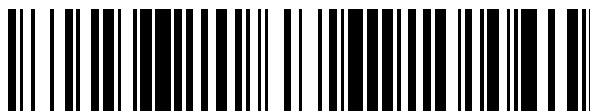


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 864 688**

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 19159763 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.10.2020** **EP 3549544**

54 Título: **Sistema de ablación**

30 Prioridad:

28.07.2009 US 22917809 P

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

14.10.2021

73 Titular/es:

**NEUWAVE MEDICAL, INC. (100.0%)
3591 Anderson Street Suite 100
Madison, WI 53704, US**

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 864 688 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

Sistema de ablación

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un dispositivo para administrar energía a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, que incluyen procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, extracción de tejidos, etc.). En ciertas realizaciones, se proporcionan dispositivos para tratar una región de tejido (por ejemplo, un tumor) mediante la aplicación de energía.

ANTECEDENTES

La ablación es una estrategia terapéutica importante para el tratamiento de ciertos tejidos, como tumores benignos y malignos, arritmias cardíacas, disritmias cardíacas y taquicardia. La mayoría de los sistemas de ablación aprobados utilizan energía de radiofrecuencia (RF) como fuente de energía de ablación. Por consiguiente, actualmente los médicos disponen de una variedad de catéteres basados en RF y fuentes de alimentación. Sin embargo, la energía de RF tiene varias limitaciones, incluyendo la rápida disipación de energía en los tejidos superficiales lo que provoca "quemaduras" superficiales y la imposibilidad de acceder a tumores o tejidos arrítmicos más profundos. Otra limitación de los sistemas de ablación por RF es la tendencia a la formación de escaras y coágulos en los electrodos emisores de energía lo que limita el depósito adicional de energía eléctrica.

La energía de microondas es una fuente de energía eficaz para calentar tejidos biológicos y se usa en aplicaciones tales como, por ejemplo, el tratamiento del cáncer y el precalentamiento de la sangre antes de las infusiones. Por consiguiente, en vista de los inconvenientes de las técnicas de ablación tradicionales, ha habido recientemente un gran interés en usar energía de microondas como fuente de energía de ablación. La ventaja de la energía de microondas sobre la RF es la penetración más profunda en el tejido, la insensibilidad a la carbonización, la falta de necesidad de conexión a tierra, el depósito de energía más fiable, el calentamiento del tejido más rápido y la capacidad de producir lesiones térmicas mucho más grandes que la RF, lo que simplifica enormemente los procedimientos de ablación actuales. Por consiguiente, hay una serie de dispositivos en desarrollo que utilizan energía electromagnética en el rango de frecuencia de microondas como fuente de energía de ablación (ver, 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).

Desafortunadamente, los dispositivos actuales configurados para suministrar energía de microondas tienen inconvenientes. Por ejemplo, los dispositivos actuales producen lesiones relativamente pequeñas debido a los límites prácticos en la potencia y el tiempo de tratamiento. Los dispositivos actuales tienen limitaciones de potencia porque la capacidad de carga de las líneas de alimentación es pequeña. Sin embargo, las líneas de alimentación de mayor diámetro no son deseables porque se insertan con menos facilidad por vía percutánea y pueden aumentar las tasas de complicaciones del procedimiento. Los dispositivos de microondas también se limitan a antenas individuales para la mayoría de los propósitos, lo que limita la capacidad de tratar simultáneamente múltiples áreas o de colocar varias antenas muy cerca para crear grandes zonas de calentamiento de tejidos. Además, el calentamiento de la línea de alimentación a altas potencias puede provocar quemaduras alrededor del área de inserción del dispositivo.

Se necesitan sistemas y dispositivos mejorados para suministrar energía a una región de tejido. Además, se necesitan sistemas y dispositivos mejorados capaces de suministrar energía de microondas sin la correspondiente pérdida de energía de microondas. Además, se necesitan sistemas y dispositivos capaces de suministrar energía de microondas por vía percutánea al tejido de un sujeto sin quemar tejido no deseado. Además, se necesitan sistemas para el suministro de cantidades deseadas de energía de microondas sin requerir componentes invasivos físicamente grandes.

La US 2004/116921A1 describe un catéter para la ablación de tejido interior usando radiofrecuencia (rf) o energía ultrasónica que incluye un mecanismo para enfriar la punta distal del catéter. El catéter también incluye o un electrodo de rf o un transductor ultrasónico colocado en la punta para dirigir la energía hacia el tejido interior para la ablación del tejido. Con la punta distal del catéter colocada adyacente al tejido objetivo, se introduce un refrigerante en el catéter y se permite que se expanda cerca de la punta distal del catéter. Durante la expansión, el refrigerante fluido pasa de un estado líquido a un estado gaseoso. El calor latente absorbido durante la transición de fase enfría la punta del catéter a una temperatura suficiente para evitar la carbonización del tejido y la formación de coágulos durante la ablación. En otra implementación, la punta del catéter se enfría a una temperatura suficiente para congelar el tejido y crear una bola de hielo en la punta del catéter que estabiliza la punta con respecto al tejido objetivo.

La US 2004/158237A1 describe un sistema de ablación de energía múltiple integrado que permite realizar

una variedad de procedimientos de ablación sin el intercambio de catéteres. Se proporciona una consola que está conectada a uno o más dispositivos de tratamiento de energía, como catéteres o sondas, a través de un sistema umbilical de suministro de energía. Un procesador en la consola permite al usuario controlar selectivamente qué tipo de energía se libera en el sistema umbilical y se suministra a los dispositivos de tratamiento de energía. Pueden suministrarse fluido criogénico, energía de RF, microondas o corriente continua, así como energía láser para cubrir una amplia variedad de técnicas de ablación. La estación de ablación integrada está diseñada para ser compatible con catéteres comerciales y permite que se realicen procedimientos de ablación y de mapeo secuenciales o simultáneos cuando se desea una capacidad de lesión más profunda y más ancha y/o un espectro de temperatura de ablación más amplio.

La WO 2008/142686A2 describe un dispositivo para la ablación de tejidos por lo menos mediante energía de alta frecuencia que comprende por lo menos un grupo de sondas. Cada grupo incluye un par de sondas de alta frecuencia que tienen un único polo y están adaptadas para la disposición individual del polo adyacente al tejido a una distancia deseada del polo de la otra sonda, los polos constituyen un dipolo adaptado para aplicar la energía a un primer volumen del tejido. El dispositivo comprende además por lo menos una sonda criogénica que tiene una punta criogénica y está adaptada para la disposición de la punta criogénica entre los polos, para enfriar el tejido, induciendo la ablación de un segundo volumen de tejido que es mayor que el primer volumen.

La US 2008/114345A1 describe un catéter que incluye una punta de crioablación con un montaje de ablación accionado eléctricamente para calentar tejido. La punta de crioablación puede implementarse con una cámara de refrigeración a través de la cual circula un refrigerante inyectado de manera controlada para disminuir la temperatura de la punta, y que tiene un electrodo de RF en su extremo distal. El electrodo de RF puede manejarse para calentar el tejido enfriado criogénicamente, o el refrigerante puede controlarse para enfriar el tejido de manera conductiva en coordinación con un régimen de tratamiento de RF, lo que permite una mayor versatilidad de operación y mejora del tamaño de la lesión, la velocidad o la colocación de ciclos de tratamiento de lesiones múltiples o de retratamiento de lesiones individuales. Una fuente de energía de microondas opera a una frecuencia para extenderse más allá de la profundidad de conducción térmica, o para penetrar la bola de hielo criogénica y ser absorbida en el tejido más allá de un límite de hielo, extendiendo por tanto la profundidad y/o la anchura de un único lugar de tratamiento. La refrigeración y la aplicación de energía de RF se controlan ambos para colocar la región de ablación lejos de la superficie contactada por el electrodo, por ejemplo, para dejar el tejido de la superficie ileso mientras se realiza la ablación en profundidad o para proporcionar una banda de ablación de mayor uniformidad al aumentar la profundidad. El accionador o fuente de energía de RF puede suministrar energía de microondas a una frecuencia efectiva para penetrar la bola de hielo que se desarrolla en un criocatóter, y pueden seleccionarse diferentes frecuencias para una absorción preferencial en una capa de espesor definido a profundidad en el tejido cercano. El catéter puede operar entre 70 y menos 70 grados Celsius para diferentes aplicaciones de tejidos, como angioplastia, ablación cardíaca y remodelación de tejidos, y puede preestablecer la temperatura de la punta o del tejido adyacente, y superponer o retrasar de otra manera los dos perfiles diferentes para adaptarse a la forma o posición donde se produce la absorción a para acelerar un ciclo de tratamiento.

SUMARIO DE LA INVENCION

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un dispositivo para suministrar energía a tejido como se define en la reivindicación 1.

En las reivindicaciones dependientes se definen otras características de acuerdo con las realizaciones o la invención.

La presente invención se refiere a dispositivos que suministran energía a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos, resección, cauterización, trombosis vascular, tratamiento de arritmias y disritmias cardíacas, electrocirugía, recogida de tejidos, etc.). En determinadas realizaciones, se proporcionan dispositivos para tratar una región de tejido (por ejemplo, un tumor) mediante la aplicación de energía.

La presente invención proporciona dispositivos que emplean componentes para el suministro de energía a una región de tejido (por ejemplo, tumor, luz, órgano, etc.). Un sistema puede comprender el dispositivo y uno o más de: un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y un sistema de ajuste de temperatura. Se describen dispositivos de suministro de energía mejorados que tienen una característica optimizada (por ejemplo, tamaño pequeño, suministro de energía optimizado, impedancia optimizada, disipación de calor optimizada, etc.). En algunas de tales realizaciones, el dispositivo está configurado para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a una región de tejido. En algunas realizaciones, los dispositivos están configurados para suministrar energía de microondas a una impedancia característica optimizada (por ejemplo, configurados para operar con una impedancia característica de más de 50Ω) (por ejemplo, entre 50 y 90 Ω, por ejemplo más alta de 50 ..., 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, ... 90 Ω, preferiblemente a 77 Ω.) (ver, por ejemplo la Solicitud de Patente de Estados Unidos Número de serie 11/728.428).

Una fuente importante de sobrecalentamiento no deseado del dispositivo es el calentamiento dieléctrico del aislante (por ejemplo, el aislante coaxial), lo que potencialmente da como resultado un daño colateral del tejido. Los dispositivos de la presente invención están diseñados para evitar un sobrecalentamiento no deseado del dispositivo. Los dispositivos no se limitan a una manera particular de prevenir el calentamiento no deseado del dispositivo. En algunas realizaciones, los dispositivos emplean circulación de refrigerante. En algunas realizaciones, los dispositivos están configurados para detectar un aumento no deseado de temperatura dentro del dispositivo (por ejemplo, a lo largo del conductor exterior) y reducir automática o manualmente dicho aumento de temperatura no deseado mediante el flujo de refrigerante a través de los canales de paso del refrigerante.

En algunas realizaciones, los dispositivos tienen características de refrigeración mejoradas. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los dispositivos permiten el uso de refrigerante sin aumentar el diámetro del dispositivo. Esto contrasta con los dispositivos existentes que hacen fluir refrigerante a través de un manguito exterior o aumentan de otro modo el diámetro del dispositivo para acomodar el flujo de refrigerante. En algunas realizaciones, los dispositivos tienen en su interior uno o más canales de paso de refrigerante con el propósito de reducir la disipación de calor no deseada (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos Número de Serie 11/728.460). En algunas realizaciones, los dispositivos tienen en su interior un tubo (por ejemplo, aguja, tubo de plástico, etc.) que discurre o discurre parcialmente por la longitud del dispositivo, diseñado para evitar el sobrecalentamiento del dispositivo a través de la circulación del material refrigerante. En algunas realizaciones, los canales o tubos desplazan material de un componente dieléctrico localizado entre los conductores interior y exterior de un cable coaxial. En algunas realizaciones, los canales o tubos reemplazan el material dieléctrico o reemplazan sustancialmente al material dieléctrico. En algunas realizaciones, el canal o los tubos desplazan una parte del conductor exterior. Por ejemplo, en algunas realizaciones, una parte del conductor exterior se quita o se recorta para generar un pasaje para el flujo de refrigerante. En la Figura 12 se muestra una de estas realizaciones. En esta realización, un cable coaxial 900 tiene un conductor exterior 910, un conductor interior 920 y un material dieléctrico 930. En esta realización, se elimina una región 940 del conductor exterior, creando espacio para el flujo de refrigerante. El único material conductor exterior restante que circunscribe o circunscribe sustancialmente el cable coaxial está en las regiones del extremo distal 950 y proximal 960. Una tira delgada de material conductor 970 conecta las regiones de extremo distal 950 y proximal 960. En estas realizaciones, se corta un canal delgado 980 del material conductor en la región de extremo proximal 960 para permitir que el refrigerante fluya hacia la región donde se eliminó el material conductor exterior (o se fabricó para que no lo hubiese) 940. La presente invención no está limitada por el tamaño o la forma del pasaje, siempre que pueda suministrarse refrigerante. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el pasaje es un camino lineal que discurre a lo largo del cable coaxial. En algunas realizaciones, se emplean canales en espiral. En algunas realizaciones, el tubo o canal desplaza o reemplaza por lo menos una parte del conductor interior. Por ejemplo, pueden reemplazarse partes grandes del conductor interior con un canal de refrigerante, dejando solo pequeñas partes de metal cerca de los extremos proximal y distal del dispositivo para permitir la sintonización, en donde las partes están conectadas por una tira delgada de material conductor. En algunas realizaciones, se crea una región de espacio interior dentro del conductor interior o exterior para crear uno o más canales para el refrigerante. Por ejemplo, el conductor interior puede proporcionarse como un tubo hueco de material conductor, con un canal de refrigerante en el centro. En tales realizaciones, el conductor interior puede usarse o para el flujo de entrada o el flujo de salida (o ambos) del refrigerante.

En algunas realizaciones, en las que se coloca un tubo de refrigerante dentro del dispositivo, el tubo tiene múltiples canales para la entrada y salida de refrigerante a través del dispositivo. El dispositivo no se limita a una colocación particular del tubo (por ejemplo, aguja de refrigerante) dentro del material dieléctrico. En algunas realizaciones, el tubo se coloca a lo largo del borde exterior del material dieléctrico, la mitad del material dieléctrico o en cualquier localización dentro del material dieléctrico. En algunas realizaciones, el material dieléctrico está preformado con un canal diseñado para recibir y asegurar el tubo. En algunas realizaciones, se conecta un mango con el dispositivo, en donde el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante dentro y fuera del tubo. En algunas realizaciones, el tubo es flexible. En algunas realizaciones, el tubo es inflexible. En algunas realizaciones, las partes del tubo son flexibles, mientras que otras partes son inflexibles. En algunas realizaciones, el tubo es compresible. En algunas realizaciones, el tubo es incompresible. En algunas realizaciones, partes del tubo son compresibles, mientras que otras partes son incompresibles. El tubo no está limitado a una forma o tamaño particulares. En algunas realizaciones, 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 algunas realizaciones, el exterior del tubo tiene un recubrimiento de adhesivo y/o grasa para asegurar el tubo o permitir el movimiento deslizante dentro del dispositivo. En algunas realizaciones, el tubo tiene uno o más orificios a lo largo de su longitud que permiten la liberación de refrigerante en las regiones deseadas del dispositivo. En algunas realizaciones, los orificios se bloquean inicialmente con un material fundible, de tal manera que se requiere un umbral particular de calor para fundir el material y liberar refrigerante a través del orificio u orificios concretos afectados. Como tal, el refrigerante solo se libera en áreas que han alcanzado el nivel de calor umbral.

En algunas realizaciones, el refrigerante se carga previamente en la antena, el mango u otro componente de los dispositivos de la presente invención. En otras realizaciones, el refrigerante se añade durante el uso. En

algunas realizaciones precargadas, se precarga un refrigerante líquido en, por ejemplo, el extremo distal de la antena en condiciones que crean un vacío que se perpetúa a sí mismo. En algunas de tales realizaciones, a medida que se vaporiza el refrigerante líquido, el vacío aspira más fluido.

5 La presente invención no está limitada por la naturaleza del material refrigerante empleado. Los refrigerantes incluyen, pero no se limitan a, líquidos y gases. Los fluidos refrigerantes ejemplares incluyen, pero no se limitan a, uno o más o combinaciones de agua, glicol, aire, gases inertes, dióxido de carbono, nitrógeno, helio, hexafluoruro de azufre, soluciones iónicas (por ejemplo, cloruro de sodio con o sin iones de potasio y otros), 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 fluorocarbono), metales líquidos, freones, halometanos, propano licuado, otros haloalcanos, amoniaco anhidro, dióxido de azufre. En algunas realizaciones, el refrigerante es un gas comprimido en o cerca de su punto crítico. En algunas realizaciones, la refrigeración se produce, por lo menos en parte, cambiando las concentraciones de refrigerante, presión o volumen. Por ejemplo, la refrigeración puede lograrse mediante refrigerantes de gas usando el efecto de Joule-Thompson. En algunas realizaciones, la refrigeración se proporciona mediante una reacción química. Los dispositivos no se limitan a un tipo particular de reacción química reductora de temperatura. En algunas realizaciones, la reacción química reductora de temperatura es una reacción endotérmica. Los dispositivos no se limitan a una forma particular de aplicar reacciones endotérmicas con el propósito de prevenir un calentamiento no deseado. En algunas realizaciones, el primer y el segundos productos químicos fluyen hacia el dispositivo de tal manera que reaccionan para reducir la temperatura del dispositivo. En algunas realizaciones, el dispositivo se prepara con el primer y el segundo productos químicos precargados en el dispositivo. En algunas realizaciones, los productos químicos están separados por una barrera que se quita cuando se desea. En algunas realizaciones, la barrera está configurada para fundirse tras exponerse a una temperatura o intervalo de temperaturas predeterminados. En tales realizaciones, el dispositivo inicia la reacción endotérmica solo tras alcanzar un nivel de calor que merece refrigeración. En algunas realizaciones, se localizan múltiples barreras diferentes a lo largo del dispositivo de tal manera que la refrigeración local se produce solo en aquellas partes del dispositivo donde se produce un calentamiento no deseado. En alguna realización, las barreras usadas son perlas que abarcan uno de los dos productos químicos. En algunas realizaciones, las barreras son paredes (por ejemplo, discos con forma de arandelas) que se funden para combinar los dos productos químicos. En algunas realizaciones, las barreras están compuestas de cera que está configurada para fundirse a una temperatura predeterminada. Los dispositivos no se limitan a un tipo, clase o cantidad particular de material fundible. En algunas realizaciones, el material fundible es biocompatible. Los dispositivos no se limitan a un tipo, clase o cantidad particular del primer y el segundo productos químicos, siempre que su mezcla dé como resultado una reacción química que reduzca la temperatura. En algunas realizaciones, el primer material incluye cristales de octahidrato de hidróxido de bario y el segundo material es cloruro de amonio seco. En algunas realizaciones, el primer material es agua y el segundo material es cloruro de amonio. En algunas realizaciones, el primer material es cloruro de tionilo (SOCl_2) y el segundo material es heptahidrato de sulfato de cobalto (II). En algunas realizaciones, el primer material es agua y el segundo material es nitrato de amonio. En algunas realizaciones, el primer material es agua y el segundo material es cloruro de potasio. En algunas realizaciones, el primer material es ácido etanoico y el segundo material es carbonato de sodio. En algunas realizaciones, se usa un material fundible que, por sí mismo, reduce el calor fundiendo y fluyendo de tal manera que se reduce el calor en la superficie exterior del dispositivo.

En algunas realizaciones, los dispositivos evitan el calentamiento no deseado y/o mantienen las propiedades de suministro de energía deseadas ajustando la cantidad de energía emitida desde el dispositivo (por ejemplo, ajustando la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo) a medida que aumentan las temperaturas. Los dispositivos no se limitan a un método particular de ajustar la cantidad de energía emitida desde el dispositivo. En algunas realizaciones, los dispositivos se configuran de tal manera que cuando el dispositivo alcanza un cierto umbral de temperatura o a medida que el dispositivo se calienta en un intervalo, se ajusta la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo. Los dispositivos no se limitan a un método particular para ajustar la longitud de onda de energía que resuena desde el dispositivo. En algunas realizaciones, el dispositivo tiene un material que cambia de volumen a medida que aumenta 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 algunas realizaciones, se usa un material que se expande al aumentar la temperatura. La expansión se usa para mover la punta distal del dispositivo hacia afuera (aumentando su distancia desde el extremo proximal del dispositivo), alterando las propiedades de suministro de energía del dispositivo. Esto encuentra un uso particular con las realizaciones de dipolo alimentado por el centro de la presente invención.

En ciertas realizaciones, la presente invención proporciona un dispositivo que comprende una antena configurada para suministrar energía a un tejido, en donde un extremo distal de la antena comprende un componente dipolo alimentado por el centro que comprende un tubo hueco rígido que abarca un conductor, en donde se fija un estilete dentro del tubo hueco (por ejemplo, un estilete de titanio). En algunas realizaciones, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja de calibre 20. En algunas realizaciones, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja de calibre 17. En algunas realizaciones, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja de calibre 12. En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un elemento de sintonización para ajustar la cantidad de energía suministrada al tejido. En algunas realizaciones, el dispositivo está

configurado para suministrar una cantidad suficiente de energía para realizar la ablación del tejido o provocar una trombosis. En algunas realizaciones, el conductor se extiende hasta la mitad del tubo hueco. En algunas realizaciones, el tubo hueco tiene una longitud $\lambda/2$, donde λ es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio del tejido. En algunas realizaciones, se coloca un material expansible cerca del estilote de tal manera que a medida que el dispositivo aumenta de temperatura, el material expansible se expande y empuja sobre el estilote moviendo el estilote y cambia las propiedades de suministro de energía del dispositivo. En algunas realizaciones, el material expansible se coloca detrás (proximal a) un disco metálico que proporciona el elemento resonante para el dispositivo dipolo alimentado por el centro. A medida que el material se expande, el disco se empuja distalmente, ajustando la sintonización del dispositivo. El material expansible se selecciona preferiblemente de tal manera que la tasa de expansión coincide con un cambio deseado en el suministro de energía para obtener resultados óptimos. Sin embargo, debe entenderse que cualquier cambio en las direcciones deseadas encuentra uso con la invención. En algunas realizaciones, el material expansible es cera.

En algunas realizaciones, el dispositivo tiene un mango acoplado con el dispositivo, en donde el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante. En algunas realizaciones, solo se enfría el mango. En algunas realizaciones, el mango está configurado para suministrar un refrigerante gaseoso comprimido en o cerca de su punto crítico. En otras realizaciones, el mango y una antena acoplada se enfrían. En algunas realizaciones, el mango pasa automáticamente refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante después de una cierta cantidad de tiempo y/o cuando el dispositivo alcanza una cierta temperatura umbral. En algunas realizaciones, el mango detiene automáticamente el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante después de una cierta cantidad de tiempo y/o cuando la temperatura del dispositivo cae por debajo de una cierta temperatura umbral. En algunas realizaciones, el refrigerante que fluye a través del mango se controla manualmente. En algunas realizaciones, el mango tiene en el mismo una o más luces (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, etc.) luces (por ejemplo, luces de visualización (por ejemplo, luces LED)). En algunas realizaciones, las luces están configuradas para propósitos de identificación. Por ejemplo, en algunas realizaciones, las luces se utilizan para diferenciar entre diferentes sondas (por ejemplo, la activación de una primera sonda muestra una luz; una segunda sonda dos luces, una tercera sonda tres luces, o cada sonda tiene su propia luz designada, etc.). En algunas realizaciones, las luces se usan para identificar la presencia de un evento (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, posicionamiento) dentro del dispositivo, etc.). Los mangos no se limitan a una manera particular de visualización (por ejemplo, parpadeo, colores alternos, colores sólidos, etc.).

En algunas realizaciones, los dispositivos tienen en los mismos un componente dipolo alimentado por el centro (ver, por ejemplo, Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728,457). En algunas realizaciones, los dispositivos comprenden un catéter con múltiples segmentos para transmitir y emitir energía (ver, por ejemplo, Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 11/237.430, 11/237.136 y 11/236.985). En algunas realizaciones, los dispositivos comprenden una sonda de microondas triaxial con capacidades de sintonización optimizadas para reducir la pérdida de calor reflectante (ver, por ejemplo, Patente de Estados Unidos N° 7.101.369; ver también, 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 Solicitud de Patente Internacional N° PCT/US05/14534). En algunas realizaciones, los dispositivos emiten energía a través de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, un cable coaxial) que tiene aire u otros gases como núcleo dieléctrico (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 11/236.985). En algunas de tales realizaciones, los materiales que soportan la estructura del dispositivo entre los conductores interior y exterior pueden retirarse antes de su uso. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los materiales están compuestos de un material soluble o fundible que se elimina antes o durante el uso. En algunas realizaciones, los materiales son fundibles y se eliminan durante el uso (tras 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.).

La presente invención no está limitada a una forma de línea de transmisión coaxial particular. De hecho, en algunas realizaciones, la forma de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico es ajustable para adaptarse a una necesidad particular. En algunas realizaciones, la forma de la sección transversal de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico es circular. En algunas realizaciones, la forma de la sección transversal es no circular (por ejemplo, ovalada, etc.). Tales formas pueden aplicarse al cable coaxial como un todo, o pueden aplicarse solamente a uno o más subcomponentes. Por ejemplo, puede colocarse un material dieléctrico ovalado en un conductor exterior circular. Esto, por ejemplo, tiene la ventaja de crear dos canales que pueden emplearse, por ejemplo, para hacer circular el refrigerante. Como otro ejemplo, el material dieléctrico cuadrado/rectangular puede colocarse en un conductor circular. Esto, por ejemplo, tiene la ventaja de crear cuatro canales.

Pueden emplearse diferentes formas poligonales en la sección transversal (por ejemplo, pentágono, hexágono, etc.) para crear diferentes números y formas de canales. No es necesario que la forma de la sección transversal sea la misma en toda la longitud del cable. En algunas realizaciones, 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, puede emplearse un material dieléctrico que tenga una ranura dentada a lo largo de su longitud en un conductor exterior circular para crear un único canal de cualquier tamaño y forma deseados. En algunas realizaciones, el canal proporciona espacio para alimentar refrigerante, una aguja u otros componentes deseados en el dispositivo sin aumentar el diámetro exterior final del dispositivo.

De igual manera, en algunas realizaciones, una antena de la presente invención tiene una forma de sección transversal no circular a lo largo de su longitud o para una o más subsecciones de su longitud. En algunas realizaciones, la antena no es cilíndrica, pero contiene un cable coaxial que es cilíndrico. En otras realizaciones, 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 algunas realizaciones, tener uno o más componentes (por ejemplo, cánula, carcasa exterior de antena, conductor exterior de cable coaxial, material dieléctrico de cable coaxial, conductor interior de cable coaxial) que poseen una forma no cilíndrica permite la creación de uno o más más canales en el dispositivo que pueden usarse, entre otras razones, para hacer circular el refrigerante. Las formas no circulares, particularmente en el diámetro exterior de la antena, también encuentran uso para ciertas aplicaciones médicas o de otro tipo. Por ejemplo, puede elegirse una forma para maximizar la flexibilidad o el acceso a localizaciones particulares del interior del cuerpo. También puede elegirse la forma 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 diámetro pequeño.

En ciertas realizaciones, la presente invención proporciona un dispositivo que comprende una antena, en donde la antena comprende un conductor exterior envuelto alrededor de un conductor interior, en donde el conductor interior está diseñado para recibir y transmitir energía, en donde el conductor exterior tiene en el mismo por lo menos un espacio colocado circunferencialmente a lo largo del conductor exterior, en donde se generan múltiples picos de energía a lo largo de la antena, la posición de los picos de energía controlada por la localización del espacio. En algunas realizaciones, la energía es energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia. En algunas realizaciones, el conductor exterior tiene en el mismo dos de los espacios. En algunas realizaciones, la antena comprende una capa dieléctrica dispuesta entre el conductor interior y el conductor exterior. En algunas realizaciones, la capa dieléctrica tiene una conductividad cercana a cero. En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un estilete. En algunas realizaciones, el conductor interior tiene un diámetro de aproximadamente 0,33 mm (0,013 pulgadas) o menos.

En algunas realizaciones, cualquier espacio, inconsistencia o irregularidad en el conductor exterior o la superficie exterior del dispositivo se rellena con un material para proporcionar una superficie exterior lisa, uniforme o sustancialmente lisa. En algunas realizaciones, se usa una resina resistente al calor para rellenar espacios, inconsistencias y/o irregularidades. En algunas realizaciones, la resina es biocompatible. En otras realizaciones, no es biocompatible pero, por ejemplo, puede recubrirse con un material biocompatible. En algunas realizaciones, la resina puede configurarse en cualquier tamaño o forma deseados. Como tal, la resina, cuando se endurece, puede usarse para proporcionar una punta de estilete afilada a los dispositivos o cualquier otra forma física deseada.

En algunas realizaciones, el dispositivo comprende una punta de estilete afilada. La punta del estilete puede estar hecha de cualquier material. En algunas realizaciones, la punta está hecha de resina endurecida. En algunas realizaciones, la punta es de metal. En algunas realizaciones, la punta del estilete está hecha de titanio o un equivalente de titanio. En algunas realizaciones, la punta del estilete se cuece a zirconia o un equivalente de zirconia. En algunas de tales realizaciones, la punta de metal es una extensión de una parte metálica de una antena y es eléctricamente activa.

En algunas realizaciones, los dispositivos están configurados para suministrar energía a una región de tejido dentro de un sistema que comprende un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia con la capacidad de control individual del suministro de energía a cada antena), un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de medición de temperatura.

La presente invención no está limitada a un tipo particular de procesador. En algunas realizaciones, el procesador está diseñado para, por ejemplo, recibir información de componentes del sistema (por ejemplo, sistema de monitorización de temperatura, dispositivo, componente de monitorización de impedancia tisular, etc.), mostrar dicha información a un usuario y manipular (por ejemplo, controlar) otros componentes del sistema. En algunas realizaciones, el procesador está configurado para operar dentro de un sistema que comprende un dispositivo, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura. La presente invención no está limitada a un tipo particular de fuente de alimentación. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo de energía deseada (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, crioenergía, electroporación, ultrasonido focalizado de alta intensidad y/o mezclas de los mismos). En algunas realizaciones, la fuente de alimentación utiliza un divisor de alimentación para permitir el suministro de energía a dos o más dispositivos. En algunas realizaciones, la fuente de

alimentación está configurada para operar dentro de un sistema que comprende un divisor de potencia, un procesador, un dispositivo, un sistema de imagenología, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura.

La presente invención no está limitada a un tipo particular de sistema de imagenología. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología utiliza dispositivos de imagenología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de frecuencia de movimiento, sistemas de cables de direccionamiento, ultrasonido intraprocedimiento, fluoroscopia, tomografía computarizada, imagenología por resonancia magnética, imagenología de medicina nuclear, imagenología por dispositivos de triangulación, ultrasonido intersticial, imagenología por microondas, tomografía acústica, imagenología por energía dual, imagenología termoacústica, imagenología por infrarrojos y/o láser, imagenología electromagnética) (ver, por ejemplo, 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). Los sistemas pueden utilizar cámaras endoscópicas, componentes de imagenología y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan en la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con el dispositivo de la presente invención. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología está configurado para proporcionar información de localización de componentes particulares del dispositivo. El sistema de imagenología puede configurarse para funcionar dentro de un sistema que comprende un procesador, el dispositivo, una fuente de alimentación, un sistema de sintonización y/o un sistema de ajuste de temperatura. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología está localizado dentro del dispositivo. En algunas realizaciones, el sistema de imagenología proporciona información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de la sección transversal, el volumen). El sistema de imagenología no está limitado a una técnica particular para proporcionar información cualitativa. En algunas realizaciones, las técnicas usadas para proporcionar información cualitativa incluyen, pero no se limitan a, reflectometría en el dominio del tiempo, detección de pulsos de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada en frecuencia, detección de frecuencia de resonancia o modo propio o reflexión y transmisión en cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial solo o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o dispositivos externos. En algunas realizaciones, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para imagenología (por ejemplo, imagenología electroacústica, imagenología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica).

La presente invención no está limitada a un sistema de sintonización particular. En algunas realizaciones, el sistema de sintonización 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 se proporcionan en el sistema, cantidad o tipo de refrigerante proporcionado, etc.) dentro del sistema de suministro de energía. El sistema de sintonización puede comprender un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función del dispositivo de manera continua o en puntos temporales. El sensor puede registrar y/o informar de cualquier número de propiedades, incluyendo, pero no limitado a, calor (por ejemplo, temperatura) en una o más posiciones de un componente del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido, información cualitativa de la región y similares. El sensor puede tener la forma de un dispositivo de imagenología como CT, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia, imagenología de medicina nuclear o cualquier otro dispositivo de imagenología. En algunas realizaciones, particularmente para aplicaciones de investigación, el sistema registra y almacena la información para su uso en la optimización futura del sistema en general y/o para la optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región objetivo, localización de la región objetivo, etc.). El sistema de sintonización puede configurarse para operar dentro de un sistema que comprende un procesador, el dispositivo, una fuente de alimentación, un sistema de imagenología y/o ajuste de temperatura. Los componentes de imagenología u otros componentes de control pueden proporcionar retroalimentación al dispositivo de ablación para que la salida de energía (u otro parámetro de control) pueda ajustarse para proporcionar una respuesta tisular óptima.

La presente invención no está limitada a un sistema de ajuste de temperatura particular. En algunas realizaciones, los sistemas de ajuste de temperatura están diseñados para reducir el calor no deseado de varios componentes del sistema (por ejemplo, el dispositivo) durante procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejido) o mantener el tejido objetivo dentro de un cierto intervalo de temperatura. El sistema de ajuste de temperatura puede configurarse para operar dentro de un sistema que comprende un procesador, el dispositivo, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un sistema de sintonización y/o un sistema de imagenología. El sistema de ajuste de temperatura puede estar diseñado para enfriar el dispositivo a una temperatura que sea suficiente para adherir temporalmente el dispositivo al tejido interior del paciente para evitar que el dispositivo de energía se mueva durante un procedimiento (por ejemplo, el procedimiento de ablación). Los sistemas pueden comprender además sistemas de monitorización de temperatura o de monitorización de potencia reflejada para monitorizar la temperatura o la potencia reflejada de varios componentes del sistema (por ejemplo, el dispositivo) y/o una región de tejido. En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización están diseñados para alterar (por ejemplo, prevenir, reducir) el suministro de energía a una región de tejido particular si, por ejemplo, la temperatura o cantidad de energía reflejada excede un valor

predeterminado. Los sistemas de monitorización de temperatura pueden diseñarse para alterar (por ejemplo, aumentar, reducir, mantener) el suministro de energía a una región de tejido particular para mantener el tejido o dispositivo a una temperatura preferida o dentro de un intervalo de temperatura preferido.

Los sistemas pueden comprender además un sistema de identificación o seguimiento configurado, por ejemplo, para evitar el uso de componentes usados previamente (por ejemplo, dispositivos no esterilizados), para identificar la naturaleza de un componente del sistema de tal manera que los otros componentes del sistema puedan ajustarse apropiadamente para compatibilidad o función optimizada. El sistema puede leer un código de barras u otro elemento de transporte de información asociado con un componente del sistema. Las conexiones entre los componentes del sistema pueden alterarse (por ejemplo, romperse) después de su uso para evitar usos adicionales. La presente invención no está limitada por el tipo de componentes usados en los sistemas o los usos empleados. De hecho, los dispositivos pueden configurarse de cualquier manera deseada. De igual manera, los sistemas y dispositivos pueden usarse en cualquier aplicación donde se vaya a suministrar energía. Tales usos incluyen todas y cada una de las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Sin embargo, el dispositivo de la presente invención puede usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación en la que se deba suministrar energía.

Los sistemas pueden configurarse para el suministro de energía percutáneo, intravascular, intracardiaco, laparoscópico o quirúrgico. Los sistemas pueden configurarse para el suministro de energía 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.). Los sistemas pueden configurarse para el suministro de energía a un tejido o región objetivo. La presente invención no está limitada por la naturaleza del tejido o región objetivo. Los usos incluyen, pero no se limitan a, el tratamiento de la arritmia cardíaca, la ablación de tumores (benignos y malignos), el control del sangrado durante la cirugía, después de un traumatismo, para cualquier otro control del sangrado, la extracción de tejidos blandos, la resección y extracción de tejidos, el tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas como esófago de Barrett y adenocarcinoma de esófago), tratamiento de tumores óseos, huesos normales y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía estética, 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 tejidos para cualquier propósito. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende una terapia de ablación (por ejemplo, para lograr una necrosis coagulativa). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la ablación del tumor para dirigirse, por ejemplo, a tumores metastásicos. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para movimiento y colocación, con daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier localización deseada, incluyendo pero no limitado a, el cerebro, cuello, pecho, abdomen y pelvis. Los sistemas pueden configurarse para administración guiada, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonidos, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares.

Se describen métodos para tratar una región de tejido, que comprenden: proporcionar una región de tejido y un sistema descrito en la presente (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía y por lo menos uno de los siguientes componentes: un procesador, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un monitor de temperatura, un generador de imágenes, un sistema de sintonización y/o un sistema de reducción de temperatura); colocar una parte del dispositivo de suministro de energía en las proximidades de la región del tejido, y suministrar una cantidad de energía con el dispositivo a la región del tejido. La región del tejido puede ser un tumor. El suministro de energía puede dar como resultado, por ejemplo, la ablación de la región del tejido y/o la trombosis de un vaso sanguíneo y/o la electroporación de una región del tejido. La región del tejido puede ser un tumor. La región del tejido puede comprender uno o más del corazón, hígado, genitales, estómago, pulmón, intestino grueso, intestino delgado, cerebro, cuello, hueso, riñón, músculo, tendón, vaso sanguíneo, próstata, vejiga, médula espinal, piel, venas, uñas de las manos y uñas de los pies. El procesador puede recibir información de sensores y monitoriza y controla los otros componentes de los sistemas. La salida de energía de la fuente de alimentación puede modificarse, según se desee, para terapia optimizada. Cuando se proporciona más de un componente de suministro de energía, la cantidad de energía suministrada a cada uno de los componentes de suministro puede optimizarse para lograr el resultado deseado. La temperatura del sistema puede monitorizarse mediante un sensor de temperatura y, al alcanzar o acercarse a un nivel umbral, se reduce mediante la activación del sistema de reducción de temperatura. El sistema de imagenología puede proporcionar información al procesador, que se muestra a un usuario del sistema y puede usarse en un circuito de retroalimentación para controlar la salida del sistema. En algunas realizaciones, la energía se suministra a la región del tejido a diferentes intensidades y desde diferentes localizaciones dentro del dispositivo. Por ejemplo, ciertas regiones de la región del tejido pueden tratarse 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 energía simultáneamente a una región de tejido particular para lograr una interferencia de fase constructiva (por ejemplo, en donde la energía emitida logra un efecto sinérgico). En otras realizaciones, dos o más regiones del dispositivo pueden suministrar energía para lograr un efecto de interferencia destructiva. El método puede proporcionar además dispositivos adicionales con el propósito de lograr interferencia de fase constructiva y/o interferencia de fase destructiva. La interferencia de fase (por ejemplo, interferencia de fase

constructiva, interferencia de fase destructiva), entre uno o más dispositivos, puede estar controlada por un procesador, un elemento de sintonización, un usuario y/o un divisor de potencia.

El dispositivo de la presente invención puede usarse junto con otros sistemas, dispositivos y métodos. Por ejemplo, el dispositivo de la presente invención puede usarse con otros dispositivos de ablación, otros dispositivos médicos, métodos de diagnóstico y reactivos, métodos de imagenología y reactivos, y métodos y agentes terapéuticos. El uso puede ser concurrente o puede producirse antes o después de otra intervención. La presente invención contempla el uso de los dispositivos de la presente invención junto con cualquier otra intervención médica.

Además, se necesitan sistemas de ablación e imagenología integrados que proporcionen retroalimentación al usuario y permitan la comunicación entre varios componentes del sistema. Los parámetros del sistema pueden ajustarse durante la ablación para optimizar el suministro de energía. Además, el usuario puede determinar con mayor precisión cuándo se completa con éxito el procedimiento, reduciendo la probabilidad de tratamientos fallidos y/o complicaciones relacionadas con el tratamiento.

Se describen sistemas que tienen, por ejemplo, un componente de fuente de alimentación que proporciona una fuente de energía y una fuente de refrigerante; un componente de transporte para suministrar energía y refrigerante desde el componente de la fuente de alimentación a un concentrador de control (por ejemplo, módulo de control); y un concentrador del dispositivo de procedimiento que recibe energía y refrigerante del componente de transporte, el concentrador de control colocado en un espacio de trabajo del paciente; el concentrador del dispositivo de procedimiento comprendiendo una pluralidad de puertos de conexión para la unión de uno o más cables configurados para suministrar la energía y/o el refrigerante a uno o más dispositivos. En algunas realizaciones, el componente de transporte es un cable de baja pérdida. En algunas realizaciones, el uno o más cables configurados para suministrar energía a uno o más dispositivos es un cable desechable flexible. El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a un peso en particular. En algunas realizaciones, el peso del concentrador del dispositivo de procedimiento es tal que puede descansar sobre un paciente sin causarle daño o molestia. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento pesa menos de 4,5 kg (10 libras).

El sistema no se limita a su uso dentro de un procedimiento médico en particular. El sistema puede usarse, por ejemplo, en un procedimiento médico de exploración por CT y/o en un procedimiento de imagenología por ultrasonidos.

El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a una localización de posición particular durante un procedimiento médico. De hecho, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para ser colocado en una variedad de disposiciones. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a una mesa de procedimiento (por ejemplo, mediante las correas en una mesa de procedimiento) (por ejemplo, a través de ranuras localizadas en una mesa de procedimiento). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a la bata de un paciente. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse sobre una correa de seguridad para CT. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a un anillo de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse sobre un paño estéril configurado para ser colocado sobre un paciente.

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento comprende además una correa del concentrador del dispositivo de procedimiento, en donde la correa del concentrador del dispositivo de procedimiento está configurada para su unión en una localización de procedimiento médico (por ejemplo, una mesa de procedimiento, una bata de paciente, una correa de seguridad para CT, un anillo de la mesa de procedimiento, paño estéril, etc.).

El concentrador del dispositivo de procedimiento no se limita a suministrar refrigerante a un dispositivo de una manera particular. En algunas realizaciones, el refrigerante suministrado al uno o más dispositivos es un gas suministrado a una presión comprimida (por ejemplo, la presión comprimida está en o cerca del punto crítico para el refrigerante). En algunas realizaciones en las que el refrigerante es un gas suministrado en o cerca de su punto crítico, el refrigerante es CO₂.

En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está localizada fuera de un campo estéril y el concentrador del dispositivo de procedimiento está localizado dentro de un campo estéril. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación suministra energía de microondas. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación suministra energía de radiofrecuencia.

En ciertas realizaciones, la presente invención proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para suministrar energía a un tejido, la antena comprendiendo uno o más tubos o canales de refrigeración dentro de un cable coaxial, los tubos configurados para suministrar refrigerante a la antena, en donde el refrigerante es un gas comprimido en o cerca de su punto crítico. Los dispositivos no se limitan a un gas en

particular. En algunas realizaciones, el gas es CO₂. En algunas realizaciones, el uno o más tubos o canales de refrigerante se encuentran entre un conductor exterior y el material dieléctrico del cable coaxial. En algunas realizaciones, el uno o más tubos o canales de refrigerante se encuentran entre un conductor interior y el material dieléctrico del cable coaxial. En algunas realizaciones, el uno o más tubos o canales de refrigerante están dentro de un conductor interior o exterior. En algunas realizaciones, el dispositivo tiene en el mismo una región proximal, una región central y una región distal. En algunas realizaciones, la región distal está configurada para suministrar la energía al tejido. En algunas realizaciones, las regiones proximal y/o central tienen en las mismas los tubos o canales de refrigerante. En algunas realizaciones, la parte distal no tiene los tubos o canales de refrigerante.

El dispositivo tiene en el mismo una o más regiones de "pegado" configuradas para facilitar la adherencia del tejido sobre la región de pegado, por ejemplo, para estabilizar el dispositivo en una posición deseada durante el suministro de energía. En algunas realizaciones, la región de pegado está configurada para alcanzar y mantener una temperatura que provoca la congelación del tejido en la región de pegado. La región de pegado no se limita a ninguna temperatura particular para facilitar la adherencia de una región de tejido. En algunas realizaciones, la región de pegado alcanza y mantiene una temperatura para facilitar la adherencia de una región de tejido poniendo en contacto una región del dispositivo que tiene refrigerante en circulación. En algunas realizaciones, la temperatura de la región de pegado se mantiene a una temperatura lo suficientemente baja como para que se produzca la adherencia de una región de tejido tras el contacto con la región de pegado (por ejemplo, de tal manera que una región de tejido se congele sobre la región de pegado). La región de pegado no se limita a una composición de material particular. En algunas realizaciones, la región de pegado es, por ejemplo, un material metálico, un material cerámico, un material plástico y/o cualquier combinación de tales sustancias. En algunas realizaciones, el sello está configurado de manera hermética al aire/gases. En algunas realizaciones, el sello es una soldadura por láser sobre el dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunas realizaciones, el sello se suelda por inducción al dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunas realizaciones, el sello es parcial (por ejemplo, 60%/40%; 55%/45%; 50%/50%) de soldadura por láser y soldadura por inducción.

En algunas realizaciones, la región distal y la región central están separadas por una región de tapón diseñada para evitar la refrigeración de la región distal. La región del tapón no está limitada a una manera particular de evitar la refrigeración de la región distal. En algunas realizaciones, la región de tapón está diseñada para estar en contacto con una región que tiene una temperatura reducida (por ejemplo, la región central del dispositivo que tiene refrigerante en circulación) sin que se reduzca su temperatura. En algunas realizaciones, el material de la región de tapón es tal que puede estar en contacto con un material que tiene una temperatura baja sin que su temperatura se reduzca sustancialmente (por ejemplo, un material aislante). La región de tapón no está limitada a un tipo particular de material aislante (por ejemplo, un polímero sintético (por ejemplo, poliestireno, policineno, poliuretano, poliisocianurato), aerogel, fibra de vidrio, corcho).

En algunas realizaciones, un dispositivo que tiene una región de tapón permite la exposición simultánea de un tejido a una región refrigerada (por ejemplo, la región del dispositivo proximal a la región del tapón) y una región no enfriada (por ejemplo, la región del dispositivo distal a la región del tapón).

En ciertas realizaciones, la presente invención proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para el suministro de energía a un tejido, la antena comprendiendo uno o más tubos o canales de refrigeración dentro de un cable coaxial, el cable coaxial teniendo una región dieléctrica, la región dieléctrica teniendo las regiones flexible e inflexible. En algunas realizaciones, la región flexible es de plástico y la región inflexible es de cerámica. En algunas realizaciones, la región inflexible se coloca en la localización de mayor emisión de potencia.

En ciertas realizaciones, la presente invención proporciona dispositivos que comprenden una antena configurada para suministrar energía a un tejido, la antena comprendiendo uno o más tubos o canales de refrigeración dentro de un cable coaxial, el dispositivo teniendo en el mismo uno o más alambres de tracción conectados a un anclaje de alambres de tracción. En algunas realizaciones, la contracción del uno o más alambres de tracción conectados al anclaje de alambres de tracción reduce la flexibilidad del dispositivo. En algunas realizaciones, el 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 en una realización de la invención.

La Figura 2 muestra varias formas de líneas de transmisión coaxiales y/o los elementos dieléctricos en algunas realizaciones de la presente invención.

Las Figuras 3A y 3B muestran una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos con un primer y segundo materiales bloqueados por paredes fundibles con el propósito de evitar el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor exterior).

Las Figuras 4A y 4B muestran una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos

segregados por paredes fundibles que contienen un primer y un segundo materiales configurados para generar una reacción química reductora de la temperatura tras mezclarse) evitando el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor exterior).

La Figura 5 muestra un dibujo esquemático de un mango configurado para controlar el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante.

La Figura 6 muestra un esquema en 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) colocado dentro de un dispositivo de emisión de energía que tiene un conductor exterior y un material dieléctrico.

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

La Figura 9 muestra la configuración de prueba y la posición de las estaciones de medición de temperatura. Como se muestra, el eje de la aguja de ablación para todos los experimentos fue de 20,5 cm. Las sondas 1, 2 y 3 estaban localizadas a 4, 8 y 12 cm proximales a la punta de la aguja de acero inoxidable.

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

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

La Figura 12 muestra un cable coaxial que tiene una región de su conductor exterior retirada para crear espacio para el flujo de refrigerante en una realización de la presente invención.

La Figura 13 muestra una vista esquemática de una caja de importación/exportación, una funda de transporte y una cápsula del dispositivo de procedimiento.

La Figura 14 muestra un dispositivo de suministro de energía que tiene dos alambres de tracción conectados con un anclaje de alambres 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 grande colocada dentro de una antena, que está conectada con un conductor interior.

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 concentrador del dispositivo de procedimiento conectado a una correa de la mesa de procedimiento.

La Figura 19 muestra un paño estéril personalizado 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 invención que tiene un generador conectado a un concentrador del dispositivo de procedimiento mediante un cable, donde el concentrador del dispositivo de procedimiento está asegurado a una mesa de procedimiento.

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

La Figura 22 muestra una distribución de temperatura simulada a lo largo de un eje de antena con varias técnicas de refrigeración pasivas. Una combinación de resistencias térmicas y funda aislante redujo las temperaturas proximales de manera 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 fueron más grandes y más esféricas que las ablaciones por RF.

La Figura 24 muestra la configuración experimental (arriba) y los resultados de las temperaturas medidas a lo largo del eje de una antena mientras se generan 35 W de calor dentro del eje de la antena (inferior). Sólo se requiere un flujo de 1,0 stp l/min de CO₂ para evitar que la temperatura aumente más de 8° C en cualquier punto a lo largo del eje. 10 stp l/min pudieron compensar 50 W de potencia de calentamiento.

La Figura 25 muestra la configuración experimental (arriba) y los resultados de las temperaturas medidas a lo largo del eje de la antena mientras la punta de la antena se mantiene a 150° C para un flujo de NC-CO₂ de 0,13 y 23,8 stp l/min (abajo). Tener en cuenta que el calentamiento solo se consideró para la conducción térmica desde la punta de la antena - no se consideró calentamiento interior en esta prueba.

La Figura 26 muestra que pulsos de CO₂ tan pequeños como de 1 stp l/min durante 10 s contrarrestan el calentamiento por conducción térmica de la punta de la antena.

La Figura 27 muestra la resolución de imagen convencional y de retroproyección altamente restringida (HYPR) en función del tiempo

La Figura 28 muestra imágenes de tumores de retroproyección estándar y altamente restringida (HYPR) durante períodos de tiempo.

La Figura 29 muestra una realización del dispositivo de suministro de energía.

La Figura 30 muestra una realización del dispositivo de suministro de energía.

La Figura 31 muestra una realización de un dispositivo de suministro de energía dentro de una configuración de procedimiento.

Las Figuras 32A, B y C muestran ejemplos de software de interfaz de usuario para los sistemas de suministro de energía de la presente invención.

La Figura 33 muestra una realización de sonda de microondas triaxial de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

La presente invención se refiere a dispositivos integrales para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia) a los tejidos para una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo procedimientos médicos (por ejemplo, ablación de tejidos, resección, cauterización, trombosis vascular, ablación intraluminal de una víscera hueca, ablación cardíaca para el tratamiento de arritmias, electrocirugía, recogida de tejidos, cirugía estética, uso intraocular, etc.). En particular, la presente invención proporciona sistemas para el suministro de energía de microondas que comprenden una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un dispositivo emisor de energía, un sistema de refrigeración, un sistema de imagenología, un sistema de monitorización de temperatura y/o un sistema de seguimiento. En ciertas realizaciones, se proporcionan dispositivos para tratar una región de tejido (por ejemplo, un tumor) mediante el uso de sistemas de suministro de energía de la presente invención.

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

Los sistemas de la presente invención pueden usarse en cualquier procedimiento médico (por ejemplo, percutáneo o quirúrgico) que implique el suministro de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, láser, ultrasonido enfocado, etc.) a una región de tejido. Los sistemas no están limitados a tratar un tipo o clase particular de región de tejido (por ejemplo, cerebro, hígado, corazón, vasos sanguíneos, pie, pulmón, hueso, etc.). Por ejemplo, los sistemas de la presente invención encuentran uso en la ablación de regiones tumorales. Los tratamientos adicionales incluyen, pero no se limitan a, el tratamiento de la arritmia cardíaca, la ablación de tumores (benignos y malignos), el control del sangrado durante la cirugía, después de un traumatismo, para cualquier otro control del sangrado, extracción de tejido blando, resección y extracción de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas como el esófago de Barrett y adenocarcinoma de esófago), tratamiento de tumores óseos, hueso normal y enfermedades óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía estética, 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 la cauterización de vasos sanguíneos o tejidos para cualquier propósito. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende una terapia de ablación (por ejemplo, para lograr una necrosis coagulativa). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la ablación del tumor para dirigirse, por ejemplo, a tumores primarios o metastásicos. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende el control de la hemorragia (por ejemplo, electrocauterio). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende cortar o extraer tejido. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para moverse y colocarse, con un daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier localización deseada incluyendo, pero no limitado a, el cerebro, el cuello, el pecho, el abdomen, la pelvis y las extremidades. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para el suministro guiado, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares.

Las realizaciones ilustradas que se proporcionan a continuación describen los sistemas de la presente invención en términos de aplicaciones médicas (por ejemplo, ablación de tejido mediante la administración de energía de microondas). Sin embargo, debe apreciarse que los sistemas de la presente invención 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.). Las realizaciones ilustradas describen los sistemas de la presente invención en términos de energía de microondas. Debe apreciarse que los sistemas de la presente invención no se limitan a un tipo particular de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, energía de ultrasonidos enfocada, láser, plasma).

Los sistemas de la presente invención no están limitados a ningún componente o número de componentes en particular. En algunas realizaciones, los sistemas de la presente invención incluyen, pero no se limitan a, una fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un dispositivo de suministro de energía con una antena, un sistema de refrigeración, un sistema de imagenología y/o un sistema de seguimiento. Cuando se usan múltiples antenas, el sistema puede usarse para controlar individualmente cada antena por separado.

La Figura 1 muestra un sistema ejemplar de la invención. Como se muestra, el sistema de suministro de energía comprende una fuente de alimentación, una línea de transmisión, un componente de distribución de energía (por ejemplo, un divisor de potencia), un procesador, un sistema de imagenología, un sistema de monitorización de temperatura y un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, como se muestra, los componentes de los sistemas de suministro de energía están conectados a través de una línea de transmisión, cables, etc. En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía está separado de la fuente de alimentación, un medio para dirigir, controlar y suministrar energía (por ejemplo, un divisor de potencia), procesador, sistema de imagenología, sistema de monitorización de temperatura a través de una barrera de campo estéril.

Los componentes ejemplares de los sistemas de suministro de energía se describen con más detalle en las siguientes secciones: I. Fuente de alimentación; II. Dispositivos de suministro de energía; III. Procesador; IV. Sistemas de imagenología; V. Sistemas de sintonización; VI. Sistemas de ajuste de temperatura; VII. Sistemas de identificación; VIII. Dispositivos de monitorización de temperatura; IX. Concentradores de los dispositivos de procedimiento; y X. Usos de los sistemas de suministro de energía.

I. Fuente de alimentación

La energía utilizada dentro de los sistemas de suministro de energía de la presente invención se suministra a través de una fuente de alimentación. La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de fuente de alimentación. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a uno o más componentes de los sistemas de suministro de energía de la presente invención (por ejemplo, dispositivos de ablación). La fuente de alimentación no se limita a proporcionar un tipo particular de energía (por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de microondas, energía de radiación, láser, ultrasonido enfocado, etc.). La fuente de alimentación no se limita a proporcionar cantidades particulares de energía o a una tasa de suministro particular. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía con propósitos de ablación de tejidos.

La presente invención no está limitada a un tipo particular de fuente de alimentación. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación está configurada para proporcionar cualquier tipo de energía deseada (por ejemplo, energía de microondas, energía de radiofrecuencia, radiación, energía criogénica, electroporación, ultrasonidos enfocados de alta intensidad y/o mezclas de los mismos). En algunas realizaciones, el tipo de energía proporcionado con la fuente de alimentación es energía de microondas. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación proporciona energía de microondas a los dispositivos de ablación con propósitos de ablación de tejidos. El uso de energía de microondas en la ablación de tejido tiene numerosas ventajas. Por ejemplo, las microondas tienen un campo amplio 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 correspondientemente grande de calentamiento activo, permitiendo de este modo la ablación uniforme del tejido tanto dentro de la zona objetivo como en las regiones perivasculares (ver, por ejemplo, la Publicación Internacional N° WO 2006/004585). Además, la energía de microondas tiene la capacidad de someter a ablación zonas grandes o múltiples de tejido usando múltiples sondas con un calentamiento de tejido más rápido. La energía de microondas tiene la capacidad de penetrar el tejido para crear lesiones profundas con menos calentamiento de la superficie. Los tiempos de suministro de energía son más cortos que con la energía de radiofrecuencia y las sondas pueden calentar el tejido lo suficiente como para crear una lesión uniforme y simétrica de profundidad predecible y controlable. La energía de microondas es generalmente segura cuando se usa cerca de vasos. Además, las microondas no dependen de la conducción eléctrica, ya que irradian a través del tejido, fluido/sangre y aire. Por lo tanto, la energía de microondas puede usarse en tejidos, luces, pulmones e intravascularmente.

En algunas realizaciones, la fuente de alimentación comprende uno o más generadores de energía. En algunas realizaciones, el generador está configurado para proporcionar hasta 100 vatios de potencia de microondas a una frecuencia de 915 MHz a 5,8 GHz, aunque la presente invención no está limitada a ello. En algunas realizaciones, se elige como generador un magnetron convencional del tipo usado comúnmente en hornos microondas. En algunas realizaciones, se utiliza un generador basado en un solo magnetron (por ejemplo, con la capacidad de generar 300W a través de un solo canal, o dividirlos en múltiples canales). Debe apreciarse, sin embargo, que en su lugar puede sustituirse cualquier otra fuente de energía de microondas adecuada. En algunas realizaciones, los tipos de generadores incluyen, pero no se limitan a, los disponibles de Cober-Muegge, LLC, Norwalk, Connecticut, USA, generadores Sairem, y generadores Gerling Applied Engineering. En algunas realizaciones, el generador tiene por lo 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 de mayor potencia, el generador puede proporcionar aproximadamente 300 vatios (por ejemplo, 200 vatios, 280, 290, 300, 310, 320, 350, 400, 750 vatios). En algunas realizaciones, en las 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 algunas realizaciones, se usan múltiples generadores para proporcionar energía (por ejemplo, tres amplificadores de 140 vatios). En algunas realizaciones, el generador comprende módulos amplificadores de estado sólido que pueden funcionar por separado y controlarse por fase. En algunas realizaciones, las salidas del generador se combinan de manera constructiva para aumentar la potencia de salida total. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación

distribuye energía (por ejemplo, recogida de un generador) con un sistema de distribución de energía. La presente invención no está limitada a un sistema de distribución de energía particular. En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía está configurado para proporcionar energía a un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación de tejido) con el propósito de ablación de tejido. El sistema de distribución de energía no está limitado a una manera particular de recolectar energía de, por ejemplo, un generador. El sistema de distribución de energía no está limitado a una manera particular de proporcionar energía a los dispositivos de ablación. En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía está configurado para transformar la impedancia característica del generador de manera que coincida con la impedancia característica de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, un catéter de ablación de tejido).

En algunas realizaciones, el sistema de distribución de energía 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 de tejido). En algunas realizaciones, el divisor de potencia se proporciona como un componente separado del sistema. En algunas realizaciones, el divisor de potencia se usa para alimentar múltiples dispositivos de suministro de energía con señales de energía separadas. En algunas realizaciones, el divisor de potencia aísla eléctricamente la energía suministrada a cada dispositivo de suministro de energía de tal manera que, por ejemplo, si uno de los dispositivos experimenta un aumento de carga como resultado de una mayor deflexión de temperatura, la energía suministrada a esa unidad se altera (por ejemplo, reduce, detiene) mientras que la energía suministrada a dispositivos alternativos no cambia. La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de divisor de potencia. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está diseñado por SM Electronics. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para recibir energía de un generador de energía y proporcionar energía a componentes adicionales del sistema (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía). En algunas realizaciones, el divisor de potencia puede conectarse con uno o más componentes del sistema adicionales (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15, 20, 25, 50, 100, 500...). En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para suministrar cantidades variables de energía a diferentes regiones dentro de un dispositivo de suministro de energía con el propósito de suministrar cantidades variables de energía desde diferentes regiones del dispositivo. En algunas realizaciones, el divisor de potencia se usa para proporcionar cantidades variables de energía a múltiples dispositivos de suministro de energía con el propósito de tratar una región de tejido. En algunas realizaciones, el divisor de potencia está configurado para operar dentro de un sistema que comprende un procesador, un dispositivo de suministro de energía, un sistema de ajuste de temperatura, un divisor de potencia, un sistema de sintonización y/o un sistema de imagenología. En algunas realizaciones, el divisor de potencia puede manejar las salidas máximas del generador más, por ejemplo, el 25% (por ejemplo, el 20%, 30%, 50%). En algunas realizaciones, el divisor de potencia es un divisor de potencia de 2 a 4 canales de 1000 vatios nominales.

En algunas realizaciones, donde se emplean múltiples antenas, el sistema de la presente invención puede configurarse para ejecutarlas simultánea o secuencialmente (por ejemplo, con conmutación). En algunas realizaciones, 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 dentro de una única antena. En algunas realizaciones, la conmutación se combina con la puesta en fase de tal manera que múltiples antenas estén simultáneamente activas, controladas por fase y luego conmutarse a un nuevo conjunto de antenas (por ejemplo, la conmutación no necesita ser completamente secuencial). En algunas realizaciones, el control de fase se logra con precisión. En algunas realizaciones, la fase se ajusta continuamente para mover las áreas de interferencia constructiva o destructiva en el espacio y el tiempo. En algunas realizaciones, la fase se ajusta aleatoriamente. En algunas realizaciones, el ajuste de fase aleatorio se realiza mediante interferencia mecánica y/o magnética.

II. Dispositivos de suministro de energía

Los sistemas de suministro de energía de la presente invención contemplan el uso de cualquier tipo de dispositivo configurado para suministrar (por ejemplo, emitir) energía (por ejemplo, dispositivo de ablación, dispositivo quirúrgico, etc.) (ver, 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, Solicitud 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; Solicitudes de Patente de Gran Bretaña N° 2.406.521, 2.388.039; Patente europea N° 1395190; y Solicitudes de Patentes Internacionales 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). Tales dispositivos incluyen todos y cada uno de los dispositivos de aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación configurados para la emisión de energía, así como los dispositivos usados en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación en la que se suministre energía.

En algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen en los mismos 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 algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos de

suministro de energía que tienen antenas con forma lineal (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.878.147, 4.494.539, 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 Solicitud de Patente Internacional N° WO 03/039385). En algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen antenas con forma no lineal (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.251.128, 6.016.811 y 5.800.494, Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 09/847.181 y Solicitud de Patente Internacional N° WO 03/088858). En algunas realizaciones, las antenas tienen componentes de reflexión de bocina (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.527.768, 6.287.302). En algunas realizaciones, la antena tiene un escudo de reflexión direccional (ver, por ejemplo, Patente de Estados Unidos N° 6.312.427). En algunas realizaciones, la antena tiene en la misma un componente de seguridad para asegurar el dispositivo de suministro de energía dentro de una región de tejido particular (ver, por ejemplo, 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 se limitan a configuraciones particulares de líneas de transmisión coaxiales.

Ejemplos de líneas de transmisión coaxiales incluyen, pero no se limitan a, las líneas de transmisión coaxiales desarrolladas por Pasternack, Micro-coax, y SRC Cables. En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial tiene un conductor central, un elemento dieléctrico y un conductor exterior (por ejemplo, una protección exterior). En algunas realizaciones, los sistemas utilizan antenas que tienen líneas de transmisión coaxiales flexibles (por ejemplo, con el propósito de colocarse alrededor, por ejemplo, de venas pulmonares o a través de estructuras tubulares) (ver, 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 algunas realizaciones, los sistemas utilizan antenas que tienen líneas de transmisión coaxiales rígidas (ver, 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 algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen una línea de transmisión coaxial colocada dentro de la antena y una línea de transmisión coaxial que se conecta con la antena. En algunas realizaciones, el tamaño de la línea de transmisión coaxial dentro de la antena es mayor que la línea de transmisión coaxial conectada con la antena. La línea de transmisión coaxial dentro de la antena y la línea de transmisión coaxial que se conecta con la antena no están limitadas a tamaños particulares. Por ejemplo, en algunas realizaciones, mientras que la línea de transmisión coaxial conectada con la antena es de aproximadamente 0,81 mm (0,032 pulgadas), el tamaño de la línea de transmisión coaxial dentro de la antena es mayor de 0,81 mm (0,032 pulgadas) (por ejemplo, 1,3 mm (0,05 pulgadas), 1,9 mm (0,075 pulgadas), 2,5 mm (0,1 pulgadas), 12,7 mm (0,5 pulgadas)). En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial dentro de la antena tiene un conductor interior que es rígido y grueso. En algunas realizaciones, el extremo de la línea de transmisión coaxial dentro de la antena está afilado para uso percutáneo. En algunas realizaciones, el recubrimiento dieléctrico de la línea de transmisión coaxial dentro de la antena es PTFE (por ejemplo, con el propósito de suavizar las transiciones desde una cánula a un conductor interior (por ejemplo, un conductor interior delgado y afilado)). La Figura 16 muestra un dispositivo 1600 de suministro de energía que tiene una línea de transmisión coaxial estrecha 1610 conectada con una línea de transmisión coaxial más grande 1620 colocada dentro de una antena 1630, que está conectada con un conductor 1640 interior.

La presente invención no está limitada a una forma de línea de transmisión coaxial particular. De hecho, en algunas realizaciones, la forma de la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico se selecciona y/o se ajusta para adaptarse a una necesidad particular. La Figura 2 muestra algunas de las varias formas no limitativas que pueden adoptar la línea de transmisión coaxial y/o el elemento dieléctrico.

En algunas realizaciones, el conductor exterior es una aguja de calibre 20 o un componente de diámetro similar a una aguja de calibre 20. Preferiblemente, para uso percutáneo, el conductor exterior no es más grande que una aguja de calibre 17 (por ejemplo, no más grande que una aguja de calibre 16). En algunas realizaciones, el conductor exterior es una aguja de calibre 17. Sin embargo, en algunas realizaciones, se usan dispositivos más grandes, según se desee. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se usa un diámetro de calibre 12. La presente invención no está limitada por el tamaño del conductor exterior. En algunas realizaciones, el conductor exterior está configurado para encajar dentro de una serie de agujas más grandes con el propósito de ayudar en procedimientos médicos (por ejemplo, ayudar en la biopsia de tejido) (ver, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos N° 6.652.520, 6.582.486, 6.355.033, 6.306.132). En algunas realizaciones, el conductor central está configurado para extenderse más allá del conductor exterior con el propósito de suministrar energía a una localización deseada. En algunas realizaciones, parte o toda la impedancia característica de la línea de alimentación se optimiza para una disipación de potencia mínima, independientemente del tipo de antena que termina en su extremo distal.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están provistos de una parte proximal y una parte distal, en donde la parte distal es desmontable y se proporciona en una variedad de configuraciones diferentes que pueden unirse a una parte proximal central. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la parte proximal comprende un mango y una interfaz con otros componentes del sistema (por ejemplo, fuente de alimentación) y la parte distal comprende una antena desmontable que tiene las propiedades deseadas. Pueden proporcionarse una

pluralidad de antenas diferentes configuradas para diferentes usos y acoplarse a la unidad de mango para la indicación apropiada.

En algunas realizaciones, múltiples (por ejemplo, más de 1) (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 10, 20, etc.) líneas de transmisión coaxial y/o líneas de transmisión triaxiales están colocadas dentro de cada dispositivo de suministro de energía con el propósito de suministrar grandes cantidades de energía durante un período prolongado de tiempo. En experimentos realizados durante el desarrollo de realizaciones para la presente invención, se determinó que un dispositivo de suministro de energía que tenía tres líneas de transmisión coaxiales de menor potencia (por ejemplo, colocadas dentro de la misma sonda) (por ejemplo, dentro de una aguja de calibre 13) era capaz de suministrar mayores cantidades de energía durante un período de tiempo más largo que un dispositivo de suministro de energía que tiene una línea de transmisión coaxial de mayor potencia.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía comprenden una sonda de microondas triaxial con capacidades de sintonización optimizadas (ver, por ejemplo, Patente de Estados Unidos Nº 7.101.369; ver también, Solicitudes de Patente de Estados Unidos Nº 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 Solicitud de Patente Internacional Nº PCT/US05/14534). Las sondas de microondas triaxiales no están limitadas a capacidades de sintonización optimizadas particulares. En algunas realizaciones, las sondas de microondas triaxiales tienen capacidades de sintonización optimizadas predefinidas específicas para un tipo de tejido particular. La Figura 33 muestra una sonda de microondas triaxial 33000 que tiene un primer conductor 33100, un segundo conductor 33200 coaxialmente alrededor del primer conductor 33100 pero aislado del mismo, y un tercer conductor tubular 33300 coaxialmente alrededor del primer conductor 33100 y el segundo conductor 33200. En algunas realizaciones, el primer conductor 33100 está configurado para extenderse más allá del segundo conductor 33200 en el tejido, por ejemplo, cuando un extremo distal de la sonda de microondas triaxial 33000 se inserta en un cuerpo para la ablación por microondas. Como se muestra en la Figura 33, la distancia que se extiende el primer conductor 33100 desde el segundo conductor 33200 es la longitud activa 33400. En algunas realizaciones, el segundo conductor 33200 está configurado para extenderse más allá del tercer conductor 33300 hacia el tejido. Como se muestra en la Figura 33, la distancia que se extiende el segundo conductor 33200 desde el tercer conductor 33300 es la profundidad de inserción 33500. En experimentos realizados durante el desarrollo de las realizaciones para la presente invención, se determinaron las medidas de profundidad de inserción y de longitud activa óptimas para tipos de tejido específicos. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial como se muestra en la Figura 33 con tejido pulmonar, la profundidad de inserción óptima fue de 3,6 mm y la longitud activa óptima fue de 16 mm. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial como se muestra en la Figura 33 con tejido hepático, la profundidad de inserción óptima fue de 3,6 mm y la longitud activa óptima fue de 15 mm. Por ejemplo, usando una sonda de microondas triaxial como se muestra en la Figura 33 con tejido renal, la profundidad de inserción óptima fue de 3,6 mm y la longitud activa óptima fue de 15 mm. En algunas realizaciones, las sondas de microondas triaxiales están configuradas para realizar la ablación de una región de tejido más pequeña (por ejemplo, ablación sólo del borde de un órgano, ablación de un tumor pequeño, etc.). En tales realizaciones, la longitud del primer conductor se reduce (por ejemplo, de tal manera que el alambre contacte con la punta del cable para retener una región de ablación pequeña).

En algunas realizaciones, los dispositivos de la presente invención están configurados para acoplarse con un mango desmontable. La presente invención no está limitada a un tipo particular de mango desmontable. En algunas realizaciones, el mango desmontable está configurado para conectarse con múltiples dispositivos (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 50...) con el propósito de controlar el suministro de energía a través de tales dispositivos. En algunas realizaciones, el mango está diseñado con un amplificador de potencia para proporcionar potencia a un dispositivo de suministro de energía.

En algunas realizaciones, el dispositivo está diseñado para rodear físicamente una región de tejido particular con el propósito de suministrar energía (por ejemplo, el dispositivo puede tener una forma flexible alrededor de una región de tejido particular). Por ejemplo, en algunas realizaciones, el dispositivo puede tener una forma flexible alrededor de un vaso sanguíneo (por ejemplo, una vena pulmonar) con el propósito de suministrar energía a una región precisa dentro del tejido.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están configurados para mantener la forma tras exponerlos a una fuerza de compresión. Los dispositivos de suministro de energía no se limitan a a. configuración particular para mantener la forma tras la exposición a una fuerza de compresión. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos un sistema de alambre de tracción con el propósito de mantener la forma tras la compresión. La presente invención no está limitada a un tipo particular de sistema de cable de tracción. En algunas realizaciones, el sistema de alambre 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 un anclaje de alambre de tracción. En algunas realizaciones, la contracción (por ejemplo, empujar, tirar) de uno o más alambres de tracción conectados al anclaje de alambres de tracción (por ejemplo, contracción por un usuario) da como resultado la asunción de un estado inflexible por parte del dispositivo de suministro de energía, de tal manera que tras exponerse a una fuerza de compresión, el dispositivo de suministro de energía mantiene su forma. En algunas realizaciones, los alambres de

tracción pueden bloquearse en una posición contraída. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía que tienen uno o más alambres de tracción conectados con un anclaje de alambres de tracción mantienen la flexibilidad en ausencia de contracción del cable de tracción. La Figura 14 muestra un dispositivo de suministro de energía 1400 que tiene dos alambres de tracción 1410, 1420 conectados con un anclaje de alambre de tracción 1430. En algunas realizaciones, 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 algunas realizaciones, los alambres de tracción están configurados para contraerse automáticamente en respuesta a una estimulación (por ejemplo, una estimulación eléctrica, una estimulación compresiva) (por ejemplo, alambres de músculos). En algunas realizaciones, los alambres de tracción están configurados para proporcionar una fuerza de equilibrio en respuesta a una fuerza de compresión (por ejemplo, una fuerza contrarrestante). En algunas realizaciones, los alambres de tracción están diseñados para doblarse a temperaturas particulares (por ejemplo, cables de nitinol superelásticos). En algunas realizaciones, la flexión de los alambres de tracción a temperaturas particulares es un evento detectable que puede usarse para monitorizar el estado de un procedimiento.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están configurados para tener regiones tanto flexibles como inflexibles. Los dispositivos de suministro de energía no se limitan a configuraciones particulares por tener regiones tanto flexibles como inflexibles. En algunas realizaciones, las regiones flexibles comprenden plástico (por ejemplo, PEEK). En algunas realizaciones, las regiones inflexibles comprenden cerámica. Las regiones flexibles e inflexibles no se limitan a posiciones particulares dentro de los dispositivos de suministro de energía. En algunas realizaciones, la región flexible se coloca en una región que experimenta cantidades menores de emisión de campo de microondas. En algunas realizaciones, la región inflexible se coloca en una región que experimenta grandes cantidades de emisión de campo de microondas (por ejemplo, localizada sobre la parte proximal de la antena para proporcionar resistencia dieléctrica y rigidez mecánica). La Figura 15 muestra una perspectiva externa de un dispositivo de suministro de energía 1500 que tiene regiones inflexibles 1510 y 1520 (por ejemplo, cerámica) y una región flexible 1530 (por ejemplo, PEEK). La Figura 17 muestra una sección transversal de un dispositivo de suministro de energía 1700 que tiene regiones inflexibles 1710 y 1720 y una región flexible 1730. Como se muestra, las regiones inflexibles 1710 y 1720 están ahusadas gradualmente para, por ejemplo, proporcionar un área superficial más grande para la unión con la cánula, y para, por ejemplo, distribuir las tensiones de las fuerzas de flexión sobre un área superficial más grande. Como se muestra, la región flexible 1730 está colocada en el exterior de la unión con el propósito de mejorar la resistencia debido a su gran tamaño de diámetro. En algunas realizaciones, el ahusamiento gradual de las regiones inflexibles se rellena con un material de unión para proporcionar resistencia adicional. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen una contracción térmica sobre la parte distal (por ejemplo, la antena) para proporcionar una durabilidad adicional.

En algunas realizaciones, el material de la antena es duradero y proporciona una constante dieléctrica elevada. En algunas realizaciones, el material de la antena es circonio y/o un equivalente funcional de circonio. En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía se proporciona como dos o más antenas separadas unidas a las mismas fuentes de alimentación o unas diferentes. En algunas realizaciones, las diferentes antenas están unidas al mismo mango, mientras que en otras realizaciones se proporcionan diferentes mangos para cada antena. En algunas realizaciones, se usan múltiples antenas dentro de un paciente simultáneamente o en serie (por ejemplo, conmutando) para suministrar energía de una intensidad y geometría deseadas dentro del paciente. En algunas realizaciones, las antenas pueden controlarse individualmente. En algunas realizaciones, las múltiples antenas pueden manejarse por un solo usuario, por un ordenador, o por múltiples usuarios.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están diseñados para funcionar dentro de un campo estéril. La presente invención no está limitada a un entorno de campo estéril particular. En algunas realizaciones, el campo estéril incluye una región que rodea a un sujeto (por ejemplo, una mesa de operaciones). En algunas realizaciones, el campo estéril incluye cualquier región que permita el acceso únicamente a artículos esterilizados (por ejemplo, dispositivos esterilizados, agentes accesorios esterilizados, partes del cuerpo esterilizadas). En algunas realizaciones, el campo estéril incluye cualquier región vulnerable a infección por patógenos. En algunas realizaciones, el campo estéril tiene en el mismo una barrera de campo estéril que establece una barrera entre un campo estéril y un campo no estéril. La presente invención no está limitada a una barrera de campo estéril particular. En algunas realizaciones, la barrera de campo estéril son los paños que rodean a un sujeto que se está sometiendo a un procedimiento que implica los sistemas de la presente invención (por ejemplo, ablación de tejido). En algunas realizaciones, una habitación es estéril y proporciona el campo estéril. En algunas realizaciones, la barrera de campo estéril la establece un usuario de los sistemas de la presente invención (por ejemplo, un médico). En algunas realizaciones, la barrera de campo estéril impide la entrada de artículos no estériles en el campo estéril. En algunas realizaciones, el dispositivo de suministro de energía se proporciona en el campo estéril, mientras que uno o más de los otros componentes del sistema (por ejemplo, la fuente de alimentación) no están contenidos en el campo estéril.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos sensores de protección diseñados para evitar el uso no deseado de los dispositivos de suministro de energía. Los dispositivos de suministro de energía no se limitan a un tipo o clase particular de sensores de protección. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos 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 algunas realizaciones, a medida que la temperatura alcanza un cierto nivel, el sensor comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen 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 algunas realizaciones, tras entrar en contacto con piel no deseada, el sensor de contacto con la piel comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen un sensor de contacto con aire diseñado para detectar el contacto del dispositivo de suministro de energía con el aire ambiente (por ejemplo, detección a través de la medición de la potencia reflectante de la electricidad que pasa a través del dispositivo). En algunas realizaciones, tras entrar en contacto con aire no deseado, el sensor de contacto con la piel comunica una advertencia a un usuario a través de, por ejemplo, el procesador. En algunas realizaciones, los sensores están diseñados para evitar el uso del dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, reduciendo o previniendo automáticamente el suministro de energía) tras la detección de un acontecimiento no deseado (por ejemplo, contacto con la piel, contacto con aire, aumento/disminución de temperatura no deseado). En algunas realizaciones, los sensores se comunican con el procesador de tal manera que el procesador muestra una notificación (por ejemplo, una luz verde) en ausencia de un acontecimiento no deseado. En algunas realizaciones, los sensores se comunican con el procesador de tal manera que el procesador muestra una notificación (por ejemplo, una luz roja) en presencia de un acontecimiento no deseado e identifica el acontecimiento no deseado.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía se usan por encima de la potencia nominal recomendada por el fabricante. En algunas realizaciones, las técnicas de refrigeración descritas en la presente se aplican para permitir un mayor suministro de energía. La presente invención no está limitada a una cantidad particular de aumento de potencia. En algunas realizaciones, las potencias nominales superan la recomendación del fabricante en 5x o más (por ejemplo, 5x, 6x, 10x, 15x, 20x, etc.).

Además, los dispositivos de la presente invención están configurados para suministrar energía desde diferentes regiones del dispositivo (por ejemplo, espacios del segmento conductor exterior, que se describen con más detalle a continuación) en diferentes momentos (por ejemplo, controlados por un usuario) y a diferentes intensidades de energía (por ejemplo, controlado por un usuario). Tal control sobre el dispositivo permite la puesta en fase de los campos de suministro de energía con el propósito de lograr una interferencia de fase constructiva en una región de tejido particular o una interferencia de fase destructiva en una región de tejido particular. Por ejemplo, un usuario puede emplear el suministro de energía a través de dos (o más) segmentos conductores exteriores colocados de manera cercana para lograr una intensidad energética combinada (por ejemplo, interferencia de fase constructiva). Tal intensidad de energía combinada puede ser útil en regiones de tejido particularmente profundas o densas. Adicionalmente, tal intensidad de energía combinada puede lograrse mediante la utilización de dos (o más) dispositivos. En algunas realizaciones, 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 sintonización, un usuario y/o un divisor de potencia. Por tanto, el usuario puede 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 con el propósito de esculpir con precisión una zona de ablación.

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos de suministro de energía con impedancia característica optimizada, dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigeración, dispositivos de suministro de energía con un dipolo alimentado por el centro, y dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antenas (cada uno descrito con más detalle con anterioridad y a continuación).

Se describen una amplia variedad de métodos para refrigerar los dispositivos. Algunos ejemplos emplean barreras fundibles que, al fundirse, permiten el contacto de productos químicos que llevan a cabo una reacción endotérmica. En la Figura 3 se muestra un ejemplo. Las Figuras 3A y 3B muestran una región de una línea de transmisión coaxial (por ejemplo, un canal) que tiene segmentos divididos con un primer y segundo materiales bloqueados por paredes fundibles con el propósito de evitar el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor exterior). Las Figuras 3A y 3B representan una línea de transmisión coaxial estándar 300 configurada para su uso dentro de cualquiera de los dispositivos de suministro de energía de la presente invención. Como se muestra en la Figura 3A, la línea de transmisión coaxial 300 tiene un conductor central 310, un material dieléctrico 320 y un conductor exterior 330. Además, la línea de transmisión coaxial 300 tiene en la misma cuatro segmentos divididos 340 separados por paredes 350 (por ejemplo, paredes de cera fundible). Los segmentos divididos 340 se dividen en primeros segmentos divididos 360 y segundos segmentos divididos 370. En algunas realizaciones, como se muestra en la Figura 3A, los primeros segmentos divididos 360 y los segundos segmentos divididos 370 están escalonados sucesivamente. Como se muestra en la Figura 3A, los primeros segmentos divididos 360 contienen un primer material (sombreado tipo uno) y los segundos segmentos divididos 370 contienen un segundo material (sombreado tipo dos). Las paredes 350 evitan que el primer material y el segundo material se mezclen. La Figura 3B muestra la línea de transmisión coaxial 300 descrita en la Figura 3A después de un evento (por ejemplo, un aumento de temperatura en uno de los segmentos divididos 340). Como se muestra, una

de las paredes 350 se ha fundido, permitiendo de este modo que el primer material contenido en una región 360 y el segundo material contenido en una región 370 se mezclen. La Figura 3B muestra además paredes no fundidas 350 donde el aumento de temperatura no se elevó por encima de un cierto umbral de temperatura.

La Figura 4 muestra una realización alternativa. Las Figuras 4A y 4B mostrar una realización de línea de transmisión coaxial que tiene segmentos divididos segregados por paredes fundibles que contienen un primer y un segundo material (por ejemplo, materiales configurados para generar una reacción química reductora de temperatura al mezclarse) evitando el calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, calentamiento a lo largo del conductor exterior). Las Figuras 4A y 4B muestran una línea de transmisión coaxial 400 configurada para su uso dentro de cualquiera de los dispositivos de suministro de energía de la presente invención. Como se muestra en la Figura 4A, la línea de transmisión coaxial 400 tiene un conductor central 410, un material dieléctrico 420, y un conductor exterior 430. Además, la línea de transmisión coaxial 400 tiene cuatro segmentos divididos 440 en la misma segregados por paredes 450. Cada una de las paredes 450 contiene un primer material 460 separado de un segundo material 470. La Figura 4B muestra la línea de transmisión coaxial 400 descrita en la Figura 4A después de un evento (por ejemplo, un aumento de temperatura en uno de los segmentos divididos 440). Como se muestra, una de las paredes 450 se ha fundido, permitiendo de este modo que el primer material 460 y el segundo material 470 se mezclen dentro de los segmentos adyacentes divididos 440. La Figura 4B muestra además paredes no fundidas 450 donde el aumento de temperatura no se elevó por encima de un cierto umbral de temperatura.

En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un elemento de anclaje para asegurar la antena en una región de tejido particular. El dispositivo no se limita a un tipo particular de elemento de anclaje. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje es un globo inflable (por ejemplo, en donde el inflado del globo asegura la antena en una región de tejido particular). Una ventaja adicional de utilizar un globo inflable como elemento de anclaje es la inhibición del flujo sanguíneo o del flujo de aire a una región particular tras inflar el globo. Tal inhibición del flujo de aire o sangre es particularmente útil, por ejemplo, en procedimientos de ablación cardíaca y procedimientos de ablación que implican el tejido pulmonar, tejido vascular y tejido gastrointestinal. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje es una extensión de la antena diseñada para acoplarse (por ejemplo, asegurarse a) una región de tejido particular. Ejemplos adicionales incluyen, pero no se limitan a, los elementos de anclaje descritos en las Patentes de Estados Unidos N° 6.364.876 y 5.741.249. En algunas realizaciones, el elemento de anclaje tiene un agente en circulación (por ejemplo, un gas suministrado en o cerca de su punto crítico; CO₂) que congela la interfaz entre la antena y el tejido, pegando de este modo la antena en su sitio. En tales realizaciones, cuando el tejido se funde, la antena permanece fijada a la región del tejido debido a la desecación del tejido.

Por tanto, en algunas realizaciones, los dispositivos de la presente invención se usan en la ablación de una región de tejido que tiene grandes cantidades de aire y/o flujo sanguíneo (por ejemplo, tejido pulmonar, tejido cardíaco, tejido gastrointestinal, tejido vascular). En algunas realizaciones que implican la ablación de regiones de tejido que tienen altas cantidades de aire y/o flujo sanguíneo, se utiliza además un elemento para inhibir el flujo de aire y/o sangre a esa región de tejido. La presente invención no está limitada a un elemento de inhibición del flujo sanguíneo y/o de aire particular. En algunas realizaciones, el dispositivo se combina con un tubo endotraqueal/endobronquial. En algunas realizaciones, puede inflarse un globo unido al dispositivo en la región del tejido con el propósito de asegurar el dispositivo o dispositivos dentro de la región del tejido deseada e inhibir el flujo de sangre y/o aire a la región del tejido deseada.

Por tanto, en algunas realizaciones, los dispositivos de la presente invención proporcionan un dispositivo de ablación acoplado con un componente que proporciona la oclusión de un pasaje (por ejemplo, oclusión bronquial). El componente de oclusión (por ejemplo, balón inflable) puede montarse directamente en el sistema de ablación o puede usarse en combinación con otro componente (por ejemplo, un tubo endotraqueal o endobronquial) asociado con el sistema.

En algunas realizaciones, los dispositivos de la presente invención pueden montarse en dispositivos de procedimientos médicos adicionales. Por ejemplo, los dispositivos pueden montarse sobre endoscopios, catéteres intravasculares o laparoscopios. En algunas realizaciones, los dispositivos se montan en catéteres orientables. En algunas realizaciones, se monta un catéter flexible en un endoscopio, catéter intravascular o laparoscopio. Por ejemplo, el catéter flexible, en algunas realizaciones, tiene múltiples articulaciones (por ejemplo, como un ciempiés) que permiten doblarse y dirigirse según se desee para navegar hasta la localización deseada para el tratamiento.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos una región de tapón diseñada para separar la parte interior del dispositivo de suministro de energía para, por ejemplo, evitar la refrigeración o calentamiento de una parte o partes del dispositivo mientras se permite la refrigeración o calentamiento de otras partes. La región del tapón puede configurarse para segregar cualquier región o regiones deseadas de un dispositivo de suministro de energía de cualquier otra. En algunas realizaciones, la región del tapón está diseñada para evitar la refrigeración de una o más regiones de un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la región de tapón está diseñada para evitar la refrigeración de la parte del dispositivo de suministro de energía configurado para suministrar energía ablativa. La región de tapón no se limita a una manera

particular de evitar la refrigeración de una parte del dispositivo. En algunas realizaciones, la región de tapón 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 algunas realizaciones, el material de la región de tapón es tal que puede estar en contacto con un material o región que tiene una temperatura baja sin que su temperatura se reduzca significativamente (por ejemplo, un material aislante). La región de tapón no se limita a un tipo particular de material aislante (por ejemplo, un polímero sintético (por ejemplo, poliestireno, policineno, poliuretano, poliisocianurato), aerogel, fibra de vidrio, corcho). La región de tapón no se limita a dimensiones de tamaño particulares. En algunas realizaciones, el tamaño de la región de tapón es tal que puede evitar que el efecto de refrigeración de un refrigerante en circulación reduzca la temperatura de otras regiones del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la región de tapón se coloca a lo largo de toda la parte de la cánula de un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la región de tapón se coloca en una parte distal de la parte de la cánula de un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, la región de tapón envuelve la parte exterior de la parte de la cánula de un dispositivo de suministro de energía.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos una región de "pegado" diseñada para asegurar el dispositivo de suministro de energía a una región de tejido. La región de pegado no se limita a una manera particular de facilitar la asociación de un dispositivo de suministro de energía a una región de tejido. En algunas realizaciones, la región de pegado está configurada para alcanzar y mantener una temperatura reducida de tal manera que tras entrar en contacto con una región de tejido, la región de tejido se adhiere a la región de pegado, dando como resultado la unión del dispositivo de suministro de energía con la región de tejido. La región de pegado no está limitada a una composición de materiales particular. En algunas realizaciones, la región de pegado es, por ejemplo, un material metálico, un material cerámico, un material plástico y/o cualquier combinación de tales sustancias. En algunas realizaciones, la región de pegado comprende cualquier tipo de material capaz de alcanzar y mantener una temperatura tal que, tras entrar en contacto con una región de tejido, se induce la adherencia de la región de tejido sobre la región de pegado. La región de pegado no está limitada a dimensiones de tamaño particulares. En algunas realizaciones, el tamaño de la región de pegado es tal que es capaz de mantener la adherencia de una región de tejido durante la ablación de tejido simultánea y/o el movimiento simultáneo (por ejemplo, colocación) del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, se proporcionan dos o más regiones de pegado. En algunas realizaciones, se evita que la región de pegado quede expuesta a la región distal del dispositivo con un sello. En algunas realizaciones, el sello se coloca entre la región de pegado y la región distal del dispositivo evitando de este modo la exposición de la región de pegado a la región distal. En algunas realizaciones, el sello está configurado de manera hermética al aire/gas. En algunas realizaciones, el sello es una soldadura por láser sobre el dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunas realizaciones, el sello se suelda por inducción al dispositivo (por ejemplo, región coaxial). En algunas realizaciones, el sello es parcial (por ejemplo, 60%/40%; 55%/45%; 50%/50%) de soldadura por láser y soldadura por inducción.

La Figura 29 muestra una realización del dispositivo de suministro de energía de la presente invención. Como se muestra, un dispositivo de suministro de energía 100 se coloca en las proximidades de una zona de ablación 105. Como se muestra, el dispositivo de suministro de energía 100 tiene un tubo de refrigeración 110 y un montaje de cables 120 conectado con un mango 130, que está conectado con una cánula de sonda refrigerada 140 conectada con una región de antena 150. Como se muestra, la región entre la cánula de sonda refrigerada 140 y la región de antena 150 tiene una región de pegado 160 y una región de tapón 170. La región de pegado 160 está diseñada para alcanzar y mantener una adherencia de acomodación de temperatura de una región de tejido en su superficie. La región de tapón 170 está diseñada para evitar que una reducción de temperatura resultante de la cánula de sonda refrigerada 140 y la región de pegado 160 afecten (por ejemplo, reduzcan) la temperatura dentro de la región de antena 150. Como se muestra, en estas realizaciones, la zona de ablación 105, abarca tanto una región refrigerada del dispositivo de suministro de energía 100 (por ejemplo, la cánula de sonda refrigerada 140 y la región de pegado 160) como una región no refrigerada del dispositivo de suministro de energía 100 (por ejemplo, la región de tapón 170 y la región de antena 150).

Dispositivos de suministro de energía con impedancia característica optimizada

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos configurados para el suministro de energía de microondas con una impedancia característica optimizada (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.428). Tales dispositivos están configurados para funcionar con una impedancia característica superior a 50 Ω . (por ejemplo, entre 50 y 90 Ω , por ejemplo, superior a 50,..., 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62,... 90 Ω , preferiblemente a 77 Ω).

Los dispositivos de suministro de energía configurados para operar con impedancia característica optimizada son particularmente útiles en términos de procedimientos de ablación de tejidos y proporcionan numerosas ventajas sobre los dispositivos no optimizados. Por ejemplo, un inconveniente importante de los dispositivos médicos actualmente disponibles que utilizan energía de microondas es la disipación no deseada de la energía a través de las líneas de transmisión sobre el tejido de un sujeto lo que da como resultado un quemado no deseado. Dicha pérdida de energía de microondas es el resultado de limitaciones dentro del diseño de los dispositivos médicos actualmente disponibles. La impedancia estándar para líneas de transmisión coaxiales dentro

de dispositivos médicos es de 50 o menos. Generalmente, las líneas de transmisión coaxiales con impedancia inferior a 50 Ω tienen una gran cantidad de pérdida de calor debido a la presencia de materiales dieléctricos con valores de conductividad finitos. Como tal, los dispositivos médicos con líneas de transmisión coaxiales con impedancia de 50 Ω o menos tienen una gran cantidad 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 los mismos un material dieléctrico (por ejemplo, polifluorotetraetileno o PTFE) que rodea un conductor interior. Los materiales dieléctricos como el PTFE tienen una conductividad finita, lo que da como resultado un calentamiento no deseado de las líneas de transmisión. Esto es particularmente cierto cuando se suministran las cantidades necesarias de energía durante un período de tiempo suficiente para permitir la ablación del tejido. Los dispositivos de suministro de energía configurados para operar con impedancia característica optimizada superan esta limitación al carecer o carecer sustancialmente de un aislante dieléctrico sólido. Por ejemplo, el uso de aire en lugar de un aislante dieléctrico tradicional da como resultado un dispositivo eficiente que funciona a 77 Ω . En algunas realizaciones, 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 general de las líneas de transmisión dentro de tales dispositivos se reduce en gran medida mediante el uso de líneas de transmisión coaxiales con materiales dieléctricos de conductividad cercana a cero y, por lo tanto, reduce en gran medida el calentamiento no deseado del tejido.

Además, al proporcionar una línea de transmisión coaxial con un material dieléctrico que tiene una conductividad cercana a cero, y al evitar el uso de polímeros dieléctricos típicos, la línea de transmisión coaxial puede diseñarse de tal manera que pueda caber dentro de agujas pequeñas (por ejemplo, agujas de calibre 18-20). Típicamente, los dispositivos médicos configurados para suministrar energía de microondas están diseñados para caber dentro de agujas grandes debido a los voluminosos materiales dieléctricos. La ablación por microondas no se ha aplicado clínicamente de manera extensiva debido al gran tamaño de la sonda (calibre 14) y a la zona de necrosis relativamente pequeña (1,6 cm de diámetro) (Seki T et al., Cancer 74:817 (1994)) que se crea 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 aumenta el tamaño de la sonda y puede aumentar el daño tisular. Estos grandes tamaños de sonda aumentan el riesgo de complicaciones cuando se usan en el pecho y el abdomen.

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

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos Nº 6.461.351 y la Solicitud de Patente de Estados Unidos Nº de serie 11/728.460). En particular, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos con líneas de transmisión coaxiales que permiten la refrigeración haciendo fluir un material refrigerante a través del conductor dieléctrico y/o el interior o exterior del componente coaxial. En algunas realizaciones, los dispositivos están configurados para minimizar el diámetro del dispositivo, a la vez que permiten el paso del refrigerante. Esto se logra, en algunas realizaciones, reemplazando las tiras del conductor interior o exterior y/o del material dieléctrico sólido con canales a través de los cuales se transfiere un refrigerante. En algunas realizaciones, los canales se generan pelando el conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido a lo largo de la longitud del cable coaxial de una o más (por ejemplo, dos, tres, cuatro) zonas. Con las partes retiradas del conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido creando canales para la transferencia del refrigerante, el componente pelado cabe dentro de un conductor exterior más pequeño que antes de la retirada del conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido. Esto proporciona dispositivos más pequeños con todas las ventajas que se derivan de ellos. En algunas realizaciones en las 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 tales dispositivos es que no es necesario aumentar el diámetro del cable coaxial para acomodar el refrigerante. Esto permite el uso de dispositivos refrigerados que son mínimamente invasivos y permiten el acceso a regiones del cuerpo que de otro modo serían inaccesibles o accesibles sólo con un riesgo no deseado. El uso de refrigerante también permite un mayor suministro de energía y/o suministro de energía durante períodos de tiempo prolongados. Las realizaciones de refrigeración adicionales se han descrito anteriormente en el Sumario de la invención.

En algunas realizaciones, el dispositivo tiene un mango unido al dispositivo, en donde el mango está configurado para, por ejemplo, controlar el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante. En algunas realizaciones, el mango pasa automáticamente refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante después de una cierta cantidad de tiempo y/o cuando el dispositivo alcanza una cierta temperatura umbral. En algunas realizaciones, el mango detiene automáticamente el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante después de una cierta cantidad de tiempo y/o cuando la temperatura del dispositivo cae por debajo de una cierta temperatura umbral. En algunas realizaciones, el mango se controla manualmente para ajustar el flujo de refrigerante.

En algunas realizaciones, el mango tiene una o más luces (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, etc.) luces (por ejemplo, luces de visualización (por ejemplo, luces LED)) en el mismo. En algunas realizaciones, las luces

están configuradas para propósito de identificación. Por ejemplo, en algunas realizaciones, las luces que se usan indican si una función particular del dispositivo está activa o inactiva. Por ejemplo, cuando los dispositivos tienen múltiples sondas, se usan una o más luces para indicar si alguna sonda individual está alimentada o no alimentada. En algunas realizaciones, las luces se usan para identificar el acontecimiento de un evento (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, colocación) dentro del dispositivo, etc.). Los mangos no están limitados a una manera particular de visualización (por ejemplo, parpadeo, colores alternos, colores sólidos, etc.), la Figura 30 muestra un dispositivo 30000 con tres luces LED 31000, 32000 y 33000. La Figura 31 muestra un dispositivo 30000 de este tipo en uso en donde el dispositivo tiene tres luces LED 31000, 32000 y 33000.

La Figura 5 muestra un dibujo esquemático de un mango configurado para controlar el paso de refrigerante dentro y fuera de los canales de refrigerante. Como se muestra en la Figura 5, el mango 500 está acoplado con una línea de transmisión coaxial 510 que tiene un canal de refrigerante 520. El mango 500 tiene en el mismo un canal de entrada de refrigerante 530, un canal de salida de refrigerante 540, un primer componente de bloqueo 550 (por ejemplo, un tornillo o clavija) configurado para evitar el flujo a través del canal 520 detrás del componente de bloqueo y un segundo componente de bloqueo 560. El canal de entrada de refrigerante 530 está configurado para proporcionar refrigerante al canal de refrigerante 520. El canal de salida de refrigerante 540 está configurado para eliminar el refrigerante del canal de refrigerante 520 (por ejemplo, refrigerante que ha circulado y eliminado el calor de un dispositivo). El canal de entrada de refrigerante 530 y el canal de salida de refrigerante 540 no están limitados a tamaños o medios particulares para proporcionar y eliminar refrigerante. Los primeros componentes de bloqueo 550 y el segundo componente de bloqueo 560 no están limitados a tamaños o formas particulares. En algunas realizaciones, el primer componente de bloqueo 550 y el segundo componente de bloqueo 560 tienen cada uno una forma circular y un tamaño que coincide con el diámetro del canal de entrada de refrigerante 530 y el canal de salida de refrigerante 540. En algunas realizaciones, el primer componente de bloqueo 550 y el segundo componente de bloqueo 560 se usan para bloquear el reflujo de refrigerante a una cierta región del mango 500. En algunas realizaciones, los componentes de bloqueo están configurados de tal manera que solo una parte (por ejemplo, el 1%, 5%, 10%, 20%, 50 %, 75%, 85%, 95%, 99%) del canal está bloqueado. El bloqueo de sólo una parte permite al usuario, por ejemplo, variar los gradientes de presión dentro del 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 pasa a través del canal o canales) pueden ajustarse para alterar la permitividad del complejo volumétrico del medio dieléctrico que separa los conductores exterior e interior. Como tal, los cambios en la impedancia característica se realizan durante un procedimiento para, por ejemplo, optimizar el suministro de energía, los efectos del tejido, la temperatura u otras propiedades deseadas del sistema, dispositivo o aplicación. En otras realizaciones, se selecciona un material de flujo antes de un procedimiento en base a los parámetros deseados y se mantiene durante todo el procedimiento. Por tanto, tales dispositivos proporcionan una antena que irradia en un entorno dieléctrico cambiante para ser ajustada para resonar en el entorno cambiante para, por ejemplo, permitir la sintonización adaptativa de la antena para asegurar la máxima eficiencia de funcionamiento. Como se desee, el flujo de fluido también permite la transferencia de calor hacia y desde el cable coaxial. En algunas realizaciones, los canales o áreas ahuecadas contienen vacío o vacío parcial. En algunas realizaciones, la impedancia se varía 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 manera continua.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante no se limitan a aspectos particulares de los canales. En algunas realizaciones, el canal se corta a través de solo una parte del conductor exterior o interior y/o material dieléctrico sólido de tal manera que el material fluido está en contacto con el conductor interior o exterior y el material dieléctrico restante. En algunas realizaciones, los canales son lineales a lo largo de la longitud del cable coaxial. En algunas realizaciones, los canales son no lineales. En algunas realizaciones, en las que se usa más de un canal, los canales discurren paralelos entre sí. En otras realizaciones, los canales no son paralelos. En algunas realizaciones, los canales se cruzan entre sí. En algunas realizaciones, los canales eliminan más del 50% (por ejemplo, el 60%, 70%, 80%, etc.) del conductor exterior o interior y/o del material dieléctrico sólido. En algunas realizaciones, los canales eliminan sustancialmente todo el conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante no están limitados por la naturaleza del material que fluye a través del conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido. En algunas realizaciones, el material se selecciona para maximizar la capacidad de controlar la impedancia característica del dispositivo, para maximizar la transferencia de calor hacia o desde el cable coaxial, o para optimizar una combinación de control de la característica de impedancia y la transferencia de calor. En algunas realizaciones, el material que fluye a través del conductor exterior o interior y/o el material dieléctrico sólido es un líquido. En algunas realizaciones, el material es un gas. En algunas realizaciones, el material es una combinación de líquido o gas. La presente invención no está limitada al uso de líquidos o gases. En algunas realizaciones, el material es una lechada, un gel o similar. En algunas realizaciones, se usa un fluido refrigerante. Puede usarse cualquier

fluido refrigerante conocido ahora o desarrollado posteriormente. Los fluidos refrigerantes ejemplares incluyen, pero no se limitan a, uno o más o combinaciones de agua, glicol, aire, gases inertes, dióxido de carbono, nitrógeno, helio, hexafluoruro de azufre, soluciones iónicas (por ejemplo, cloruro de sodio 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 fluorocarbono), metales líquidos, freones, halometanos, propano licuado, otros haloalcanos, amoniaco anhidro, dióxido de azufre. En algunas realizaciones, los fluidos refrigerantes se enfrían previamente antes de su suministro al dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, los líquidos refrigerantes se enfrían con una unidad de refrigeración después de la entrada en el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el material que pasa a través del material dieléctrico está diseñado para generar una reacción endotérmica al entrar en contacto con un material adicional.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante están configurados para permitir el control de los parámetros de infusión de fluido a través del dispositivo. En algunas realizaciones, el dispositivo se ajusta manualmente por el usuario (por ejemplo, un médico tratante o técnico) como se desee. En algunas realizaciones, los ajustes están automatizados. En algunas realizaciones, los dispositivos se configuran 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 en consecuencia). Los parámetros que pueden regularse incluyen, pero no se limitan a, la velocidad de infusión del fluido, la 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 la mezcla (por ejemplo, mezclas de gas/fluido para una sintonización o refrigeración precisos). Por tanto, los dispositivos de suministro de energía que tienen canales de paso de refrigerante están configurados para emplear un circuito de retroalimentación que puede cambiar uno o más parámetros deseados para sintonizar el dispositivo (por ejemplo, la antena) con más precisión, 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 sobre los sistemas y dispositivos actualmente disponibles. Por ejemplo, al proporcionar una línea de transmisión coaxial con canales tallados y que puedan eliminar sustancialmente el volumen de material dieléctrico sólido, la línea de transmisión coaxial puede diseñarse de manera que pueda caber dentro de 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 caber dentro de agujas grandes debido a los voluminosos materiales dieléctricos. Otros dispositivos usan una camisa de agua externa de refrigeración que también aumenta el tamaño de la sonda y puede aumentar el daño al tejido. Estos grandes tamaños de sonda aumentan el riesgo de complicaciones cuando se usan en el pecho y el abdomen. En algunas realizaciones de la presente invención, el diámetro exterior máximo de la parte del dispositivo que se introduce a un sujeto es de calibre 16-18 o menos (calibre 20 o menos).

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

Todavía en referencia a la Figura 6, en una realización de la presente invención, el cable coaxial 610 tiene la parte exterior del material dieléctrico eliminada para crear un canal entre el material dieléctrico 640 y el conductor exterior 650. En las realizaciones mostradas, el espacio creado está separado en cuatro canales distintos 670 mediante la adición de líneas de soporte 660 configuradas para mantener el espacio entre el conductor exterior 650 y el material dieléctrico sólido 640. Las líneas de soporte 660 pueden estar hechas de cualquier material deseado y pueden ser del mismo o de un material diferente que el material dieléctrico sólido 640. En algunas realizaciones, para evitar un calentamiento no deseado del dispositivo (por ejemplo, un calentamiento no deseado del conductor exterior), las líneas de soporte 660 están hechas de un material biocompatible y fundible (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).

Todavía en referencia a la Figura 6, en otra realización, el cable coaxial 620 tiene una parte sustancial del

material dieléctrico sólido 640 eliminada. Una realización de este tipo puede generarse, por ejemplo, desprendiendo el material dieléctrico sólido 640 hasta la superficie del conductor interior 630 en cada uno de los cuatro lados. En otra realización, se aplican tiras de material dieléctrico 640 a un conductor interior 630 para crear la estructura. En esta realización, se crean cuatro canales 670. Al retirar una cantidad sustancial del material dieléctrico 640, el diámetro del conductor exterior 650 se reduce sustancialmente. Las esquinas proporcionadas por el material dieléctrico 640 restante proporcionan el soporte para mantener la posición del conductor exterior 650 con respecto al conductor interior 630. En esta realización, se reduce el diámetro general del cable coaxial 620 y el dispositivo.

En algunas realizaciones, los dispositivos tienen un paso de refrigerante formado a través de la inserción de un tubo configurado para hacer circular refrigerante a través de la parte dieléctrica o los conductores interiores o exteriores de cualquiera de los dispositivos de emisión de energía de la presente invención. La Figura 7 muestra un tubo de circulación de refrigerante 700 (por ejemplo, aguja de refrigerante, catéter) colocado dentro de un dispositivo de emisión de energía 710 que tiene un conductor exterior 720, un material dieléctrico 730 y un conductor interior 740. Como se muestra en la Figura 7, el tubo 700 se coloca a lo largo del borde exterior del material dieléctrico 730 y el borde interior del conductor exterior 720, con el conductor interior 740 colocado aproximadamente en el centro del material dieléctrico 730. En algunas realizaciones, el tubo 700 se coloca dentro del material dieléctrico 730 de tal manera que no entre en contacto con el conductor exterior 720. En algunas realizaciones, el tubo 700 tiene múltiples canales (no mostrados) con el propósito de recircular el refrigerante dentro del tubo 700 sin pasar el refrigerante al material dieléctrico 730 y/o el conductor exterior 720, refrigerando de este modo el material dieléctrico 730 y/o el conductor exterior 720 con el exterior del tubo 700.

Dispositivo de suministro de energía con un dipolo alimentado por el centro

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos de suministro de energía que emplean un componente dipolo alimentado por el centro (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.457). Los dispositivos no se limitan a configuraciones particulares. En algunas realizaciones, los dispositivos tienen en los mismos un dipolo alimentado por el centro para calentar una región de tejido mediante la aplicación de energía (por ejemplo, energía de microondas). En algunas realizaciones, tales dispositivos tienen un cable coaxial conectado a un tubo hueco (por ejemplo, donde el diámetro interior es por lo 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 el mismo 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 algunas realizaciones, el tubo hueco asume la forma de (por ejemplo, diámetro de), por ejemplo, una aguja de calibre 20. Preferiblemente, el tubo hueco está hecho de un material conductor rígido sólido (por ejemplo, cualquiera de una serie de metales, cerámicas o polímeros recubiertos de conductores, etc.). En algunas realizaciones, 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 de tejido sin el uso de, por ejemplo, una cánula. El tubo hueco no está limitado a una composición particular (por ejemplo, metal, plástico, cerámica). En algunas realizaciones, el tubo hueco comprende, por ejemplo, cobre o aleaciones de cobre con otros metales de endurecimiento, plata o aleaciones de plata con otros metales de endurecimiento, cobre chapado en oro, Macor chapado en metal (cerámica mecanizable), polímeros endurecidos chapados en metal, y/o combinaciones de los mismos. La punta del estilete puede estar hecha de cualquier material. En algunas realizaciones, la punta está hecha de resina endurecida. En algunas realizaciones, la punta es de metal. En algunas realizaciones, la punta del estilete está hecha de titanio o un equivalente de titanio. En algunas realizaciones, la punta del estilete se cuece a zirconia o un equivalente de zirconia. En algunas de tales realizaciones, la punta de metal es una extensión de una parte de metal de una antena y es eléctricamente activa.

En algunas realizaciones, el dipolo alimentado por el centro está configurado para ajustar las características de suministro de energía en respuesta al calentamiento para proporcionar un suministro de energía más óptimo durante el período de tiempo de un proceso. En algunas realizaciones, esto se logra usando un material que cambia de volumen en respuesta a cambios de temperatura de tal manera que el cambio en el volumen del material cambia a las características de suministro de energía del dispositivo. En algunas realizaciones, por ejemplo, se coloca un material expandible en el dispositivo de tal manera que la parte resonante del componente dipolo alimentado por el centro o el estilete se empuja distalmente a lo largo del dispositivo en respuesta al calentamiento. Esto cambia la sintonización del dispositivo para mantener un suministro de energía más óptimo. La cantidad máxima de movimiento puede restringirse, si se desea, por ejemplo, proporcionando un mecanismo de bloqueo que evita la extensión más allá de un punto en particular. Los dispositivos de suministro de energía que emplean un componente dipolo alimentado por el centro no están limitados por la manera en que el tubo hueco está conectado al cable coaxial. En algunas realizaciones, se retira una parte del conductor exterior en el extremo distal de la línea de alimentación del cable coaxial, exponiendo una región de material dieléctrico sólido. El tubo hueco puede colocarse sobre el material dieléctrico expuesto y unirse por cualquier medio. En algunas realizaciones, se proporciona un espacio físico entre el conductor exterior y el tubo hueco. En algunas realizaciones, el tubo hueco está unido capacitiva o conductoramente a la línea de alimentación en su punto central, de tal manera que la longitud eléctrica del tubo hueco comprende una estructura de frecuencia resonante cuando se inserta en el tejido.

En uso, los dispositivos de suministro de energía que emplean un componente dipolo alimentado por el centro están configurados de tal manera que se genera un campo eléctrico máximo en el extremo distal abierto del tubo hueco. En algunas realizaciones, el extremo distal del tubo hueco tiene una forma puntiaguda para ayudar a insertar el dispositivo a través de un sujeto y en una región de tejido. En algunas realizaciones, todo el dispositivo es duro y rígido para facilitar la inserción lineal y directa directamente en un sitio objetivo. En algunas realizaciones, la estructura resuena a, por ejemplo, ~2,45 GHz, como se caracteriza por un mínimo en el coeficiente de reflexión (medido en el extremo proximal de la línea de alimentación) a esta frecuencia. Al cambiar las dimensiones del dispositivo (por ejemplo, longitud, punto de alimentación, diámetro, espacio, etc.) y los materiales (materiales dieléctricos, conductores, etc.) de la antena, puede cambiarse la frecuencia resonante. Un coeficiente de reflexión bajo a una frecuencia deseada asegura una transmisión eficiente de energía desde la antena al medio que la rodea.

Preferiblemente, el tubo hueco tiene una longitud $\lambda/2$, donde λ 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 dentro del medio. En algunas realizaciones, la longitud del tubo hueco es de aproximadamente $\lambda/2$, donde λ es la longitud de onda del campo electromagnético en el medio de interés para resonar dentro del medio, de tal manera que se mide un mínimo de reflexión de potencia en el extremo proximal. Sin embargo, pueden emplearse desviaciones de esta longitud para generar longitudes de onda resonantes (por ejemplo, a medida que se cambian los materiales circundantes). Preferiblemente, el conductor interior 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 se configura de tal manera que el conductor interior mantenga contacto eléctrico en el centro del tubo, aunque se permiten desviaciones desde esta posición (por ejemplo, para generar longitudes de onda resonantes).

La parte de tubo hueco de la presente invención puede tener una amplia variedad de formas. En algunas realizaciones, el tubo es cilíndrico en toda su longitud. En algunas realizaciones, el tubo se ahúsa desde una posición central de tal manera que tiene un diámetro más pequeño en su extremo en comparación con su centro. Tener un punto más pequeño en el extremo distal ayuda a penetrar en un sujeto para llegar a la región objetivo. En algunas realizaciones, donde la forma del tubo hueco se desvía de una forma cilíndrica, el tubo mantiene una estructura simétrica a cada lado de su centro longitudinal. Sin embargo, los dispositivos no están limitados por la forma del tubo hueco, siempre que se logren las propiedades funcionales (es decir, la capacidad de suministrar la energía deseada a una región objetivo).

En algunas realizaciones, los componentes del dipolo alimentado por el centro pueden añadirse al extremo distal de una amplia variedad de dispositivos de ablación para proporcionar los beneficios descritos en la presente. De igual manera, pueden modificarse una amplia variedad de dispositivos para aceptar los componentes dipolo alimentados por el centro de la presente invención.

En algunas realizaciones, los dispositivos tienen un diámetro exterior pequeño. En algunas realizaciones, el componente dipolo alimentado por el centro de la invención se usa directamente para insertar el componente invasivo del dispositivo en un sujeto. En algunas de tales realizaciones, el dispositivo no contiene una cánula, lo que permite que los componentes invasivos tengan un diámetro exterior más pequeño. Por ejemplo, el componente invasivo puede diseñarse de tal manera que quepa dentro o sea del tamaño de agujas muy pequeñas (por ejemplo, agujas de 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 invención que comprende un componente dipolo alimentado por el centro de la presente invención. Un experto en la técnica apreciará cualquier número de configuraciones alternativas que logran los aspectos físicos y/o funcionales de la presente invención. Como se muestra, el dispositivo de dipolo alimentado por el centro 800 tiene en su interior un tubo hueco 815, una línea de transmisión coaxial 820 (por ejemplo, un cable coaxial) y un estilote 890. El dispositivo de dipolo alimentado por el centro 800 no está limitado a un tamaño particular. En algunas realizaciones, el tamaño del dispositivo dipolo alimentado por el centro 800 es lo suficientemente pequeño para colocarse en una región de tejido (por ejemplo, un hígado) con el propósito de suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a esa región de tejido.

En referencia de nuevo a la Figura 8, el tubo hueco 815 no está limitado a un material particular (por ejemplo, plástico, cerámica, metal, etc.). El tubo hueco 815 no está limitado a una longitud particular. En algunas realizaciones, la longitud del tubo hueco es $\lambda/2$, donde λ 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 hueco 815 se acopla a la línea de transmisión coaxial 820 de tal manera que el tubo hueco 815 se une a la línea de transmisión coaxial 820 (descrita con más detalle a continuación). El tubo hueco 815 tiene en el mismo un material de tubo hueco 860. El tubo hueco 815 no está limitado a un tipo particular de material de tubo hueco. En algunas realizaciones, el material del tubo hueco 860 es aire, fluido o gas.

Todavía en referencia a la Figura 8, el tubo hueco 815 no está limitado a una forma particular (por ejemplo, cilíndrica, triangular, cuadrada, rectangular, etc.). En algunas realizaciones, la forma del tubo hueco 815 es de una aguja (por ejemplo, una aguja de calibre 20, una aguja de calibre 18). En algunas realizaciones, el tubo hueco 815

se divide en dos partes, cada una de ellas de longitud variable. Como se muestra, el tubo hueco 815 está dividido en dos partes cada una de igual longitud (por ejemplo, cada parte tiene una longitud de $\lambda/4$). En tales realizaciones, las formas de cada parte son simétricas. En algunas realizaciones, el tubo hueco tiene un diámetro igual o menor que una aguja de calibre 20, una aguja de calibre 17, una aguja de calibre 12, etc.

Todavía en referencia a la Figura 8, el extremo distal del tubo hueco 815 se acopla a un estilete 890. El dispositivo 800 no está limitado a un estilete particular 890. En algunas realizaciones, el estilete 890 está diseñado para facilitar la inserción percutánea del dispositivo 800. En algunas realizaciones, el estilete 890 se acopla al tubo hueco 815 deslizándose dentro del tubo hueco 815 de tal manera que el estilete 890 quede asegurado. En algunas realizaciones, el estilete 890 puede estar hecho de cualquier material. En algunas realizaciones, el estilete 890 está hecho de resina endurecida. En algunas realizaciones, el estilete 890 es de metal. En algunas realizaciones, el estilete 890 está hecho de titanio o un equivalente de titanio. En algunas realizaciones, el estilete 890 se cuece a zirconia o un equivalente de zirconia. En algunas de tales realizaciones, el estilete 890 es una extensión de una parte metálica de una antena y es eléctricamente activo.

Todavía en referencia a la Figura 8, la línea de transmisión coaxial 820 no está limitada a un tipo particular de material. En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial proximal 820 se construye a partir de un cable coaxial semirrígido estándar comercial de 1,2 mm (0,047 pulgadas). En algunas realizaciones, la línea de transmisión coaxial 820 está chapada en metal (por ejemplo, chapada en plata, chapada en cobre), aunque la presente invención no está limitada a esto. La línea de transmisión coaxial proximal 820 no está limitada a una longitud particular.

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

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

Todavía en referencia a la Figura 8, en algunas realizaciones, hay un espacio 880 entre el extremo distal del conductor exterior de la línea de transmisión coaxial 850 y el tubo hueco 815 exponiendo de este modo el material dieléctrico coaxial 840. El espacio 880 no está limitado a un tamaño o longitud particular. En algunas realizaciones, el espacio 880 asegura un campo eléctrico máximo en el extremo proximal de la línea de transmisión coaxial 880 y el extremo abierto distal del tubo hueco 815. En algunas realizaciones, el dispositivo dipolo alimentado por el centro 810 resuena a -2,45 GHz, como se caracteriza por un mínimo en el coeficiente de reflexión a esta frecuencia. Al cambiar las dimensiones (longitud, punto de alimentación, diámetro, espacio, etc.) y los materiales (materiales dieléctricos, conductores, etc.) del dispositivo, puede cambiarse la frecuencia de resonancia. Un coeficiente de reflexión bajo a esta frecuencia asegura la transmisión eficiente de energía desde la antena al medio que la rodea.

Todavía en referencia a la Figura 8, en algunas realizaciones, el espacio 880 se rellena con un material (por ejemplo, epoxi) de tal manera que puentee la línea de transmisión coaxial 820 y el tubo hueco 815. Los dispositivos no están limitados a un tipo o clase particular de material sustantivo. En algunas realizaciones, el material sustantivo no interfiere con la generación o emisión de un campo de energía a través del dispositivo. En algunas realizaciones, el material es biocompatible y resistente al calor. En algunas realizaciones, el material carece o carece sustancialmente de conductividad. En algunas realizaciones, el material puentea además la línea de transmisión coaxial 820 y el tubo hueco 815 con el conductor central coaxial 830. En algunas realizaciones, el material sustantivo es una resina curable. En algunas realizaciones, el material es un esmalte dental (por ejemplo, esmalte XRV Herculite; ver, 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 algunas realizaciones, el material sustantivo se cura (por ejemplo, se cura con una luz de curado como, por ejemplo, la lámpara de curado LE Demetron II) (ver, por ejemplo, Patentes de Estados Unidos N° 6.994.546, 6.702.576, 6.602.074 y 6.435.872). Por tanto, la presente invención proporciona dispositivos de ablación que comprenden una resina de esmalte curada. Una resina de este tipo es biocompatible, rígida y resistente.

Dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antena

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antenas (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente Provisional de los Estados Unidos N° 60/831.055). Los dispositivos no están limitados a configuraciones particulares. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antenas tienen una antena que comprende un conductor interior y un conductor exterior, en donde el conductor exterior está provisto en dos o más segmentos lineales separados por espacios, de tal manera que la longitud y la posición de los segmentos está configuradas para un suministro optimizado de energía en el extremo distal de la antena. Por ejemplo, en algunas realizaciones, una antena comprende un primer segmento de conductor exterior que abarca desde el extremo proximal de la antena hasta una región cerca del extremo distal y un segundo segmento de conductor exterior distal al primer segmento en el que un espacio separa o separa parcialmente el primer y el segundo segmentos. Los espacios pueden circunscribir completamente el conductor exterior o pueden solamente circunscribir parcialmente el conductor exterior. En algunas realizaciones, la longitud del segundo segmento es $\lambda/2$, $\lambda/4$, etc., aunque la presente invención no se limita a esto. En algunas realizaciones, se proporcionan uno o más segmentos adicionales (por ejemplo, tercero, cuarto, quinto) distales al segundo segmento, cada uno de los cuales está separado del otro por un espacio. En algunas realizaciones, la antena está terminada con un extremo terminal conductor que está en comunicación electrónica con el conductor interior. En algunas realizaciones, el extremo del terminal conductor comprende un disco que tiene un diámetro sustancialmente idéntico al diámetro del conductor exterior. Estas antenas proporcionan múltiples picos de suministro de energía a lo largo del extremo distal de la antena, proporcionando una región más amplia de suministro de energía para dirigirse a regiones más grandes de tejido. La localización y posición de los picos se controla seleccionando la longitud de los segmentos conductores exteriores y controlando la cantidad de energía suministrada.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antenas no están limitados por la naturaleza de los varios componentes de las antenas. Pueden usarse una amplia variedad de componentes para proporcionar un rendimiento óptimo, que incluyen pero no se limitan a, el uso de una variedad de materiales para los conductores interiores y exteriores, el uso de una variedad de materiales y configuraciones para el material dieléctrico entre los conductores interiores y exteriores, el uso de refrigerantes proporcionados por una variedad de métodos diferentes.

En ciertas realizaciones, los dispositivos comprenden una antena lineal, en donde la antena lineal comprende un conductor exterior envuelto alrededor de un conductor interior, en donde el conductor interior está diseñado para recibir y transmitir energía (por ejemplo, energía de microondas), en donde el conductor exterior tiene en el mismo un serie de regiones de espacio (por ejemplo, por lo menos dos) colocadas a lo largo del conductor exterior, en donde el conductor interior está expuesto en las regiones de espacio, en donde la energía que se transmite a lo largo del conductor interior se emite a través de las regiones de separación. Los dispositivos no están limitados a un número particular de regiones de espacio (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 20, 50). En algunas realizaciones, la colocación de los espacios está configurada para, por ejemplo, ablación lineal. En algunas realizaciones, el conductor interior comprende una capa dieléctrica que envuelve una línea de transmisión central. En algunas realizaciones, el elemento dieléctrico tiene una conductividad cercana a cero. En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un estilete. En algunas realizaciones, el dispositivo comprende además un elemento de sintonización para ajustar la cantidad de energía suministrada a través de las regiones de espacio. En ciertas realizaciones, cuando se usa en entornos de ablación de tejido, el dispositivo está configurado para suministrar una cantidad suficiente de energía para realizar la ablación de una región de tejido o provocar trombosis.

Los dispositivos de suministro de energía que tienen una matriz lineal de componentes de antenas proporcionan numerosas ventajas sobre los sistemas y dispositivos actualmente disponibles. Por ejemplo, un inconveniente importante de los dispositivos médicos actualmente disponibles que utilizan energía de microondas es que la energía emitida se proporciona localmente, impidiendo de este modo el suministro de energía a una escala más profunda y más densa. Los dispositivos de la presente invención superan esta limitación proporcionando un dispositivo aplicador que tiene una matriz lineal de componentes de antenas configurados para suministrar energía (por ejemplo, energía de microondas) a una escala más amplia y profunda (por ejemplo, en oposición a un suministro local). Tal dispositivo es particularmente útil en la ablación de tejidos de regiones de tejido densas y/o gruesas (por ejemplo, tumores, luces de órganos) y regiones de tejido particularmente profundas (por ejemplo, áreas cardíacas grandes, cerebros, huesos).

III. Procesador

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan procesadores que monitorizan y/o controlan y/o proporcionan retroalimentación referentes a uno o más de los componentes del sistema. En algunas realizaciones, el procesador se proporciona 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 algunas realizaciones, los sistemas de la presente invención proporcionan software para regular la cantidad de energía de microondas proporcionada a una región de tejido mediante la monitorización de una o más características de la región de tejido que incluyen, pero no se limitan a, el tamaño y la forma de un tejido objetivo, la temperatura de la región del tejido y similares (por ejemplo, a través de un sistema de retroalimentación) (ver, por ejemplo, las Solicitudes de Patente de Estados Unidos N° de serie 11/728.460, 11/728.457 y 11/728.428). En algunas realizaciones, el software está configurado para proporcionar información (por ejemplo, información de monitorización) en tiempo real. En algunas realizaciones, el software está configurado para interactuar con los sistemas de suministro de energía de la presente invención de manera que pueda aumentar o disminuir (por ejemplo, ajustar) la cantidad de energía suministrada a una región de tejido. En algunas realizaciones, el software está diseñado para cebar refrigerantes para su distribución hacia, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de tal manera que el refrigerante esté a la temperatura deseada antes del uso del dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el tipo de tejido que se está tratando (por ejemplo, hígado) se introduce en el software con el propósito de permitir que el procesador regule (por ejemplo, sintonice) el suministro de energía de microondas a la región del tejido en base a métodos precalibrados para el tipo particular de región de tejido. En otras realizaciones, el procesador genera un gráfico o diagrama en base a un tipo particular de región de tejido que muestra características útiles para un usuario del sistema. En algunas realizaciones, el procesador proporciona algoritmos de suministro de energía con el propósito de, por ejemplo, aumentar lentamente la potencia para evitar el agrietamiento del tejido debido a la rápida desgasificación creada por las altas temperaturas. En algunas realizaciones, el procesador permite al usuario elegir la potencia, la duración del tratamiento, diferentes algoritmos de tratamiento para diferentes tipos de tejido, aplicación simultánea de potencia a las antenas en modo de antenas múltiples, suministro de potencia conmutada entre antenas, puesta en fase coherente e incoherente, etc. En algunas realizaciones, 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 de tejido en base a características particulares del paciente) concernientes a tratamientos de ablación para una región de tejido particular en base a tratamientos anteriores con características de paciente similares o diferentes. En algunas realizaciones, el procesador es manejado por control remoto.

En algunas realizaciones, el procesador se usa para generar, por ejemplo, un gráfico de ablación en base a la entrada de características del tejido (por ejemplo, tipo de tumor, tamaño del tumor, ubicación del tumor, información vascular circundante, información del flujo sanguíneo, etc.). En tales realizaciones, el procesador podría dirigir la colocación del dispositivo de suministro de energía para lograr la ablación deseada en base a la tabla de ablación.

En algunas realizaciones, se proporciona un paquete de software para interactuar con el procesador que permite al usuario introducir los parámetros del tejido a tratar (por ejemplo, tipo de tumor o sección de tejido a someter a ablación, tamaño, donde está localizado, localización de los vasos o estructuras vulnerables e información del flujo sanguíneo) y luego dibujar la zona de ablación deseada en una CT 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. Esta aplicación puede incorporar retroalimentación. Por ejemplo, durante la ablación puede usarse imagenología CT, MRI o ultrasonidos o termometría. Estos datos se devuelven al ordenador y los parámetros se reajustan para producir el resultado deseado.

En algunas realizaciones, se proporciona un software de interfaz de usuario para monitorizar y/o manejar los componentes de los sistemas de suministro de energía. En algunas realizaciones, el software de interfaz de usuario se maneja por una interfaz de pantalla táctil. En algunas realizaciones, el software de interfaz de usuario puede implementarse y manejarse dentro de un entorno estéril (por ejemplo, una sala de procedimientos) o en un entorno no estéril. En algunas realizaciones, el software de interfaz de usuario se implementa y maneja dentro de un concentrador del dispositivo de procedimiento (por ejemplo, a través de un procesador). En algunas realizaciones, el software de interfaz de usuario se implementa y maneja dentro de un carro de procedimientos (por ejemplo, a través de un procesador). El software de interfaz de usuario no está limitado a funciones particulares. Ejemplos de funciones asociadas con el software de interfaz de usuario incluyen, pero no se limitan a, hacer un seguimiento del número de usos por componente dentro del sistema de suministro de energía (por ejemplo, hacer un seguimiento de las veces que se usa el dispositivo de suministro de energía), proporcionar y hacer un seguimiento de las temperaturas en tiempo real de cada componente o piezas de cada componente (por ejemplo proporcionar la temperatura en tiempo real de los cables asociados con los sistema de suministro de energía), proporcionar y hacer un seguimiento de la temperatura en tiempo real del tejido que se está tratando, proporcionar un apagado automático para la 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 sonoras y/o visuales a un usuario (por ejemplo, alertas que indican que ha comenzado un procedimiento y/o que ha acabado, alertas que indican que una temperatura ha alcanzado un nivel aberrante, alertas que indican que la duración del procedimiento ha ido más allá que lo predeterminado, etc.). Las

Figuras 32A, B y C muestran ejemplos de software de interfaz de usuario para los sistemas de suministro de energía de la presente invención. Como se muestra en la Figura 32A, el software de interfaz de usuario está diseñado para mostrar y permitir el ajuste del tiempo, la temperatura, el tipo de operación (por ejemplo, probar, pinchar, 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 de usuario que muestra la potencia, el tiempo transcurrido, el tiempo objetivo y los mensajes relacionados. La Figura 32C muestra las herramientas de la interfaz de usuario asociadas con el software de interfaz de usuario, incluyendo un registro del sistema con notas, un registro de diagnóstico del sistema, un historial de procedimientos, el tiempo predeterminado, la potencia predeterminada, el brillo del monitor, los ajustes de tiempo y funciones adicionales (por ejemplo, opciones de visualización de tiempo, hora opciones de zona horaria, opciones de llamada a casa, opciones de configuración de tiempo y opciones de volumen de audio).

Como se usa en la presente, los términos "memoria de ordenador" y "dispositivo de memoria de ordenador" se refieren a cualquier medio de almacenamiento legible por un procesador de ordenador. Ejemplos de memoria de ordenador incluyen, pero no se limitan a, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura (ROM), chips de ordenador, discos ópticos (por ejemplo, discos compactos (CD), discos de video digital (DVD), etc.), discos magnéticos (por ejemplo, unidades de disco duro (HDD), disquetes, discos ZIP, RTM, etc.), cinta magnética y dispositivos de almacenamiento en estado sólido (por ejemplo, tarjetas de memoria, medios "flash", etc.).

Como se usa en la presente, el término "medio legible por ordenador" se refiere a cualquier dispositivo o sistema para almacenar y proporcionar información (por ejemplo, datos e instrucciones) a un procesador de ordenador. Los ejemplos de medios legibles por ordenador incluyen, pero no se limitan a, discos ópticos, discos magnéticos, cintas magnéticas, medios en estado sólido, y servidores para transmitir medios a través de redes. Como se usa en la presente, los términos "procesador" y "unidad central de procesamiento" o "CPU" se usan indistintamente y se refieren a un dispositivo que es capaz de leer un programa desde un dispositivo de memoria de ordenador (por ejemplo, ROM u otra memoria de ordenador) y realizar un conjunto de pasos de acuerdo con el programa.

IV. Sistemas de imagenología

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan sistemas de imagenología que comprenden dispositivos de imagenología. Los sistemas de suministro de energía no están limitados a tipos particulares de dispositivos de imagenología (por ejemplo, dispositivos endoscópicos, dispositivos de navegación neuroquirúrgica asistida por ordenador estereotácticos, sistemas de posicionamiento de sensores térmicos, sensores de frecuencia de movimiento, sistemas de cables de dirección, ultrasonido intraprocedimiento, ultrasonido intersticial, imagenología por microondas, tomografía acústica, imagenología de energía dual, fluoroscopia, imagenología de resonancia magnética por tomografía computarizada, imagenología de triangulación por dispositivos de imagenología de medicina nuclear, imagenología termoacústica, imagenología infrarroja y/o láser, imagenología electromagnética) (ver, 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 algunas realizaciones, los sistemas utilizan cámaras endoscópicas, componentes de imagenología y/o sistemas de navegación que permiten o ayudan en la colocación, posicionamiento y/o monitorización de cualquiera de los elementos usados con los sistemas de energía de la presente invención.

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía proporcionan un software configurado para el uso de equipos de imagenología (por ejemplo, CT, MRI, ultrasonidos). En algunas realizaciones, el software del equipo de imagenología permite a un usuario realizar predicciones basadas en propiedades termodinámicas y eléctricas conocidas del tejido, la vasculatura y la localización de las antenas. En algunas realizaciones, el software de imagenología permite la generación de un mapa tridimensional de la localización de una región de tejido (por ejemplo, tumor, arritmia), localización de las antenas y generar un mapa predicho de la zona de ablación.

En algunas realizaciones, los sistemas de imagenología de la presente invención se usan para monitorizar los procedimientos de ablación (por ejemplo, procedimientos de ablación térmica por microondas, procedimientos de ablación térmica por radiofrecuencia). La presente invención no está limitada a un tipo particular de monitorización. En algunas realizaciones, los sistemas de imagenología se usan para monitorizar la cantidad de ablación que se produce dentro de una región o regiones de tejido particulares que se están sometiendo a un procedimiento de ablación térmica. En algunas realizaciones, la monitorización funciona junto con los dispositivos de ablación (por ejemplo, dispositivos de suministro de energía) de tal manera que la cantidad de energía suministrada a una región de tejido particular depende de la imagenología de la región de tejido. Los sistemas de imagenología no están limitados a un tipo particular de monitorización. La presente invención no está limitada a lo que se monitoriza con los dispositivos de imagenología. En algunas realizaciones, la monitorización es la imagenología 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 algunas realizaciones, la monitorización incluye, pero no se limita a, imagenología por MRI, imagenología por CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología de medicina nuclear e imagenología por fluoroscopia. Por ejemplo, en algunas realizaciones, antes de un procedimiento de ablación

térmica, se suministra un agente de contraste (por ejemplo, yodo u otro agente de contraste de CT adecuado; quelato de gadolinio u otro agente de contraste de MRI adecuado, microburbujas u otro agente de contraste de ultrasonidos adecuado, etc.) a un sujeto (por ejemplo, un paciente) y el agente de contraste que se perfunde a través de una región de tejido particular que está experimentando el procedimiento de ablación se monitoriza para detectar cambios en la perfusión sanguínea. En algunas realizaciones, la monitorización es información cualitativa sobre las propiedades de la zona de ablación (por ejemplo, el diámetro, la longitud, el área de la sección transversal, el volumen). El sistema de imagenología no está limitado a una técnica particular para monitorizar información cualitativa. En algunas realizaciones, las técnicas usadas para monitorizar información cualitativa incluyen, pero no se limitan a, técnicas que no son de imagenología (por ejemplo, reflectometría en el dominio del tiempo, detección de pulsos de tiempo de vuelo, detección de distancia modulada en frecuencia, detección de frecuencia de resonancia o modo propio o reflexión y transmisión a cualquier frecuencia, en base a un dispositivo intersticial solo o en cooperación con otros dispositivos intersticiales o dispositivos externos). En algunas realizaciones, el dispositivo intersticial proporciona una señal y/o detección para la imagenología (por ejemplo, imagenología electroacústica, imagenología electromagnética, tomografía de impedancia eléctrica). En algunas realizaciones, se usan técnicas que no son de imagenología para monitorizar las propiedades dieléctricas del medio que rodea la antena, detectar una interfaz entre la región sometida a ablación y el tejido normal a través de varios medios, incluyendo técnicas de detección de frecuencia de resonancia, de reflectometría o de búsqueda de distancia, reflexión de potencia/transmisión desde antenas intersticiales o antenas externas, etc. En algunas realizaciones, la información cualitativa es una estimación del estado de ablación, estado de suministro de energía y/o comprobaciones simples de pasa/no pasa para asegurar que se está aplicando energía. los sistemas de imagenología están diseñados para monitorizar automáticamente una región de tejido particular a cualquier frecuencia deseada (por ejemplo, por intervalos de segundos, intervalos de minutos, intervalos de diez minutos, intervalos de una hora, etc.). En algunas realizaciones, la presente invención proporciona un software diseñado para obtener automáticamente imágenes de una región de tejido (por ejemplo, imagenología por MRI, imagenología por CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología de medicina nuclear, imagenología por fluoroscopia), detectar automáticamente: cualquier cambio en la región del tejido (por ejemplo, perfusión sanguínea, temperatura, cantidad de tejido necrótico, etc.), y en base a la detección ajustar automáticamente la cantidad de energía suministrada a la región del tejido a través de los dispositivos de suministro de energía. De igual manera, puede aplicarse un algoritmo para predecir la forma y el tamaño de la región de tejido a someter a ablación (por ejemplo, la forma del tumor) de tal manera que el sistema recomiende el tipo, número y localización de las sondas de ablación para tratar eficazmente la región. En algunas realizaciones, el sistema está configurado con un sistema de navegación o guía (por ejemplo, empleando triangulación u otras rutinas de posicionamiento) para ayudar o dirigir la colocación de las sondas y su uso.

Por ejemplo, tales procedimientos pueden usar la mejora o la falta de mejora de un bolo de material de contraste para seguir el progreso de una ablación u otro procedimiento de tratamiento. También pueden usarse métodos de sustracción (por ejemplo, similares a los usados para la angiografía por sustracción digital). Por ejemplo, puede tomarse una primera imagen en un primer punto temporal. Las imágenes posteriores restan parte o toda la información de la primera imagen para que los cambios en el tejido se observen más fácilmente. De igual manera, pueden usarse técnicas de imagenología aceleradas que apliquen técnicas de "submuestreo" (en contraposición al muestreo de Nyquist). Se contempla que tales técnicas proporcionen una excelente relación señal-ruido usando múltiples imágenes de baja resolución obtenidas a lo largo del tiempo. Por ejemplo, está disponible para MRI un algoritmo llamado (HYPER) (reconstrucción de proyección altamente restringida) que puede aplicarse a realizaciones de los sistemas de la invención.

Como los tratamientos de base térmica coagulan los vasos sanguíneos cuando la temperatura del tejido supera, por ejemplo, los 50° C, la coagulación disminuye el suministro de sangre al área que ha sido completamente coagulada. Las regiones de tejido que se coagulan no mejoran después de la administración de contraste. En algunas realizaciones, la presente invención utiliza los sistemas de imagenología para seguir automáticamente el progreso de un procedimiento de ablación administrando, por ejemplo, una pequeña inyección de prueba de contraste para determinar el tiempo de llegada del contraste a la región del tejido en cuestión y para establecer la mejora del valor de referencia. En algunas realizaciones, se realizan luego una serie de pequeñas inyecciones de contraste después del comienzo del procedimiento de ablación (por ejemplo, en el caso de CT, se inyecta una serie de hasta quince bolos de 10 ml de 300 mg/ml de contraste soluble en agua), las exploraciones se realizan en un momento posterior a la inyección apropiado deseado (por ejemplo, según se determina a partir de la inyección de prueba), y la mejora del contraste del área objetivo se determina usando, por ejemplo, una región de interés (ROI) para hacer un seguimiento de cualquiera de una serie de parámetros que incluyen, pero no se limitan a, atenuación (Unidades Hounsfield [HU]) para CT, señal (MRI), ecogenicidad (ultrasonido), etc. Los datos de la imagen no se limitan a una manera particular de presentación. En algunas realizaciones, los datos de imagenología se presentan como mapas codificados por colores o en escala de grises o superposiciones del cambio en la atenuación/señal/ecogenicidad, la diferencia entre tejido objetivo y no objetivo, diferencias en el tiempo de llegada del bolo de contraste durante el tratamiento, cambios en la perfusión tisular, y cualquier otra propiedad tisular que pueda medirse antes y después de la inyección de material de contraste. Los métodos no se limitan a los ROI seleccionados, sino que pueden generalizarse a todos los píxeles dentro de cualquier imagen. Los píxeles pueden codificarse por colores o puede usarse una superposición para demostrar dónde se han producido y se están produciendo cambios en los tejidos. Los píxeles pueden cambiar de color (u otras propiedades) a medida que

cambia la propiedad del tejido, lo que proporciona una visualización casi en tiempo real del progreso del tratamiento. Este método también puede generalizarse a los métodos de visualización de imágenes 3d/4d.

En algunas realizaciones, el área a tratar se presenta en una superposición de ordenador, y una segunda superposición en un color o sombreado diferente produce una visualización casi en tiempo real del progreso del tratamiento. En algunas realizaciones, la presentación y la imagenología están automatizadas para que haya un circuito de retroalimentación a una tecnología de tratamiento (RF, MW, HIFU, láser, crio, etc.) para modular la potencia (o cualquier otro parámetro de control) en base a los descubrimientos de la imagenología. Por ejemplo, si la perfusión a un área objetivo se reduce a un nivel objetivo, la potencia podría reducirse o detenerse. Por ejemplo, tales realizaciones son aplicables a un sistema de aplicador múltiple ya que la potencia/tiempo/frecuencia/ciclo de trabajo, etc. se modula para cada aplicador o elemento individual en un sistema de matriz en fase para crear una zona esculpida con precisión de tratamiento de tejidos. Por el contrario, los métodos pueden usarse para seleccionar un área que no se va a tratar (por ejemplo, estructuras vulnerables que deben evitarse, como los conductos biliares, el intestino, etc.). Los métodos pueden monitorizar los cambios de tejido en el área a evitar y avisar al usuario (por ejemplo, médico tratante) usando alarmas (por ejemplo, alarmas visibles y/o audibles) que la estructura a preservar está en peligro de daño. En algunas realizaciones, el circuito de retroalimentación se usa para modificar la potencia o cualquier otro parámetro para evitar un daño continuo en una región de tejido seleccionada para no ser tratada. En algunas realizaciones, la protección de una región de tejido contra la ablación se logra vendiendo un valor umbral como una ROI objetivo en un área vulnerable, o usando una superposición de ordenador para definir una zona "de no tratamiento" según lo desee el usuario.

V. Sistemas de sintonización

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan elementos de sintonización para ajustar la cantidad de energía suministrada a la región del tejido. En algunas realizaciones, el elemento de sintonización lo ajusta manualmente un usuario del sistema. En algunas realizaciones, se incorpora un sistema de sintonización en un dispositivo de suministro de energía para permitir al usuario ajustar el suministro de energía del dispositivo como desee (ver, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos Nº 5.957.969, 5.405.346). En algunas realizaciones, el dispositivo se presintoniza con el tejido deseado y se fija durante todo el procedimiento. En algunas realizaciones, el sistema de sintonización está diseñado para igualar la impedancia entre un generador y un dispositivo de suministro de energía (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos Nº 5.364.392). En algunas realizaciones, el elemento de sintonización se ajusta y controla automáticamente mediante un procesador de la presente invención (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos Nº 5.693.082). En algunas realizaciones, un procesador ajusta el suministro de energía a lo largo del tiempo para proporcionar energía constante a lo largo de un procedimiento, teniendo en cuenta cualquier número de factores deseados, incluyendo pero no limitados a, el calor, la naturaleza y/o la localización del tejido objetivo, el tamaño deseado de la lesión, duración del tiempo de tratamiento, proximidad a áreas de órganos o vasos sanguíneos sensibles, y similares. En algunas realizaciones, el sistema comprende un sensor que proporciona retroalimentación al usuario o a un procesador que monitoriza la función del dispositivo continuamente o en puntos temporales. El sensor puede registrar y/o informar de cualquier número de propiedades, que incluyen, pero no se limitan a, calor en una o más posiciones de un componente del sistema, calor en el tejido, propiedad del tejido y similares. El sensor puede tener la forma de un dispositivo de imagenología como CT, ultrasonido, imagenología por resonancia magnética o cualquier otro dispositivo de imagenología. En algunas realizaciones, particularmente para aplicaciones de investigación, el sistema registra y almacena la información para su uso en la optimización futura del sistema en general y/o para la optimización del suministro de energía en condiciones particulares (por ejemplo, tipo de paciente, tipo de tejido, tamaño y forma de la región objetivo, localización de la región objetivo, etc.).

VI. Sistemas de ajuste de temperatura

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan sistemas de refrigeración para reducir el calentamiento no deseado dentro y a lo largo de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, catéter de ablación de tejido). Los sistemas de la presente invención no se limitan a un mecanismo de sistema de refrigeración particular. En algunas realizaciones, los sistemas están diseñados para hacer circular un refrigerante (por ejemplo, aire, líquido, etc.) a través de un dispositivo de suministro de energía de manera que se reducen las temperaturas de la línea o líneas de transmisión coaxial y la antena o antenas. En algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen en los mismos canales diseñados para acomodar la circulación del refrigerante. En algunas realizaciones, los sistemas proporcionan una funda de refrigerante envuelta alrededor de la antena o partes de la antena con el propósito de refrigerar la antena exteriormente (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos Nº 11/053,987). En algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos de suministro de energía que tienen una cubierta conductora alrededor de la antena con el propósito de limitar la disipación de calor sobre el tejido circundante (ver, por ejemplo, la Patente de Estados Unidos Nº 5.358.515). En algunas realizaciones, tras la circulación del refrigerante, se exporta, por ejemplo, a un recipiente de residuos. En algunas realizaciones, tras la circulación del refrigerante, se hace recircular. En algunas realizaciones, el refrigerante es un gas que circula en o cerca de su punto crítico. En algunas realizaciones, el gas suministrado en o cerca de su punto crítico es gas de dióxido de carbono. En algunas

realizaciones, los dispositivos de suministro de energía están configurados para comprimir los refrigerantes transportados (por ejemplo, gas de dióxido de carbono en o cerca de su punto crítico) a una presión deseada para mantener el refrigerante en o cerca de su punto crítico.

5 En algunas realizaciones, los sistemas utilizan globos expansibles junto con dispositivos de suministro de energía con el propósito de alejar el tejido de la superficie de la antena o antenas (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 11/053,987).

10 En algunas realizaciones, los sistemas utilizan dispositivos configurados para acoplarlos a un dispositivo de suministro de energía con el propósito de reducir el calentamiento no deseado dentro y a lo largo del dispositivo de suministro de energía (ver, por ejemplo, la Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 11/237,430).

VII. Sistemas de identificación

15 En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan elementos de identificación (por ejemplo, elementos RFID, anillos de identificación (por ejemplo, fiduciarios), códigos de barras, etc.) asociados con uno o más componentes del sistema. En algunas realizaciones, el elemento de identificación transmite información sobre un componente particular del sistema. La presente invención no está limitada por la información transmitida. En algunas realizaciones, la información transmitida incluye, pero no se limita a, el tipo de
20 componente (por ejemplo, fabricante, tamaño, clasificación energética, configuración del tejido, etc.), si el componente se ha usado antes (por ejemplo, para asegurar que no se usen componentes no estériles), la localización del componente, información específica del paciente y similares. En algunas realizaciones, la información es leída por un procesador de la presente invención. En algunas de tales realizaciones, el procesador configura otros componentes del sistema para su uso con, o para el uso óptimo con, el componente que contiene el
25 elemento de identificación.

En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía tienen en los mismos una o más marcas (por ejemplo, rayas, esquemas de color, grabados (por ejemplo, grabados con láser), marcas de agentes de contraste pintadas, anillos de identificación (por ejemplo, fiduciarios) y/o rugosidades) para mejorar la identificación
30 de un dispositivo de suministro de energía en particular (por ejemplo, mejorar la identificación de un dispositivo particular localizado cerca de otros dispositivos con apariencia similar). Las marcas encuentran un uso particular cuando se insertan varios dispositivos en un paciente. En tales casos, particularmente cuando los dispositivos pueden cruzarse entre sí en varios ángulos, es difícil para el médico tratante asociar qué extremo proximal del dispositivo, localizado fuera del cuerpo del paciente, corresponde a qué extremo distal del dispositivo, localizado
35 dentro del cuerpo del paciente. En algunas realizaciones, una marca (por ejemplo, un número) está presente en el extremo proximal del dispositivo para pueda ser vista por los ojos del médico y una segunda marca (por ejemplo, que corresponde al número) está presente en el extremo distal del dispositivo para que sea visible por un dispositivo de imagenología cuando está presente en el cuerpo. En algunas realizaciones, en las que se emplea un conjunto de antenas, los miembros individuales del conjunto están numerados (por ejemplo, 1, 2, 3, 4, etc.) tanto en los extremos
40 proximal como distal. En algunas realizaciones, los mangos están numerados, unas antenas desmontables (por ejemplo, desechables) numeradas en concordancia se conectan a los mangos antes de su uso. En algunas realizaciones, un procesador del sistema asegura que los mangos y las antenas coincidan correctamente (por ejemplo, mediante una etiqueta RFID u otros medios). En algunas realizaciones, en las que la antena es desechable, el sistema proporciona una advertencia si se intenta reutilizar un componente desechable, cuando debería haberse
45 desechado. En algunas realizaciones, las marcas mejoran la identificación en cualquier tipo de sistema de detección, incluyendo, pero no limitado a, detección por MRI, CT y ultrasonidos.

Los sistemas de suministro de energía de la presente invención no están limitados a tipos particulares de dispositivos de seguimiento. En algunas realizaciones, se usan dispositivos de GPS y relacionados con GPS. En
50 algunas realizaciones, se usan dispositivos de RFID y relacionados con RFID. En algunas realizaciones, se usan códigos de barras.

En tales realizaciones, se requiere autorización (por ejemplo, entrada de un código, escaneo de un código de barras) antes del uso de un dispositivo con un elemento de identificación antes del uso de dicho dispositivo. En
55 algunas realizaciones, el elemento de información identifica que un componente se ha usado antes y envía información al procesador para bloquear (por ejemplo, impedir) el uso del sistema hasta que se proporcione un nuevo componente estéril.

VIII. Sistemas de monitorización de temperatura

60 En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía de la presente invención utilizan sistemas de monitorización de temperatura. En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización de temperatura se usan para monitorizar la temperatura de un dispositivo de suministro de energía (por ejemplo, con un sensor de temperatura). En algunas realizaciones, los sistemas de monitorización de temperatura se usan para monitorizar la
65 temperatura de una región de tejido (por ejemplo, el tejido que se está tratando, tejido circundante). En algunas

realizaciones, los sistemas de monitorización de temperatura están diseñados para comunicarse con un procesador con el propósito de proporcionar información de temperatura a un usuario o al procesador para permitir que el procesador ajuste el sistema de manera apropiada. En algunas realizaciones, las temperaturas se monitorizan en varios puntos a lo largo de la antena para estimar el estado de ablación, el estado de refrigeración o las comprobaciones de seguridad. En algunas realizaciones, 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 energía usada en el dispositivo de suministro de energía). En algunas realizaciones, 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 algunas realizaciones, la temperatura se monitoriza usando termopares o medios electromagnéticos a través de la antena intersticial.

IX. Concentradores de dispositivos de procedimiento

El sistema de la presente invención puede emplear además uno o más componentes adicionales que directa o indirectamente aprovechan o ayudan a las características de la presente invención. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se usan uno o más dispositivos de monitorización para monitorizar y/o informar de la función de uno cualquiera o más componentes del sistema. Además, puede incluirse con el sistema cualquier dispositivo o sistema médico que pueda usarse, directa o indirectamente, junto con los dispositivos de la presente invención. Tales componentes incluyen, pero no se limitan a, sistemas, dispositivos y componentes de esterilización, otros dispositivos o sistemas quirúrgicos, de diagnóstico o de monitorización, equipos informáticos, manuales, instrucciones, etiquetas y directrices, equipos robóticos y similares.

En algunas realizaciones, los sistemas emplean bombas, depósitos, tuberías, cableado y/u otros componentes que proporcionan materiales sobre la conectividad de los varios componentes de los sistemas de la presente invención. Por ejemplo, puede usarse cualquier tipo de bomba para suministrar refrigerantes líquidos o gaseosos a las antenas de la presente invención. En el sistema pueden emplearse tanques de manipulación de gases o líquidos que contengan refrigerante. En algunas realizaciones, se usan múltiples tanques (por ejemplo, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 50, 100, etc.) simultáneamente, en sucesión o según sea necesario. En algunas realizaciones, se usa más de un tanque, de tal manera que cuando un tanque se vacía, se usarán automáticamente tanques adicionales para evitar una interrupción en un procedimiento (por ejemplo, cuando un tanque de CO₂ se vacía, se usa automáticamente un segundo tanque de CO₂ evitando de este modo la interrupción del procedimiento). En algunas realizaciones en las que se emplea CO₂, se usan cilindros de CO₂ de tamaño E estándar para suministrar CO₂.

En algunas realizaciones, los sistemas emplean uno o más dispositivos de calentamiento externos. Los sistemas no se limitan a un uso particular para dispositivos de calentamiento externos. En algunas realizaciones, los dispositivos de calentamiento externos se usan para retener ciertos elementos del sistema dentro de un intervalo de temperaturas particular. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se usan dispositivos de calentamiento externos para retener tanques de manipulación de gases o líquidos (por ejemplo, tanques que contienen CO₂) proporcionando refrigerante a uno o más dispositivos dentro de un intervalo de temperaturas particular. De hecho, en algunas realizaciones, los dispositivos de calentamiento externos evitan la disminución natural de la temperatura que experimenta un tanque al liberar su contenido, asegurando de este modo que el refrigerante proporcionado al dispositivo esté a una temperatura o intervalo de temperaturas constante. Los sistemas no están limitados a dispositivos de calentamiento externos particulares. Los dispositivos de calentamiento externos no se limitan a una manera particular de mantener la temperatura dentro de un intervalo particular. En algunas realizaciones, los dispositivos de calentamiento externos retienen la presión dentro de un tanque de manipulación de gases o líquidos (por ejemplo, tanques que contienen CO₂) dentro de un intervalo particular (por ejemplo, calentar un tanque que contiene CO₂ (por ejemplo, un cilindro de CO₂ de tamaño E estándar) a 6,90 MPa (1000 libras por pulgada cuadrada) para retener la presión mientras libera el CO₂ a 5,86 MPa (850 libras por pulgada cuadrada).

En ciertas realizaciones, los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, el dispositivo de suministro de energía, el procesador, la fuente de alimentación, el sistema de imagenología, el sistema de ajuste de temperatura, el sistema de monitorización de temperatura y/o los sistemas de identificación) y todas las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía relacionadas (por ejemplo, cables, alambres, cordones, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y elementos de comunicación) se proporcionan de una manera que reduce los problemas de presentación no deseados (por ejemplo, enredos, desorden y compromisos de esterilidad asociados con fuentes de utilización del sistema de suministro de energía no organizadas). La presente invención no está limitada a una manera particular de proporcionar los sistemas de suministro de energía y las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía de tal manera que se reduzcan los problemas de presentación no deseados. En algunas realizaciones, 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 de importación/exportación 1300, una funda de transporte 1310 y una cápsula de dispositivo de procedimiento 1320. En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía y las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía organizados con una caja de importación/exportación, la funda de transporte y la cápsula del dispositivo de

procedimiento proporcionan varios beneficios. Tales beneficios incluyen, pero no se limitan a, disminuir el número de cordones que atraviesan un generador (por ejemplo, un generador de microondas) y un paciente (por ejemplo, disminuir el número de cordones en el suelo), ordenar el entorno estéril y la sala del procedimiento, aumentar la seguridad del paciente al hacer que los sistemas de suministro de energía "se muevan" con un paciente, evitando de este modo el desplazamiento del dispositivo (por ejemplo, el desplazamiento de la antena), aumentar la eficiencia de suministro de potencia reduciendo la distancia de recorrida de la energía dentro del dispositivo de suministro de energía, y reducir los costes desechables acortando la longitud de los cables desechables.

La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de caja de importación/exportación. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación contiene la fuente de alimentación y el suministro de refrigerante. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación está localizada fuera de un campo estéril en el que se está tratando al paciente. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación está localizada fuera de la habitación en la que se está tratando al paciente. En algunas realizaciones, la caja de importación/exportación está localizada dentro de la habitación en la que se está tratando al paciente y se mantiene de manera estéril. En algunas realizaciones, uno o más cables conectan la caja de importación/exportación a una cápsula de dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, se usa un solo cable (por ejemplo, una funda de transporte). Por ejemplo, en algunas de tales realizaciones, una funda de transporte contiene componentes para el suministro de tanto energía como refrigerante hacia y/o desde la caja de importación/exportación. En algunas realizaciones, la funda de transporte se conecta con la cápsula del dispositivo de procedimiento sin causar un obstáculo físico para los practicantes médicos (por ejemplo, se desplaza por debajo del suelo, por encima de la cabeza, etc.). En algunas realizaciones, el cable es un cable de baja pérdida (por ejemplo, un cable de baja pérdida que conecta la fuente de alimentación al concentrador del dispositivo de procedimiento). En algunas realizaciones, el cable de baja pérdida se asegura (por ejemplo, al concentrador del dispositivo de procedimiento, a una mesa de procedimiento, a un techo) para evitar lesiones en el caso de un tirón accidental del cable. En algunas realizaciones, el cable que conecta el generador de energía (por ejemplo, el generador de energía de microondas) y el concentrador del dispositivo de procedimiento es un cable reutilizable de baja pérdida. En algunas realizaciones, el cable que conecta el concentrador del dispositivo de procedimiento con el dispositivo de suministro de energía es un cable desechable flexible. En algunas realizaciones, el cable que conecta el concentrador del dispositivo de procedimiento con el dispositivo de suministro de energía tiene una alta flexibilidad con propiedades de "memoria" (por ejemplo, el cable puede estar conformado para retener una o más posiciones deseadas). En algunas realizaciones, el cable que conecta el concentrador del dispositivo de procedimiento con el dispositivo de suministro de energía es un cable de fibra de vidrio recubierto de silicona.

La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de cápsula de dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada para recibir energía, refrigerante u otros elementos de la caja de importación/exportación u otras fuentes. En algunas realizaciones, la cápsula de dispositivo de procedimiento proporciona un centro de control, localizado físicamente cerca del paciente, para uno cualquiera o más de: suministrar energía a un dispositivo médico, hacer circular refrigerante a un dispositivo médico, recopilar y procesar datos (por ejemplo, datos de imagenología, 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 algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada para acoplarse con la funda de transporte para recibir las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía asociadas. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada 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 imagenología, sistemas de ajuste de temperatura, sistemas de monitorización de temperatura y/o sistemas de identificación). Por ejemplo, en algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada 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 algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada para encender o apagar, calibrar y ajustar (por ejemplo, automáticamente o manualmente) la cantidad de una fuente de utilización del sistema de suministro de energía particular como se desee. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene en la misma un divisor de potencia para ajustar (por ejemplo, encender, apagar, calibrar manual o automáticamente) la cantidad de una fuente de utilización del sistema de suministro de energía en particular, como se desee. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene un software diseñado para proporcionar fuentes de utilización del sistema de suministro de energía de la manera deseada. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene una región de visualización que indica las características asociadas para cada fuente de utilización del sistema de suministro de energía (por ejemplo, qué dispositivos se están usando/no se están usando actualmente, la temperatura para una región particular del cuerpo, la cantidad de gas presente en un tanque de CO₂ particular, etc.). En algunas realizaciones, la región de visualización tiene capacidad táctil (por ejemplo, una pantalla táctil). En algunas realizaciones, el procesador asociado con el sistema de suministro de energía está localizado en la cápsula del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, la fuente de alimentación asociada con los sistemas de suministro de energía está localizada dentro de la cápsula del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene un sensor configurado para inhibir automáticamente una o más fuentes de utilización del sistema de suministro de energía tras el

acontecimiento de un evento no deseado (por ejemplo, calentamiento no deseado, fuga no deseada, cambio de presión no deseado, etc.). En algunas realizaciones, el peso del concentrador del dispositivo de procedimiento es tal que podría colocarse sobre un paciente sin causarle molestias y/o daños al paciente (por ejemplo, menos de 6,8 kg (15 libras), menos de 4,5 kg (10 libras)), menos de 2,3 kg (5 libras)).

Las cápsulas del dispositivo de procedimiento de la presente invención no están limitadas a usos particulares o usos dentro de configuraciones particulares. De hecho, las cápsulas del dispositivo de procedimiento están diseñadas para su uso en cualquier entorno en el que sea aplicable la emisión de energía. Tales usos incluyen todas y cada una de las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Además, las cápsulas del dispositivo de procedimiento pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación en la que se suministre energía. En algunas realizaciones, las cápsulas del dispositivo de procedimiento se usan en procedimientos médicos en los que la movilidad del paciente no está restringida (por ejemplo, exploración por CT, imagenología por ultrasonidos, etc.).

En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está diseñada para su localización dentro de un entorno estéril. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento se coloca en la cama de un paciente (por ejemplo, en la cama; en una barandilla de la cama), una mesa en la que está el paciente (por ejemplo, una mesa usada para imagenología por CT, imagenología por ultrasonidos, imagenología por MRI, etc.) u otra estructura cercana al paciente (por ejemplo, la estructura de CT). En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento se coloca en una mesa separada. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento se fija a un techo. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento se fija a un techo de tal manera que un usuario (por ejemplo, un médico) pueda moverla a la posición deseada (evitando de este modo tener que colocar las fuentes de utilización del sistema de suministro de energía (por ejemplo, cables, alambres, cordones, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y elementos de comunicación) sobre o cerca de un paciente mientras está en uso). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se coloca para extenderlo sobre un paciente (por ejemplo, en las piernas, muslos, cintura, pecho de un paciente). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se coloca por encima de la cabeza de un paciente o por debajo de los pies de un paciente. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene velcro que permite la fijación en una región deseada (por ejemplo, una mesa de procedimiento, un paño y/o bata de un paciente).

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirlo a una correa de procedimiento usada para procedimientos médicos (por ejemplo, una correa de seguridad de CT). En algunas realizaciones, la correa de procedimiento se sujeta a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT) (por ejemplo, a través de una ranura en los lados de la mesa de procedimiento, mediante Velcro, mediante adhesivo, mediante succión) y se usa para asegurar al paciente a la mesa de procedimiento (por ejemplo, envolviendo al paciente y conectándola con, por ejemplo, Velcro). El concentrador del dispositivo de procedimiento no está limitado a una forma particular de fijación con una correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está unido a la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está unido a una correa separada que permite el reemplazo de la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está unido a una correa separada configurada para unirse a la correa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está unido a una correa separada configurada para unirse a cualquier región de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está unido a una correa separada que tiene aislamiento y/o acolchado para garantizar la comodidad del paciente. La Figura 18 muestra un concentrador del dispositivo de procedimiento conectado a una correa de mesa de procedimiento.

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a un anillo de procedimiento. La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento está configurado para su colocación alrededor de un paciente (por ejemplo, alrededor del torso, cabeza, pies, brazo, etc. de un paciente). En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento está configurado para unirse a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT). El anillo del dispositivo de procedimiento no está limitado a una forma particular. En algunas realizaciones, el anillo del dispositivo de procedimiento es, por ejemplo, ovalado, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunas realizaciones, el anillo del dispositivo de procedimiento tiene aproximadamente la mitad de una forma cíclica (por ejemplo, el 25% de una forma cíclica, el 40% de forma cíclica, el 45% de forma cíclica, el 50% de forma cíclica, el 55 de forma cíclica, el 60 de forma cíclica, el 75 de forma cíclica). En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento es, por ejemplo, de metal, plástico, grafito, madera, cerámica o cualquier combinación de los mismos. El concentrador del dispositivo de procedimiento no está limitado a una manera particular de fijación al anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se fija al anillo de procedimiento (por ejemplo, con Velcro, fijaciones a presión, con un agente adhesivo). En algunas realizaciones que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida se unen adicionalmente al anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el tamaño del anillo de procedimiento puede ajustarse (por ejemplo, retraerse, extenderse) para adaptarse al tamaño de un paciente. En algunas realizaciones, pueden adjuntarse elementos adicionales al

anillo de procedimiento. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento puede moverse fácilmente hacia y desde las proximidades de un paciente.

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado para unirse a un paño estéril personalizado. La presente invención no está limitada a un tipo o clase particular de paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado está configurado para colocarse sobre un paciente (por ejemplo, en el torso, cabeza, pies, brazo, cuerpo entero, etc. de un paciente). En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado está configurado para unirse a una mesa de procedimiento (por ejemplo, una mesa de CT). El paño estéril personalizado no está limitado a una forma particular. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado es, por ejemplo, ovalado, circular, rectangular, diagonal, etc. En algunas realizaciones, la forma del paño estéril personalizado es tal que se adapta a una región particular del cuerpo de un paciente. En algunas realizaciones, el anillo de procedimiento es, por ejemplo, tela, plástico, o cualquier combinación de los mismos. El concentrador del dispositivo de procedimiento no está limitado a una forma particular de unión al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento se une al paño estéril personalizado (por ejemplo, con Velcro, con fijaciones a presión, con un agente adhesivo, abrazaderas (por ejemplo, abrazaderas de cocodrilo)). En algunas realizaciones que utilizan cables de baja pérdida, los cables de baja pérdida se unen adicionalmente al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, pueden unirse artículos adicionales al paño estéril personalizado. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado puede moverse fácilmente hacia y desde las proximidades de un paciente. En algunas realizaciones, el paño estéril personalizado tiene una o más fenestraciones con el propósito de realizar procedimientos médicos. La Figura 19 muestra un paño estéril personalizado 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 invención que tiene un generador conectado a un concentrador del dispositivo de procedimiento mediante un cable, donde el concentrador del dispositivo de procedimiento está asegurado a una mesa de procedimiento (por ejemplo, mediante una correa de la mesa de procedimiento). Además, como se muestra en la Figura 20, se coloca un paño estéril personalizado sobre un paciente acostado en la mesa de procedimientos, donde el paño estéril personalizado tiene una fenestración.

En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento está configurado con patas para colocar el concentrador en las proximidades de un paciente. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene patas ajustables (por ejemplo, permitiendo de este modo colocar el concentrador del dispositivo de procedimiento en una variedad de posiciones). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene tres patas ajustables, lo que permite colocar el dispositivo en varias posiciones de tripode. En algunas realizaciones, las patas tienen velcro que permite la fijación en una región deseada (por ejemplo, una mesa de procedimiento, un paño y/o bata de un paciente). En algunas realizaciones, las patas están formadas de un material elástico configurado para formar un arco sobre la mesa de procedimiento (por ejemplo, mesa de CT) y apretar los rieles de la mesa de procedimiento. En algunas realizaciones, las patas están configuradas para unirse sobre los rieles de la mesa de procedimiento.

En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada 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 algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento puede manejarse mediante control remoto. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene una o más luces. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento proporciona una señal detectable (por ejemplo, auditiva, visual (por ejemplo, luz pulsante)) cuando la energía está fluyendo desde el concentrador del dispositivo de procedimiento a un dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene una entrada auditiva (por ejemplo, un reproductor de MP3). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene altavoces para proporcionar sonido (por ejemplo, sonido de un reproductor de MP3). En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene una salida auditiva para proporcionar sonido a un sistema de altavoces externo. En algunas realizaciones, el uso de un dispositivo de procedimiento permite el uso de cables, alambres, cordones, tubos y/o tuberías más cortos (por ejemplo, menos de 122 cm (4 pies), 91 cm (3 pies), 61 cm (2 pies)). En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento y/o uno más de los componentes conectados a ella, o partes de los mismos, están cubiertos por una funda estéril. En algunas realizaciones, el concentrador del dispositivo de procedimiento tiene un amplificador de potencia para suministrar energía (por ejemplo, a un dispositivo de suministro de energía).

En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada para comprimir los refrigerantes transportados (por ejemplo, CO₂) a cualquier presión deseada para, por ejemplo, mantener el 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 algunas realizaciones, se proporciona un gas en o cerca de su punto crítico con el propósito de mantener la temperatura de un dispositivo, línea, cable u otro componente en o cerca de una temperatura definida constante. En algunas de tales realizaciones, un componente no se enfría per se, en el sentido de que su temperatura no cae de una temperatura inicial (por ejemplo, temperatura ambiente), sino que se mantiene a una temperatura constante que es más fría que donde estaría el componente, pero para la intervención. Por ejemplo, puede usarse CO₂ en o cerca de su punto crítico (por ejemplo, 31,1 grados Celsius a

78,21 kPa) para mantener la temperatura de tal manera que los componentes del sistema estén lo suficientemente fríos como para no quemar tejido, pero tampoco se enfríen ni se mantengan significativamente por debajo de la temperatura ambiente o temperatura corporal de manera que la piel en contacto con el componente se congele o resulte dañada de otro modo por el frío. El uso de tales configuraciones permite el uso de menos aislamiento, ya que no hay componentes "fríos" que deban protegerse de las personas o del medio ambiente. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento tiene un elemento retráctil diseñado para hacer retroceder cables, alambres, cordones, tubos y tuberías usados y/o no usados que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y/o elementos de comunicación. En algunas realizaciones, la cápsula del dispositivo de procedimiento está configurada para cebar refrigerantes para su distribución en, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de tal manera que el refrigerante esté a la temperatura deseada antes de usar el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, el dispositivo de procedimiento tiene un software configurado para cebar refrigerantes para su distribución en, por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía de tal manera que el sistema esté a la temperatura deseada antes de usar el dispositivo de suministro de energía. En algunas realizaciones, 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 un suministro de refrigerante (por ejemplo, gas de dióxido de carbono 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 una cápsula del dispositivo de procedimiento. La línea de refrigerante o la línea de energía dentro de la funda de transporte pueden enrollarse una alrededor de la otra para permitir una refrigeración máxima de la propia funda de transporte. La funda de transporte se introduce en el campo estéril donde se va a realizar un procedimiento a lo largo del suelo en una localización que no interfiera con el movimiento del aparato médico que atiende al paciente. La funda de transporte se conecta a una mesa localizada cerca de una mesa de imagenología sobre la que se acuesta el paciente. La mesa es portátil (por ejemplo, sobre ruedas) y puede conectarse a la mesa de imagenología para moverse juntas. La mesa contiene un brazo, que puede ser flexible o telescópico, para permitir la colocación 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 superior. Al final del brazo está el dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, dos o más brazos están provistos de dos o más cápsulas de dispositivo de procedimiento o dos o más subcomponentes de una única cápsula de dispositivo de procedimiento. La cápsula del dispositivo de procedimiento es pequeña (por ejemplo, menos de 28 litros (1 pie cúbico), menos de 10 cm cúbicos, etc.) para permitir un movimiento y colocación fáciles sobre el paciente. La cápsula del dispositivo de procedimiento contiene un procesador para controlar todos los aspectos informáticos del sistema. La cápsula del dispositivo contiene uno o más puertos de conexión para conectar cables que conducen a dispositivos de suministro de energía. Los cables están conectados a los puertos. Los cables son retráctiles y tienen menos de 91 cm (tres pies) de longitud. El uso de cables cortos reduce los gastos y evita la pérdida de energía. Cuando no se usan, los cables cuelgan en el aire por encima del paciente, fuera de contacto con el cuerpo del paciente. Los puertos se configuran con una carga ficticia cuando no están en uso (por ejemplo, cuando un dispositivo de suministro de energía no está conectado a un puerto en particular). La cápsula del dispositivo de procedimiento está al alcance del médico tratante para que los controles del ordenador puedan ajustarse y la información mostrada pueda verse, en tiempo real, durante un procedimiento.

En algunas realizaciones, los sistemas de suministro de energía utilizan carros de procedimientos para mantener los elementos del sistema dentro de un área. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los sistemas proporcionan un carro de procedimiento que está configurado para almacenar el suministro de refrigeración (por ejemplo, varios tanques que suministran gas o refrigerante líquido a los dispositivos de la presente invención) (por ejemplo, cilindros de CO₂ de tamaño E estándar) para propósitos de refrigeración del dispositivo, dispositivos de calentamiento externos para mantener el suministro de refrigerante a las 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, cordones, tubos, tuberías que proporcionan energía, gas, refrigerante, líquido, presión y elementos de comunicación) y/o el concentrador del dispositivo de procedimiento. De hecho, el carro de procedimientos no está limitado a un diseño o propósito particular. En algunas realizaciones, el carro de procedimiento está configurado para su uso dentro de un entorno estéril (por ejemplo, una sala de procedimiento) y tiene en el mismo tanques de refrigeración, dispositivos de calentamiento externos relacionados y una cápsula/concentrador del dispositivo de procedimiento. En algunas realizaciones, el carro de procedimiento está configurado solo para entornos no esterilizados. En algunas realizaciones, el carro de procedimiento está configurado para un movimiento fácil (por ejemplo, está diseñado con ruedas). El carro de procedimiento está configurado para conectarse 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 concentrador del dispositivo de procedimiento). En algunas realizaciones, el carro de procedimiento tiene en el mismo una región de visualización para manejar y/o monitorizar los componentes de los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, software de interfaz de usuario). En algunas realizaciones, el carro de 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 algunas realizaciones, el carro de procedimientos está configurado para enviar y recibir información (de forma inalámbrica o por cable) referente a los sistemas de suministro de energía (por ejemplo, el número de usos de cada componente,

qué dispositivos se están usando, etc.).

X. Usos de los sistemas de suministro de energía

Los sistemas de la presente invención no están limitados a usos particulares. De hecho, los sistemas de suministro de energía de la presente invención están diseñados para su uso en cualquier entorno en el que sea aplicable la emisión de energía. Tales usos incluyen todas y cada una de las aplicaciones médicas, veterinarias y de investigación. Además, los sistemas y dispositivos de la presente invención pueden usarse en entornos agrícolas, entornos de fabricación, entornos mecánicos o cualquier otra aplicación en la que se deba suministrar energía.

En algunas realizaciones, los sistemas están configurados para el suministro de energía mediante cirugía abierta, percutánea, intravascular, intracardiaca, endoscópica, intraluminal, laparoscópica o quirúrgica. En algunas realizaciones, los dispositivos de suministro de energía pueden colocarse 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 algunas realizaciones, los sistemas están configurados para el suministro de energía a un tejido o región objetivo. En algunas realizaciones, 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 invención no está limitada a un tipo y/o clase particular de placa de posicionamiento. En algunas realizaciones, la placa de posicionamiento está diseñada para asegurar uno o más dispositivos de suministro de energía en una región corporal deseada para el suministro de energía percutáneo, intravascular, intracardiaco, laparoscópico y/o quirúrgico. En algunas realizaciones, la composición de la placa de posicionamiento es tal que puede evitar la exposición de la región del cuerpo al calor no deseado del sistema de suministro de energía. En algunas realizaciones, la placa proporciona guías para el posicionamiento asistido de dispositivos de suministro de energía. La presente invención no está limitada por la naturaleza del tejido o región objetivo. Los usos incluyen, pero no se limitan a, el tratamiento de la arritmia cardíaca, la ablación de tumores (benignos y malignos), el control del sangrado durante la cirugía, después de un traumatismo, para cualquier otro control de sangrado, extracción de tejido blando, resección y extracción de tejido, tratamiento de venas varicosas, ablación de tejido intraluminal (por ejemplo, para tratar patologías esofágicas como el esófago de Barrett y adenocarcinoma de esófago), tratamiento de tumores óseos, hueso normal y afecciones óseas benignas, usos intraoculares, usos en cirugía estética, 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 tejidos para cualquier propósito. En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende una terapia de ablación (por ejemplo, para lograr una necrosis coagulativa). En algunas realizaciones, la aplicación quirúrgica comprende la ablación del tumor para dirigirse, por ejemplo, a tumores metastásicos. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para moverse y colocarse, con un daño mínimo al tejido u organismo, en cualquier localización deseada, incluyendo, pero no limitado a, el cerebro, el cuello, el pecho, el abdomen y la pelvis. En algunas realizaciones, los sistemas están configurados para administración guiada, por ejemplo, mediante tomografía computarizada, ultrasonidos, imagenología por resonancia magnética, fluoroscopia y similares.

Se describen métodos para tratar una región de tejido, que comprenden proporcionar una región de tejido y un sistema descrito en la presente (por ejemplo, un dispositivo de suministro de energía y por lo menos uno de los siguientes componentes: un procesador, una fuente de alimentación, un monitor de temperatura, un generador de imágenes, un sistema de sintonización y/o un sistema de reducción de temperatura); colocar una parte del dispositivo de suministro de energía en las proximidades de la región del tejido y suministrar una cantidad de energía con el dispositivo a la región del tejido. En algunas realizaciones, la región de tejido es un tumor. En algunas realizaciones, el suministro de energía da como resultado, por ejemplo, la ablación de la región del tejido y/o la trombosis de un vaso sanguíneo y/o la electroporación de una región del tejido. En algunas realizaciones, la región de tejido es un tumor. En algunas realizaciones, la región de tejido comprende uno o más de los siguientes: corazón, hígado, genitales, estómago, pulmón, intestino grueso, intestino delgado, cerebro, cuello, hueso, riñón, músculo, tendón, vaso sanguíneo, próstata, vejiga y médula espinal.

EXPERIMENTAL

Ejemplo I.

Este ejemplo demuestra cómo se evita el calentamiento no deseado del tejido 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 eje de la aguja de ablación para todos los experimentos fue de 20,5 cm. Hubo una refrigeración mínima del montaje del mango, lo que indica que los efectos de refrigeración del mango estaban bien aislados. Las sondas de temperatura 1, 2 y 3 se colocaron a 4, 8 y 12 cm proximales a la punta de la aguja de acero inoxidable (ver la Figura 9). Se tomaron mediciones de temperatura para una medición de potencia del 35% después de la inserción en un hígado de cerdo y una medición de potencia del 45% después de la inserción en un hígado de cerdo. Para la medición de potencia del 35%, la sonda 4 estaba en el propio mango. Para las mediciones de potencia del 45%, la sonda 4 se colocó en la interfaz entre la piel y la aguja, aproximadamente a 16 cm de la punta de la aguja de

acero inoxidable.

Como se muestra en la Figura 10, el tratamiento al 35% de potencia durante 10 minutos con una potencia reflejada anormalmente alta (6,5%) demostró el mantenimiento del dispositivo a una temperatura que no daña los tejidos en las sondas 1, 2, 3 y el mango.

Como se muestra en la Figura 11, el tratamiento al 45% de potencia durante 10 minutos con una potencia reflejada anónimamente alta (6,5%) demostró el mantenimiento del dispositivo a una temperatura que no daña los tejidos en las sondas 1, 2, 3 y 4. La observación de la piel y las capas de grasa después de 10 minutos de ablación al 45% de potencia durante 10 minutos con una potencia reflejada anónimamente alta (6,5%) no demuestra quemaduras visibles ni daños térmicos.

Ejemplo II.

Este ejemplo demuestra la calibración del generador. La calibración del generador fue realizada por Cober-Muegge en la fábrica y se configuró para que fuera lo más precisa para potencias superiores a 150 W. El magnetrón se comportó de manera muy similar a un diodo: aumentar el voltaje del cátodo no aumentó la corriente de vacío (proporcional a la potencia de salida) hasta que se alcanzó un umbral crítico, en cuyo punto la corriente de vacío aumentó rápidamente con el voltaje. El control de la fuente del magnetrón se basaba en un control preciso del voltaje del cátodo cerca de ese punto crítico. Como tal, el generador no se especificó para potencias del 0-10% y la correlación entre la potencia de salida y el porcentaje de potencia teórico de entrada fue pobre por debajo del 15%.

Para probar la calibración del generador, el dial 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 se registró la pantalla de potencia de salida del generador y se midió la potencia de salida. La salida de potencia medida se ajustó a las pérdidas medidas del cable coaxial, el acoplador y la carga a temperatura ambiente. La pantalla de salida también se ajustó para el error de compensación (es decir, el generador leyó un 2,0% cuando el dial se estableció en el 0,0%).

El error entre el dial y la pantalla de potencia de salida del generador era grande para los ajustes del dial a baja potencia. Estos dos valores convergieron rápidamente a un porcentaje de error de menos del 5% para ajustes del dial superiores al 15%. De manera similar, la potencia de salida medida fue significativamente diferente de la potencia de salida teórica para ajustes del dial por debajo del 15%, pero más precisa para ajustes del dial por encima del 15%.

Ejemplo III.

Este ejemplo describe la configuración y prueba de una antena durante la fabricación. Esto proporciona un método para configurar y probar en un entorno de fabricación. El método emplea un fantasma líquido equivalente a tejido en lugar de tejido.

De las mediciones numéricas y experimentales ya realizadas en la antena, se sabía que cambios en L2 de ~1 mm aumentarían la potencia reflejada de < -30 dB a ~ -20-25 dB. Este aumento probablemente se hizo menos significativo por los cambios en las propiedades del tejido que se produjeron durante la ablación, por lo que consideraríamos que una tolerancia relativa de 0,5 mm en la longitud L2 es razonable. De igual manera, se usa una tolerancia de 0,5 mm en la longitud L1, aunque el coeficiente de reflexión total depende menos de L1 que de L2.

La prueba de la sintonización de la antena con propósito de control de calidad puede lograrse usando una solución líquida 15 diseñada para imitar las propiedades dieléctricas del hígado, pulmón o riñón (ver, por ejemplo, Guy AW (1971) IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 19:189 -217). La antena se sumerge en el fantasma y el coeficiente de reflexión se registra usando un dispositivo de medición de 1 puerto o un analizador de red vectorial completo (VNA). Se selecciona la verificación de un coeficiente de reflexión por debajo de -30 dB para garantizar una sintonización adecuada.

Ejemplo IV.

Este ejemplo comparó la eficiencia, la capacidad de calentamiento y la capacidad de fabricación de las antenas triaxiales y dipolo de alimentación central. Se requirió una modificación del diseño triaxial original para crear una punta más rígida y afilada que pudiera insertarse fácilmente. Inicialmente se usó modelado por ordenador para determinar qué cambios en la longitud de la antena podrían requerirse con la adición de una funda de alúmina y una punta metálica facetada. Después de que el modelado confirmara que la antena debería alargarse y que la punta metálica no degradaría el rendimiento, se construyeron antenas para realizar pruebas en tejido hepático ex vivo. Esta prueba mostró que el diseño modificado conservaba su alta eficiencia a la vez que proporcionaba suficiente resistencia mecánica para la colocación percutánea. El modelado 3D por ordenador del diseño del dipolo alimentado por el centro proporcionó resultados marginales y la fabricación posterior del dispositivo resultó difícil de reproducir. Por consiguiente, se eligió el dispositivo triaxial insertable como diseño de antena principal. El modelado 3D por ordenador del diseño del dipolo alimentado por el centro proporcionó resultados marginales y la fabricación posterior

del dispositivo resultó difícil de reproducir. Por consiguiente, se eligió el dispositivo triaxial insertable como diseño de antena principal.

El modelado por ordenador reveló que tanto los recubrimientos térmicamente resistentes como las roturas térmicas graves pueden reducir la cantidad de calor que se deja fluir desde la punta de la antena distal a las secciones proximales de la antena. Sin embargo, una solución eficaz de refrigeración por agua pudo aumentar el rendimiento de potencia de un cable coaxial de 0,020" de ~8 W a más de 150 W. La refrigeración por agua también eliminó cualquier calentamiento del eje que se extendía proximalmente desde la punta de la antena cuando se usaba una potencia de entrada de 150 W (Figura 21). Sin embargo, la implementación requirió el uso de un costoso cable coaxial de 0,020" para proporcionar suficientes caudales de agua (~30 ml/min). Además, el cable de 0,020" tiene 2-3 veces más pérdidas que el cable de 0,047" usado anteriormente, lo que disminuyó el rendimiento de energía hasta 15 W y requería refrigeración de esa pérdida de potencia adicional. El diseño final de la antena incorporó una funda de PEEK alrededor de todo el montaje para reducir la adherencia que puede producirse entre una antena metálica y el tejido circundante, a la vez que proporciona el amortiguador térmico que se muestra para reducir térmicamente el calentamiento conductivo.

Se realizó un estudio por vía percutánea usando o la antena prototipo refrigerada de calibre 17 o el electrodo de RF refrigerado de calibre 17 de Valleylab/Covidien para crear ablaciones en un modelo de pulmón porcino normal in vivo. Las ablaciones se realizaron 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 fueron significativamente mayores 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 ($p < ,0001$, Figura 9). La circularidad de ablación también fue 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 importantes durante todo el estudio. Se observaron neumotórax menores en un animal durante dos ablaciones, ambos del grupo RF. Ambos permanecieron 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 el tejido pulmonar.

Ejemplo V.

Este ejemplo investigó la refrigeración en un entorno de calentamiento simulado. Se pasó una bobina calefactora a través de una aguja de acero inoxidable de 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 celda cerrada. Esta configuración se consideró el peor de los casos, ya que el flujo sanguíneo y la alta conductividad térmica de los tejidos biológicos tenderán a proporcionar algo de refrigeración a la antena. El serpentín se calentó con 0-50 W y las temperaturas se registraron con NC-CO₂ operando a caudales de 0-10 stp l/min. Los resultados de la prueba mostraron que un flujo moderado de CO₂ era suficiente para enfriar toda la potencia de entrada de 50 W de manera que el tubo calentado permaneciera a temperatura ambiente (Figura 24).

Las temperaturas registradas en la superficie exterior de la aguja sin presencia de refrigeración excedieron los 100° C, pero la refrigeración con 10-20 stp l/min de NC-CO₂ redujo la temperatura de la superficie a menos de 30° C (Figura 24). Estas pruebas demostraron que cantidades moderadas de NC-CO₂ (~ 10 stp l/min) pueden refrigerar con eficacia hasta 50 W desde el interior de una antena de ablación.

Ejemplo VI.

Este experimento midió los efectos de la conducción térmica proximalmente desde la punta de la antena calentada. Se colocó una antena modificada, con el segmento radiante de cerámica reemplazado por un tubo de cobre térmicamente conductor en un calentador eléctrico con pasta térmica para asegurar un buen contacto térmico entre el calentador y la antena (Figura 25). Se colocaron termopares a lo largo de la superficie exterior de la antena en varios puntos para medir la temperatura frente al caudal de NC-CO₂.

Antes de enfriarse, las temperaturas a lo largo del conductor exterior excedieron los 80° C 1 cm proximal al calentador. Cuando se inició la refrigeración incluso a una tasa modesta de 13 stp l/min, las temperaturas cayeron a la temperatura de entrada del gas de NC-CO₂: ~0° C (Figura 25). Al aumentar el caudal, las temperaturas disminuyeron aún más. El gas se prefrigeró ligeramente en un intercambiador de calor para probar la posibilidad de una función de "pegado" en el eje de la aguja, similar a la empleada por las sondas de crioablación. Esta prefrigeración llevó a una temperatura inferior a la requerida de 31° C para una operación casi crítica y la implementación adicional estaba fuera 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, se demostró que un flujo inicial de 10 stp l/min disminuye las temperaturas a ~ 0° C. Luego se eliminó ese flujo y se inyectaron pulsos de CO₂ a 1 stp l/min durante aproximadamente 10 s cuando la temperatura del eje aumentó más de 30° C. A pesar de los rápidos aumentos de temperatura sin refrigeración, solo se requirieron pequeños pulsos de CO₂ para eliminar el aumento de temperatura

y mantener el sistema a temperatura ambiente (Figura 26). Estos resultados sugieren, por ejemplo, que es posible que puedan usarse pequeñas cantidades de CO₂ para mantener la antena por debajo de los estándares ISO 60601-1 durante el procedimiento. Podría emplearse un sistema de monitorización/retroalimentación de temperatura para minimizar el uso de CO₂ durante el procedimiento. El CO₂ casi crítico es una alternativa viable y eficaz a la refrigeración líquida dentro de las antenas de ablación por microondas. La mayor capacidad calorífica de NC-CO₂ garantiza que solo se requieran pequeños volúmenes de líquido para enfriar la antena de ablación a niveles seguros. Se demostró que caudales modestos de ~10 stp l/min eran suficientes para enfriar las antenas que generaban hasta 50 W.

10 Ejemplo VII.

Este ejemplo evaluó la viabilidad de usar pequeñas inyecciones periódicas de material de contraste yodado durante el transcurso de la ablación con una nueva técnica de reconstrucción para mejorar la visualización de la zona de ablación a la vez que se reduce la dosis de material de contraste. La falta de una técnica de imagenología intraprocedimiento ubicua y eficaz es una limitación crítica en el campo de la ablación térmica de tumores. La imagenología por ultrasonido puede oscurecerse por las burbujas que se forman durante el calentamiento, y la CT con contraste está limitada típicamente a una exploración con una gran inyección de material de contraste.

Se prepararon y anestesiaron hembras porcinas domésticas. La ablación por RF se realizó durante 20 minutos usando tres electrodos conmutados refrigerados internamente. Durante la ablación, se administraron 15 ml de material de contraste yodado (300 mg/ml) cada 2 min y se recogió una CT abdominal en el tiempo predeterminado de mejora del hígado después de cada inyección (90 s). Las imágenes de CT se crearon usando tanto reconstrucción en línea convencional como reconstrucción fuera de línea con proyección posterior altamente restringida (HYPR). Las imágenes convencionales y reconstruidas con HYPR se compararon por contraste de imagenología entre la zona de ablación y el hígado de fondo y las relaciones de señal/ruido.

El crecimiento de la zona de ablación se pudo visualizar con una resolución temporal de 2 minutos. La zona de ablación se hizo evidente en 2-6 min con una dosis de contraste acumulativa de 15-45 ml. La calidad de la imagen mejoró con la dosis de contraste acumulativa. La SNR en las imágenes reconstruidas con HYPR fue ~ 3-4 veces mejor que las reconstrucciones estándar y la HYPR mejoró el contraste de la señal entre la zona de ablación y el hígado de fondo hasta 6 veces (Figuras 27 y 28).

Aunque la invención se ha descrito en relación a realizaciones específicas, debe entenderse que la invención tal como se reivindica no debe limitarse indebidamente a tales realizaciones específicas. De hecho, se pretende que varias modificaciones de los modos descritos para realizar la invención que son obvias para los expertos en los campos relevantes estén dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (100) para el suministro de energía a tejido, el dispositivo comprendiendo:
 - 5 una región proximal, una región central y una región distal, la región distal comprendiendo una región de antena (150) configurada para suministrar dicha energía, por lo menos una región de pegado (160) colocada dentro de dicha región central y/o la región proximal y configurada para alcanzar y mantener una temperatura que provoca la congelación del tejido para facilitar la adherencia del tejido a la región de pegado para estabilizar el dispositivo en una posición deseada durante el suministro de energía, y
 - 10 un sello colocado entre la región de pegado y la región distal evitando de este modo la exposición de la región de pegado a la región distal.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el dispositivo de ablación comprende además uno o más tubos de refrigeración (110) configurados para suministrar refrigerante a la región de pegado y/o la región de la antena.
3. El dispositivo de la reivindicación 2, que comprende además un mango (130) y un montaje de cable (120), y en donde el tubo de refrigeración y el montaje de cable están conectados con el mango.
4. El dispositivo de la reivindicación 3, que comprende además una cánula de sonda refrigerada (140) conectada con la región de la antena, en donde el mango está conectado con la cánula de sonda refrigerada.
5. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, en donde la región distal y la región central están separadas por una región de tapón (170).
6. El dispositivo de la reivindicación 5, en el que la región de tapón está configurada para evitar la refrigeración de la región distal resultante de la refrigeración de la región central.
7. El dispositivo de la reivindicación 5 o la reivindicación 6 cuando depende de la reivindicación 4, en donde la región de tapón está configurada para evitar una reducción de temperatura resultante de la cánula de la sonda refrigera y la región de pegado reduce la temperatura dentro de la región de la antena.
8. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, en el que la región de pegado comprende uno o más de un material metálico, un material cerámico y un material plástico.
9. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, que comprende dos o más de dichas regiones de pegado.

FIG. 1

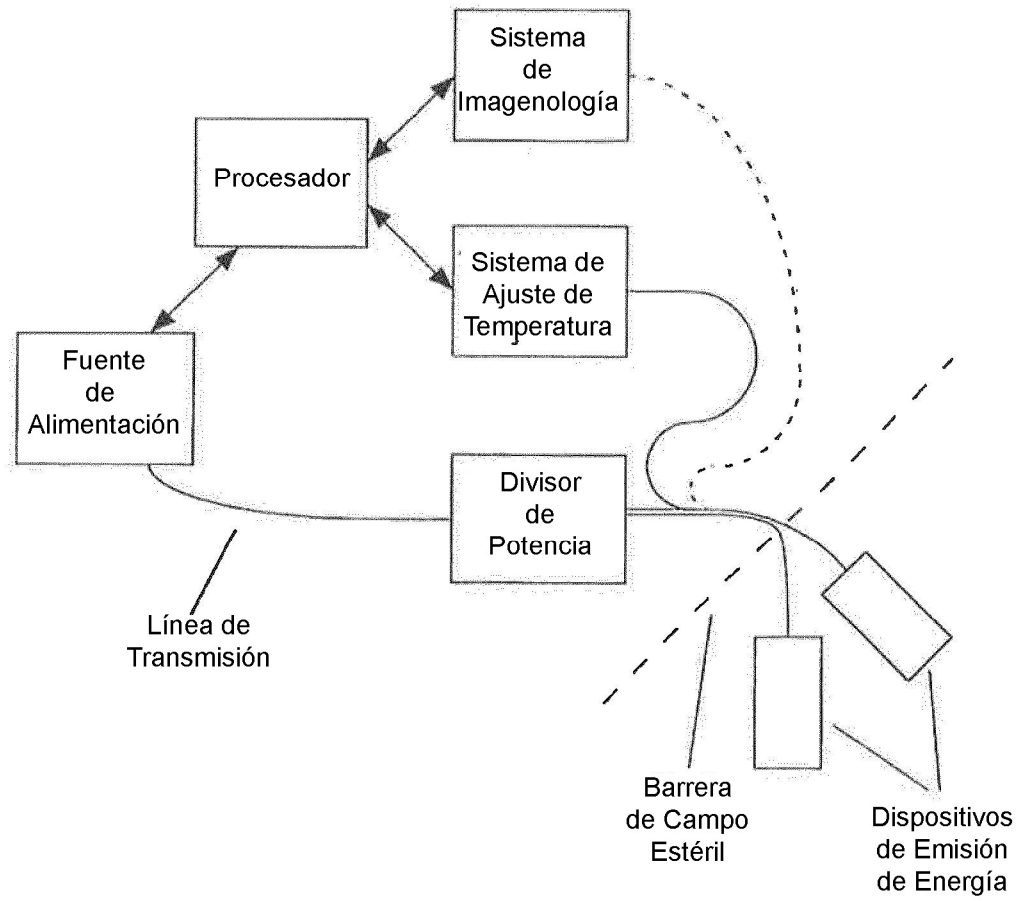


FIG. 2

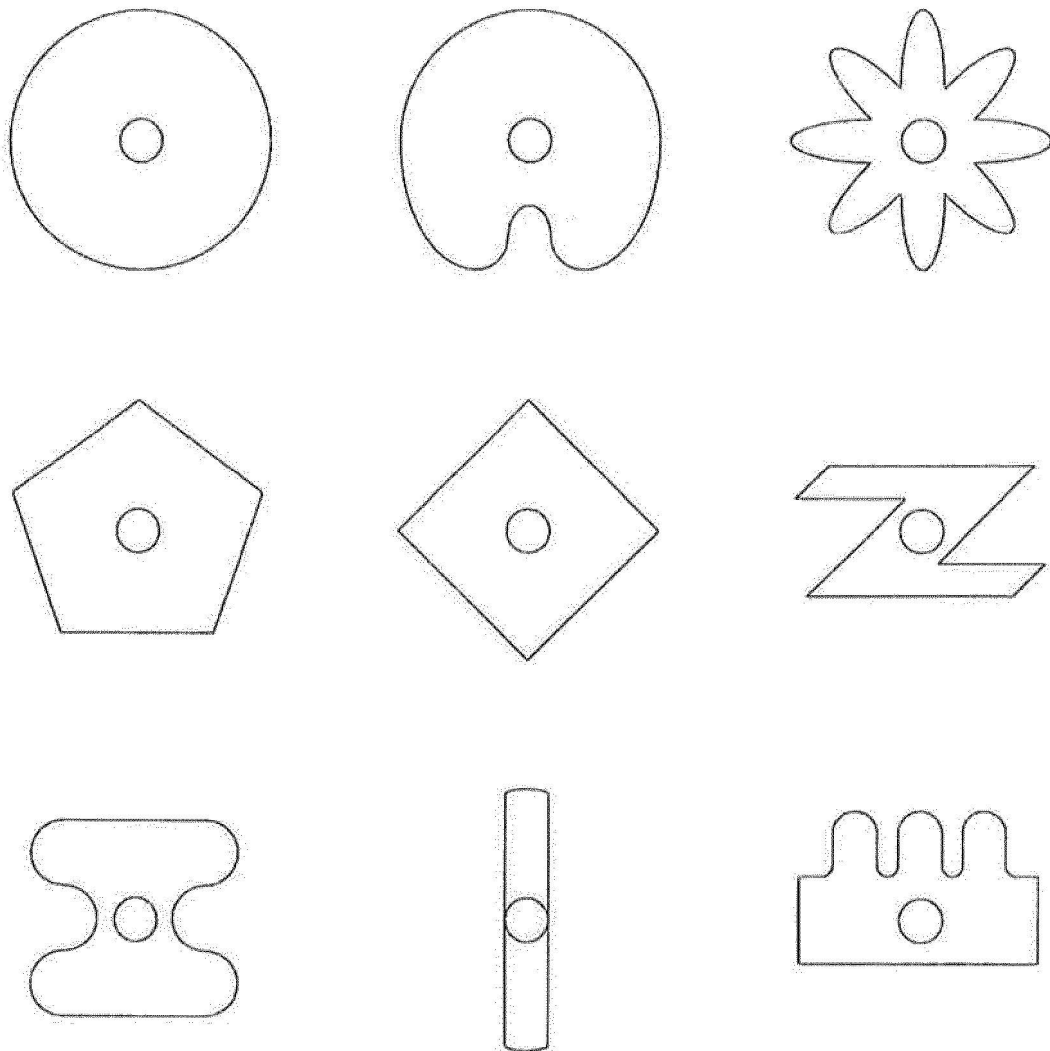


FIG. 3A

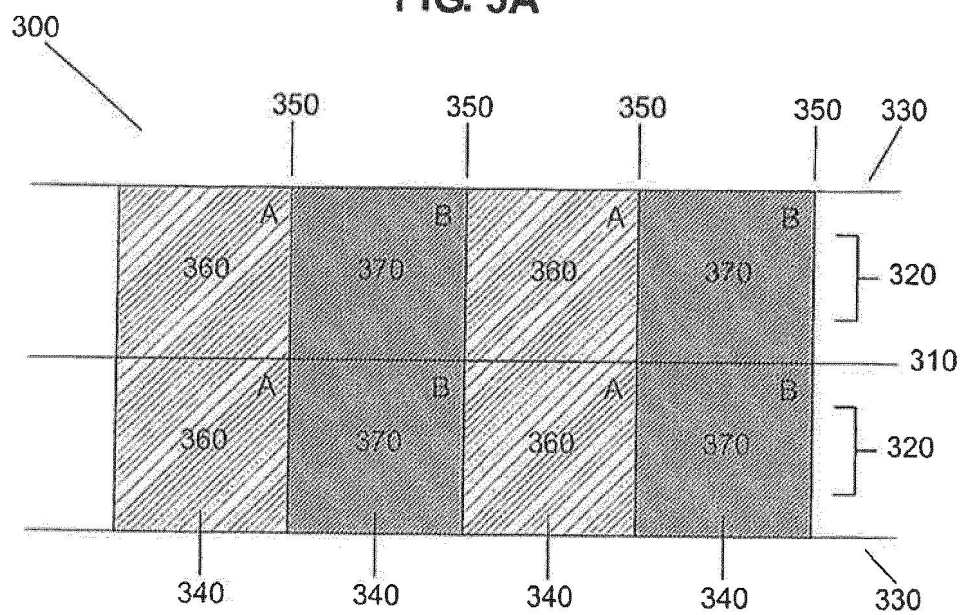


FIG. 3B

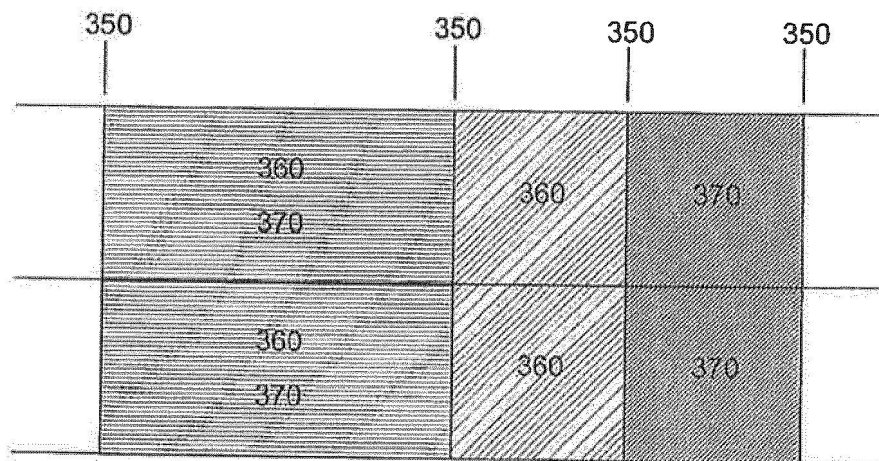


FIG. 4A

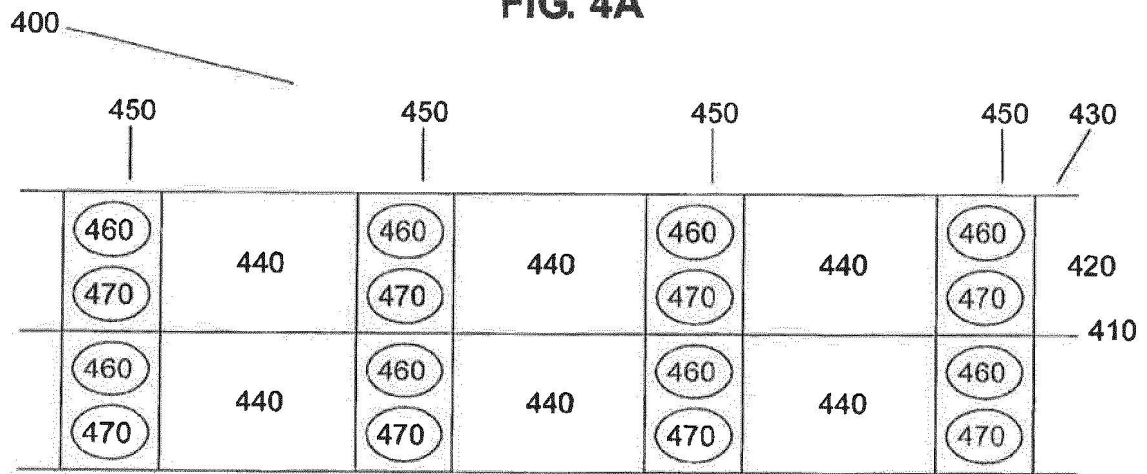


FIG. 4B

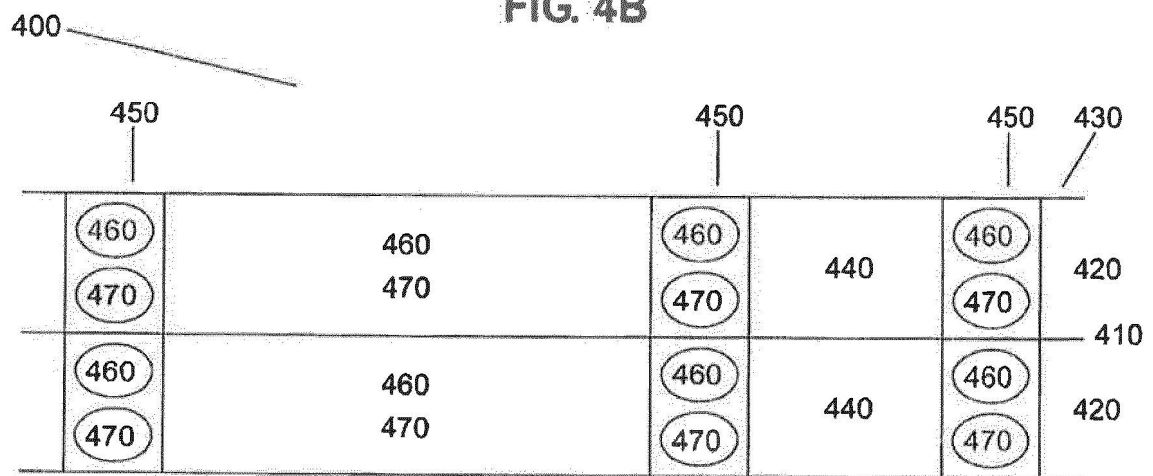


FIG. 5

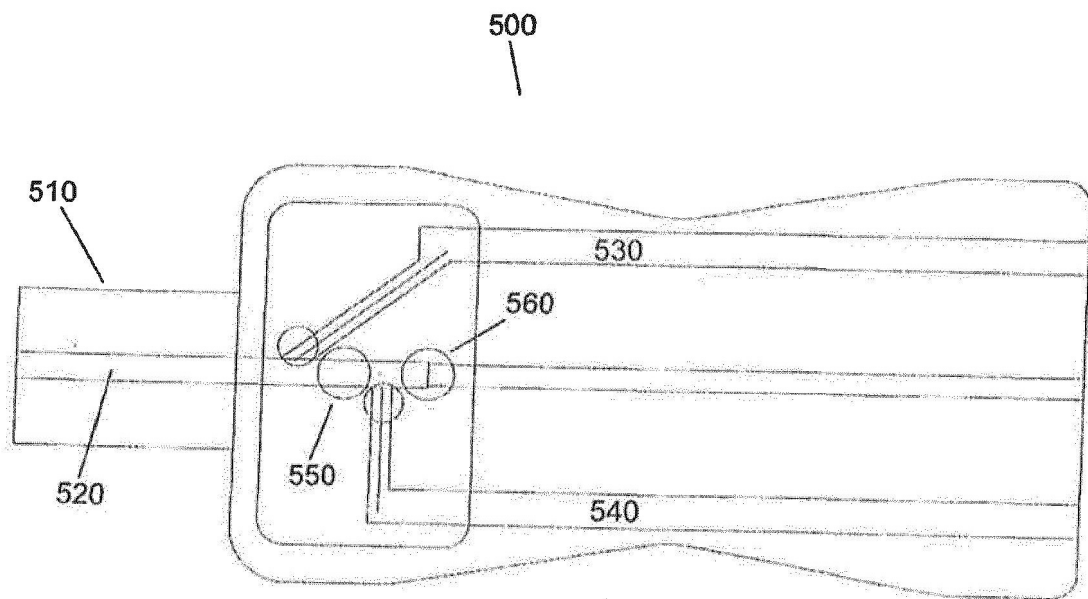


FIG. 6

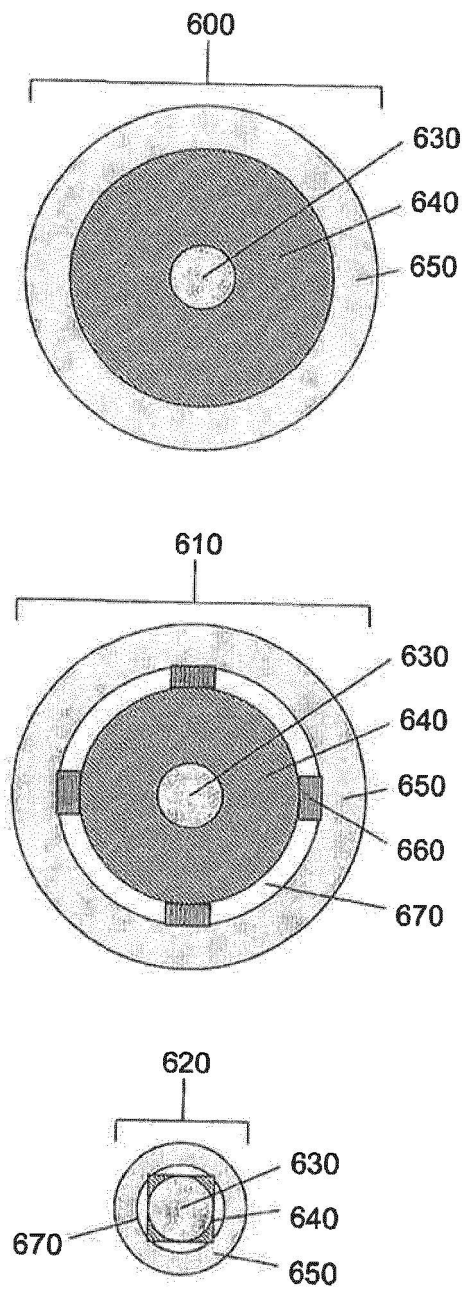


FIG. 7

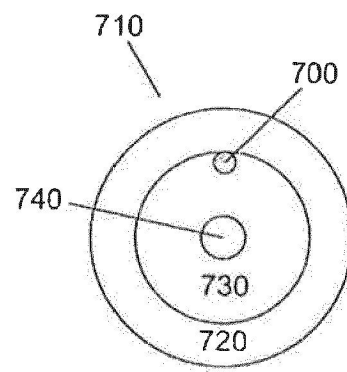


FIG. 8

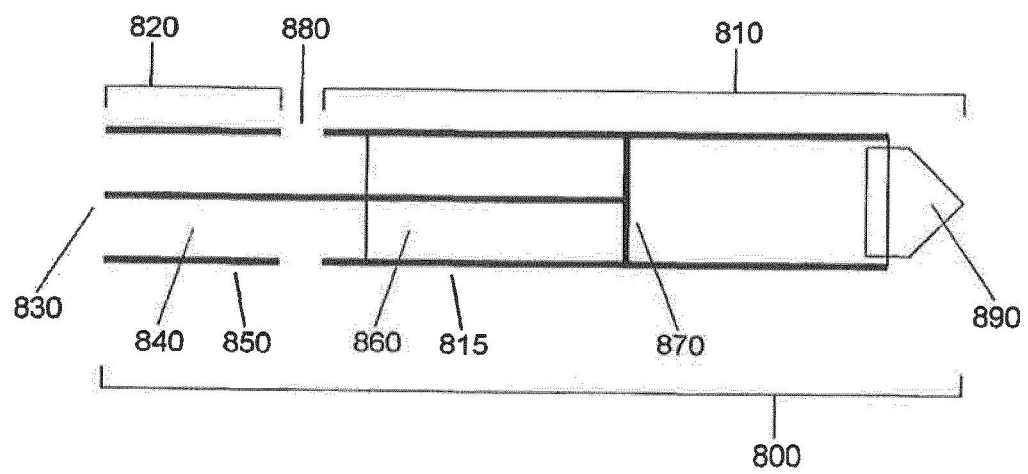


Fig. 9

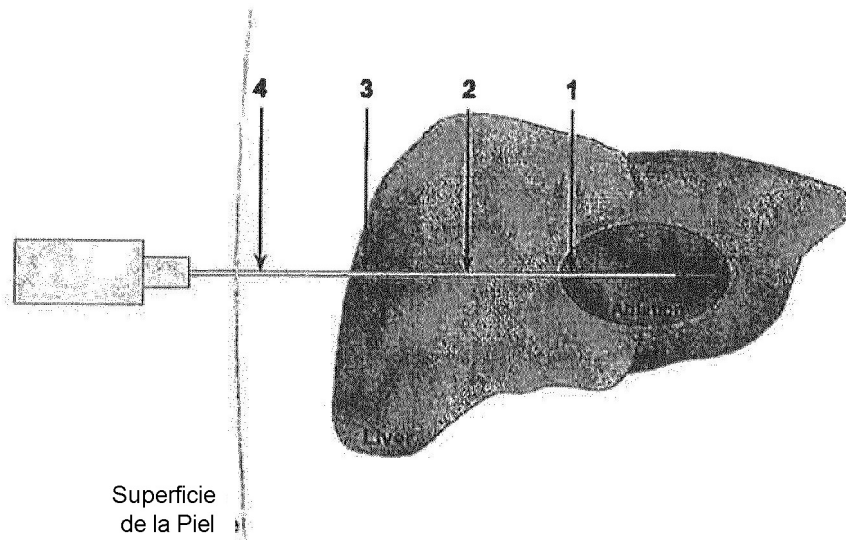


Fig. 10

35% de potencia, lóbulo lateral izquierdo, in-vivo

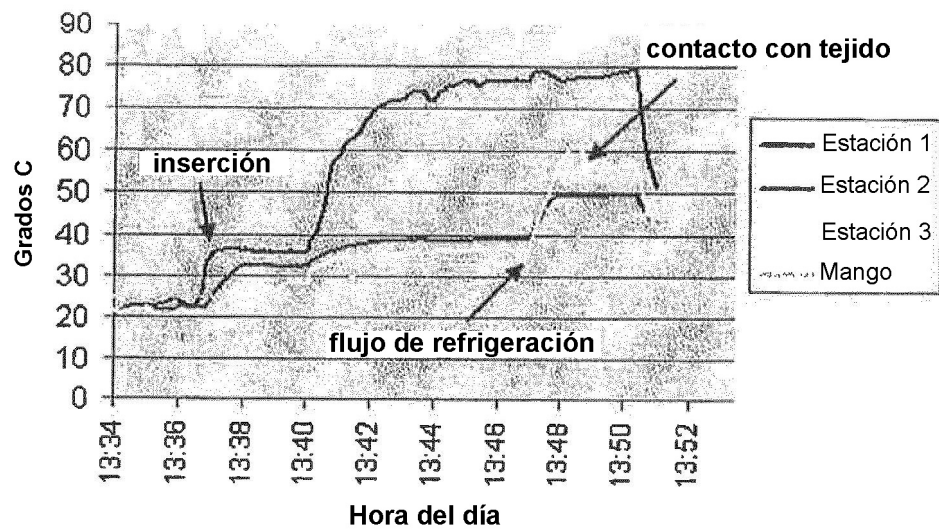


Fig. 11

45% de potencia, lóbulo medial derecho, in vivo

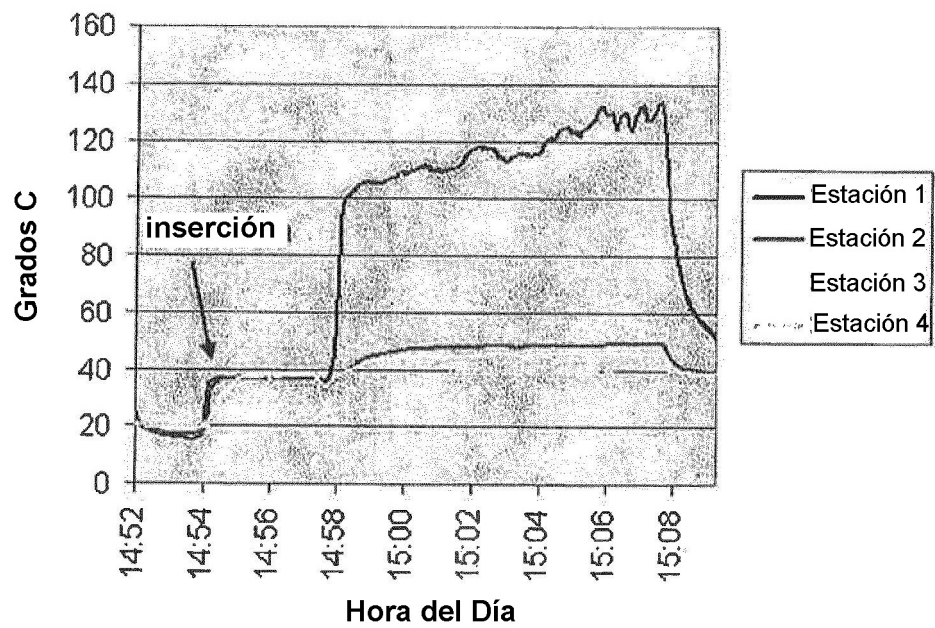


FIG. 12

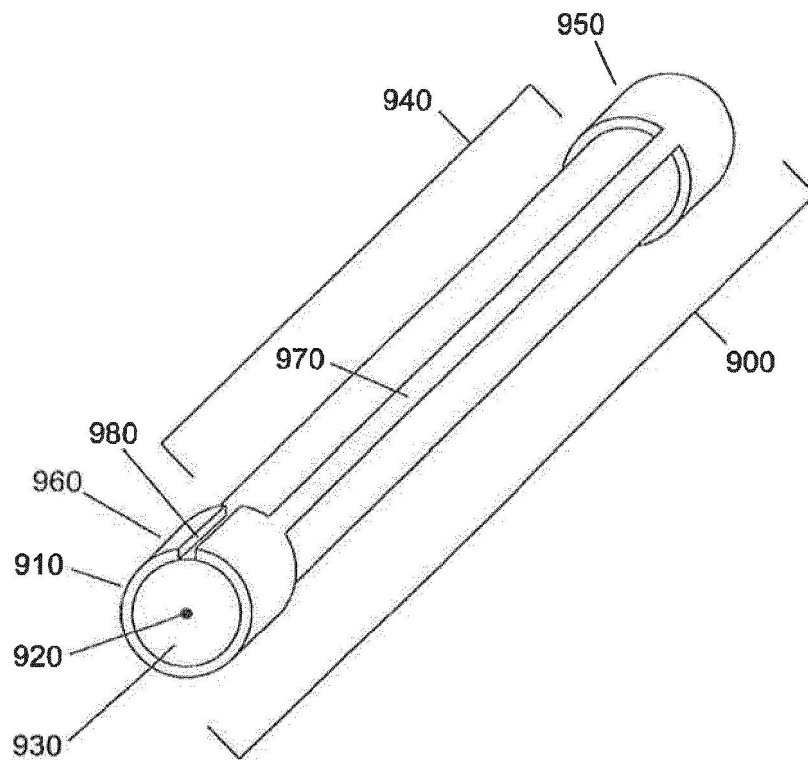


FIGURA 13

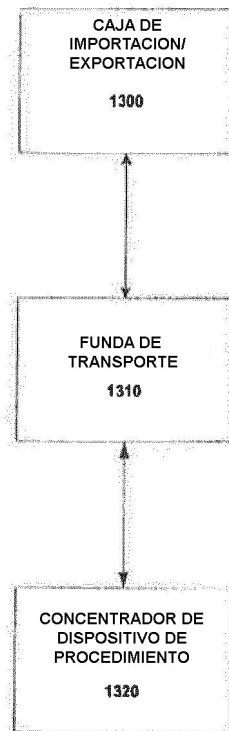


Figura 14

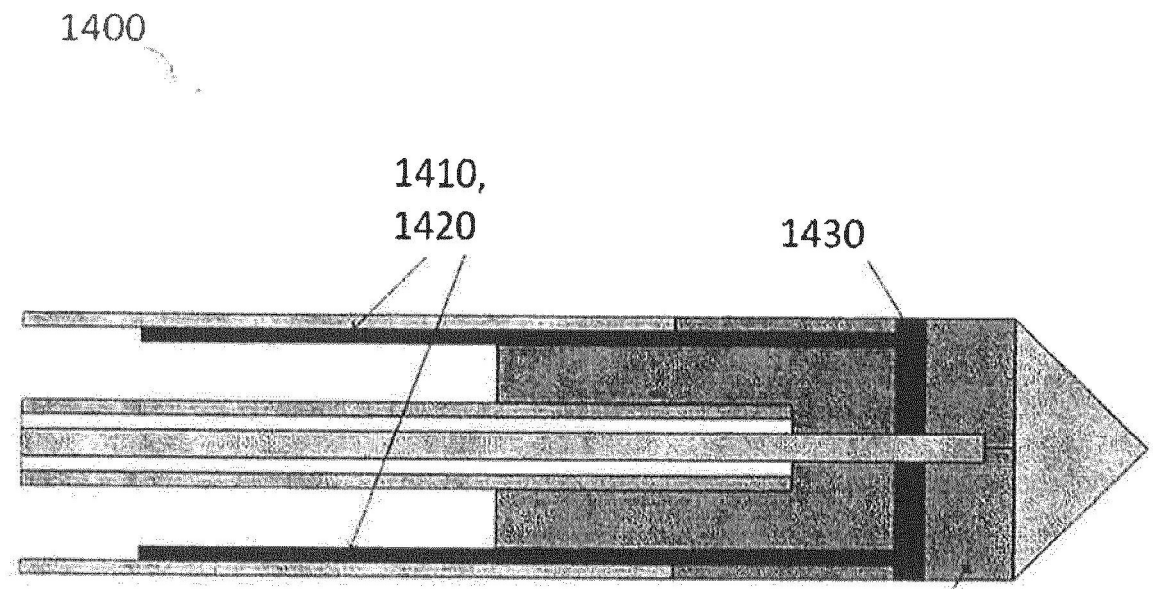


Figura 15

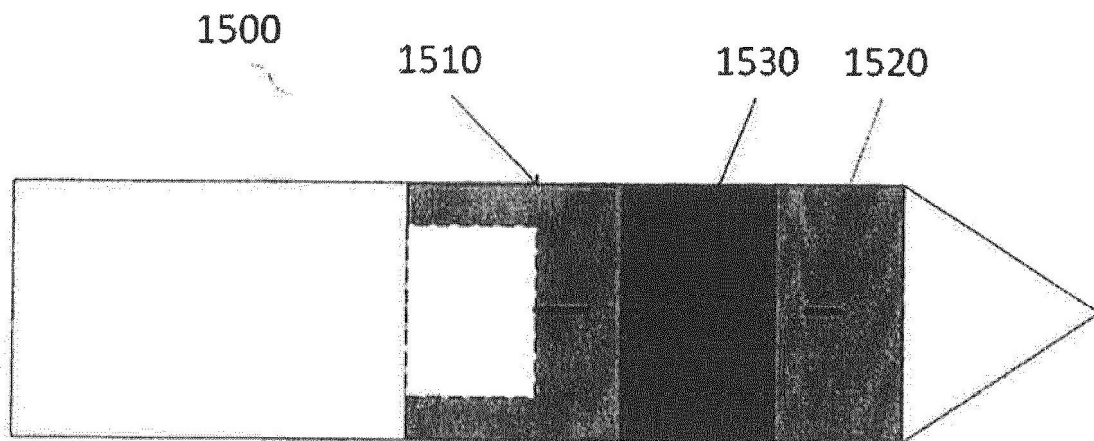


Figura 16

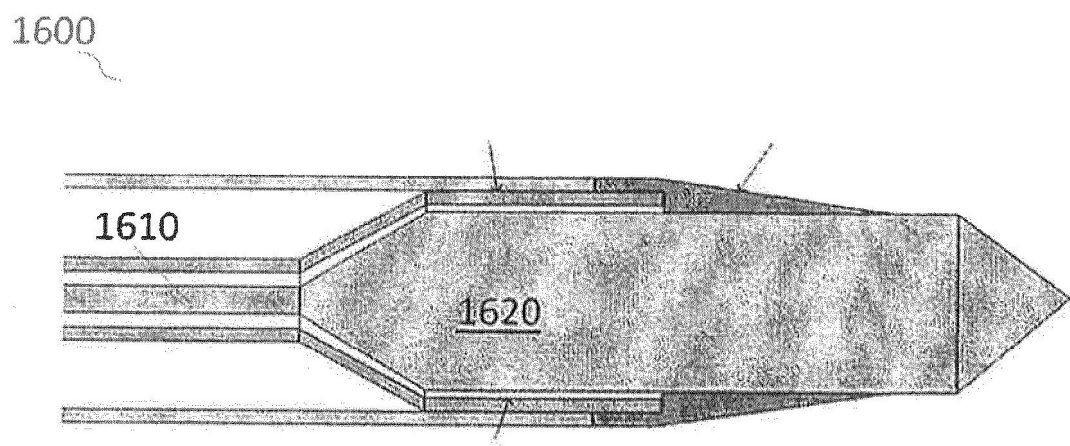


Figura 17

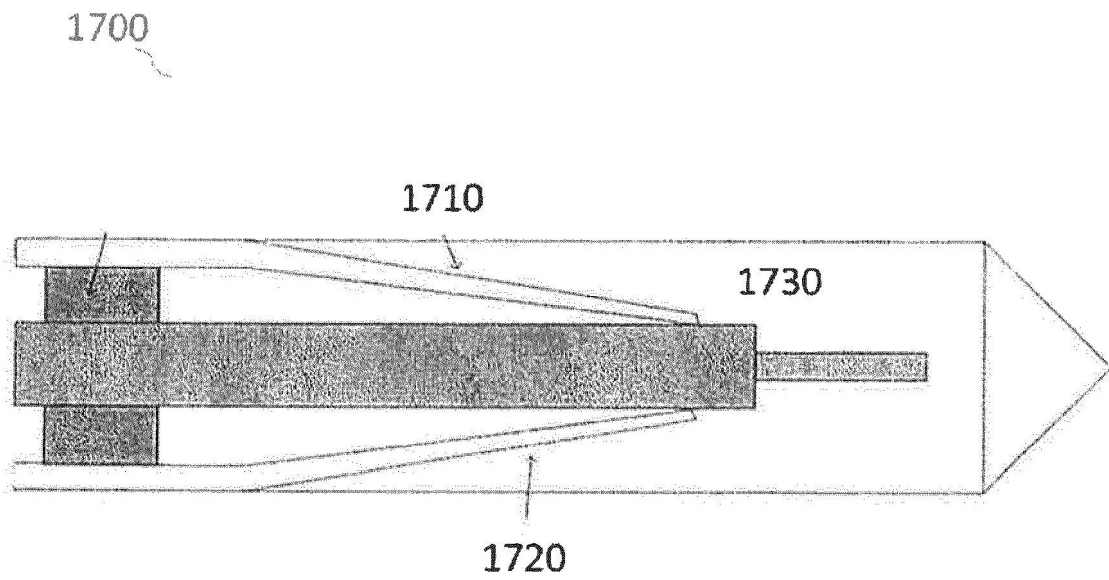


Figura 18

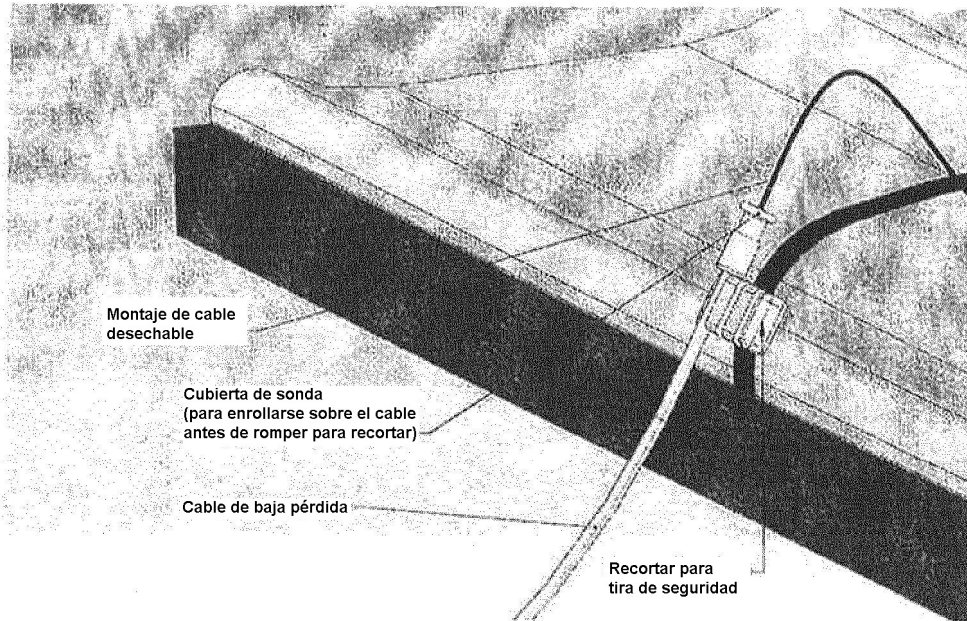


Figura 19

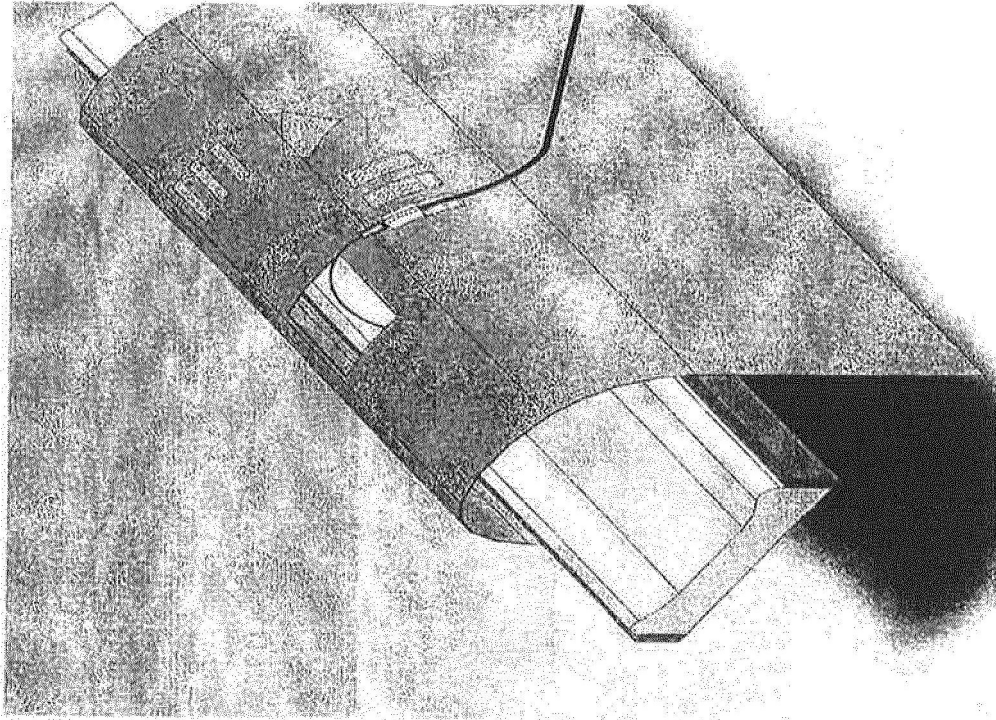


Figura 20

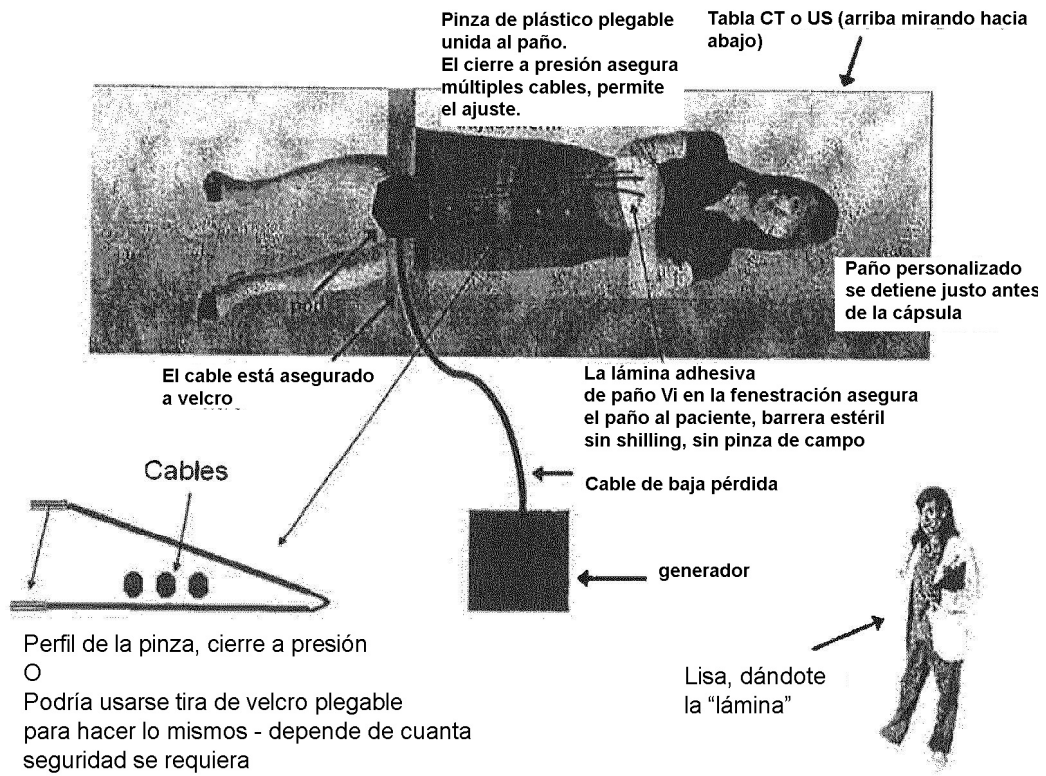


Figura 21

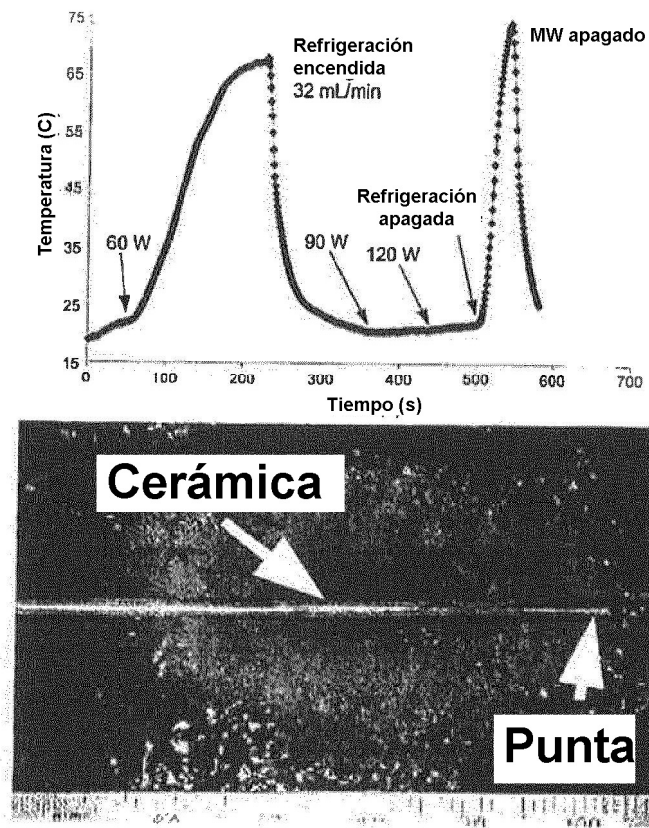


Figura 22

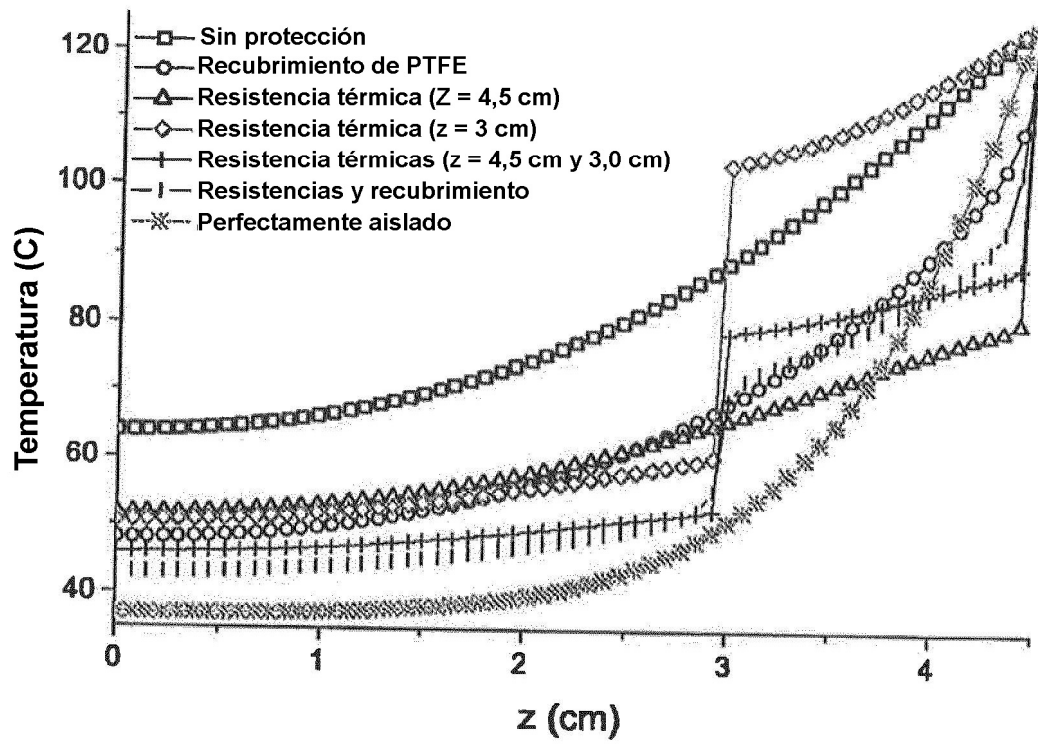


Figura 23

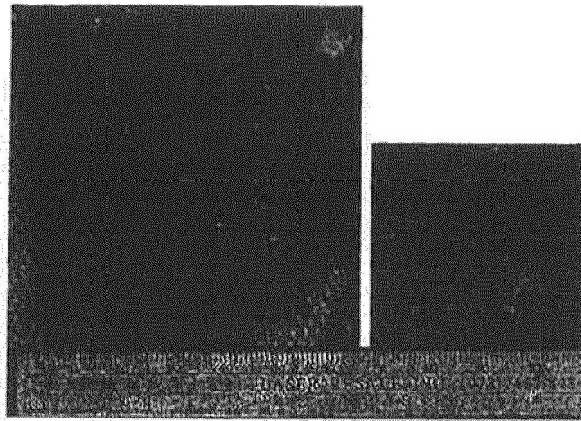


Figura 24

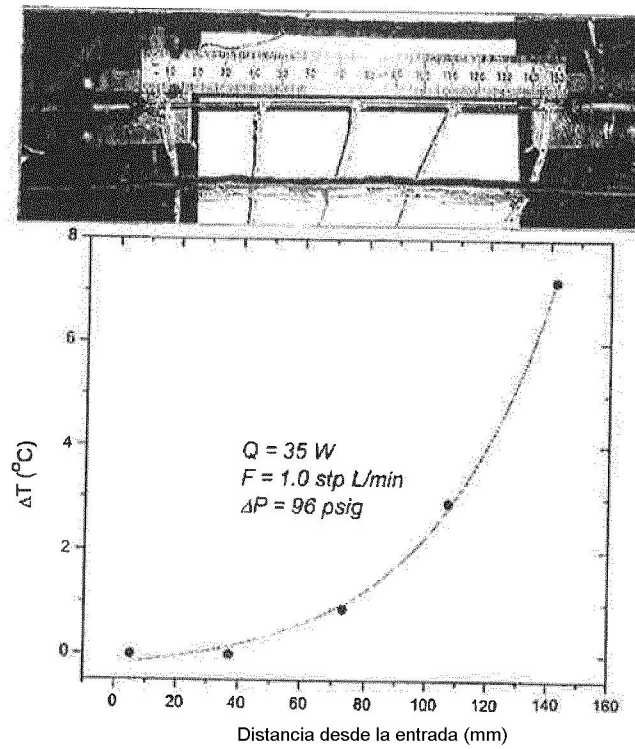


Figura 25

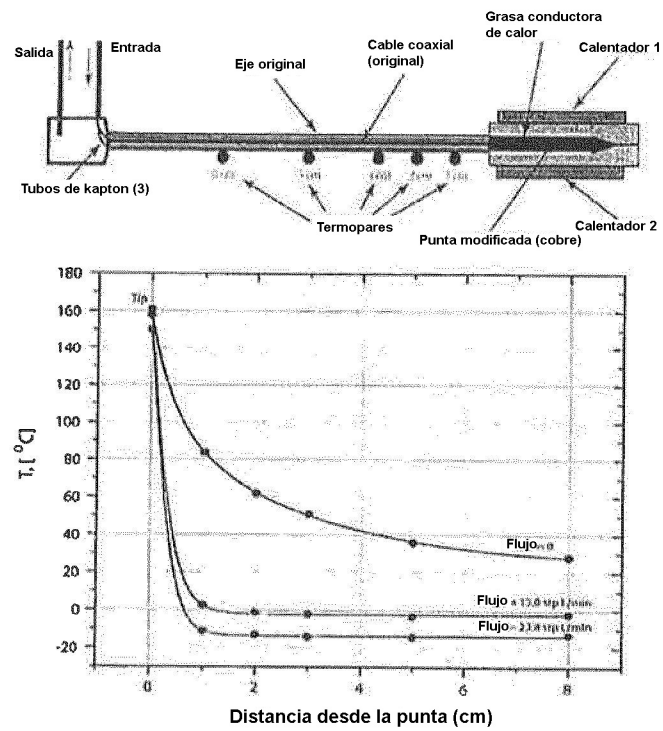


Figura 26

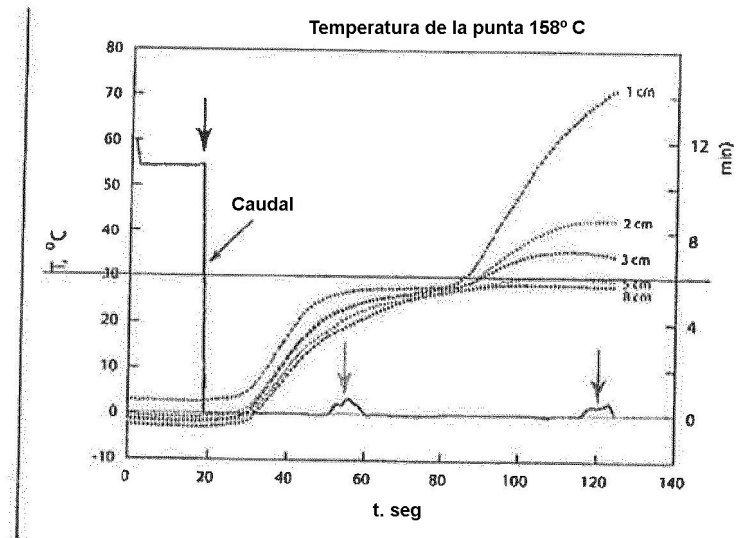


Figura 27

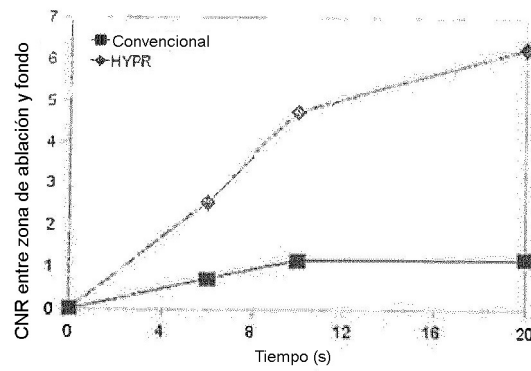
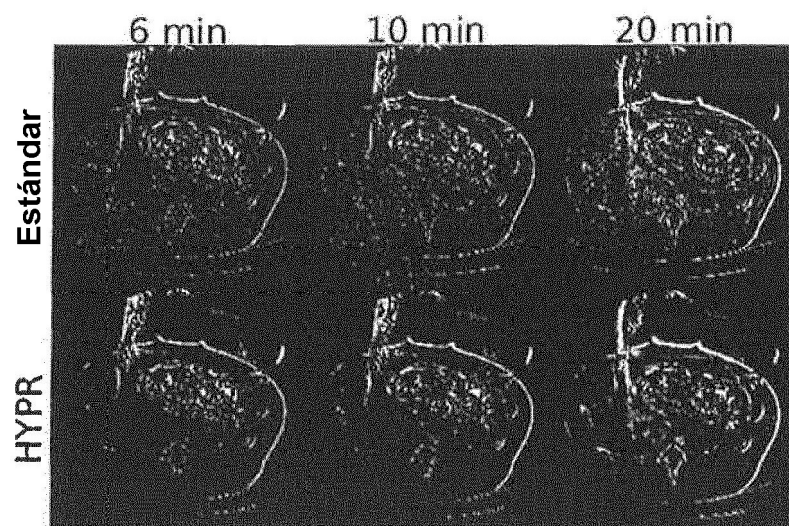
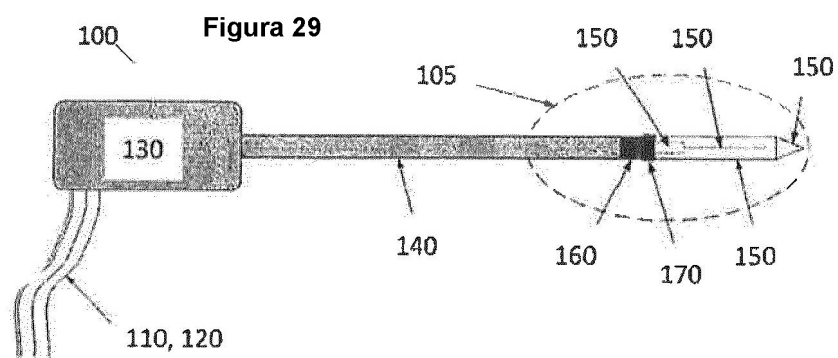
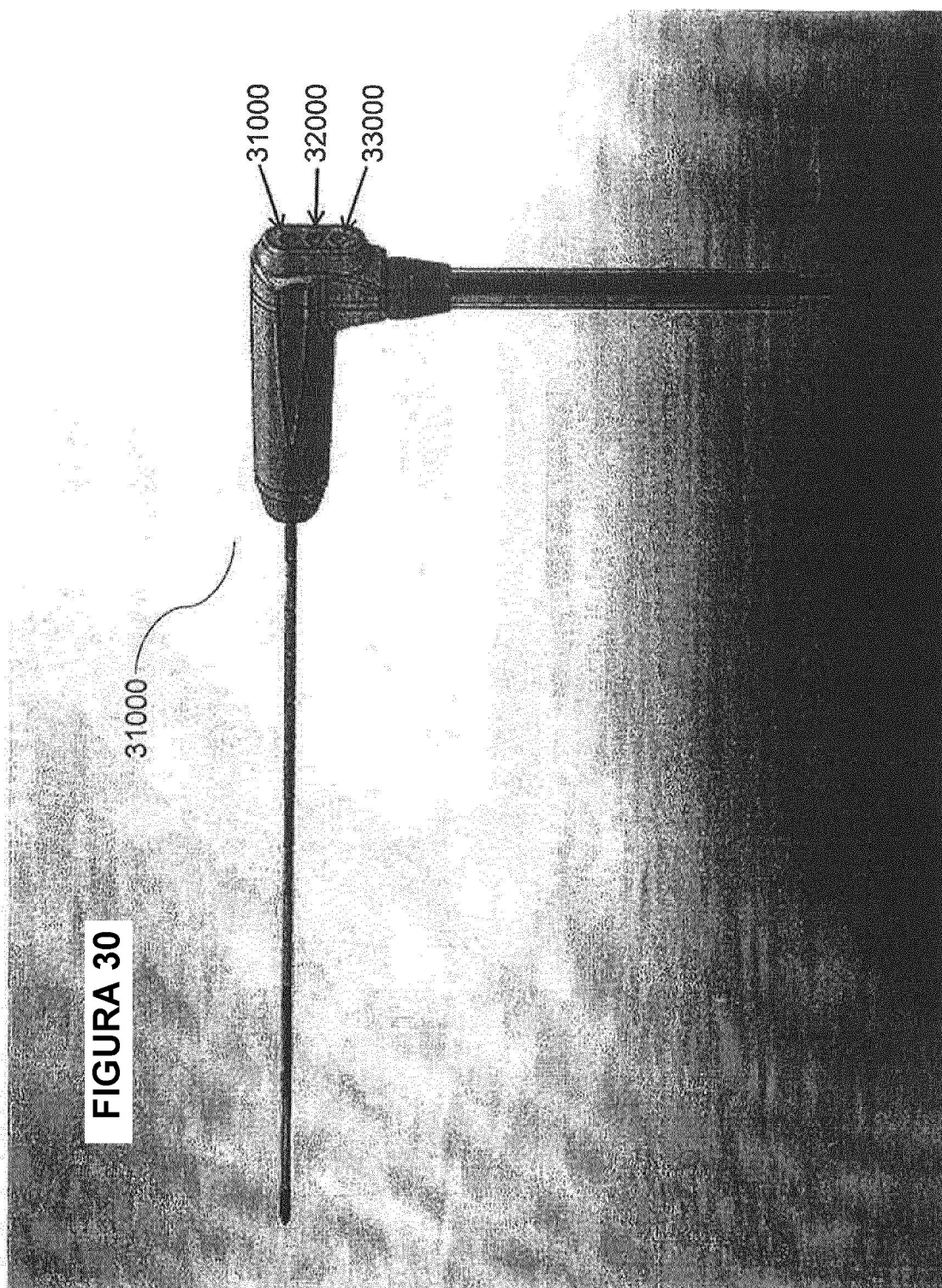


Figura 28







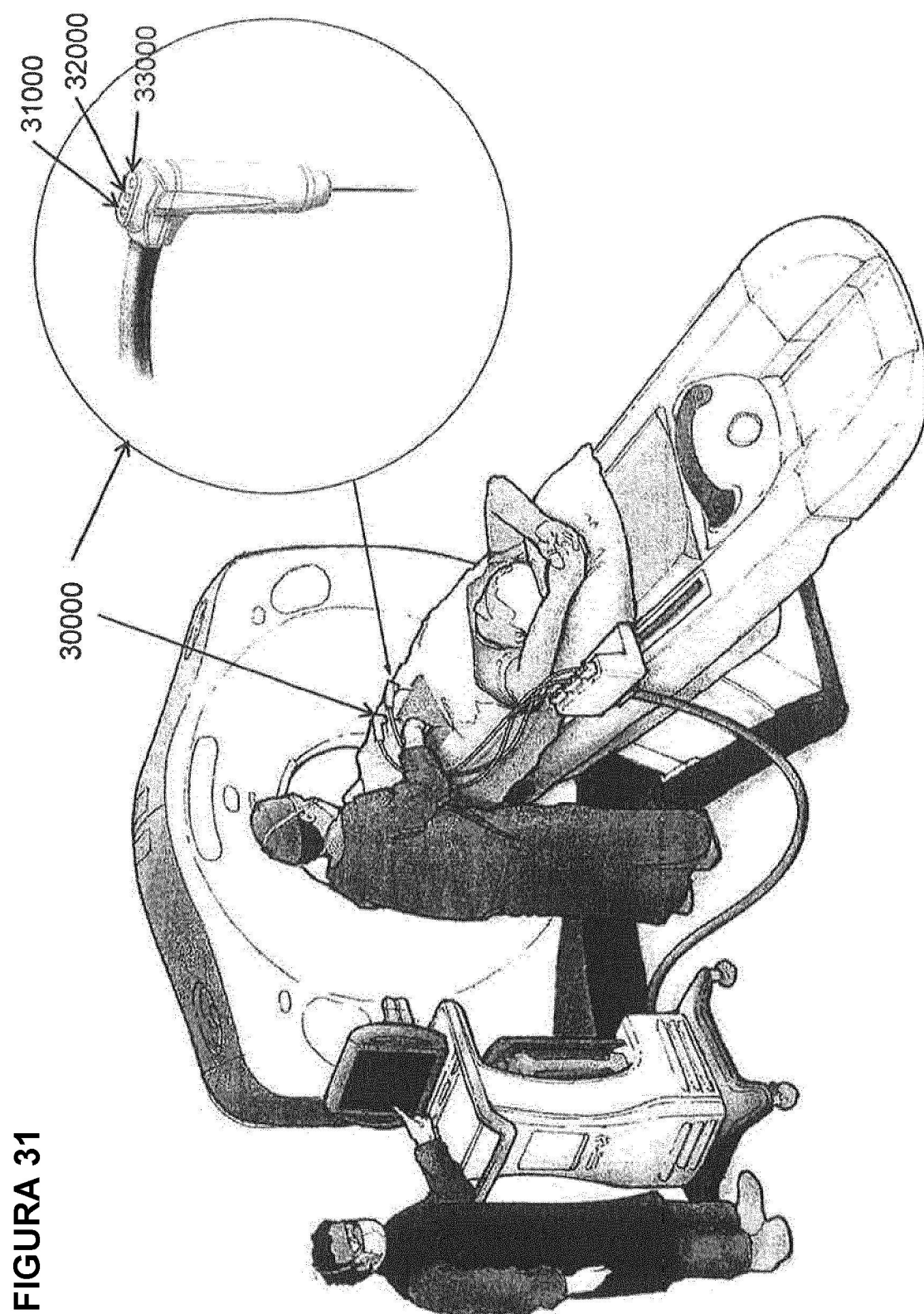


FIG. 32A

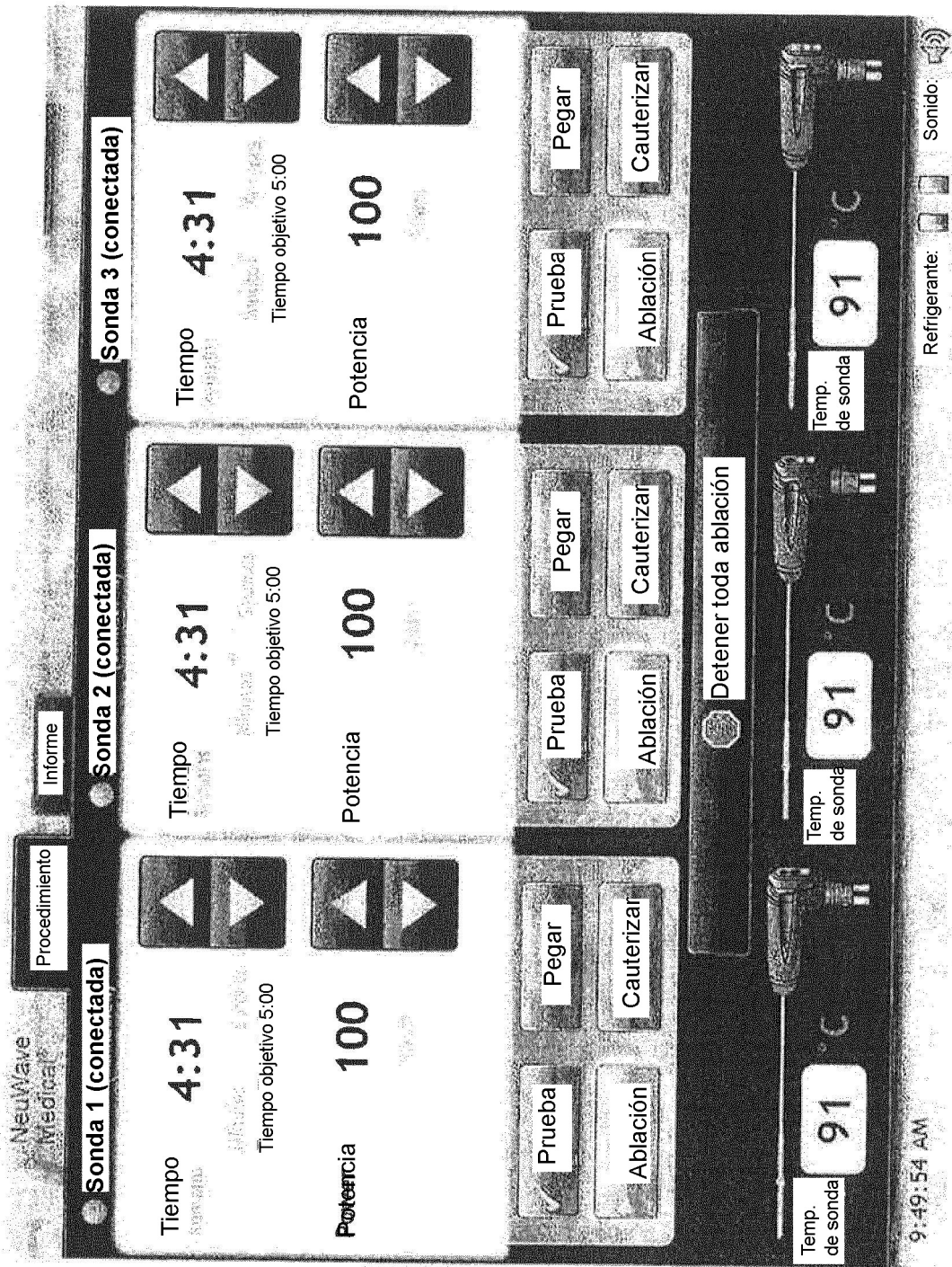


FIG. 32B

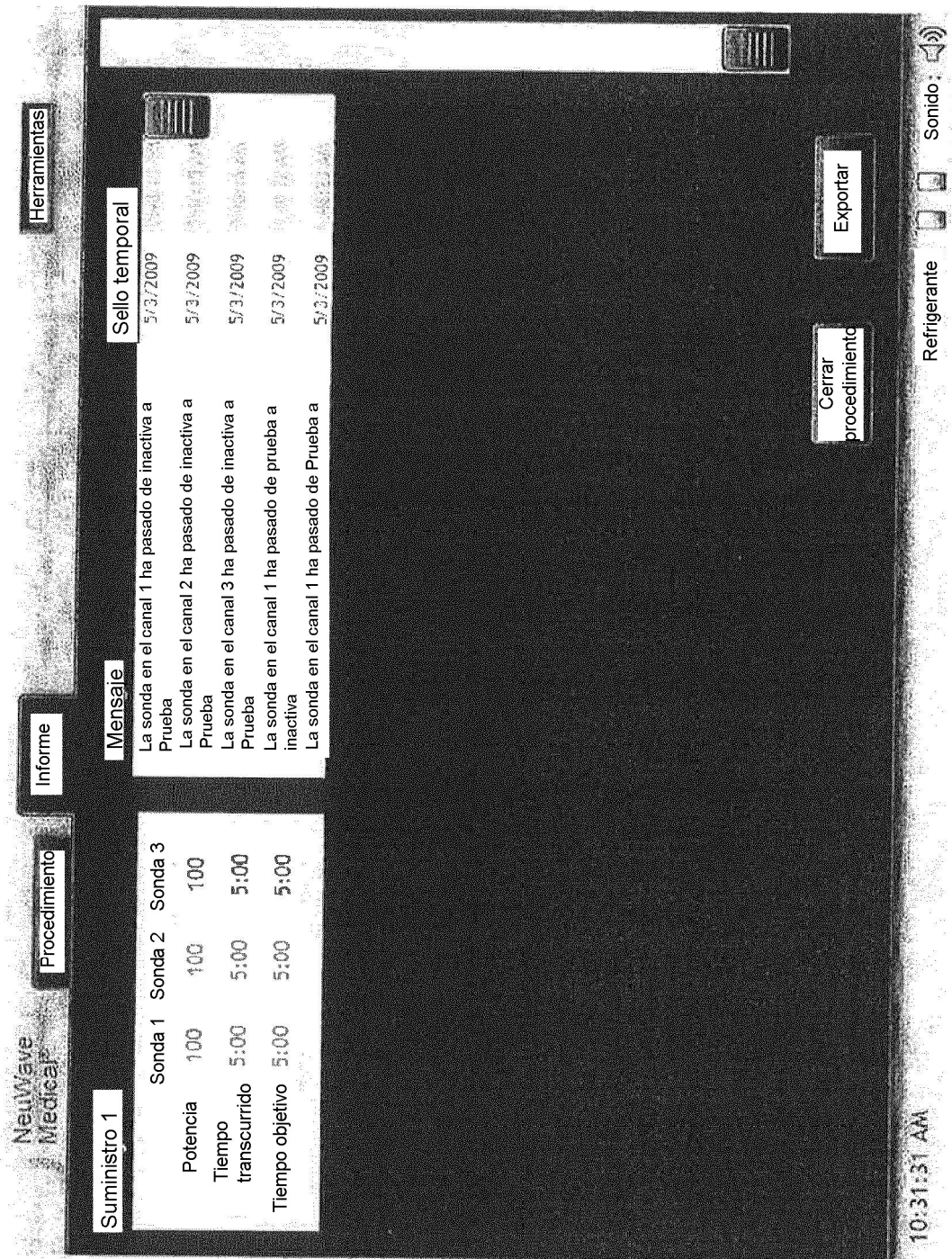
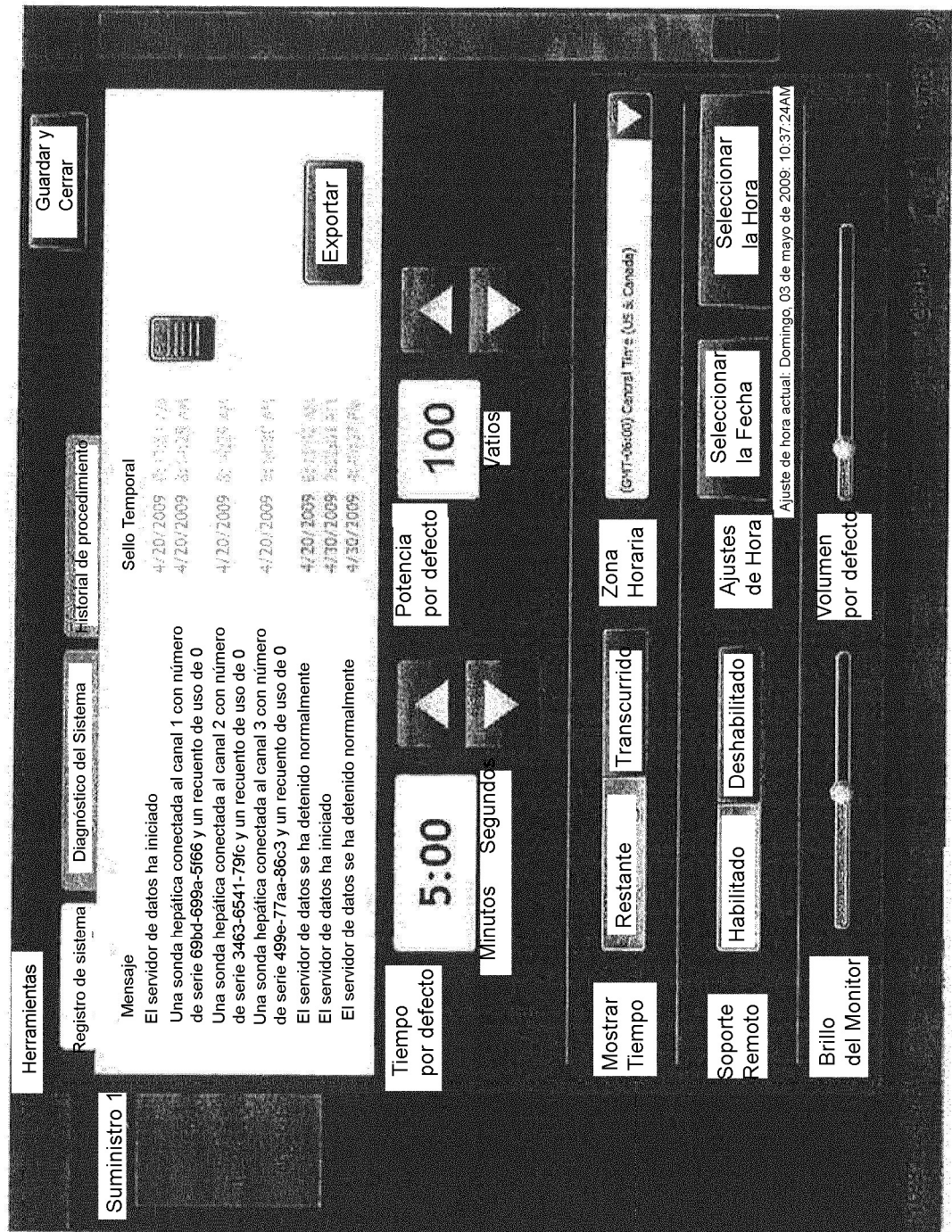


FIG. 32C



Longitudes de Sintonización de Sonda de Ablación

FIG. 33

