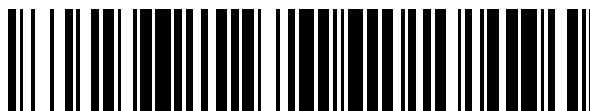


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 368 779**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/04 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61N 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09003029 .7**

96 Fecha de presentación: **03.03.2009**

97 Número de publicación de la solicitud: **2098184**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **09.09.2009**

54 Título: **SONDA DE ABLACIÓN DE MICROONDAS PERCUTÁNEA INTRAENFRIADA.**

30 Prioridad:
03.03.2008 US 33196 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.11.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.11.2011

73 Titular/es:
**VIVANT MEDICAL, INC.
5920 LONGBOW DRIVE
BOULDER CO 80301-3299, US**

72 Inventor/es:
**Bonn, Kenlyn S. y
Butcher, Steven E.**

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

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).

ES 2 368 779 T3

DESCRIPCIÓN

Sonda de ablación de microondas percutánea intraenfrida.

5 ANTECEDENTES1.- Campo técnico

La presente invención se refiere en general a antenas de microondas para uso en aplicaciones de tratamiento de tejido terapéutico o ablativo. Más particularmente, la presente descripción se refiere a dispositivos y métodos para regular, mantener y/o controlar la temperatura de antenas de microondas usadas en tales aplicaciones de tratamiento.

2.- Antecedentes de la técnica relacionada

Muchas intervenciones y dispositivos que emplean tecnología de microondas son bien conocidos por su aplicabilidad en el tratamiento, coagulación y ablación dirigida de tejido. Durante tales intervenciones, una antena de sonda de microondas de la variedad monopolo, dipolo o helicoidal, según es convencional en la técnica, se hace avanzar típicamente dentro del paciente, bien laparoscópica o percutáneamente, para alcanzar el tejido objetivo.

Después de la introducción de la sonda de microondas, se transmite energía de microondas al tejido objetivo, lo cual puede hacer que la superficie exterior de la antena alcance, en ocasiones, temperaturas innecesariamente altas por el calentamiento óhmico. Adicional o alternativamente, pérdidas en la línea de alimentación, a través de la cual se comunica la energía a la antena desde una fuente de potencia, pueden contribuir al calentamiento de la antena. Cuando ésta se expone a tales temperaturas, el lugar de tratamiento y el tejido circundante pueda resultar indeseablemente afectados.

Para impedir temperaturas innecesariamente altas y los efectos no deseados correspondientes sobre el tejido, se emplean convencionalmente varias metodologías de enfriamiento diferentes. Por ejemplo, las sondas de microondas pueden incluir camisas de enfriamiento externas. Sin embargo, el empleo de estas camisas aumenta el tamaño global, es decir, el tamaño de calibre del instrumento y, en consecuencia, el grado de invasión de la intervención. Por tanto, existe una necesidad continua en la técnica de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas mejorado que incluya un sistema de enfriamiento para evitar la generación de temperaturas innecesariamente altas durante el tratamiento, así como un tamaño de calibre adecuado del dispositivo, y que minimice así los efectos no deseados sobre el tejido.

El documento US2005/0015081 describe dispositivos y métodos para enfriar antenas de microondas. Los sistemas de enfriamiento pueden usarse con diversos tipos de antenas de microondas. Una variación comprende generalmente una porción de mango con una camisa exterior alargada que se extiende desde la porción de mango. Una antena de microondas se posiciona hacia dentro del mango y de la camisa exterior de tal manera que el fluido de enfriamiento bombeado dentro del mango entra en contacto directamente a lo largo de una porción de la longitud, o en la mayor parte de la longitud, o en toda la longitud de la antena para permitir un enfriamiento por convección directa. Otras variaciones incluyen vainas de enfriamiento que forman canales de enfriamiento alrededor de una porción de la antena. Otra variación más incluye sistemas enfriados pasivamente que utilizan balones expansibles para empujar tejido lejos de la superficie de la antena de microondas, así como vainas de enfriamiento que se enfrían mediante reacciones químicas endotérmicas. Además, las antenas de microondas mismas pueden tener lúmenes de enfriamiento integrados directamente a su través. El preámbulo de la reivindicación 1 se basa en la realización de la figura 22D de este documento.

SUMARIO

En un aspecto de la presente descripción, se describe un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas para el tratamiento o ablación terapéuticos de tejido. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas incluye un conjunto de antena que tiene extremos proximal y distal. El conjunto de antena incluye un miembro alargado, un conductor exterior posicionado dentro del miembro alargado, un material dieléctrico dispuesto dentro del conducto exterior y que define un lumen y uno o más canales que se extienden longitudinalmente, un conductor interior que incluye una sección radiante distal y que al menos parcialmente está dispuesto dentro del lumen, una barrera de sellado dispuesta adyacente a un extremo distal del conductor exterior, una porción radiante y un sistema de enfriamiento.

La porción radiante se dispone junto a la barrera de sellado e incluye la sección radiante del conductor interior así como una vaina con extremos proximal y distal que está dispuesta, al menos parcialmente, alrededor de la sección radiante para definir al menos una cavidad. La al menos una cavidad incluye dos o más regiones, por ejemplo regiones proximal, intermedia y distal. En una realización, las regiones de la cavidad pueden definirse al menos parcialmente por uno o más miembros deflectores que se disponen dentro de la cavidad. Adicionalmente, el(los) miembro(s) deflector(es) también definirá(n), al menos parcialmente, dos o más dimensiones axiales dentro de la cavidad.

El sistema de enfriamiento incluye conductos de entrada y de salida que se configuran y dimensionan para hacer circular un fluido a través del conjunto de antena. En una realización de la presente descripción, el fluido puede ser un fluido disipador térmico que se selecciona del grupo que consta de agua, solución salina, cloruro de amonio, nitrato de sodio y cloruro de potasio. Los conductos de entrada y salida están dispuestos al menos parcialmente dentro del canal o canales del material dieléctrico y están en comunicación con la al menos una cavidad, de tal manera que al menos una porción de la sección radiante esté en contacto con el fluido.

Se contempla que el(los) canal(es) que se extiende(n) a través del material dieléctrico pueda(n) incluir al menos un primer canal y un segundo canal. En una realización, el(los) miembro(s) de entrada puede(n) estar dispuesto(s) al menos parcialmente en el primer canal; y el(los) miembro(s) de salida puede(n) estar dispuesto(s) al menos parcialmente en el segundo canal.

Además, se contempla que el dispositivo de tratamiento de tejido con microondas también pueda incluir un miembro de penetración que está dispuesto en el extremo distal del conjunto de antena. El conjunto de antena puede incluir además un buje de conexión que esté posicionado proximalmente con respecto a la barrera de sellado y al menos parcialmente alrededor del miembro alargado. El buje de conexión incluye al menos un conducto que se configura y dimensiona para recibir al(los) miembro(s) de entrada y de salida del sistema de enfriamiento.

En una realización del conjunto de antena, el conductor exterior puede incluir una o más aberturas que se configuran y dimensionan para recibir al(los) miembro(s) de entrada y de salida del sistema de enfriamiento. Adicional o alternativamente, el tratamiento de tejido con microondas también puede incluir al menos un sensor de temperatura que esté conectado operativamente a la sección radiante.

En aún otro aspecto de la presente descripción, se describe un método de enfriamiento del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas. El método descrito incluye los pasos de (i) proporcionar el sistema de enfriamiento, y (ii) hacer circular un fluido de enfriamiento a través del sistema de enfriamiento de tal manera que el fluido de enfriamiento esté en comunicación de fluido con al menos una porción del conductor interior.

En realizaciones alternativas, el método descrito puede comprender además el paso de vigilar la temperatura del conductor interior con al menos un sensor de temperatura conectado operativamente al mismo, y/o regular la circulación del fluido de enfriamiento con una bomba que esté en comunicación con el sistema de enfriamiento.

Estas y otras características del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas presentemente descrito, y del método de uso correspondiente, se harán más fácilmente evidentes a partir de la siguiente descripción detallada de diversas realizaciones de la presente descripción.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Se describen a continuación diversas realizaciones de la presente descripción con referencias a los dibujos, en los que:

La figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema de tratamiento de tejido con microondas que incluye un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas, según una realización de la presente descripción;

La figura 2A es una vista en sección recta transversal de una línea de alimentación del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, tomada a través de 2A-2A de la figura 1;

La figura 2B es una vista en sección recta longitudinal de una porción proximal de la línea de alimentación del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, tomada a través de 2B-2B de la figura 1;

La figura 3 es una vista en perspectiva esquemática de una porción proximal de un conjunto de antena del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1;

La figura 4A es una vista en perspectiva esquemática de un buje de conexión para uso con el conjunto de antena del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1;

La figura 4B es una vista en sección recta longitudinal del buje de conexión, tomada a través de 4B-4B de la figura 3;

Las figuras 5A-5C son vistas en sección recta transversal de diversas realizaciones de un dieléctrico para uso en el dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1;

La figura 6 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de una barrera de sellado para uso en el dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, tomada a través de 6-6 de la figura 1;

Las figuras 7A-7F son vistas en perspectiva esquemáticas y en sección transversal de diversas realizaciones de una porción radiante del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, tomada a través de 6-6 de la figura 1;

La figura 8 es una vista esquemática en sección transversal de unas porciones distal y radiante de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, según una realización de la presente descripción;

La figura 9 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de porciones distal y radiante de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 1, que incluye un sistema de enfriamiento, según otra realización de la presente descripción;

La figura 10 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de una realización de porciones distal y radiante del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas de la figura 9;

La figura 11 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de porciones distal y radiante de un conjunto de antena de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según otra realización de la presente descripción;

La figura 12 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de porciones distal y radiante de un conjunto de antena de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según otra realización adicional de la presente descripción; y

La figura 13 es una vista en perspectiva esquemática y en sección transversal de porciones distal y radiante de un conjunto de antena de un dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según aún otra realización de la presente descripción.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES

Se describirán ahora en detalle realizaciones específicas del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas presentemente descrito y del método de uso correspondiente del mismo, con referencia a las figuras anteriores en las que caracteres de referencia iguales identifican elementos similares o idénticos. En los dibujos y en la descripción que sigue, el término “proximal” hará referencia al extremo del dispositivo de tratamiento de tejido con microondas, o a un componente del mismo, que esté más cercano al médico durante el uso adecuado, mientras que el término “distal” hará referencia al extremo que está más alejado del médico, según es convencional en la técnica.

Haciendo ahora referencia a las figuras 1-4B, se describe un sistema 10 de tratamiento de tejido con microondas. El sistema 10 incluye un dispositivo 20 de tratamiento de tejido con microondas que tiene un conjunto 100 de antena conectado a una fuente de alimentación 40 a través de una línea de alimentación 60. La fuente de alimentación 40 puede ser cualquier dispositivo generador de potencia adecuado para la finalidad pretendida de excitar el dispositivo 20 de tratamiento de tejido, por ejemplo un generador de microondas o de RF. El dispositivo 20 de tratamiento de tejido con microondas puede incluir uno o más bombas 80, por ejemplo una bomba peristáltica o similar, así como un mecanismo para hacer circular un fluido disipante térmico o enfriador a través del conjunto 100 de antena, según se describe a continuación.

La línea de alimentación 60 puede oscilar en longitud desde aproximadamente 7 pies hasta aproximadamente 10 pies, pero puede ser sustancialmente más larga o más corta si se necesita en una aplicación particular. La línea de alimentación 60 puede estar compuesta por cualquier hilo conductor adecuado capaz de transferir una corriente eléctrica al dispositivo 20 de tratamiento de tejido. En la realización mostrada en la figura 2A, la línea de alimentación 60 incluye un miembro alargado 62 dispuesto alrededor de un cable coaxial que tiene un conductor interior 64, un conductor exterior 66 y un dieléctrico 68 interpuesto entre ellos. El dieléctrico 68 incluye unas porciones proximal y distal respectivas 60a, 60b, y separa y/o aísla eléctricamente el conductor interior 64 del conductor exterior 66. El miembro alargado 62 incluye extremos proximal y distal respectivos 62a, 62b, y puede ser cualquier manguito, tubo, camisa o similar formado de cualquier material conductor o no conductor.

La porción proximal 60a de la línea de alimentación 60 está dispuesta proximalmente con respecto al conjunto 100 de antena y está conectada, o se puede conectar, operativamente a la fuente de alimentación 40. Según se ve en la figura 2B, la porción proximal 60a incluye y define unas porciones proximales 64a, 66a y 68a del conductor interior 64, del conductor exterior 66 y del dieléctrico 68, respectivamente. La porción distal 60b (figura 1) de la línea de alimentación 60 forma un componente del conjunto de antena 100, e incluye y define unas porciones distales 64b, 66b y 68b del conductor interior 64, del conductor exterior 66 y del dieléctrico 68. Sin embargo, se contempla alternativamente que la línea de alimentación 60 pueda ser separable de, y se pueda conectar, al conjunto de antena 100. Se puede hacer referencia a la patente norteamericana comúnmente poseída número 7.311.703 de Turovskiy y otros, presentada el 20 de enero de 2005, para mayor discusión de la estructura de la línea de alimentación 60.

Cada uno de los conductores interior y exterior respectivos 64, 66 está formado, al menos en parte, de un material o metal conductor, tal como acero inoxidable, cobre u oro. En ciertas realizaciones, los conductores interior y exterior respectivos 64, 66 de la línea de alimentación 60 pueden incluir un sustrato conductor o no conductor que esté chapeado o revestido con un material conductor adecuado. Por el contrario, el dieléctrico 68 está formado de un material que tiene un valor dieléctrico y una constante de pérdida tangencial de valor suficiente para separar y/o aislar eléctricamente los conductores interior y exterior respectivos 64, 66 uno del otro, incluyendo, pero sin limitarse a, espuma expandida de politetrafluoroetileno (PTFE), poliamida, dióxido de silicio, o fluoropolímero. Sin embargo, se contempla que el dieléctrico 68 pueda estar formado de cualquier material no conductor capaz de mantener el valor de impedancia deseado y la configuración eléctrica deseada entre los conductores interior y exterior respectivos 64, 66. Además, se contempla que el dieléctrico 68 pueda formarse de una combinación de materiales dieléctricos.

El conjunto de antena 100 (figura 1) del dispositivo 10 de tratamiento de tejido con microondas se expondrá ahora. El conjunto de antena 100 incluye una porción proximal 110, una porción distal o radiante 120, una barrera de sellado 140 dispuesta entre ellas y un sistema de enfriamiento 180.

La porción proximal 110 del conjunto 100 de antena incluye un buje de conexión 160 y la porción distal 60b de la línea de alimentación. Según se ve en las figuras 4A-4B, el buje de conexión 160 define un primer conducto 162 configurado y dimensionado para recibir la porción distal 60b (figura 1) de la línea de alimentación 60, unos conductos adicionales 164a, 164b configurados y dimensionados para recibir unos conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 del sistema de enfriamiento 180, que se expone con detalle a continuación, y una o más aberturas 166 formadas en una superficie interna del mismo que están configuradas y dimensionadas para recibir los conductos de entrada y salida 182, 184, respectivamente. El buje de conexión 160 puede formarse de cualquier material adecuado, incluyendo, pero sin limitarse a, materiales poliméricos.

La porción distal 68b del dieléctrico 68 define un lumen 70 y una serie de canales 72a-72c dispuestos a su alrededor, extendiéndose cada uno de ellos a través del dieléctrico 68. El lumen 70 se configura y se dimensiona para recibir la porción distal 64b del conductor interior 64, y los canales 72a-72d se configuran y se dimensionan para recibir los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 del sistema de enfriamiento 180. El lumen 70 y los canales 72a-72d pueden formarse en el dieléctrico 68 mediante cualquier método de fabricación adecuado, incluyendo, pero sin limitarse a, moldeo por inyección o taladrado.

Aunque la realización del dispositivo 10 de tratamiento de tejido con microondas expuesta con respecto a las figuras 1-5B e ilustra incluyendo una porción distal 68b del dieléctrico 68 con un solo lumen 70 y cuatro canales, es decir, los canales 72a, 72b, 72c y 72d, que son sustancialmente circulares en su configuración en sección transversal, deberá apreciarse que el número y/o configuración del lumen 70 y de los canales que se extienden a través del dieléctrico 68 pueden variarse dependiendo de la relación de aire/polímero/fluido de enfriamiento que iguale la impedancia deseada, por ejemplo 50 ohms. Por ejemplo, el lumen 70 y los canales 72a-72d pueden estar presentes en cualquier número adecuado para la finalidad pretendida de acomodar los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 del sistema de enfriamiento 180 y pueden mostrar cualquier configuración geométrica adecuada, tal como se ve en la realización ilustrada en la figura 5C. Con referencia a las figuras 5A y 5B en particular, se contempla que los canales 72a-72d puedan orientarse de tal manera que estén comprendidos completa o parcialmente dentro del perímetro "P" de la porción distal 68b del dieléctrico 68.

Haciendo referencia ahora a las figuras 1, 3 y 6, se expondrá la barrera de sellado 140. La barrera de sellado 140 se dispone entre las porciones proximal y radiante respectivas 110, 120 (figura 3) del conjunto 100 de antena. La barrera de sellado 140 tiene unos extremos proximal y distal 142, 144 (figura 6), respectivamente, y puede estar conectada a la porción proximal 110 del conjunto 100 de antena de cualquier manera adecuada, incluyendo, pero sin limitarse a, una disposición de encaje automático, adhesivos o un encaje de tipo tornillo. La barrera de sellado 140 define un lumen 146 y uno o más canales 148 que se extienden axialmente a su través. El lumen 146 está adaptado para recibir al menos parcialmente la porción distal 64b del conductor interior 64, y los canales 148 están destinados a recibir al menos parcialmente los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 del sistema de enfriamiento 180. El lumen 146 y los canales 148 están alineados respectivamente con el lumen 70 y los canales 72a-72d (sólo se muestran los canales 72a-72c) formados en la porción distal 68b del dieléctrico 68 de tal manera que la porción distal 64b del conductor interior 64 y los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 del sistema de enfriamiento 180 puedan extenderse dentro de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena.

La barrera de sellado 140 puede formarse de cualquier materia biocompatible adecuado para la finalidad pretendida de impedir el escape de fluidos hacia dentro de la porción proximal 110 del conjunto 100 de antena, según se describe a continuación. La barrera de sellado 140 puede formarse de un material conductor o no conductor, y puede tener un carácter sustancialmente rígido o sustancialmente no rígido. La barrera de sellado 140 impide que el fluido haga contacto tanto con el conductor interior 64b como con el conductor exterior 66b, reduciendo así sustancialmente la probabilidad de un cortocircuito. Adicionalmente, la barrera de sellado 140 sirve como un interruptor dieléctrico que permite la construcción del dipolo del dispositivo 10 de tratamiento de tejido con microondas (figura 1).

Haciendo ahora referencia a la figura 7A, según se expuso anteriormente, la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena se dispone junto al extremo distal 144 de la barrera de sellado 140. La porción radiante 120 incluye una sección radiante 122 del conductor interior 64, una vaina 124 que está dispuesta al menos parcialmente a su alrededor, y un miembro penetrante 126 soportado sobre un extremo distal 124b de la vaina 124.

La sección radiante 122 del conductor interior 64 sirve para transmitir la energía de microondas suministrada por la fuente de alimentación 40 (figura 1) a un área objetivo o tejido objetivo (no mostrado). La sección radiante 122 define una dimensión axial "L" y una dimensión radial "D". Según se apreciara por los versados en la técnica, al variar las dimensiones axial y radial de la sección radiante 122, la cantidad de energía de microondas que puede transmitirse

a su través al tejido objetivo puede regularse o controlarse.

En una realización, según se ve en la figura 7A, la sección radiante 122 del conductor interior 64 puede formarse enteramente de un material conductor. En una realización alternativa, según se ve en la figura 7B, la sección radiante 122 puede estar formada sólo parcialmente de un material conductor. En esta realización, la sección radiante 122 incluye una o más superficies conductoras dispuestas sobre un sustrato no conductor 152. La superficie o superficies conductoras pueden tener un patrón o distribución particular para enfocar o dispersar la energía transmitida hacia la sección radiante 122. Por ejemplo, las superficies conductoras 150 únicamente pueden estar presentes en un lado, o en un área o región particular de la sección radiante 122. Las superficies conductoras 150 pueden estar formadas integralmente con el sustrato 152, o pueden estar fijadas al mismo de forma fija o retirable.

Volviendo a hacer referencia a la figura 7A, la vaina 124 tiene unos extremos proximal y distal respectivos 124a, 124b y se dispone al menos parcialmente alrededor de la sección radiante 122 de tal manera que se defina una cavidad 128. En su extremo proximal 124a, la vaina 124 puede estar conectada de manera fija, soltable y/o deslizable a la barrera de sellado 140, al miembro alargado 62 o a cualquier otra superficie adecuada del conjunto 100 de antena de cualquier manera apropiada, incluyendo, pero sin limitarse a, el uso de soldaduras o adhesivos, según se apreciará por los versados en la técnica. En la realización mostrada en la figura 7A, el extremo distal 124b de la vaina 124 está abierto y configurado para acoplamiento con el miembro penetrante 126 de tal manera que se defina la cavidad 128 por el miembro penetrante 126, la vaina 124 y la barrera de sellado 140. En esta realización, la vaina 124 puede conectarse al miembro penetrante 126 de cualquier manera adecuada, incluyendo, pero sin limitarse a, un encaje de tipo tornillo, según se ve en la figura 7A, mediante una disposición de encaje automático, o mediante el uso de adhesivos.

En otra realización, según se ve en la figura 7C, el extremo distal 124b de la vaina 124 está cerrado o sellado de tal manera que la cavidad 128 está definida únicamente por la vaina 124 y la barrera de sellado 140.

En aún otra disposición, según se ve en la figura 7D, el extremo distal 124b de la vaina 124 está cerrado y formado integralmente con el miembro penetrante 126 de tal manera que la cavidad 128 esté definida por la vaina 124, la barrera de sellado 140 y el miembro penetrante 126.

En aún otra disposición, según se ve mejor en la figura 7E, una punta más distal 130 de la sección radiante 122 del conductor interior 64 se extiende más allá del extremo distal 124b de la vaina 124. En esta realización, el miembro penetrante 126 puede conectarse directamente a la sección radiante 122.

Según se ve en la figura 7F, la vaina 124 también puede conectarse directamente a la sección radiante 122 del conductor interior 64 en su punta más distal 130. En esta realización, el miembro penetrante 126 se conecta a la vaina 124 o a la sección radiante 122.

Con respecto a cada una de las realizaciones antes mencionadas, la vaina 124 puede formarse de cualquier material biocompatible adecuado para la finalidad pretendida de retener en ella un fluido al tiempo que permite la dispersión de la energía de microondas. Se contempla que la vaina 124 pueda formarse, en todo o en parte, de un material sustancialmente rígido o sustancialmente no rígido. Por ejemplo, en aquellas realizaciones en las que el conductor interior 64b se conecta eléctricamente a la vaina 124, la vaina 124 puede formarse de acero inoxidable. Adicionalmente, la conexión entre el miembro penetrante 126 puede estar acoplada saltable o fijamente con el conjunto 100 de antena de cualquier manera adecuada.

Haciendo ahora referencia a la figura 8, la cavidad 128 puede incluir uno o más miembros deflectores internos 132, 134 que dividen la porción radiante en regiones proximal, intermedia y distal respectivas 120a, 120b y 120c. Adicionalmente, los miembros deflectores 132, 134 actúan para dividir la cavidad 128 en celdas proximal, intermedia y distal respectivas 128a, 128b y 128c, y la sección radiante 122 en segmentos primero, segundo y tercero 122a, 122b y 122c. Aunque la realización particular mostrada en la figura 8 incluye dos miembros deflectores, puede emplearse cualquier número adecuado de miembros deflectores para dividir la porción radiante 120, la cavidad 128 y la sección radiante 122 en cualquier número adecuado de regiones, celdas y segmentos, respectivamente.

La celda proximal 128a de la cavidad 128 y, en consecuencia, el primer segmento 122a de la sección radiante 122 del conductor interior 64 muestran una primer dimensión axial L_1 , y están definidos por el primer miembro deflector 132 y el lugar en donde el extremo proximal 124a de la vaina 124 se encuentra con la barrera de sellado 140. La celda intermedia 128b de la cavidad 128 y, en consecuencia, el segundo segmento 122b de la sección radiante muestran una segunda dimensión axial L_2 , y están definidos por el lugar de ubicación del primer miembro deflector 132 y del segundo miembro deflector 134. La celda distal 128c de la cavidad 128 y el tercer segmento 122c de la sección radiante muestran una tercera dimensión axial L_3 , y están definidos por el lugar de ubicación del segundo miembro deflector 134 y del extremo distal 126c de la vaina 124.

Los miembros deflectores primero y segundo 132, 134, respectivamente, sirven no sólo para definir parcialmente las medidas de las tres celdas 128a, 128b, 128c de la cavidad 128 definida por la vaina 124, sino también para impedir sustancialmente cualquier mezcla conjunta de fluido o fluidos (no mostrados) que puedan circular a través de cada una de las regiones proximal, intermedia y distal respectivas 120a, 120b, 120c de la porción radiante 120, según se expone con mayor detalle a continuación en el presente documento.

Con referencia continuada a la figura 8, la región distal 120c de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena puede comprender el área de calentamiento activo durante el tratamiento o ablación de tejido. Por tanto, puede ser deseable impedir que la temperatura de la región distal 120c alcance temperaturas excesivamente altas con el fin de mantener una entrega de energía óptima y mantener una terapia térmica óptima del tejido. La región intermedia 120b también puede calentarse debido al calentamiento óhmico y conductor de la región distal 120c. Dado que la región intermedia 120b puede estar en contacto con el tejido que rodea el lugar objetivo, puede ser deseable permitir que la región intermedia 120b alcance un perfil de temperatura particular dependiendo de la naturaleza de la intervención quirúrgica que se esté realizando.

Como ejemplo ilustrativo, en donde puede ser deseable la coagulación del tracto de inserción, el clínico puede querer que se permita a la región intermedia 120 de la porción radiante alcanzar una temperatura predeterminada particular capaz de crear un efecto de coagulación en el tracto de inserción. En otras aplicaciones, también puede ser deseable impedir que la temperatura en la región intermedia 120b se eleve más allá de un nivel umbral particular para proteger las estructuras de tejido sensibles circundantes frente a efectos no deseados.

Durante el uso, la región proximal 120a de la porción radiante 120 también puede entrar en contacto con la piel o tejido de un paciente. Como la región proximal 120a también puede estar sujeta a calentamiento óhmico y/o conductor, puede ser deseable mantener la temperatura de la región proximal 120a por debajo de una temperatura específica, particularmente en intervenciones percutáneas o laparoscópicas, para mitigar o impedir sustancialmente cualesquiera efectos no deseados sobre el tejido del paciente. En otras intervenciones, tales como en aplicaciones en las que las lesiones están situadas profundas dentro del tejido, puede ser deseable permitir que la región proximal 120a se caliente para permitir la coagulación del tracto de inserción.

Haciendo ahora también referencia a la figura 1, los componentes y características específicos del sistema de enfriamiento 180 descrito presentemente reducen las dimensiones radial o transversal del conjunto 100 de antena, mejorando así potencialmente el rendimiento del conjunto 100 de antena. Sin embargo, la reducción de las dimensiones del conjunto 100 de antena puede necesitar de un aumento de la cantidad de energía que fluye a través del conjunto 100 de antena para lograr el mismo efecto terapéutico que podría lograrse de otra manera usando un conjunto de antena más grande y más convencional y unos niveles inferiores de energía. El sistema de enfriamiento 180 presentemente descrito reduce la probabilidad de que la cantidad incrementada de energía que fluye a través del conjunto 100 de antena tenga resultados negativos, por ejemplo pérdidas, sobrecalentamiento y fallo potencial del dispositivo 20 de tratamiento de tejido con microondas, y contrarresta el impacto de tales resultados si éstos ocurrieran.

Haciendo ahora referencia a las figuras 1 y 9, se expondrá el sistema de enfriamiento 180. El sistema de enfriamiento 180 está adaptado para hacer circular un fluido "F", de manera constante o intermitente, a través de toda la porción radiante 120 (figura 1) del conjunto 100 de antena. El fluido "F" puede ser un líquido, por ejemplo agua, una solución salina, clorodifluorometano líquido, perfluorocarbono, tal como Fluorinert®, distribuido comercialmente por Minnesota Mining and Manufacturing Company (3M), St. Paul, Minnesota, USA, o cualquier combinación de los mismos. En diversas realizaciones, gases, tales como aire, óxido nitroso, nitrógeno, dióxido de carbono, etc., pueden utilizarse como alternativa a cualquiera de los líquidos antes mencionados, o en conjunción con los mismos. La composición del fluido "F" puede variarse dependiendo del régimen de enfriamiento deseado y de la impedancia deseada de la línea de alimentación 60.

El sistema de enfriamiento 180 incluye un conducto 182 de entrada que tiene un extremo proximal 182a (figura 1) y un extremo distal 182b (figura 9), y un conducto de salida 184 que tiene un extremo proximal 184a (figura 1) y un extremo distal 184b (figura 9). Los extremos proximales 182a, 184a, de los conductos de entrada y salida 182, 184, respectivamente, están conectados a una bomba 80 (figura 1), y están en comunicación de fluido con la misma, y los extremos distales 182b, 184b de los conductos de entrada y salida 182, 184, respectivamente, están en comunicación de fluido con la cavidad 128 (figura 9) definida por la vaina 124. Los conductos de entrada y salida 182, 184, respectivamente, actúan en concierto con la bomba 80 para hacer circular fluido "F" a través de la cavidad 128, enfriando así la sección radiante 122 del conductor interior 64 (véase, por ejemplo, la figura 2A). El sistema de enfriamiento 180 puede incluir cualquier número de conductos de entrada y salida 182, 184 adecuados para la finalidad pretendida de hacer circular fluido disipante "F" a través de toda la cavidad 128.

Con referencia adicional a las figuras 3 y 4A-4B, los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 se extienden desde la bomba 80 y entran en los conductos 164a, 164b del buje de conexión 160. Los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 atraviesan el miembro alargado 62 y entran en los canales 72a-72d formados

en la porción distal 68b del dieléctrico 68 a través de las aberturas 166 formadas en el buje de conexión 160. Los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 se extienden distalmente a través de los canales 148 (figura 9) formados en la barrera de sellado 140 y penetran en la porción radiante 120 (figura 1) del conjunto 100 de antena, facilitando así la circulación del fluido "F" dentro de la porción radiante 120.

La inclusión de un sistema de enfriamiento 180, por ejemplo los conductos de entrada y salida respectivos 182, 184, que se extiende a través del dieléctrico 60, en oposición a una sistema de enfriamiento que incluye una cámara de enfriamiento externa que está posicionada alrededor del conjunto 100 de antena, crea un beneficio de reducción de tamaño. Es decir, eliminando la necesidad de una cámara de enfriamiento externa, la dimensión exterior transversal del conductor exterior 66b constituirá la dimensión exterior transversal del conjunto 100 de antena. Esto permite el empleo de unos conductores interior y exterior más grandes 64b, 66b, respectivamente, lo cual reduce los efectos de pérdida sin aumentar las dimensión transversal global del conjunto 100 de antena.

Según se ve en la figura 10, en una realización, el número de conductos de entrada y salida respectivos 182, 184 se corresponde con el número de regiones, segmentos y celdas de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena, la sección radiante 122 del conductor interior 64 y la cavidad 128, respectivamente. En particular, los conductos de entrada y salida 182' y 184' hacen circular fluido "F" a través de la celda proximal 128a de la cavidad 128, de tal manera que el fluido "F" pueda hacer contacto con el segmento proximal 122a de la sección radiante 122 y así enfriar la región proximal 120a de la porción radiante 120 del conjunto 100. De igual modo, los conductos de entrada y salida 182" y 184" hacen circular fluido "F" a través de toda la celda intermedia 128b de la cavidad 128 de tal manera que el fluido "F" pueda hacer contacto con el segmento intermedio 122b de la sección radiante 122, y así enfriar la región intermedia 120b de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena, y los conductos de entrada y salida respectivos 182"" y 184"" hacen circular fluido "F" a través de la celda distal 128c de la cavidad 128 de tal manera que el fluido "F" pueda hacer contacto con el segmento distal 122c de la sección radiante 122, enfriando así la región distal 120c de la porción radiante 120c de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena. Aunque la figura 10 representa cada celda 128a-128c en contacto con el fluido "F", la presente descripción contempla también la alternativa de que el fluido "F" no sea hecho circular a través de una o más de las celdas 128a-128c.

Haciendo aún referencia a la figura 10, tras entrar en la celda proximal 128a a través del conducto de entrada 182', es decir en la dirección de las flechas "A", el fluido "F" contacta directamente con el segmento proximal 122a de la sección radiante 122 del conductor interior 64, permitiendo el enfriamiento directo por convección del mismo. Mientras el fluido "F" enfría el segmento proximal 122a, la bomba 80 (figura 1) retira el fluido "F" de la celda proximal 128a, en la dirección de las flechas "B", a través del conducto de salida 184'. Al hacer eso, el calor generado por el segmento proximal 122a durante el funcionamiento del conjunto 100 de antena puede regularse y/o disiparse. En consecuencia, puede controlarse la temperatura de la región proximal 120a de la porción radiante 120.

Al igual que con la celda 128a, el fluido "F" puede hacerse circular hacia dentro y hacia fuera de la celda intermedia 128b por la bomba 80 (figura 1) a través de los conductos de entrada y salida 182", 184" respectivamente, disipando así el calor generado por el segmento intermedio 122b durante el funcionamiento del conjunto de antena 100 a través del fluido "F".

Similarmente, el fluido "F" puede hacerse circular hacia dentro y hacia fuera de la celda distal 128c por la bomba 80 (figura 1) a través de los conductos de entrada y salida 182"", 184"" respectivamente, disipando así el calor generado por el segmento distal 122c durante el funcionamiento del conjunto de antena 100 a través del fluido "F".

Para hacer circular el fluido "F" a través de la celda proximal 128a de la cavidad 128, los conductos de entrada y salida 182', 184' atraviesan los canales correspondientes 148 (figuras 6, 9) de la barrera de sellado 140. Para hacer circular el fluido "F" a través de la celda intermedia 128b, los conductos de entrada y salida 182", 184" atraviesan los canales 148, así como las aberturas 136 del primer miembro deflector 132. Para hacer circular el fluido "F" a través de la celda distal 128c, los conductos de entrada y salida 182"", 184"" atraviesan los canales 148, de las aberturas 136 del primer miembro deflector 132, de la celda intermedia 128b y finalmente las aberturas 136 del segundo miembro deflector 134.

La barrera de sellado 140, el primer miembro deflector 132 y el segundo miembro deflector 134 pueden cada uno de ellos incluir miembros de junta (no mostrados) asociados respectivamente con los canales 148 y las aberturas 136 para impedir sustancialmente que el fluido "F" se mezcle entre las celdas 128a-128c de la cavidad 128, y los miembros de junta pueden ser cualquier miembro adecuado para esta finalidad pretendida, incluyendo, pero sin limitarse a, juntas, empaquetaduras, o similares. Los miembros de junta pueden formarse de cualquier material adecuado, incluyendo, pero sin limitarse a, un material polímero.

Haciendo referencia aún a la figura 10, dado el atractivo de controlar la regulación de calentamiento y de temperatura dentro de los segmentos individuales 122a-122c de la sección radiante 122 (figura 9) del conductor interior 64 (véase, por ejemplo, la figura 2A), y las regiones correspondientes 120a-120c de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena, las localizaciones axiales de los miembros deflectores 132, 134 dentro de la cavidad

128 pueden variarse como se desee o sea necesario de tal manera que las dimensiones axiales respectivas L_1 , L_2 y L_3 de las celdas proximal, intermedia y distal 128a-128c de la cavidad 128 también puedan variarse. Al variar la longitud axial de un celda particular de la cavidad 128, el volumen global de esa celda puede variarse y, en consecuencia, también el volumen de fluido "F" que se hace circular en la misma. Como se apreciará por los versados en la técnica, existe una relación inversa entre el volumen de fluido "F" dentro de una celda particular de la cavidad 128 y la temperatura de la región correspondiente de la porción radiante 120 porque a medida que se hace aumentar el volumen de fluido "F", disminuye la temperatura de la región.

Los miembros deflectores 132, 134 pueden estar situados en cualquier punto adecuado o deseado dentro de la cavidad 128. En una realización, los miembros deflectores 132, 134 pueden estar posicionados de tal manera que las dimensiones axiales primera, segunda y tercera respectivas L_1 , L_2 y L_3 de las celdas proximal, intermedia y distal sean sustancialmente equivalentes. En otra realización, los miembros deflectores 132, 134 están posicionados de tal manera que la primera dimensión axial L_1 de la celda proximal 128a sea mayor que las dimensiones axiales segunda y tercera respectivas L_2 y L_3 de las celdas intermedia y distal 128b, 128c. En aún otra realización, los miembros deflectores 132, 134 pueden posicionarse de tal manera que la tercera dimensión axial L_3 de la celda distal 128c sea mayor que las dimensiones axiales primera y segunda respectivas L_1 y L_2 de las celdas proximal e intermedia respectivas 128a, 128b. En realizaciones alternativas, los miembros deflectores 132, 134 pueden estar situados de tal manera que el volumen global de la cavidad 128 pueda distribuirse entre cualesquiera celdas individuales de la misma de cualquier manera adecuada.

Con referencia ahora a la figura 11, en otra realización, las celdas proximal, intermedia y distal 128a, 128b, 128c de la cavidad 128 definen unas dimensiones radiales primera, segunda y tercera respectivas D_1 , D_2 y D_3 . Según se muestra, la dimensión radial D_1 es mayor que la dimensión radial D_2 , la cual, a su vez, es mayor que la dimensión radial D_3 . Sin embargo, las dimensiones radiales primera, segunda y tercera respectivas D_1 , D_2 y D_3 también pueden ser sustancialmente equivalentes.

Las dimensiones radiales respectivas D_1 , D_2 y D_3 de las celdas proximal, intermedia y distal 128a 128b y 128c pueden variarse de cualquier manera adecuada con la finalidad de regular su volumen y, en consecuencia, el volumen de fluido "F" que se puede hacer circular a su través. Al variar el volumen del fluido "F" hecho circular a través de cada celda 128a-128c de la cavidad 128, la temperatura de cada región correspondiente 120a-120c de la porción radiante 120 del conjunto 100 de antena puede regularse sustancialmente, como se expuso anteriormente.

Según se ve en la figura 12, en otra realización, la cavidad 128 define una dimensión radial D que se varía de una manera continuamente decreciente en toda su longitud axial, de tal manera que se muestra un perfil generalmente cónico. El perfil cónico mostrado en esta realización puede aplicarse también a cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente en el presente documento.

La figura 13 ilustra aún otra realización en la que el conjunto 100 de antena incluye uno o más sensores de temperatura 190 destinados, acoplados o conectados operativamente a los segmentos 122a-122c de la sección radiante 122 del conductor interior 64. Los sensores de temperatura 190 pueden usarse para vigilar cualquier fluctuación de temperatura en las regiones 120a-120c de la porción radiante 120. Puede ser deseable vigilar la temperatura de la porción radiante 120 y/o del tejido que pueda entrar en contacto con ella, en un esfuerzo por proteger frente al calentamiento y/o cualesquiera efectos terapéuticos no deseados sobre el tejido. Esto puede ser particularmente útil en aplicaciones en las que se usa energía de microondas para tratar o extirpar tejido alrededor de la porción radiante. En realizaciones alternativas, los sensores de temperatura 190 pueden estar destinados, acoplados, conectados operativamente o incorporados al conjunto 100 de antena en cualquier localización adecuada, incluyendo, pero sin limitarse a, la vaina 124. Los sensores de temperatura 190 pueden ser situados en o dentro de la vaina 124 usando cualquier medio convencional, por ejemplo adhesivos. Los sensores de temperatura 190 pueden estar situados en uno o más miembros deflectores, por ejemplo, los miembros deflectores 132, 134, si los hay. Los sensores de temperatura 190 pueden estar configurados y adaptados para conexión eléctrica a una fuente de alimentación 40 (figura 1).

Los sensores de temperatura 190 pueden ser un sensor basado en semiconductor, un termistor, un termopar u otro sensor de temperatura que pudiera considerarse como adecuado por los versados en la técnica. Un monitor de temperatura independiente (no mostrado) puede conectarse al sensor de temperatura, o alternatively, la fuente de alimentación 40 (figura 1) puede incluir un circuito integrado de vigilancia de temperatura (no mostrado), tal como el descrito en la patente norteamericana número 5.954.719, para modular la salida de potencia de microondas suministrada al conjunto 100 de antena. Asimismo, pueden monitorizarse otras señales fisiológicas, por ejemplo ECG, por instrumentación médica adicional bien conocida por los versados en la técnica y tales datos pueden ser aplicados para controlar la energía de microondas entregada al conjunto 100 de antena.

Un mecanismo de control de bucle cerrado, tal como un controlador de retroalimentación con un microprocesador, pueden implementarse para controlar la entrega de energía, por ejemplo energía de microondas, al tejido objetivo basándose en la temperatura medida por los sensores de temperatura 190.

- 5 La descripción, divulgación y figuras anteriores no deberá considerarse como limitativa, sino meramente como ejemplo de realizaciones particulares. Por tanto, se ha de entender que la descripción no se limita a las realizaciones precisas descritas, y que otros diversos cambios y modificaciones pueden realizarse por los versados en la técnica sin apartarse del alcance de la descripción. Adicionalmente, las personas versadas en la técnica apreciarán que las características ilustradas o descritas en relación con una realización pueden combinarse con las de otra, y que tales modificaciones y variaciones también pretenden estar incluidas dentro del alcance de la presente descripción.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) de tratamiento de tejido con microondas, que comprende:

- 5 un conjunto (100) de antena que tiene extremos proximal y distal (110, 120), incluyendo el conjunto de antena:
 - un miembro alargado (62);
 - un conductor exterior (66) posicionado dentro del miembro alargado;
 - 10 un material dieléctrico (68) dispuesto dentro del conductos exterior, definiendo al menos una porción del material dieléctrico un lumen (70) y al menos un canal (72) que se extiende longitudinalmente;
 - un conductor interior (64) que tiene una sección radiante distal (22), estando al menos una porción del conductor dieléctrico al menos parcialmente dispuesta dentro del lumen del material dieléctrico;
 - 15 una barrera de sellado (140) dispuesta junto a un extremo distal del conductor exterior; y
 - una porción radiante (120) dispuesta junto a la barrera de sellado, incluyendo la porción radiante la sección radiante distal del conductor interior;
 - un sistema de enfriamiento (180) que incluye un conducto de entrada (182) y un conducto de salida (184), en donde el conducto de entrada y el conducto de salida están dispuestos al menos parcialmente dentro de al menos un canal del material dieléctrico que se extiende longitudinalmente y están configurados y dimensionados para hacer circular un fluido; estando **caracterizado** el dispositivo porque la porción radiante comprende una vaina (124) dispuesta al menos parcialmente alrededor de la sección radiante distal del conductor interior de tal manera que al menos una cavidad (128) esté definida en ella,
 - 20 en donde el conducto de entrada y el conducto de salida están en comunicación de fluido con la al menos una cavidad de tal manera que al menos una porción de la sección radiante del conductor interior está al menos parcialmente en conducto de fluido con el fluido.
2. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 1, que incluye además un miembro penetrante (126) soportada en el extremo distal del conjunto de antena.
3. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 1 o 2, en el que el al menos un canal del material dieléctrico que se extiende longitudinalmente incluye al menos un primer canal y un segundo canal (72a, 72b, 72c, 72d).
- 35 4. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 3, en el que el conducto de entrada del sistema de enfriamiento está dispuesto al menos parcialmente en el primer canal y el conducto de salida del sistema de enfriamiento está dispuesto al menos parcialmente en el segundo canal.
5. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 1, 2, 3 o 4, en el que el conjunto de antena incluye además un buje de conexión (160) dispuesto al menos parcialmente alrededor del miembro alargado, estando situado el buje de conexión proximalmente con respecto a la barrera de sellado.
- 40 6. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 5, en el que el buje de conexión incluye al menos un conducto configurado y dimensionado para recibir el al menos un conducto de entrada y el al menos un conducto de salida del sistema de enfriamiento.
- 45 7. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende el fluido, en donde el fluido es un fluido disipador térmico.
- 50 8. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 7, en el que el fluido disipador térmico se selecciona del grupo que consta de agua, solución salina, cloruro de amonio, nitrato de sodio, cloruro de potasio y gas.
9. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según cualquier de las reivindicaciones precedentes, que incluye además un sensor de temperatura (190), estando acoplado el sensor de temperatura a la sección radiante distal del conductor interior.
- 55 10. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según cualquier de las reivindicaciones precedentes, en el que el conductor exterior incluye al menos una primera abertura (166) configurada y dimensionada para recibir el al menos un conducto de entrada y al menos una segunda abertura (166) configurada y dimensionada para recibir el al menos un conducto exterior.
- 60 11. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 1, en el que la al menos una cavidad de la porción radiante incluye al menos dos regiones (128a, 128b, 128c).

12. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 11, que incluye además al menos un miembro deflector (132, 134) dispuesto dentro de la al menos una cavidad, definiendo el al menos un miembro deflector, al menos parcialmente, las al menos dos regiones.

13. El dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la barrera de sellado define un lumen (146) y uno o más canales (148) que se extienden axialmente a su través, el lumen está adaptado para recibir al menos parcialmente una porción distal (64b) del conductor interior y el uno o más canales (148) están adaptados para recibir al menos parcialmente los conductos de entrada y salida respectivos del sistema de enfriamiento, el lumen y el uno o más canales están alineados respectivamente con el lumen y el al menos un canal formados en el dieléctrico de tal manera que la porción distal (64b) del conductor interior y los conductos de entrada y salida respectivos del sistema de enfriamiento se extienden dentro de la porción radiante, y en el que la barrera de sellado impide que el fluido haga contacto tanto como el conductor interior como con el conductor exterior.

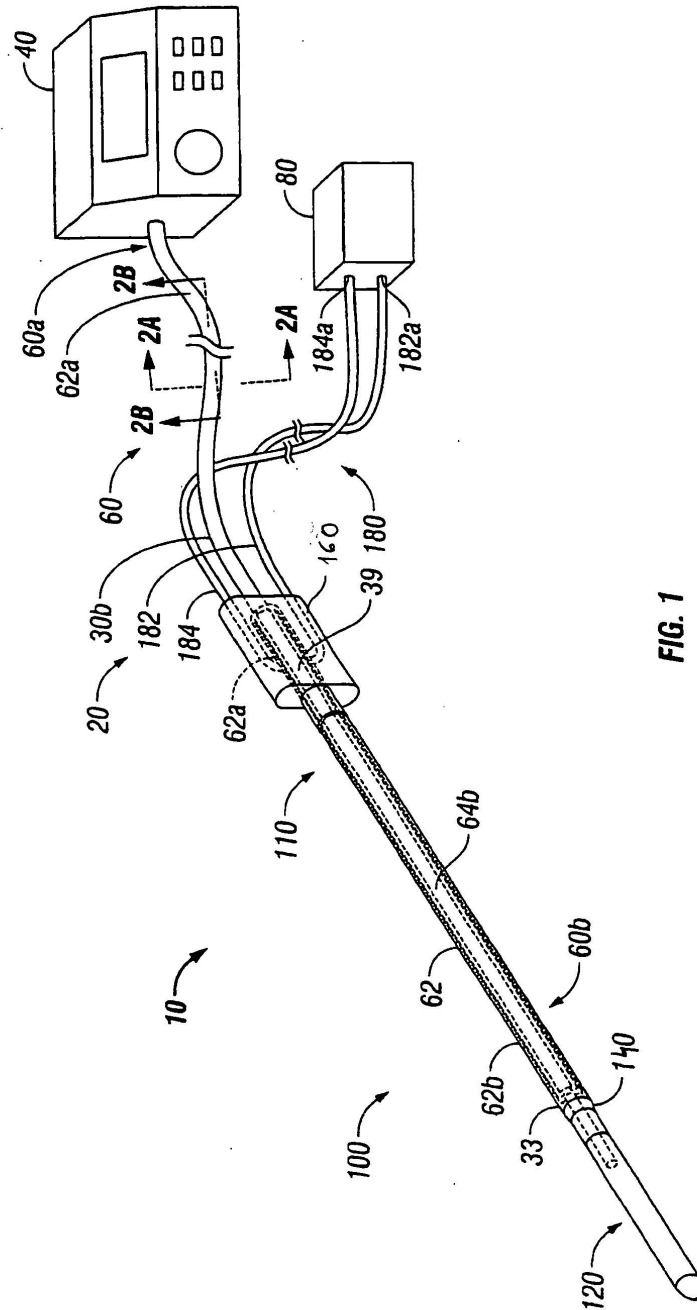
14. Un método de enfriar el dispositivo de tratamiento de tejido con microondas según la reivindicación 1, comprendiendo el método los pasos de:

proporcionar el sistema de enfriamiento;

hacer circular un fluido de enfriamiento a través del al menos un conducto de entrada y del al menos un conducto de salida del sistema de enfriamiento de tal manera que el fluido de enfriamiento esté, al menos parcialmente, en comunicación de fluido con al menos una porción del conductor interior.

15. El método según la reivindicación 14, que incluye además el paso de vigilar la temperatura del conductor interior con al menos un sensor de temperatura conectado operativamente al mismo.

16. El método según la reivindicación 14 o 15, que además comprende el paso de regular la circulación del fluido de enfriamiento con una bomba (80) en comunicación con el sistema de enfriamiento.



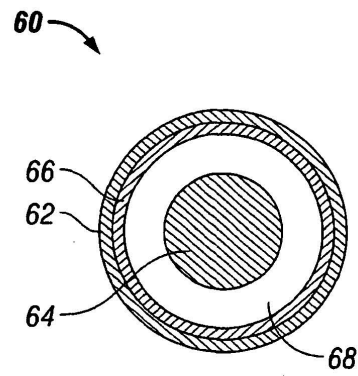


FIG. 2A

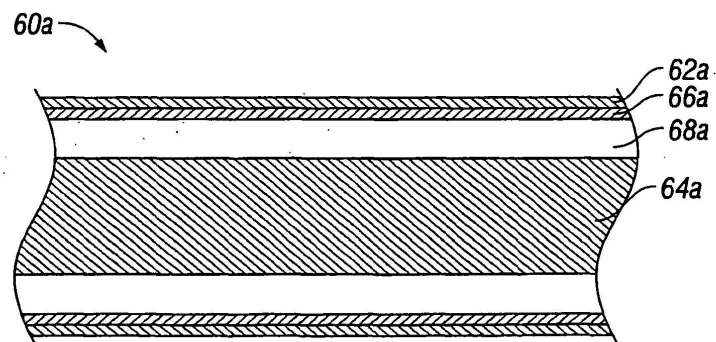


FIG. 2B

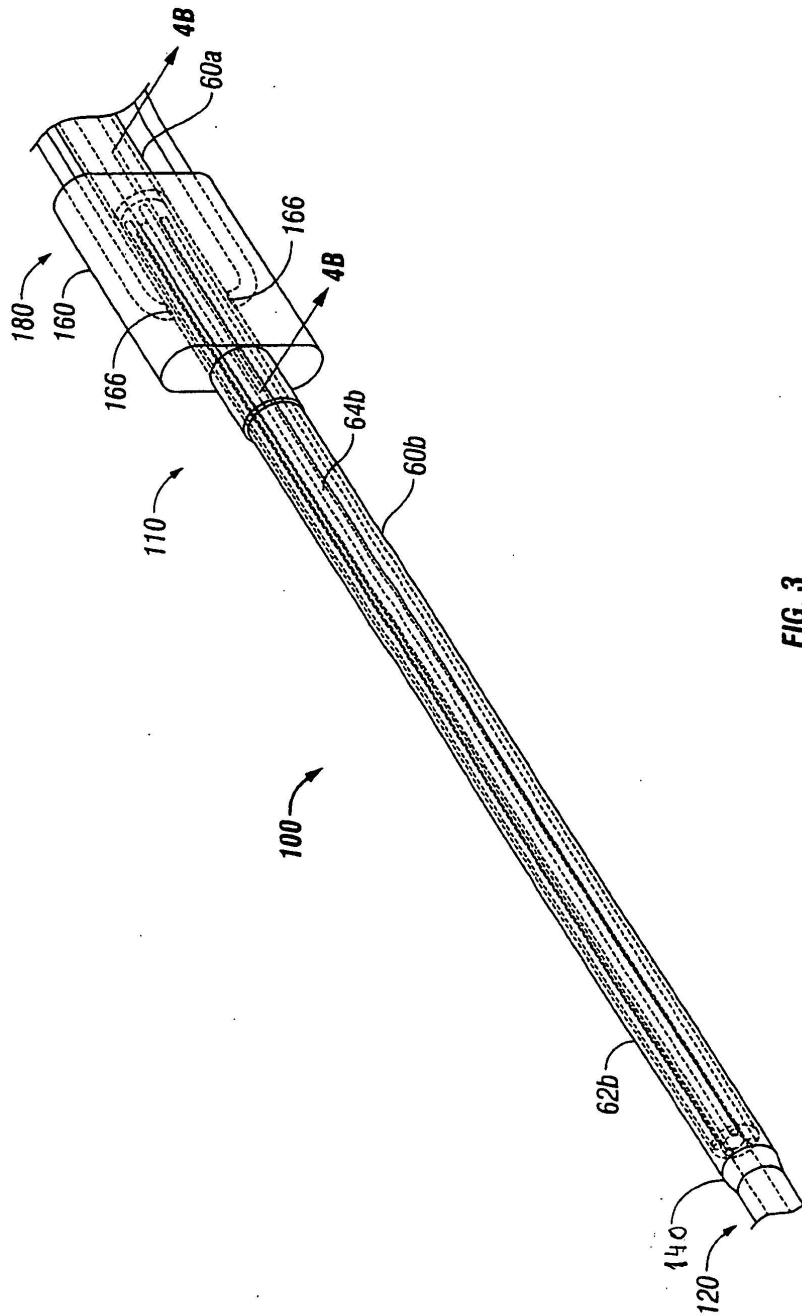


FIG. 3

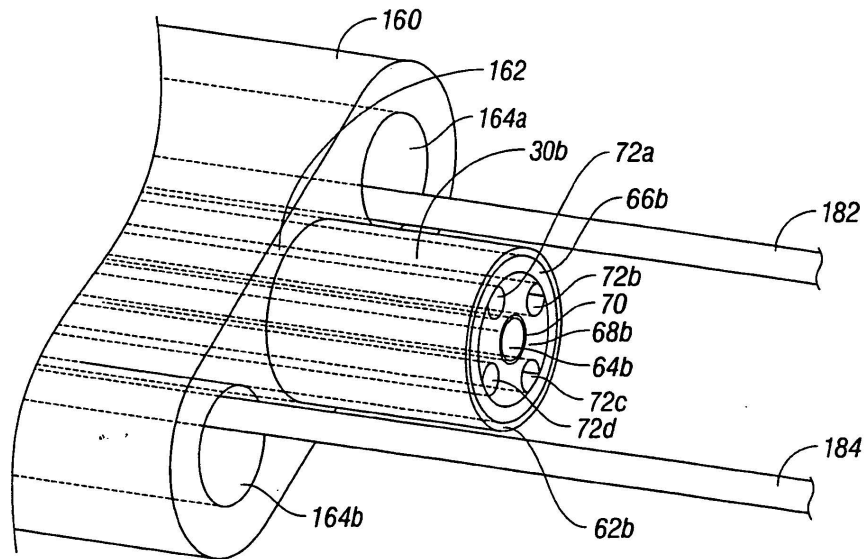


FIG. 4A

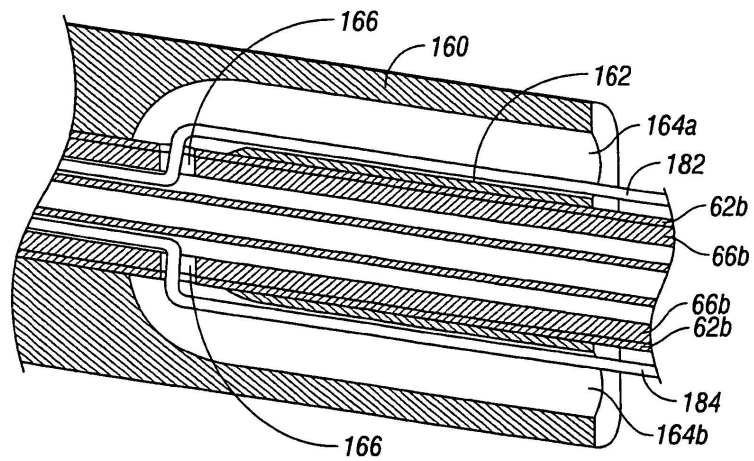


FIG. 4B

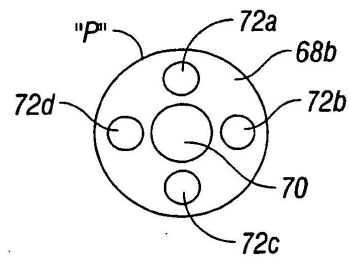


FIG. 5A

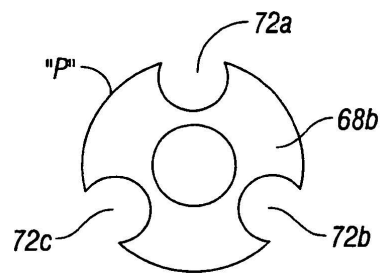


FIG. 5B

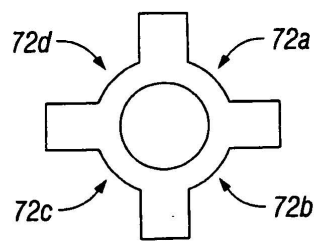


FIG. 5C

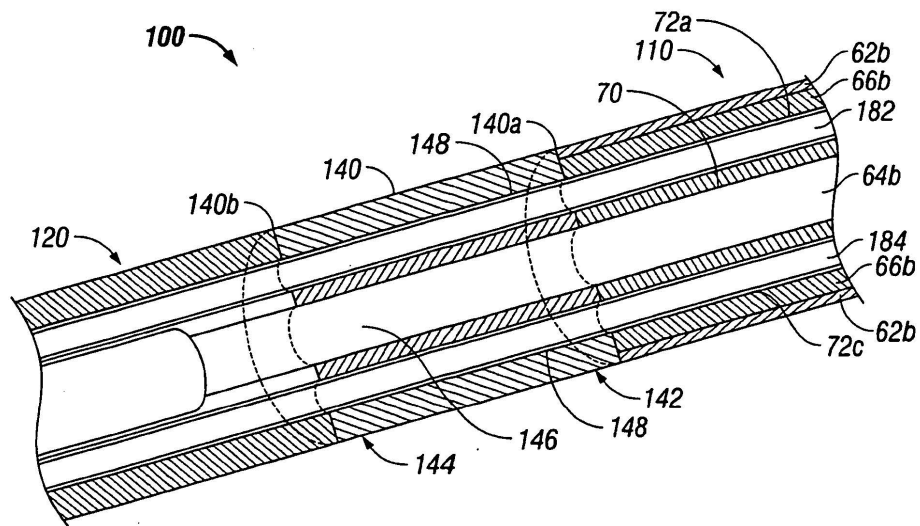


FIG. 6

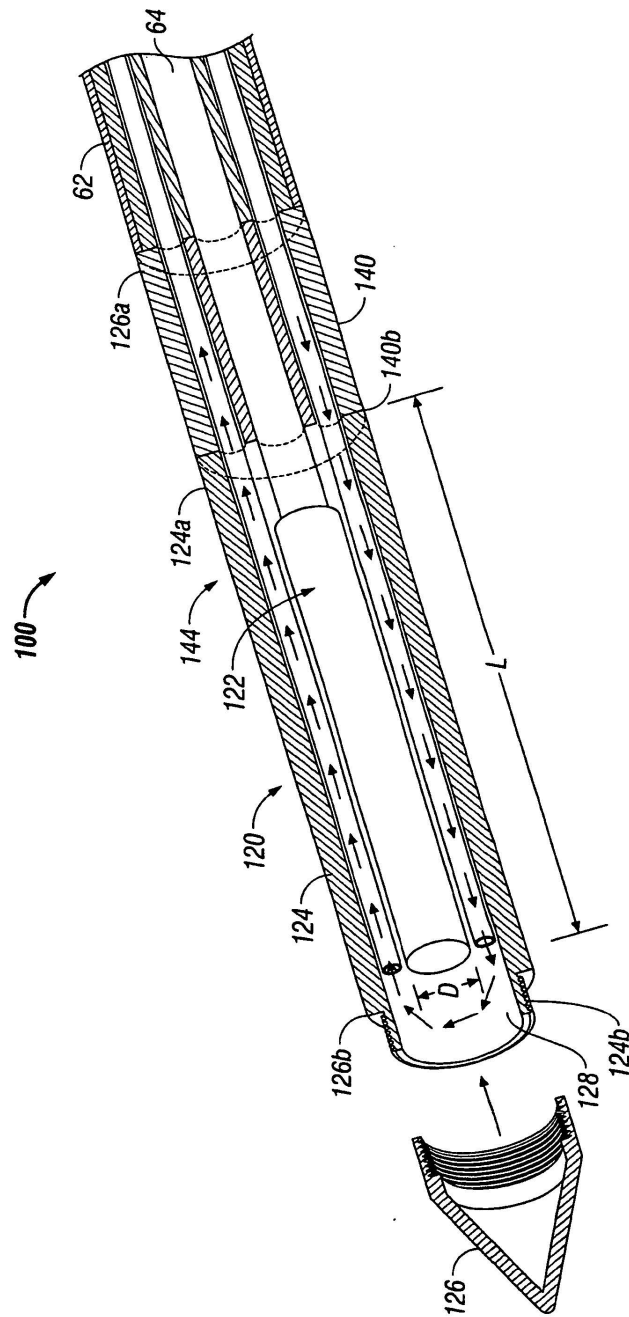


FIG. 7A

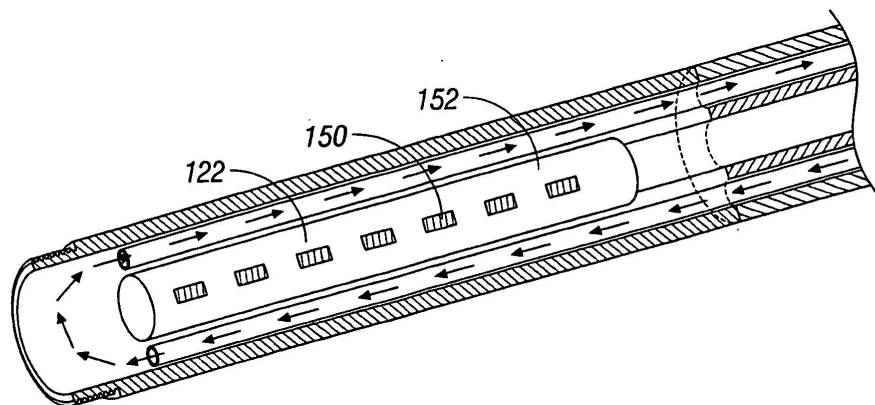


FIG. 7B

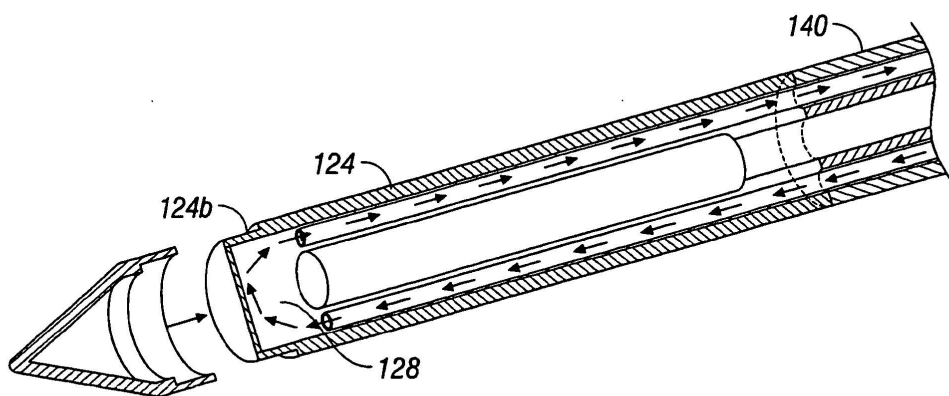


FIG. 7C

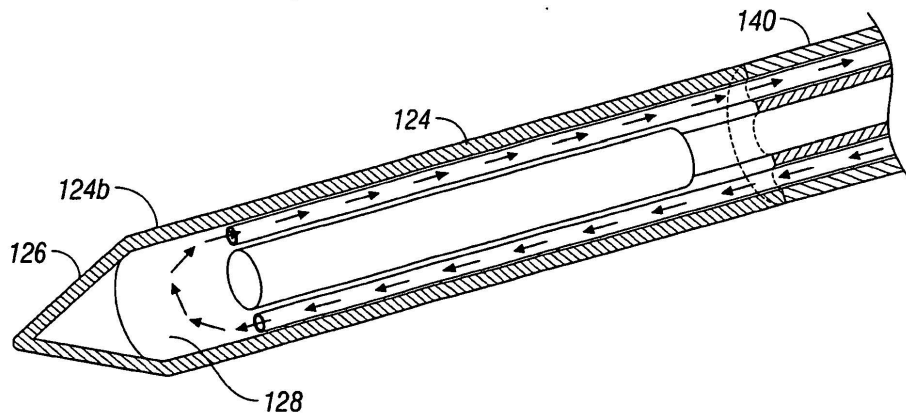


FIG. 7D

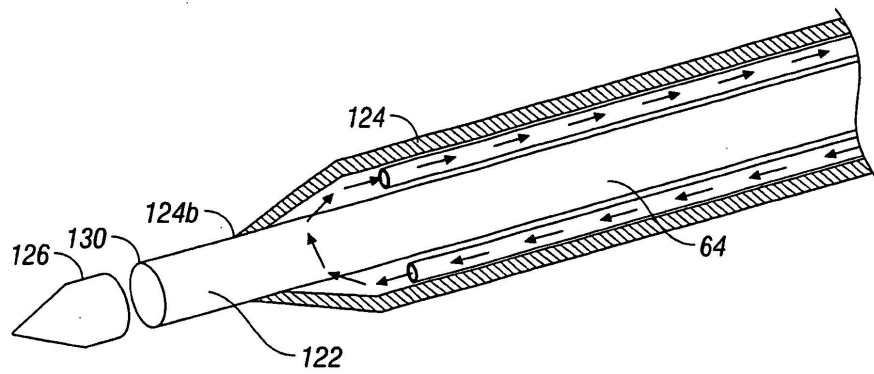


FIG. 7E

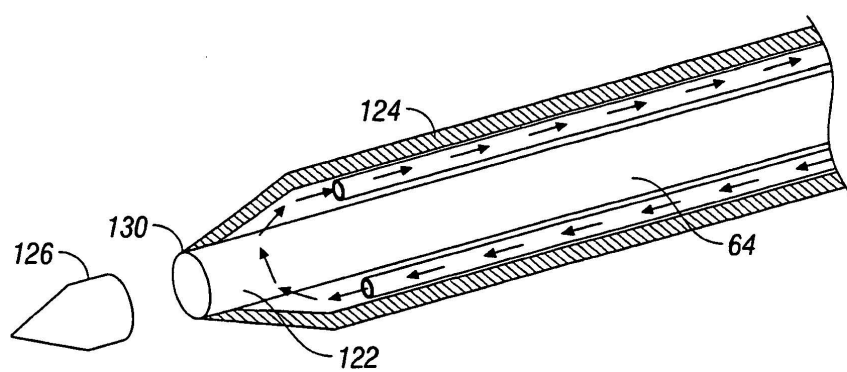


FIG. 7F

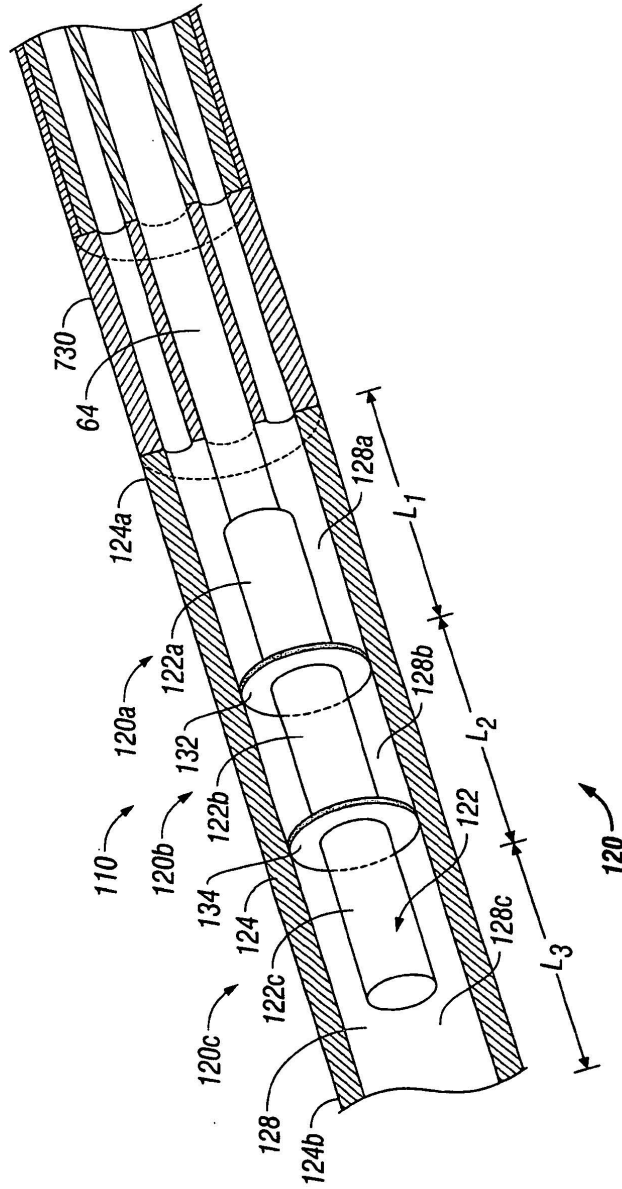


FIG. 8

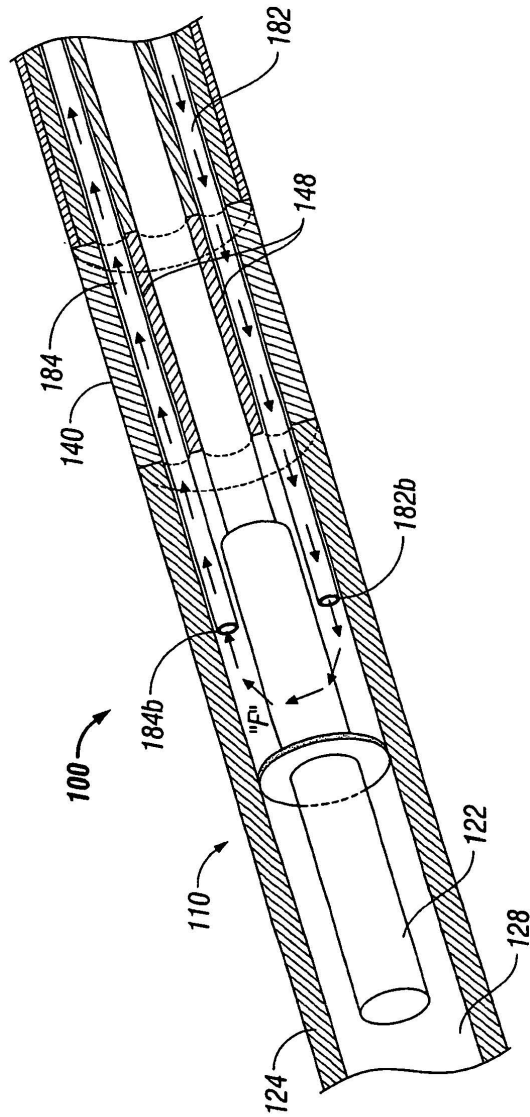


FIG. 9

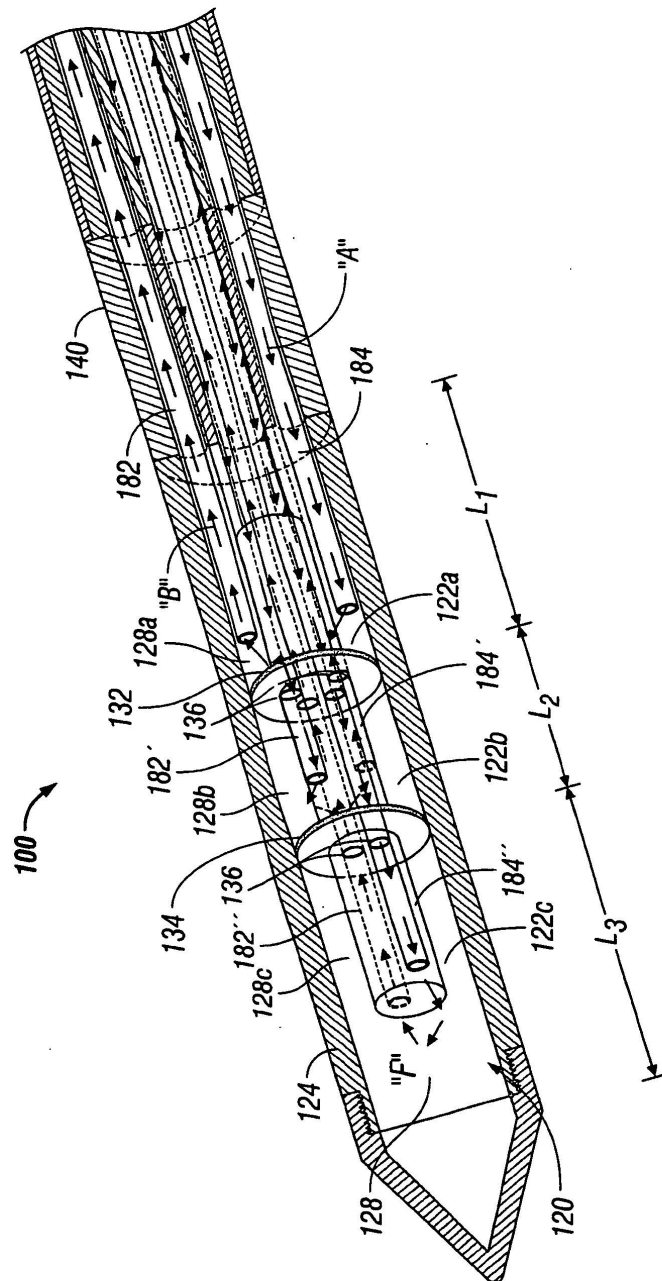


FIG. 10

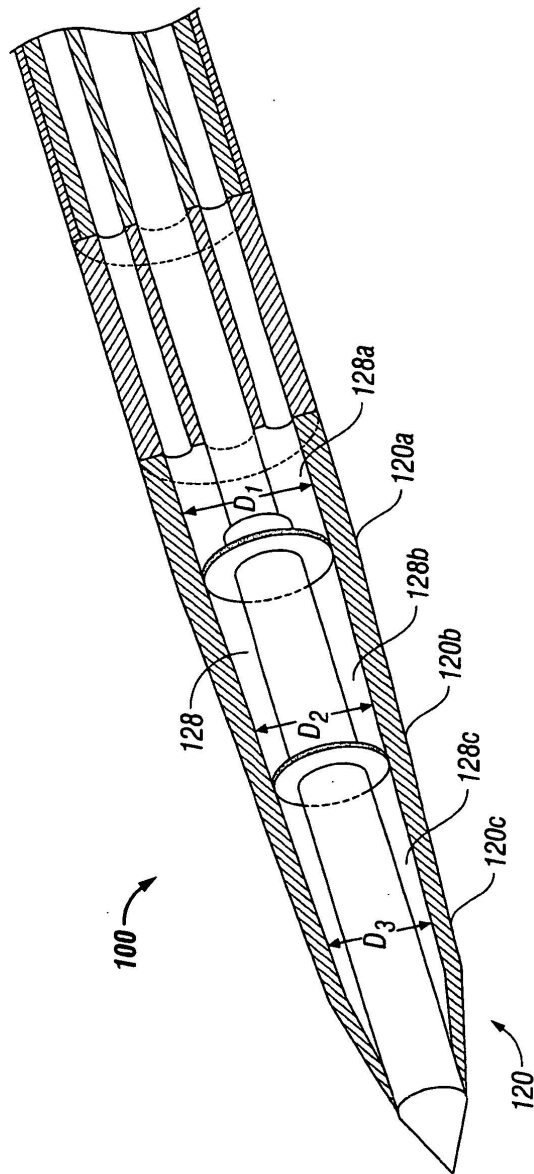


FIG. 11

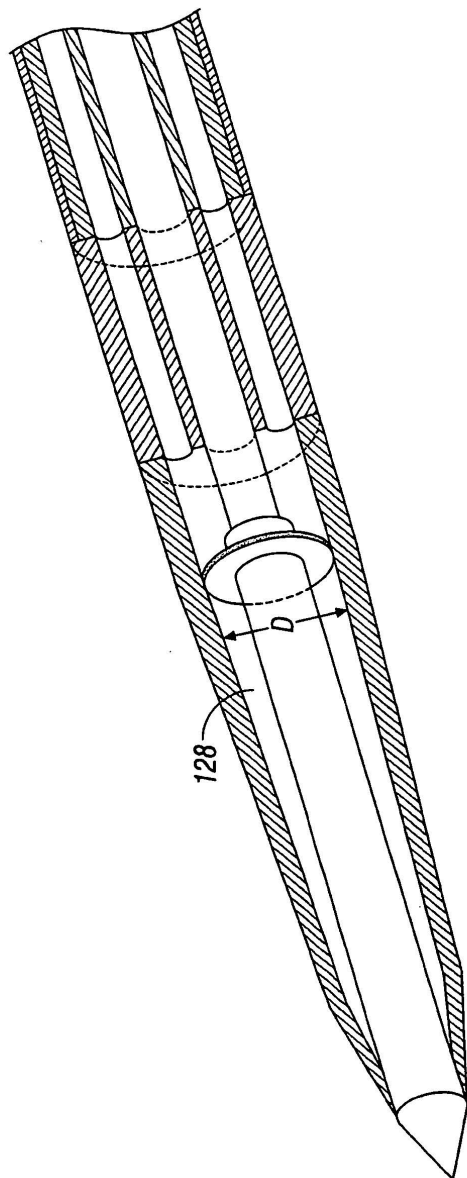


FIG. 12

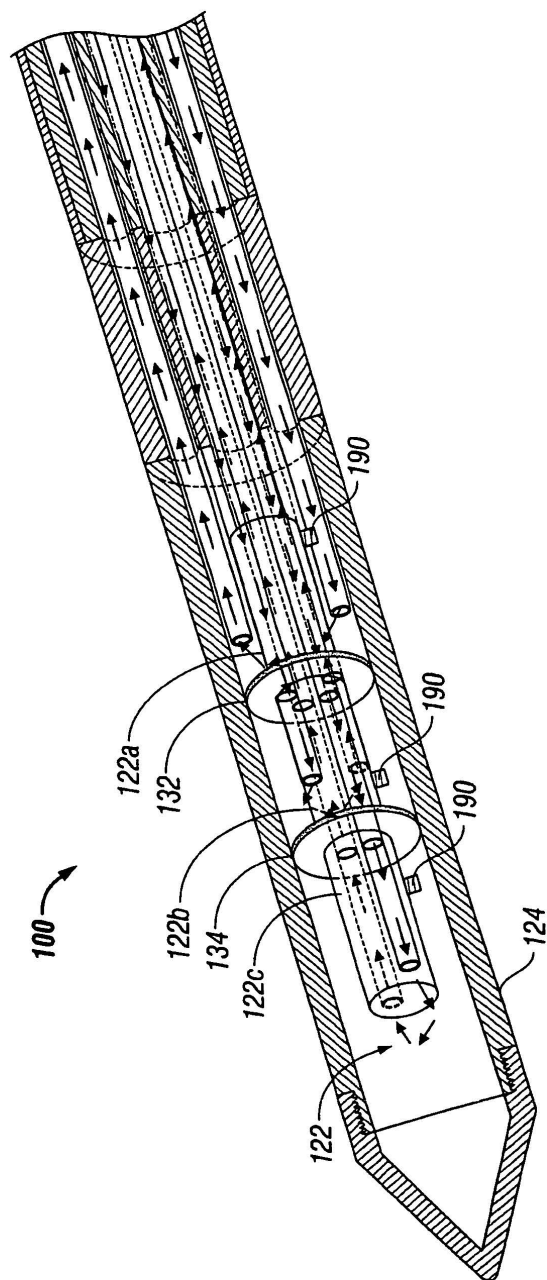


FIG. 13