



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 357 171**

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 Número de solicitud europea: **08019920 .1**
96 Fecha de presentación : **14.11.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2060239**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.05.2009**

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

30 Prioridad: **16.11.2007 US 988699 P**
05.11.2008 US 265024

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
19.04.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
19.04.2011

73 Titular/es: **VIVANT MEDICAL, Inc.**
5920 Longbow Drive
Boulder, Colorado 80301-3299, US

72 Inventor/es: **Rusin, Christopher T. y**
Brannan, Joseph

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 357 171 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

ANTECEDENTES

1. Campo técnico

5 La presente exposición está relacionada en general con las sondas de aplicación de microondas utilizadas en los procedimientos de ablación de tejidos. Más en particular, la presente exposición 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

10 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 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.

20 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 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 exterior 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 antena "coaxial con fugas".

30 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 formado con un patrón en espiral uniforme (por ejemplo, una hélice), para proporcionar la configuración requerida para una radiación efectiva.

35 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 suministro 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 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.

45 El documento US 2002/003836 expone un sistema electroquirúrgico que comprende un conductor interno que se proyecta más allá de un conductor exterior tal como la extensión de una barra. Localizado proximalmente de este conjunto del conductor es el choque aislante conectado al conductor externo.

SUMARIO

50 La presente exposición proporciona una sonda de ablación de microondas, la cual puede adaptarse dinámicamente y/o sintonizarse durante la ablación. Conforme se realiza la ablación del tejido, la porción de radiación de la sonda puede sintonizarse activamente, de forma que se consiga una adaptación de la impedancia óptima para un procedimiento deseado. Esto se lleva a cabo por el ajuste de las propiedades del dieléctrico de los componentes de la sonda en una realización, en donde las propiedades del dieléctrico de la porción de radiación se ajustan por el uso de materiales con propiedades dieléctricas que cambian térmicamente; así pues, conforme a la temperatura del tejido y la sonda cambian durante la ablación, las propiedades del dieléctrico de la sonda se ajustan automáticamente.

De acuerdo con una realización de la presente invención, se expone una sonda de microondas para proporcionar una energía de microondas al tejido. La sonda incluye una línea de alimentación que tiene un conductor interior, un separador aislante y un conductor exterior, y una porción radiante que tiene una porción extruida del conductor exterior, el cual está dispuesto centralmente en el mismo. La sonda incluye también un choque dispuesto alrededor al menos de 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.

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 adjuntos en donde:

la figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema de ablación de microondas de acuerdo con una realización de la presente invención;

la figura 2 es una vista en sección transversal en perspectiva de una sonda de ablación de microondas de acuerdo con la presente invención;

Las figuras 3A-C son vistas en sección transversal laterales de la sonda de ablación de microondas de la figura 2;

La figura 4 es una vista en sección transversal en perspectiva de una sonda de ablación de microondas que tiene un choque refrigerado de acuerdo con una realización de la presente invención; y

La figura 5 es una vista en sección transversal en perspectiva de una sonda de ablación de microondas la cual no es una realización y que tiene un material dieléctrico térmicamente reactivo en la misma.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Se describirá a continuación una realización en particular de la presente invención, con referencia a la figura 4. En la siguiente descripción, las funciones o construcciones conocidas no se describirán en detalle para evitar la complicación de la presente exposición con detalles innecesarios.

La figura 1 muestra un sistema 10 de ablación de microondas, el cual incluye una sonda 12 de ablación de 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.

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 del dieléctrico de la sonda 12.

La figura 2 muestra la sonda 12 que incluye una línea de alimentación 26, un choque 28 y una porción 30 de radiación 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 de radiación 30. La línea de alimentación 26 está construida con un cable coaxial que tiene un conductor interior 20 (por ejemplo, un alambre) rodeado por un separador de aislamiento 22, el cual está rodeado entonces por un conductor exterior 24 (por ejemplo, una vaina conductora cilíndrica). La línea de alimentación 26 puede tener un diámetro de 2,2 mm, y el separador 22 aislante puede tener una constante dieléctrica de 1,7.

La línea de alimentación 26 puede ser flexible o semirígida, y puede tener una longitud variable desde un extremo proximal de la porción de radiación 30 a un extremo distal del cable 16 abarcando desde aproximadamente 2,54 cm a 25,40 cm. 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 exteriores 20 y 24 pueden platearse con un material conductor (por ejemplo, cobre, oro, etc.) para mejorar la conductividad y/o la pérdida de energía.

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 deslizable 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.

Tal como se muestra en la figura 3B, la línea de alimentación 3B incluye una o más ranuras 25, las cuales hacen de interfaz mecánicamente con uno o más miembros 27 de tope 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. 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.

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 exterior 34. El choque 28 confina la energía de microondas del generador 14 a la porción de radiación 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 exterior alrededor del conductor exterior 24 de la línea de alimentación 26, separado por una capa de dieléctrico 32. El choque 28 está en cortocircuito en el conductor exterior 24 en el extremo proximal del choque 28 mediante una soldadura o bien otros medios. 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 exterior de la línea de alimentación 26, limitando por tanto la deposición de la energía hacia el extremo de la sonda. La capa dieléctrica 32 se forma a partir de un fluoropolímero tal como tetrafluoretileno, o similares, y tiene un grosor de 0,1 mm. La capa conductora exterior 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 hacer de interfaz mecánico con un miembro de tope 35 que está dispuesto sobre el conductor exterior 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 interior 20 y/o el choque 28 con respecto a la línea de alimentación 26 permite el ajuste de la longitud de la porción de radiación 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.

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 de radiación 30.

La sonda 12 incluye además un extremo ahusado 36, el cual termina en una punta 38 en el extremo distal de la porción de radiación 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 de radiación 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 una 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 reciclan 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 multi-frecuencia 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.

5 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.

10 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 el 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.

15 La figura 5 muestra una sonda 12 adicional 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. 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.

20 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 cambiantes del dieléctrico de tales materiales al aplicar un campo eléctrico 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. 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 especialistas en la técnica. El suministro de la corriente de CC puede variarse de una forma predeterminada en el tiempo, basándose en unas medidas empíricas de laboratorio.

REIVINDICACIONES

1. Una sonda de ablación de microondas (12) para proporcionar energía de microondas al tejido, en donde la sonda comprende:

una línea de alimentación (26) que incluye un conductor interior (20), un separador aislante (22) y un conductor exterior (24);

5 una porción radiante (30) que incluye al menos una porción del conductor interno dispuesto centralmente en el mismo;

un choque (40) dispuesto alrededor al menos de una porción de la línea de alimentación, y configurado para confinar la energía de microondas en la porción de radiación, caracterizado porque el choque incluye un armazón (42) conductor que tiene una cámara (44) para almacenar un líquido dieléctrico de refrigeración; y

10 en donde el choque incluye un anillo "O" (54) dispuesto en forma deslizable dentro de la cámara, de forma tal que cuando el líquido dieléctrico de refrigeración se suministra al mismo, el anillo "O" se desplaza en la dirección distal.

15 2. Una sonda de ablación de microondas de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el choque incluye al menos un tubo (48) de entrada y al menos un tubo (50) de salida configurado para suministrar el líquido dieléctrico de refrigeración dentro de la cámara.

3. Una sonda de ablación de microondas de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, que incluye además un extremo cónico (36) que tiene una punta (38) dispuesta en un extremo distal de la porción de radiación.

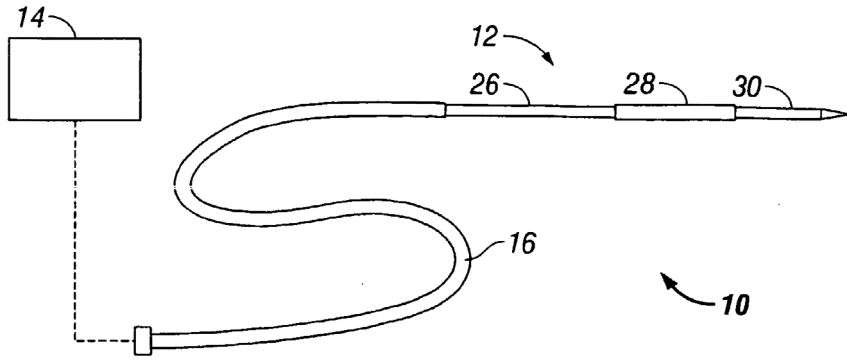


FIG. 1

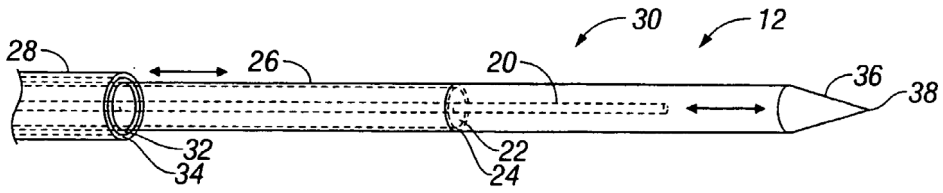


FIG. 2

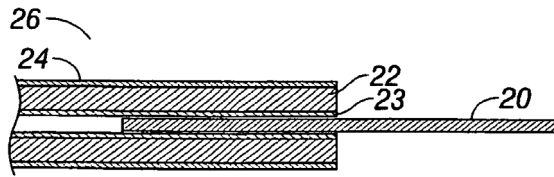


FIG. 3A

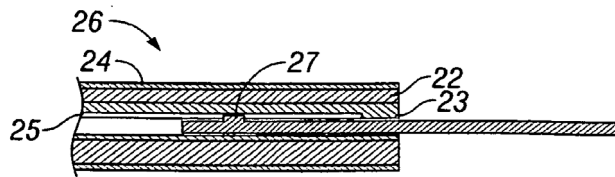


FIG. 3B

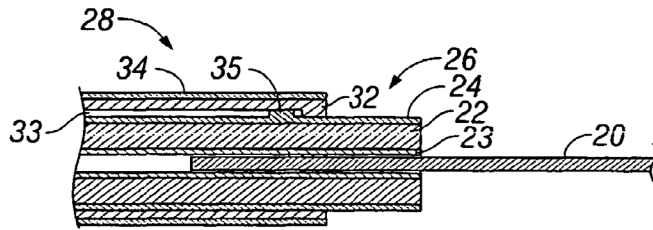


FIG. 3C

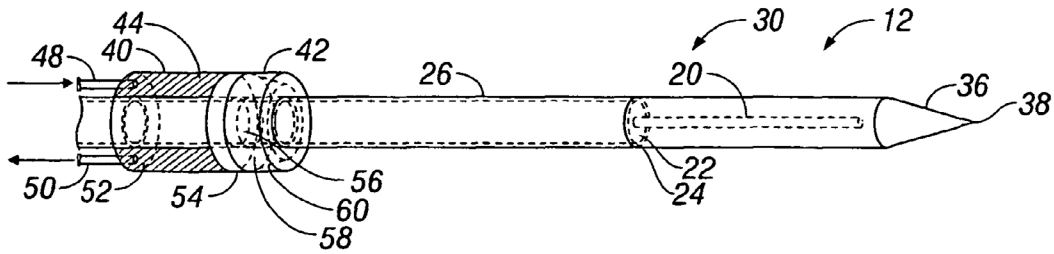


FIG. 4

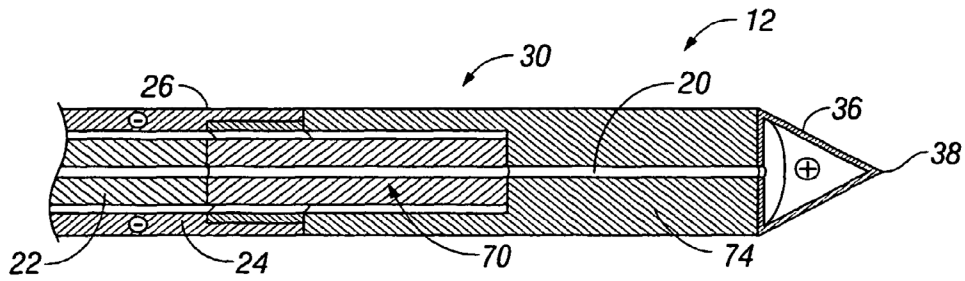


FIG. 5