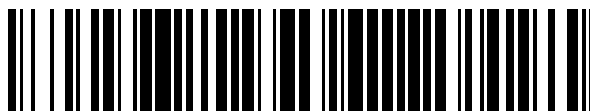


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 394 567**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61N 5/04** (2006.01)

**H01P 1/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.11.2008 E 10161722 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la solicitud europea: **21.07.2010 EP 2208477**

54 Título: **Antena de microondas adaptada dinámicamente para la ablación de tejidos**

30 Prioridad:

**16.11.2007 US 988699 P**

**05.11.2008 US 265024**

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

**01.02.2013**

73 Titular/es:

**VIVANT MEDICAL, INC. (100.0%)**

**5920 LONGBOW DRIVE  
BOULDER CO 80301-3299, US**

72 Inventor/es:

**RUSIN, CHRISTOPHER T. y  
BRANNAN, JOSEPH**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 394 567 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Antena de microondas adaptada dinámicamente para la ablación de tejidos.

5 **ANTECEDENTES**

## 1. Campo técnico

10 La presente invención se refiere a una sonda de ablación por microondas. Además la invención está relacionada en general con las sondas de aplicación de microondas utilizadas en los procedimientos de ablación de tejidos. Más en particular, la presente invención está dirigida a una sonda de microondas que puede sintonizarse durante los procedimientos de ablación para obtener la adaptación de la impedancia deseada.

## 2. Antecedentes de la técnica relacionada

15 El tratamiento de ciertas enfermedades requiere la destrucción de los crecimientos de tejidos malignos (por ejemplo, los tumores). Es conocido que las células tumorales se desnaturalizan a temperaturas elevadas, las cuales son ligeramente inferiores a las temperaturas dañinas de las células saludables periféricas. En consecuencia, los métodos de tratamiento conocidos, tales como la terapia de la hipertermia, con el calentamiento de las células tumorales a temperaturas por encima de 41°C, mientras que las células sanas periféricas se mantienen a temperaturas inferiores para evitar daños irreversibles de las células. Tales métodos incluyen la radiación  
20 electromagnética para calentar el tejido y poder incluir la ablación y la coagulación del tejido. En particular, la energía de microondas se utiliza para coagular y/o realizar la ablación del tejido para desnaturalizar o eliminar las células cancerosas.

25 La energía de las microondas se aplica por medio de sondas del tipo de antenas de ablación, las cuales penetran en el tejido para poder alcanzar los tumores. Existen varios tipos de sondas de microondas, tales como las monopolares, bipolares y helicoidales. En las sondas monopolares y bipolares, la energía de las microondas se radia perpendicularmente desde el eje del conductor. La sonda monopolar (por ejemplo, una antena) incluye un único conductor de microondas alargado, rodeado por un manguito dieléctrico, que tiene un conductor expuesto en el extremo de la sonda. Las sondas bipolares tienen una construcción coaxial incluyendo un conductor interno y un  
30 conductor externo separados por una porción de dieléctrico. Más específicamente, las antenas de microondas de dipolo tienen un conductor interno largo y delgado, el cual se extiende a lo largo de un eje longitudinal, y está rodeado por un conductor externo. En ciertas variaciones, una porción o porciones del conductor externo pueden eliminarse de forma selectiva para proporcionar una radiación más efectiva hacia el exterior de la energía. Este tipo de construcción de la sonda de microondas se denomina típicamente como una "guía de ondas con fugas", o bien  
35 antena "coaxial con fugas".

En las sondas helicoidales, la energía de microondas está dirigida en una dirección hacia delante. Esto es debido a que la energía de microondas es radiada perpendicularmente desde la antena, la cual en la configuración helicoidal dirige las ondas de energía en una dirección hacia delante. En las sondas helicoidales el conductor interno está  
40 formado con un patrón en espiral uniforme (por ejemplo, una hélice), para proporcionar la configuración requerida para una radiación efectiva.

Las sondas de microondas convencionales tienen un ancho de banda operacional estrecho, con un rango de longitudes de onda al cual se consigue un rendimiento operacional óptimo, y por tanto incapaz de mantener una adaptación de la impedancia determinada entre el sistema de microondas (por ejemplo, generador, cable, etc.) y el tejido que rodee a la sonda de microondas. Más específicamente, conforme la energía de microondas se aplique al tejido, la constante dieléctrica del tejido que rodea a la sonda de microondas disminuye conforme se calienta. Estas caídas provocan que la energía de microondas que se esté aplicando al tejido se incremente más allá del ancho de banda de la sonda. Como resultado de ello, existe una desadaptación entre el  
50 ancho de banda de la sonda de microondas convencional y la energía de microondas que se esté aplicando. Así pues, las sondas de microondas de banda estrecha pueden resintonizarse como resultado de la generación de vapor y la transformación de la fase del tejido, dificultando el suministro y dispersión de la energía efectiva.

55 El documento US 2005/0245919 se refiere a una antena de MW (microondas) en la que el conductor externo puede deslizarse con respecto a los conductores internos.

60 El documento US 2006/0189973 A1 se refiere a una estructura de antena de campo cercano que está llamada a ser una herramienta de entrega efectiva para radiofrecuencia (RF) y potencia de microondas para lograr la necrosis coagulativa en tumores metastásicos mientras que se reduce o elimina la conducción térmica a lo largo de la estructura.

El documento WO 02/061880 se refiere a una antena con un choque cuya longitud puede ser cambiada.

SUMARIO

La presente invención proporciona una sonda de ablación por microondas para proporcionar una energía de microondas al tejido, la sonda incluyendo: una línea de alimentación que tiene un conductor interno, un conductor secundario interno, un separador aislante y un conductor externo, y una porción radiante que incluye al menos una porción del conductor interno, dispuesto centralmente en el mismo; incluyendo además: un choque dispuesto de manera deslizable alrededor de al menos una porción de la línea de alimentación, y configurado para confinar la energía de microondas hacia la porción radiante, el choque incluyendo una capa dieléctrica interna y una capa conductora externa, en donde el movimiento longitudinal del choque en relación con la línea de alimentación sintoniza la porción radiante, caracterizado porque el conductor interno está dispuesto de manera deslizable dentro del conductor interno secundario para permitir al conductor interno deslizarse dentro y fuera de la línea de alimentación durante la sintonización mientras que continúa conduciendo la energía de microondas.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los anteriores y otros aspectos, características y ventajas de la presente invención llegarán a ser más evidentes a la luz de la siguiente descripción detallada al tomarse en conjunción con los dibujos que se acompañan, que se dan como ejemplos solamente y no limitando, en donde:

- la figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema de ablación por microondas de acuerdo con la presente invención;
- la figura 2 es una vista en sección transversal en perspectiva de una sonda de ablación por microondas de acuerdo con la presente invención;
- las figuras 3 A-C son vistas en sección transversal laterales de la sonda de ablación por microondas de la figura 2;
- la figura 4 es una vista en sección transversal en perspectiva de la sonda de ablación por microondas que tiene un choque refrigerado líquido; y
- la figura 5 es una vista en sección transversal en perspectiva de una realización de la sonda de ablación por microondas que tiene un material dieléctrico térmicamente reactivo en la misma.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

La presente invención proporciona una sonda de ablación por microondas, la cual puede adaptarse dinámicamente y/o sintonizarse durante la ablación. Conforme se realiza la ablación del tejido, la porción radiante de la sonda es sintonizada activamente de manera que se consiga una adaptación de la impedancia óptima para un procedimiento deseado. Esto se lleva a cabo por el ajuste de la forma, tamaño, y/o propiedades dieléctricas de los componentes de la sonda (es decir, ajustando la longitud de los conductores, capas aislantes, y similares). En antenas monopolo y/o dipolos, la longitud de un conductor interno se ajusta para crear un radiador más eficiente. En antenas dipolo, la longitud de los conductores externos e internos se ajusta de manera que se mantiene una distancia de longitud de onda predeterminada en la porción radiante a pesar de los cambios de frecuencia (es decir, que tengan los conductores internos y externos una longitud de onda de  $\frac{1}{4}$  para mantener el comportamiento equilibrado de un dipolo de longitud de onda de  $\frac{1}{2}$ ). En otro ejemplo, las propiedades dieléctricas de la porción radiante se ajustan mediante el uso de materiales con propiedades dieléctricas que cambian térmicamente; así pues, conforme la temperatura del tejido y la sonda cambian durante la ablación, las propiedades dieléctricas de la sonda se ajustan automáticamente.

Se describe una sonda de ablación por microondas para proporcionar una energía de microondas al tejido. La sonda incluye una línea de alimentación que tiene un conductor interno, un separador aislante y un conductor externo, y una porción radiante que tiene una porción extruida del conductor externo, el cual está dispuesto centralmente en el mismo. La sonda incluye también un choque dispuesto alrededor de al menos una porción de la línea de alimentación, y configurado para confinar la energía de microondas hacia la porción radiante. El choque incluye un armazón conductor que tiene una cámara para almacenar un líquido dieléctrico de refrigeración.

De acuerdo con otro ejemplo, se describe una sonda de ablación por microondas, para proporcionar energía de microondas al tejido. La sonda incluye una línea de alimentación con un conductor interno, un espaciador aislante y un conductor externo, una porción radiante incluyendo una porción radiante que incluye al menos una porción del conductor interno dispuesta centralmente en el mismo. La sonda también incluye una o más cargas que tienen un material dieléctrico dependiente del campo eléctrico, en el que una o más de las propiedades dieléctricas del material dieléctrico dependiente del campo eléctrico varía en respuesta al campo eléctrico proporcionado al mismo.

Se describirán a continuación realizaciones particulares de la presente invención, con referencia a los dibujos que se acompañan. En la siguiente descripción, las funciones o construcciones conocidas no se describirán en detalle para evitar la complicación de la presente invención con detalles innecesarios.

La figura 1 muestra un sistema 10 de ablación por microondas, el cual incluye una sonda 12 de ablación por microondas acoplada a un generador de microondas 14 por medio de un cable coaxial flexible 16 que está acoplado a un conector del generador 14. El generador 14 está configurado para proporcionar la energía de microondas a una frecuencia operativa aproximadamente de entre 500 MHz a 2500 MHz.

5 Durante la ablación por microondas, la sonda 12 se inserta en el tejido y se suministra la energía de microondas al mismo. Conforme el tejido que rodea a la sonda 12 se somete a la ablación, el tejido se somete a la desecación y desnaturalización, lo cual da lugar a una caída de la constante dieléctrica efectiva del tejido. La caída en la constante dieléctrica efectiva, a su vez, alarga la longitud de onda de la energía de microondas. Puesto que la frecuencia se mantiene constante durante la ablación, el incremento en la longitud de onda da lugar a un incremento de la frecuencia operacional. En el comienzo, la sonda 12 está en un punto de coincidencia inicial, con una frecuencia operacional predeterminada que se incrementa a una frecuencia mayor conforme continua la ablación. Así pues, para mantener la adaptación de la impedancia entre la sonda 12 y el generador 14, las propiedades de la sonda 12 se ajustan dinámicamente por medio del procedimiento. Esto se lleva a cabo mediante la modificación de la geometría y/o las propiedades dieléctricas de la sonda 12.

15 La figura 2 muestra una realización de la sonda 12 que incluye una línea de alimentación 26, un choque 28 y una porción 30 radiante ajustable. La línea de alimentación 26 se extiende entre el extremo distal de la sonda 12 en donde la línea de alimentación 26 está acoplada al cable 16, hacia la porción radiante 30. La línea de alimentación 26 está construida con un cable coaxial que tiene un conductor interno 20 (por ejemplo, un alambre) rodeado por un separador de aislamiento 22, el cual está rodeado entonces por un conductor externo 24 (por ejemplo, una vaina conductora cilíndrica). En una realización, la línea de alimentación 26 puede tener un diámetro de 2,16 mm (0,085 pulgadas), y el separador 22 aislante puede tener una constante dieléctrica de 1,7.

20 La línea de alimentación 26 puede ser flexible o semirrígida, y puede tener una longitud variable desde un extremo proximal de la porción radiante 30 a un extremo distal del cable 16 abarcando desde aproximadamente 2,54 cm a 25,40 cm (1 a 10 pulgadas). El conductor interno 20 y el conductor externo 24 pueden construirse a partir de una amplia variedad de metales y aleaciones, tales como cobre, oro, acero inoxidable, y similares. Los metales pueden seleccionarse basándose en una amplia variedad de factores, tales como la conductividad y la resistencia a la tracción. Así pues, aunque el acero inoxidable tiene una menor conductividad que el cobre y/o el oro, proporciona la resistencia necesaria para pinchar en el tejido y/o en la piel. En tales casos, los conductores interno y externo y los conectores externos 20 y 24 pueden platearse con un material conductor (por ejemplo, cobre, oro, etc.) para mejorar la conductividad y/o la pérdida de energía.

30 En una realización, la línea de alimentación 26 incluye un conductor interno secundario 23, tal como se muestra en la figura 3A, que tiene una estructura tubular, la cual rodea el conductor interno 20. El conductor interno 20 está dispuesto en forma deslizante dentro del conductor interno secundario 23 (por ejemplo, se mueve dentro del conductor interno secundario 23 mientras que mantiene un contacto continuo suave con el mismo), tal como el conductor interno 20 que puede deslizarse en cualquier dirección proximal y/o distal para sintonizar el conductor interno 20 hasta una frecuencia operacional deseada. El conductor interno 20 y el conductor interno secundario 23 están en contacto electromecánico, permitiendo que el conductor 20 se deslice dentro y fuera de la línea de alimentación 26 durante la sintonía, mientras que continúa conduciendo la energía de microondas.

40 Tal como se muestra en la figura 3B, la línea de alimentación 3B incluye una o más ranuras 25, las cuales interactúan mecánicamente con uno o más miembros de tope (27) correspondientes dispuestos sobre el conductor interno 20. La ranura 25, puede estar dispuesta en el conductor 23 interno secundario y/o el separador aislante 22. La ranura 25 en conjunción con el miembro de tope 27 correspondiente, guía y limita el movimiento del conductor interno 20 conforme el conductor interno 20 se desliza dentro de la línea de alimentación 26. Además de ello, la combinación de la ranura 25 y el miembro de tope 25 y el miembro de tope 27 proporcionan el contacto conductor adicional entre el conductor 23 interno secundario y el conductor 20 interno. En algunas realizaciones el emplazamiento de la ranura 25 y el miembro de tope 27 pueden intercambiarse, tal como la ranura 25 que puede disponerse dentro del conductor interno 20 y en donde el miembro de tope 27 puede estar dispuesto en el conductor 23 interno secundario.

50 Con referencia a la figura 2, el choque 28 de la sonda 12 está dispuesto alrededor de la línea de alimentación 26, e incluye una capa de dieléctrico interno 32 y una capa conductora externa 34. El choque 28 confina la energía de microondas del generador 14 a la porción radiante 30 de la sonda 12, limitando por tanto la longitud de la zona de deposición de la energía de microondas a lo largo de la línea de alimentación 26. El choque 28 está implementado con un cortocircuito de un cuarto de onda, mediante la utilización de la capa 34 conductora externa alrededor del conductor externo 24 de la línea de alimentación 26, separado por una capa de dieléctrico 32. El choque 28 está en cortocircuito en el conductor externo 24 en el extremo proximal del choque 28 mediante una soldadura o bien otros medios. En algunas realizaciones, la longitud del choque 28 puede ser desde un cuarto de onda hasta una longitud de onda completa. El choque 28 actúa como una alta impedancia para la energía de microondas conducida hacia el lado externo de la línea de alimentación 26, limitando por tanto la deposición de la energía hacia el extremo de la sonda. En una realización, la capa dieléctrica 32 se forma a partir de un fluoropolímero tal como tetrafluoretileno, o similares, y tiene un grosor de 0,127 mm (0,005 pulgadas). La capa conductora externa 34 puede formarse a partir del material denominado como "conductor perfecto" tal como un metal altamente conductor (por ejemplo, cobre).

Tal como se muestra en la figura 3C, el choque 28 está configurado para deslizar por encima de la línea de alimentación 26 a lo largo del eje longitudinal definido por la sonda 12. El deslizamiento del choque 28 en cualquier dirección proximal y/o distal a lo largo de la línea de alimentación 26 proporciona el ajuste de la longitud de la porción radiante 30. El choque 28 incluye una ranura 33 dispuesta dentro de la capa 32 de dieléctrico. La ranura 33 está configurada para interactuar mecánicamente con un miembro de tope 35 que está dispuesto sobre el conductor externo 24. El miembro de tope 35 guía el deslizamiento del choque 28 a lo largo de la longitud de la ranura 33.

El movimiento de uno o de ambos dispositivos, es decir, el conductor interno 20 y/o el choque 28 con respecto a la línea de alimentación 26 permite el ajuste de la longitud de la porción radiante 30, tal como para ajustar el choque 28 y el conductor interno 20 para que sea de  $\frac{1}{4}$  de longitud de onda conforme continúe la ablación para poder mantener el dipolo de  $\frac{1}{2}$  longitud de onda. El conductor interno 20, la línea de alimentación 26 y el choque 28 pueden tener unas marcas y/o indicaciones sobre los mismos, para indicar las posiciones de ajuste de la longitud de onda deseada.

En una realización, las ranuras 25 y 33 y/o los miembros de tope 27 y 35 pueden incluir uno o más retenes (no mostrados explícitamente) que proporcionan una realimentación táctil cuando el choque 28 y/o el conductor interno 20 se deslizan a lo largo de la línea de alimentación 26. Esto permite un movimiento más preciso de los componentes y de la sintonía de la porción radiante 30.

La sonda 12 incluye además un extremo ahusado 36, el cual termina en una punta 38 en el extremo distal de la porción radiante 30. El extremo ahusado 36 permite la inserción de la sonda 12 dentro del tejido con una mínima resistencia. En los casos en que la porción radiante 12 se inserte en una abertura existente, la punta 38 puede estar redondeada o bien plana. El extremo cónico 36 puede estar formado por cualquier material duro tal como un metal y/o plástico.

La figura 4 muestra otra realización de la sonda 12 de la presente invención, que tiene un choque 40 refrigerado por líquido, que incluye un armazón 42 conductor cilíndrico que tiene una cámara 44 y que define una cavidad cilíndrica 46 que rodea la línea de alimentación 26. El armazón 42 está formado por un metal conductor tal como el cobre, acero inoxidable, y/o aleaciones de los mismos. El armazón 42 incluye uno o más tubos de entrada 50, los cuales recirculan un líquido dieléctrico de refrigeración 52 (por ejemplo, agua, solución salina, y similares) a través de la cámara 44. El líquido 52 puede estar suministrado por una bomba (no mostrada explícitamente) configurada para ajustar la velocidad de flujo del líquido 52 a través de la cámara 44. Conforme se suministra el líquido 52 en el choque 40, el calor generado por la línea de alimentación 26 queda eliminado. Además de ello, los compuestos utilizados en el líquido 52 pueden ajustarse para obtener una constante dieléctrica deseada dentro del choque 28. Esto puede ser útil en las sondas de multifrecuencia permitiendo que la frecuencia de resonancia del choque 28 pueda ajustarse por el relleno de la cámara 44 con un volumen variable de fluido y/o variando la relación de aire y de líquido en su interior.

El armazón 42 incluye también un anillo "O" 54 que tiene una abertura 56 que permite que el anillo "O" 54 encaje dentro de la cámara 44. Conforme la cámara 44 se rellena con el líquido 52, el líquido 52 presiona el anillo "O" 54 en la dirección distal dentro de la cámara 44. El anillo "O" 54 encaja en las paredes de la cámara 44 en una forma substancialmente estanca contra los líquidos, impidiendo que el líquido 53 pueda filtrarse en una porción distal 58 de la cámara 44. Esto permite el ajuste selectivo o automático de la temperatura de refrigeración del choque 28 por la limitación del volumen de la cámara 44 que se esté llenando con el líquido 52.

Más específicamente, el anillo "O" 54 está formado por goma, goma de silicona y otros materiales elastómeros, tales que las fuerzas de fricción entre el anillo "O" 54 y el armazón 42 puedan mantener el anillo "O" 54 en posición hasta que el régimen del flujo del líquido 52 sea suficiente para desplazar el anillo "O" 54 en la dirección distal. En una realización, la porción distal 58 incluye unas paredes en pendiente o biseladas 60 dentro de la cámara 44. Conforme el anillo "O" 54 se presiona en la dirección distal, las paredes en pendiente 60 comprimen el anillo "O" 54, el cual requiere un incremento en el régimen del flujo del líquido 52. Esto proporciona una fuerza en sentido opuesto que presiona hacia atrás contra el flujo del líquido 52 que requiere un incremento en el régimen del flujo si se desea un llenado adicional de la cámara 44 (por ejemplo, un enfriamiento adicional del choque 28). Una vez que el líquido 52 es extraído del choque 28, el anillo "O" 54 se desplaza hacia atrás a su posición original (por ejemplo, en la dirección proximal) por la compresión de las paredes 60.

La figura 5 muestra un ejemplo adicional de la sonda 12 que tiene un material ferro-eléctrico. Más específicamente, la sonda 12 incluye una carga 70 ferro-eléctrica interna en un extremo distal de la línea de alimentación 26 y una carga 74 ferro-eléctrica externa en el extremo distal del conductor interno 20. En una realización, la carga 70 ferro-eléctrica interna puede tener una longitud correspondiente a un cuarto de onda de la frecuencia de microondas y que actúa como un transformador dinámico de cuarto de onda.

Las cargas ferro-eléctricas 70 y 74 incluyen un material ferro-eléctrico tal como el circonato de plomo, titanato de plomo, titanato de bario, y similares. Los materiales ferro-eléctricos proporcionan una adaptación dinámica de la sonda 12 al tejido, debido a las propiedades dieléctricas cambiantes de tales materiales al aplicar un campo eléctrico

5 de corriente continua CC a través del mismo, durante la aplicación de la energía de microondas a la sonda 12, tal que el campo eléctrico de CC polarice el material ferro-eléctrico. El campo eléctrico de CC es suministrado a las cargas 70 y 74 por medio del conductor 24 y el conductor interno 20, respectivamente. Conforme se suministra el campo eléctrico de CC a las cargas 70 y 74, se puede variar la constante dieléctrica. Los signos de “+” y “-” ilustran una polaridad posible del campo eléctrico de CC dentro de la sonda 12. Conforme la longitud de onda de la frecuencia de funcionamiento se incrementa debido a la desecación del tejido, el campo eléctrico de CC que se suministra a las cargas 70 y 74 se ajustan también en consecuencia para incrementar por tanto la constante dieléctrica. Esto compensa la desintonía de la sonda 12 debido a los cambios en el tejido. En una realización, el suministro del campo eléctrico de CC (no mostrado explícitamente) puede controlarse por medio de un bucle de alimentación por el generador 14, basándose en la medida de la impedancia de la sonda 12 y del cable 16 y otros métodos dentro del ámbito de los expertos en la técnica. En otra realización, el suministro de la corriente de CC puede variarse de una forma predeterminada en el tiempo, basándose en unas medidas empíricas de laboratorio.

10  
15 Las realizaciones descritas de la presente invención pretenden ser ilustrativas más que restrictivas, y no pretenden representar todas la realizaciones de la presente invención. Varias modificaciones y variaciones pueden ser realizadas, sin apartarse del alcance de la invención, tal y como se exponen en las siguientes reivindicaciones tanto literalmente como equivalentes reconocidas por ley.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una sonda de ablación por microondas (12) para proporcionar energía de microondas al tejido, la sonda (12) comprendiendo:
- una línea de alimentación (26) que incluye un conductor interno (20), un conductor secundario interno (23), un separador aislante (22) y un conductor externo (24); y
- 10 una porción radiante (30) que incluye al menos una porción del conductor interno (20) dispuesto centralmente en el mismo; incluyendo además:
- un choque (28) dispuesto de manera deslizante alrededor de al menos una porción de la línea de alimentación (26), y configurado para confinar la energía de microondas en la porción radiante (30), el choque incluyendo una capa dieléctrica interna (32) y una capa conductora externa (34), en la que el movimiento longitudinal del choque (28) en relación con la línea de alimentación (26) sintoniza la porción radiante (30),
- 15 **caracterizada por que**  
el conductor interno (20) está dispuesto de manera deslizante dentro del conductor secundario interno (23) para permitir al conductor interno (20) deslizarse dentro y fuera de la línea de alimentación (26) durante la sintonización mientras que continúa conduciendo la energía de microondas.
- 20 2. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con la reivindicación 1, en la que el conductor secundario interno (23) incluye al menos una ranura (25) y el conductor interno (20) incluye un miembro de tope (27) correspondiente configurado para interactuar mecánicamente con al menos una ranura (25).
- 25 3. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con la reivindicación 1 ó con la reivindicación 2, en la que el conductor interno (20) incluye indicios indicativos de una posición de longitud de onda deseada.
- 30 4. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el choque (28) incluye una ranura (33) dispuesta dentro de la capa dieléctrica (32), estando la ranura (33) configurada para interactuar mecánicamente con un miembro de tope (35) que está en el conductor externo (24).
- 35 5. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que la línea de alimentación (26) incluye al menos un indicio indicativo de una posición de longitud de onda deseada.
- 40 6. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que incluye además un extremo cónico (36) que tiene una punta (38) dispuesta en un extremo distal de la porción radiante (30).
- 45 7. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el choque (28) incluye al menos un indicio en el mismo para indicar una posición de ajuste de la longitud de onda deseada.
- 50 8. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con la reivindicación 2 ó una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7, como dependientes de la reivindicación 2, en la que al menos una ranura (25, 33) y/o un miembro de tope (27, 35) incluye uno o más retenes que proporcionan una realimentación táctil cuando el conductor interno (20) se desliza a lo largo de la línea de alimentación (26).
- 55 9. Una sonda de ablación por microondas (12) de acuerdo con la reivindicación 4 ó una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, cuando comprendiendo las características de la reivindicación 4, en la que al menos una ranura (25, 33) y/o un miembro de tope (27, 35) incluye uno o más retenes que proporcionan realimentación táctil cuando el choque (28) se desliza a lo largo de la línea de alimentación.

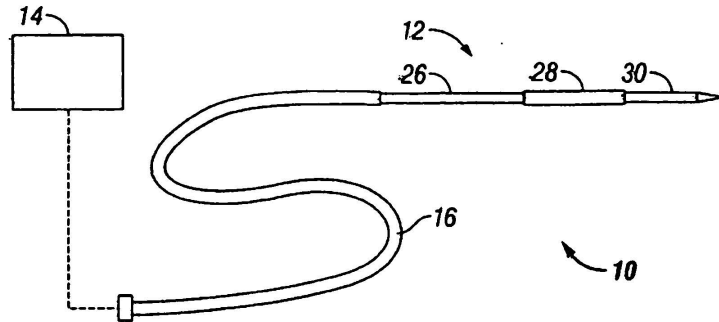


FIG. 1

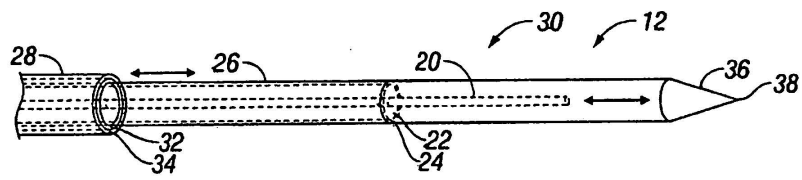


FIG. 2

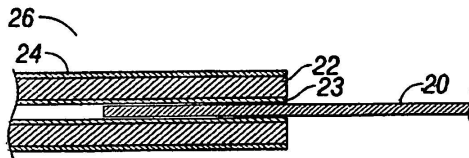


FIG. 3A

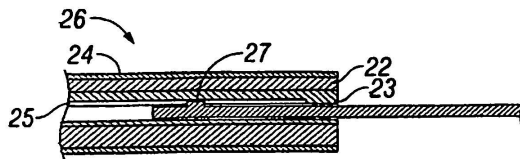


FIG. 3B



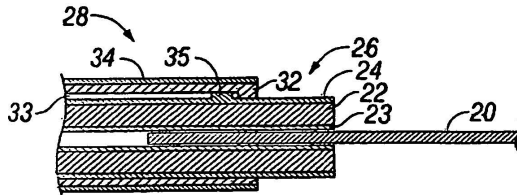


FIG. 3C

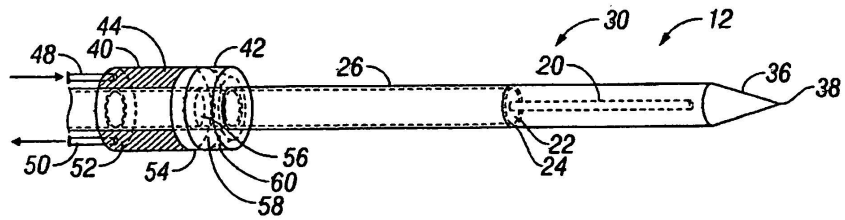


FIG. 4

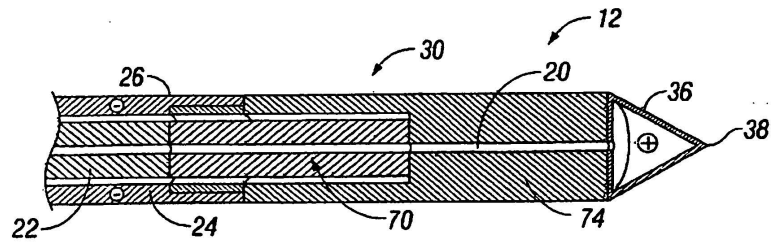


FIG. 5