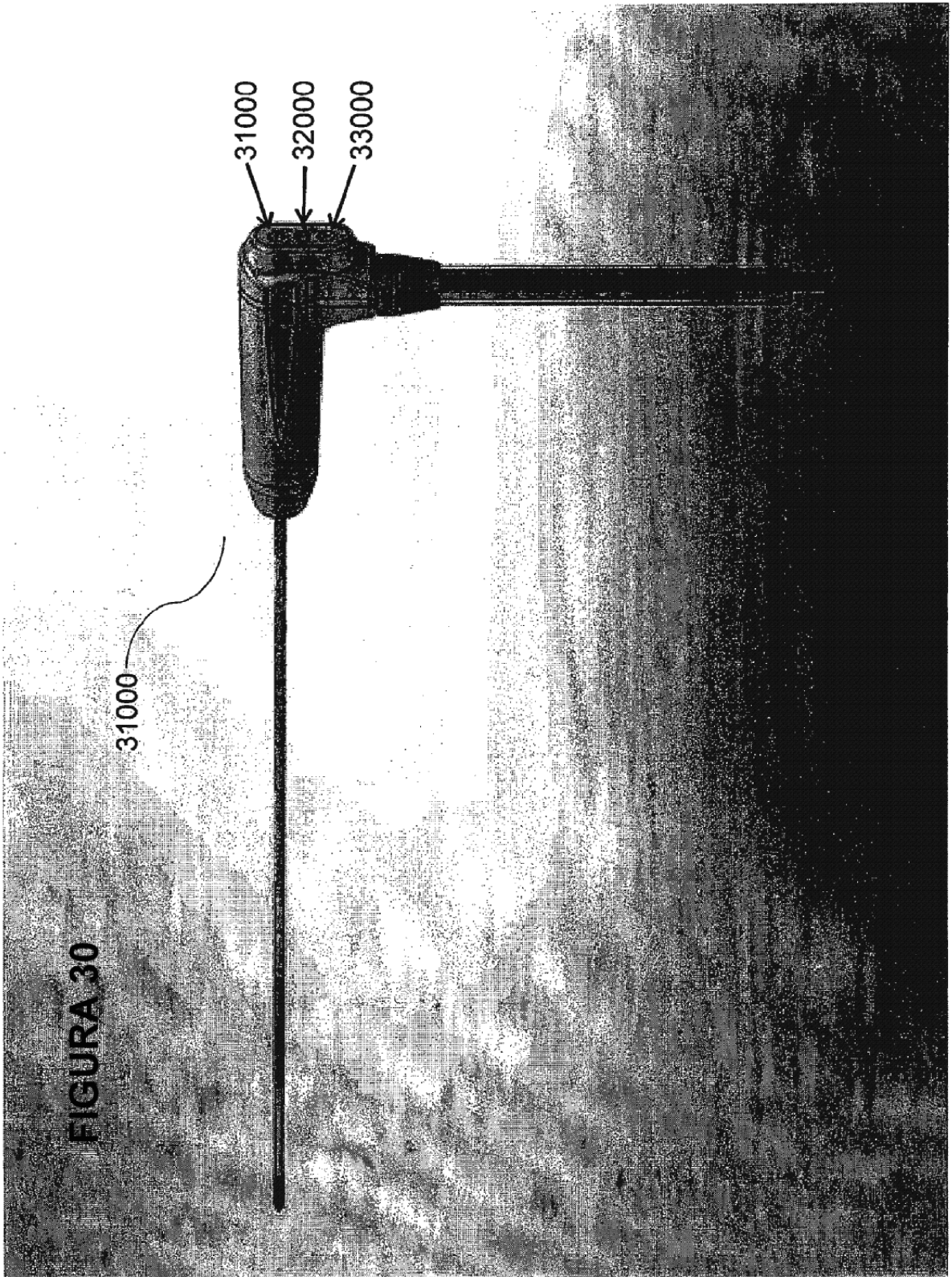


Figura 28.







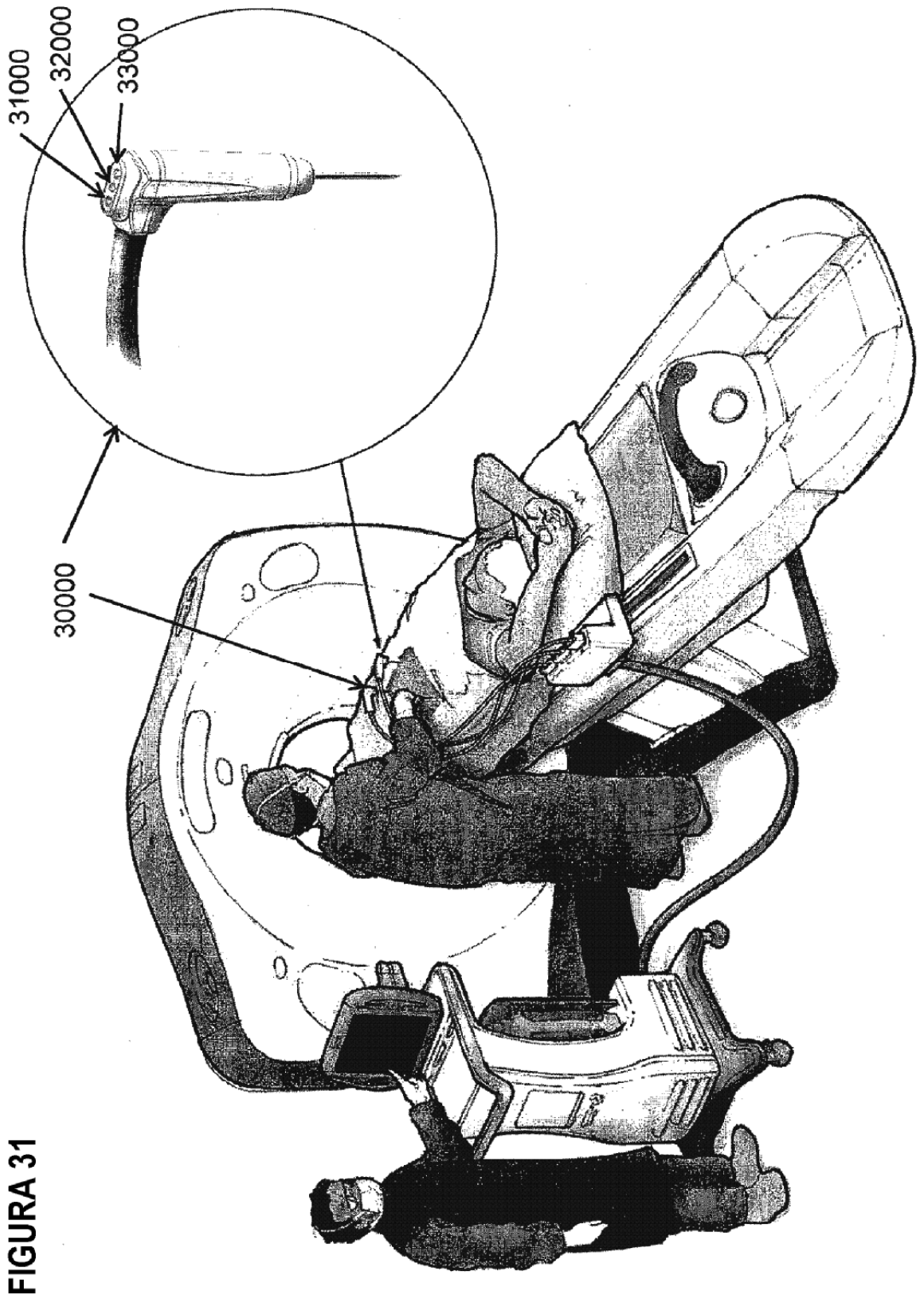


FIGURA 31

FIG. 32A

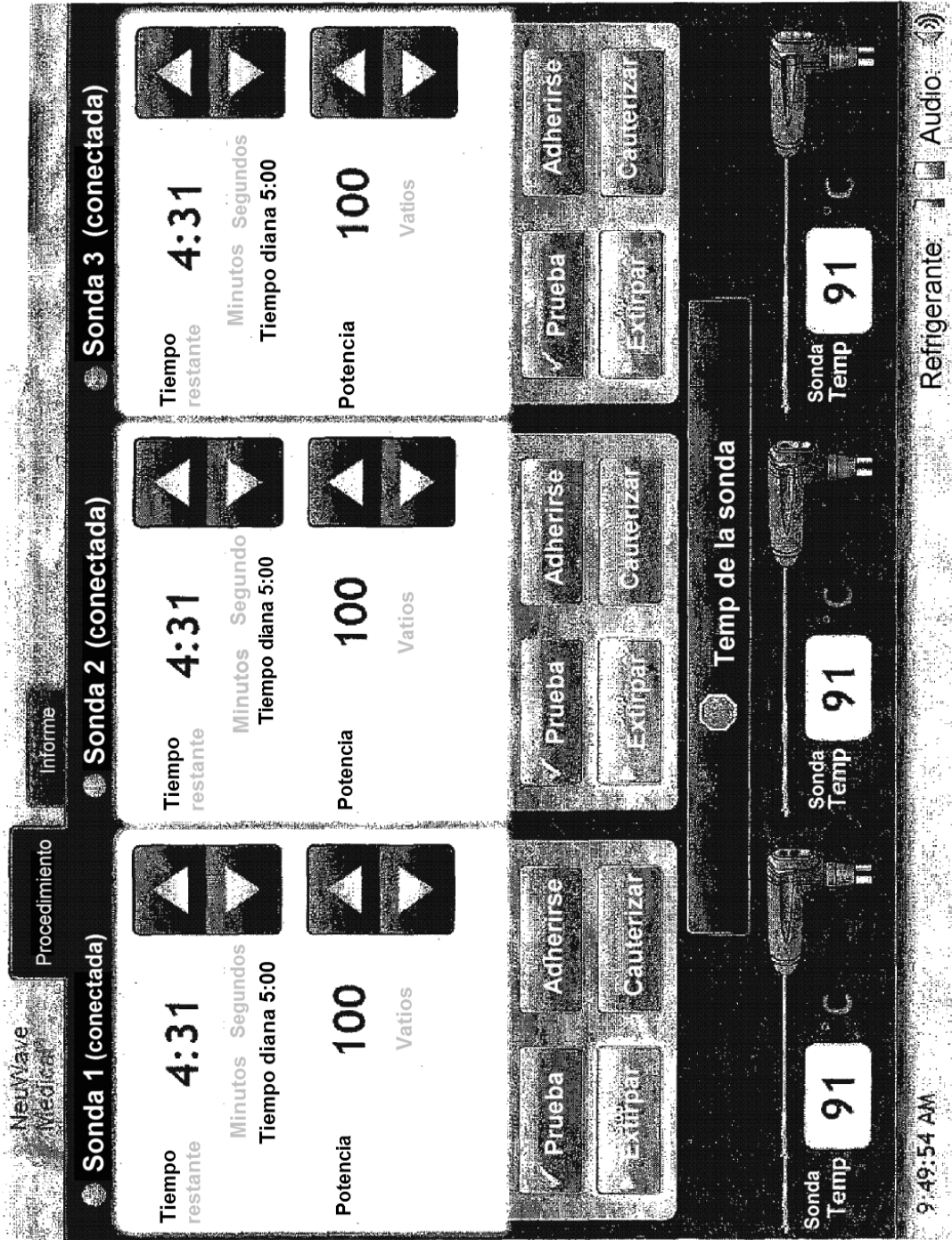


FIG. 32B

NeuWave Medical

Procedimiento

Herramientas

Informe

Suministro 1

	Sonda 1	Sonda 2	Sonda 3
Potencia	100	100	100
Tiempo transcurrido	5:00	5:00	5:00
Tiempo diana	5:00	5:00	5:00

Mensaje

Mensaje	Fecha y hora
La sonda en el canal 1 ha pasado de inactiva a prueba.	3/5/2009 9:48:15 AM
La sonda en el canal 2 ha pasado de inactiva a prueba.	3/5/2009 9:48:15 AM
La sonda en el canal 3 ha pasado de inactiva a prueba.	3/5/2009 9:48:15 AM
La sonda en el canal 1 ha pasado de prueba a inactiva.	3/5/2009 9:48:22 AM
La sonda en el canal 2 ha pasado de prueba a inactiva.	3/5/2009 9:48:22 AM

Cerrar procedimiento

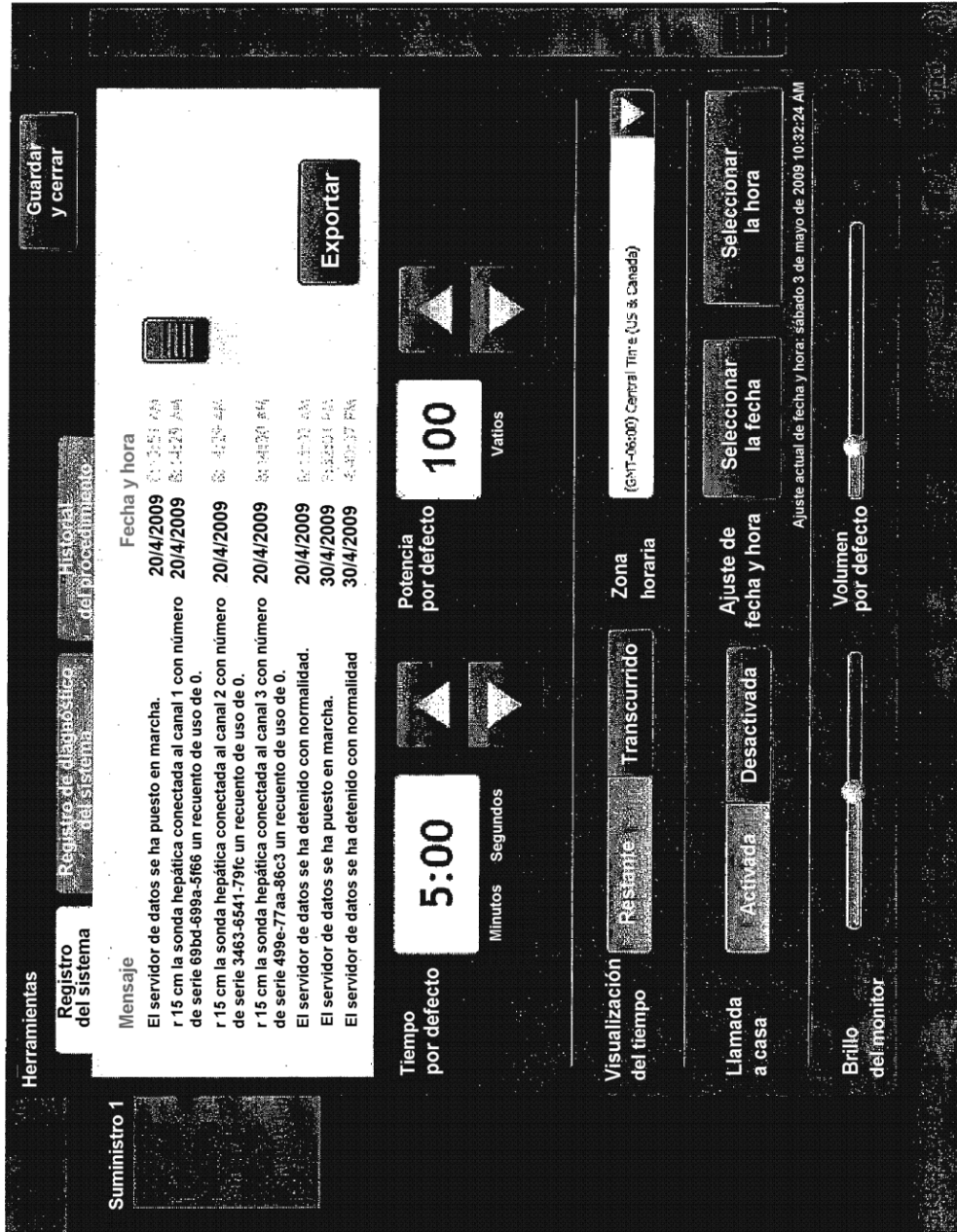
Exportar

Refrigerante

Audio

10:31:31 AM

FIG. 32C



Longitudes de reglaje de la sonda de ablación

FIG. 33

