

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 457 821**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

**A61B 18/12** (2006.01)

**A61B 18/14** (2006.01)

**H01Q 11/08** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.09.2008 E 08831322 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.01.2014 EP 2194902**

54 Título: **Un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia para la ablación de tejidos biológicos**

30 Prioridad:

**20.09.2007 US 858736**

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

**29.04.2014**

73 Titular/es:

**MEDWAVES, INC. (100.0%)  
16760 WEST BERNARDO DRIVE  
SAN DIEGO, CALIFORNIA 92127, US**

72 Inventor/es:

**ORMSBY, THEODORE C.;  
LEUNG, GEORGE L. y  
LAW, MING FAN**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

ES 2 457 821 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

Un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia para la ablación de tejidos biológicos

### Antecedentes

#### Campo de la invención

5 La invención está relacionada con un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia según el preámbulo de la reivindicación 1 y según el preámbulo de la reivindicación 5.

La presente invención está relacionada en general con dispositivos médicos, que se utilizan para la irradiación de tejidos biológicos, tales como los dispositivos para la ablación de tejidos biológicos, y, más particularmente, con un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia para tales dispositivos.

10 Técnica relacionada

Por ejemplo a partir del documento US 5 405 346 A se conoce un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia del tipo mencionado inicialmente.

Por ejemplo a partir del documento US 7 004 938 B2 se conoce un dispositivo adicional de transmisión de energía de radiofrecuencia.

15 Los sistemas terapéuticos de ablación de tejidos aplican energía a un lugar de tejido de ablación biológica a través de diferentes medios de intercambio de energía, tal como conducción térmica e irradiación. Estos sistemas pueden emplear diversos modos de energía, tal como radiofrecuencia, ultrasonidos, láser, criogénica y similares. Dentro del intervalo de radiofrecuencias (RF), se utilizan ciertos sistemas de ablación por microondas para destruir o realizar la ablación de tejidos biológicos. En una aplicación, se utiliza un sistema de ablación por microondas para realizar la  
20 ablación en los tejidos cardiacos que ocasionan ritmos cardiacos irregulares o arritmias, evitando la necesidad de una cirugía a corazón abierto más invasiva y arriesgada. En este tipo de aplicación, el miembro de ablación, tal como una antena de RF, se incorpora como parte de un catéter. El catéter se pasa a través de la vena para acceder a la aurícula. Dentro de la aurícula, la antena de RF se coloca en la ubicación deseada en la que se aplica la ablación.

25 Los sistemas de ablación por microondas también pueden utilizarse para el tratamiento de otros lugares biológicos, tales como arterias, órganos y vasos corporales. Como ejemplo, un sistema de ablación por microondas se utiliza para la ablación de tumores en los pulmones, el hígado, el riñón u otras zonas del cuerpo.

Estas aplicaciones quirúrgicas y terapéuticas requieren un sistema eficiente para la transmisión de energía de radiofrecuencia al miembro de ablación para la entrega de energía al lugar del tejido de destino.

30 **Compendio**

La presente invención proporciona un dispositivo innovador de transmisión de energía de radiofrecuencia para la ablación de tejidos biológicos en zonas del cuerpo, tal como el corazón, el hígado y similares. Las realizaciones que se describen en esta memoria proporcionan un nuevo dispositivo de cable coaxial, hueco y conductivo con un paso interno central para el uso en un sistema de ablación de tejido basado en radiofrecuencia.

35 La invención proporciona un dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia según la reivindicación 1.

Otras características y ventajas de la presente invención se harán más evidentes para los expertos en la técnica después de revisar la siguiente descripción detallada y los dibujos acompañantes.

#### Breve descripción de los dibujos

40 La Figura 1 es un diagrama esquemático de bloques, parcialmente roto, que ilustra una realización de dispositivo de transmisión de energía de radiofrecuencia para la ablación de tejidos biológicos;

La Figura 2 es una vista longitudinal en sección transversal de una primera realización de un cable coaxial, conductivo y hueco para el dispositivo de la Figura 1;

La Figura 3 es una vista en sección transversal tomada en las líneas 3-3 de la Figura 2;

La Figura 4 es una vista en sección transversal tomada en las líneas 4-4 de la Figura 2;

45 La Figura 5-1 es una vista isométrica de sección parcial de un cable modificado coaxial, conductivo y hueco en el que entre los conductores eléctricos interior y exterior del cable se dispone una capa dieléctrica;

La Figura 5-2 es una vista en sección transversal seleccionada del cable modificado coaxial, conductivo y hueco mostrado en la Fig. 5-1;

La Figura 5-3 es una vista en sección transversal de otra realización del cable coaxial, conductivo y hueco con dos capas dieléctricas independientes dispuestas entre los conductores eléctricos interior y exterior;

La Figura 5-4 es una vista en sección transversal de una realización alternativa adicional del cable coaxial, conductivo y hueco que ilustra una pluralidad de capas dieléctricas dispuestas entre los conductores eléctricos interior y exterior;

La Figura 6-1 es una vista en sección transversal de otra variante de realización del cable coaxial, conductivo y hueco con una capa dieléctrica alternativa dispuesta entre los conductores eléctricos interior y exterior;

La Figura 6-2 es una vista en sección transversal del material dieléctrico para el uso en la realización ilustrada en la Figura 6-1;

La Figura 6-3 es una vista isométrica en sección parcial del material dieléctrico para el uso en la realización ilustrada en las Figuras 6-1 y 6-2;

La Figura 7-1 es una vista en sección transversal de otra realización del material dieléctrico para la colocación entre los conductores eléctricos interior y exterior;

La Figura 7-2 es una vista isométrica en sección parcial del material dieléctrico para el uso en la realización ilustrada en la Figura 7-1;

La Figura 7-3 es una vista en sección transversal de una realización alternativa adicional del material dieléctrico para la colocación entre los conductores eléctricos interior y exterior; y

La Figura 7-4 es una vista isométrica en sección parcial del material dieléctrico para el uso en la realización ilustrada en la Figura 7-3.

#### **Descripción detallada**

La presente invención proporciona un dispositivo innovador de transmisión de energía de radiofrecuencia, que incorpora un cable coaxial hueco para conducir energía de radiofrecuencia (RF), particularmente energía de microondas, para la ablación de tejidos biológicos. El cable hueco tiene un extremo proximal y un extremo distal y comprende unos conductores coaxiales, interior y exterior. El conductor interior tiene un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo con un paso interno hueco, que se extiende axialmente. El conductor exterior tiene un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo que se dispone con una relación substancialmente coaxial sobre el conductor interior. Entre el conductor interior y el exterior se dispone selectivamente un medio dieléctrico. Un miembro de ablación que entrega energía de radiofrecuencia, particularmente energía de microondas, en la parte extrema distal del cable. El cable coaxial, conductivo y hueco se adapta para conectarse con un generador de señal de RF en un extremo proximal y entrega la energía de RF, particularmente energía de microondas, a un miembro de ablación montado en una parte extrema distal.

Las Figuras 1 - 3 ilustran un sistema 100 de ablación con energía por transmisión de energía de radiofrecuencia (RF), que comprende un dispositivo de cable coaxial alargado 20 adaptado para la colocación adyacente o dentro de un lugar de tejido biológico y/o un vaso del cuerpo de un paciente y un dispositivo de ablación 60, tal como una antena de RF, para entregar energía electromagnética al lugar de tratamiento, como se describe con detalle más adelante.

El dispositivo de cable coaxial 20 tiene un cuerpo tubular, alargado y flexible 32 que tiene una parte extrema proximal 25 y una parte extrema distal 30. En la parte extrema proximal del dispositivo de cable coaxial hay ubicada una unidad de asidero 40, que contiene unos controles de dirección y de colocación (no se ilustran) para el dispositivo de cable coaxial. Un sistema 35 o unidad de control de sistema y un generador de señal de RF se conecta al extremo proximal del dispositivo de cable coaxial mediante un cable 45, y se acopla eléctricamente al dispositivo de ablación 60 a través del cable coaxial, tal como se describe con detalle más adelante. El generador de señal de RF y la unidad de control para controlar la señal de RF entregada al dispositivo de ablación pueden ser como se describe en el documento US 2006287649.

La estructura de una realización del dispositivo de cable coaxial 20 se ilustra con más detalle en las Figuras 2 a 4. La longitud y los diámetros del dispositivo 20 de cable coaxial se adaptan según sea necesario para adaptarse al procedimiento médico particular, como se conoce en la técnica médica. El dispositivo coaxial 20 es generalmente tubular y tiene una construcción multi-capas con un calibre o paso interno central 24 que se extienden por su longitud. El extremo distal 30 del paso interno 24 puede estar cerrado como se ilustra en la Figura 2 o en otras realizaciones puede estar abierto, por ejemplo como se describe y se muestra en la patente de EE.UU. nº 6.663.625.

El dispositivo de cable coaxial 20 comprende un conductor o miembro tubular eléctricamente conductivo primero o interior 50 que tiene una parte extrema proximal y una parte extrema distal. El conductor interior 50 se construye de un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo que tiene un paso interno hueco 24. Un conductor exterior 52, también hecho de un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo, se dispone con una relación

substancialmente coaxial sobre por lo menos una parte de la longitud del conductor interior 50. Esta disposición define un espacio 54 entre las paredes del conductor interior 50 y el conductor exterior 52.

Un dispositivo de ablación 60 se ubica en la parte extrema distal 30 del dispositivo de cable coaxial 20 y se acopla eléctricamente al conductor coaxial exterior 52 en el punto de contacto 62 y al conductor interior 50 en el punto de contacto 64. A su vez, el conductor interior y el conductor segundo o exterior se acoplan eléctricamente a la fuente de energía de RF en la unidad 35. En la realización ilustrada, el dispositivo de ablación 60 comprende una bobina helicoidal enrollada alrededor de la superficie circunferencial exterior del dispositivo de cable coaxial y que se extiende desde la parte extrema del conductor exterior 52 hasta la extremidad o parte extrema distal del dispositivo 20. La bobina helicoidal 60 se reviste con una capa de revestimiento exterior 65 de material dieléctrico, tal como un encapsulante dieléctrico polimérico que protege la integridad estructural de la bobina y también la protege del entorno biológico circundante. En unas realizaciones alternativas, en lugar de la antena de bobina helicoidal 60 pueden utilizarse otras formas de dispositivos de ablación o antenas de radiofrecuencia, tal como una antena de cordón monopolo o un par de microtiras eléctricamente conductivas espaciadas dispuestas en la parte extrema distal del dispositivo de cable coaxial, tal como se describe en la patente de EE.UU. n° 6.663.625, a la que se hace referencia antes. La antena de RF 60 incluye una tira de alambre o material eléctricamente conductivo que se enrolla de manera helicoidal para formar una bobina helicoidal. El diámetro, paso y longitud apropiados del devanado de bobina y la selección de la tira de alambre o material conductivo es una cuestión de elección, que puede variar según los requisitos particulares del procedimiento tal como se conoce en la técnica. De este modo, estos elementos y consideraciones de diseño no se detallan aquí.

Como se muestra en las Figuras 1 - 3, en el espacio 54 se proporciona un medio dieléctrico 53 para impedir la conducción eléctrica entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52. Selectivamente, el dieléctrico se forma de una capa dieléctrica 55, que llena substancialmente el espacio 54 entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52, que es un espacio sin llenar. El vacío, que exhibe una propiedad dieléctrica, se introduce por medio de una fuente de vacío configurada en comunicación de fluidos con el espacio 54, como se menciona con detalle más adelante.

Una funda o carcasa exterior 56 encierra al conductor exterior 52 por la longitud del dispositivo de cable coaxial hasta la parte extrema distal 30. La carcasa exterior 56 se construye generalmente de un material de polímero que es biocompatible dentro del ambiente de vaso del cuerpo. Unos ejemplos de tales materiales incluyen un material de elastómero termoplástico, tal como Pebax® disponible en Autochem Germany, polietileno, poliuretano, poliéster, poliimida, poliamida y similares, con grados variables de radiopacidad, de dureza y de elasticidad.

El cuerpo tubular del dispositivo de cable coaxial 20 puede formarse con una pluralidad de segmentos que utilizan uno o más de los susodichos materiales o equivalentes, de tal manera que el dispositivo 20 es progresivamente más flexible hacia su extremo distal. Los segmentos pueden unirse juntos mediante unión térmica, uniones a tope o adhesivo. A la superficie del cuerpo tubular se le puede proporcionar un refuerzo trenzado para obtener un nivel deseable de rigidez y fortaleza a torsión para que el dispositivo avance y sortee a través del vaso del cuerpo del paciente, mientras todavía permite a la parte extrema distal doblarse cuando sea necesario. La parte extrema distal 30 pueden ser de un compuesto de polímero más blando que el resto del cuerpo, con poco o ningún trenzado o refuerzo, para proporcionar la flexibilidad deseada para la desviación y conformación distal del aparato.

En una realización, el conductor interior 50 puede hacerse de una construcción trenzada flexible de alambre o película delgada de material eléctricamente conductivo. En el interior del conductor 50 puede proporcionarse un manguito o forro interiores 58 de material dieléctrico flexible para rodear el paso interno o calibre central hueco 24. El conductor exterior 52 puede ser de una construcción trenzada de alambre o puede ser una película delgada de material eléctricamente conductivo o similares. El manguito 58, el conductor interior 50 y la capa dieléctrica 55 se extienden desde la unidad de asidero 40 a través de la parte extrema distal del dispositivo de cable coaxial, mientras que el conductor exterior 52 y la carcasa exterior 56 se extienden desde la unidad de asidero 40 y terminan cerca del extremo distal del dispositivo, con el conductor exterior proyectándose a una distancia corta más allá del extremo distal de la carcasa exterior, como se ve en la Figura 2.

La antena de RF 60 se adapta para recibir e irradiar energía electromagnética desde una fuente de energía de radiofrecuencia (no se muestra) en la unidad 35. Un ejemplo de espectro adecuado de radiofrecuencia es la frecuencia de microondas que abarca desde aproximadamente 300 MHz y superior. La antena de RF 60 imparte una energía de campo electromagnético, distribuida de manera substancialmente uniforme, transmitida por la bobina helicoidal. La potencia del campo electromagnético transmitido es substancialmente normal al eje longitudinal de la antena de RF, y se produce un campo uniforme de energía circularmente alrededor y limitado por la antena. La energía entregada para la ablación se distribuye de manera substancialmente uniforme a lo largo de la antena, que es independiente del contacto entre la antena y el tejido al que se va a realizar la ablación.

Las Figuras 5-1 y 5-2 muestran otra realización, que incorpora una configuración alternativa de medio dieléctrico. En las Figuras 5-1 y 5-2 se utilizan números de referencia similares para piezas similares en otras figuras según sea apropiado. En esta realización, el medio dieléctrico 53 se construye de una capa dieléctrica 70, que se dispone en el espacio 54 entre los conductores interior y exterior para envolver alrededor del conductor interior 50. Entre las orillas periféricas longitudinales 72 y 74 de la capa dieléctrica 70 se proporciona un huelgo 76. El huelgo 76 se extiende a

lo largo de por lo menos una parte de la longitud del cable coaxial y generalmente se orienta en paralelo con el eje del cable, aunque se puede proporcionar otra alineación direccional. Adicionalmente, las orillas periféricas 72 y 74 de la capa dieléctrica 70 pueden unirse en unas ubicaciones seleccionadas para definir una pluralidad de oquedades a lo largo de la juntura de las orillas periféricas en el espacio 54 entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52.

Las Figuras 5-3 y 5-4 muestran unas vistas en sección transversal de unas realizaciones adicionales del cable coaxial, conductivo y hueco, en donde entre los conductores eléctricos interior y exterior se disponen dos o más capas dieléctricas separadas. La Figura 5-3 ilustra una configuración en la que en el espacio 54 se proporcionan dos pedazos de capas dieléctricas 80A, 80B. Las dos capas dieléctricas se separan por unos huecos 82A y 82B. De manera similar a la realización mostrada en las Figuras 5-1 y 5-2, cada uno de los huecos 82A y 82B se extiende a lo largo de por lo menos una parte de la longitud del cable coaxial en una dirección generalmente paralela con el eje de los conductores interior y exterior, aunque se puede proporcionar otra alineación direccional. Los huecos 80A y 80B proporcionan de este modo unos canales alargados entre las capas dieléctricas a lo largo de la longitud del cable coaxial en el espacio 54 entre los conductores interior y exterior.

En la Figura 5-4, en el espacio 54 se proporcionan tres pedazos de capas 90A dieléctricas, 90B, 90C. Las capas dieléctricas se separan por unos huecos 92A, 92B y 92C. De manera similar a las realizaciones mostradas en las Figuras 5-1 - 5-4, la orientación de los huecos 92A, 92B y 92C se extiende en una dirección generalmente paralela con el eje de los conductores interior y exterior, aunque puede proporcionarse otra alineación direccional.

La Figura 6-1 muestra una realización adicional que incorpora una configuración alternativa de material dieléctrico. Entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52 se dispone una capa dieléctrica 99 y está provista de uno o más rebajes de superficie 102. Según el ejemplo de la realización ilustrada en la vista en sección transversal y la isométrica de sección parcial de las Figuras 6-2 y 6-3, los rebajes 102 se forman entre las espigas alargadas o lomas levantadas 104, que se extienden con una relación substancialmente paralela con el eje de los conductores interior y exterior. Esta realización define por lo menos un canal que se extiende entre las partes extremas distal y proximal del cable coaxial. Como se muestra en la realización ilustrada en las Figuras 6-1, 6-2 y 6-3, las espigas 104 se disponen con una relación equi-angular alrededor del eje del cable coaxial. Las espigas 104 pueden formarse como parte de la capa dieléctrica 99. Como alternativa, pueden formarse como tiras alargadas aparte y fijarse en la superficie 105 de la capa dieléctrica 99. Además, las espigas 104 pueden asumir varios perfiles en sección transversal, que no se limitan a los que se muestran en las Figuras 6-1, 6-2, 6-3, 7-1, 7-2, 7-3 y 7-4.

Opcionalmente, los rebajes 102 pueden formarse y orientarse para extenderse de una manera espinal con respeto al eje de los conductores interior y exterior, definiendo de este modo uno o más canales o conductos espinales en el espacio 54 (no se muestra) entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52. Como diseño adicional alternativo, pueden formarse unos rebajes lineales de una manera entrecruzada adelante y atrás en uno o ambos lados (no se muestran) de la capa dieléctrica 100 dispuesta entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52. Además, en lugar de una mella, lineal o de otro modo, formada en la superficie del material dieléctrico, los rebajes pueden ser en forma de perforaciones u oquedades (no se muestran).

Las Figuras 7-1 y 7-2 ilustran una configuración de capa dieléctrica 106 en la que en las lomas alargadas 104 se forma selectivamente por lo menos un conducto interno 108 y que se extiende a lo largo de la longitud de las lomas 104 para seguir la longitud del cable coaxial. Esta configuración dieléctrica alternativa proporciona por lo menos un canal abierto 102 entre las espigas alargadas y por lo menos un conducto interno 108 que se extiende entre las partes extremas distal y proximal del cable coaxial.

Las Figuras 7-3 y 7-4 ilustran otra variante de la realización de la presente invención en la que una capa dieléctrica alternativa 110 configurada en el espacio 54 entre el conductor interior 50 y el conductor exterior 52 está provista de uno o más rebajes 114 de superficie en ambas superficies de la capa dieléctrica 110. De manera similar a las realizaciones descritas antes, los rebajes se forman entre las lomas alargadas 112 que se extienden en la superficie interior 116 y la superficie exterior 118 de la capa dieléctrica 110 a lo largo de la dirección longitudinal del cable coaxial. Esta realización proporciona unos canales interiores 120 y canales exteriores 122 alargados entre la parte distal y la parte proximal del cable coaxial desde la parte distal a la parte proximal del cable coaxial.

En las realizaciones presentadas en esta memoria, el conductor interior 50 y el conductor exterior 52 se configuran con una relación substancialmente coaxial en la que las paredes entre los conductores definen un espacio 54 que se extiende en la longitud del cable coaxial. Como se menciona antes, el espacio 54 se configura para interponer dielectricidad, que impide la conducción eléctrica entre los conductores interior y exterior, efectuada con la introducción de vacío.

En la parte distal y/o la parte proximal del cable coaxial se forman unas aberturas de acceso para proporcionar comunicación entre el espacio 54 y el paso interno hueco 24. Como se ilustra en las Figuras 5-1 y 5-2, la abertura de acceso 78 en la parte distal y la abertura de acceso 88 en la parte proximal se forman selectivamente en el conductor interior 50 y en el forro interior 58. Tal característica proporciona al dispositivo de ablación una mejor versatilidad para permitir el acceso al espacio entre el cable interior y el cable exterior. También proporciona unos medios adicionales para facilitar la introducción de vacío, la colocación de dispositivos e instrumentos y la

dispensación de medicación, tal como fármacos, salino y agua estéril en el paciente como apoyo a la operación de ablación.

5 Las dimensiones exteriores del cuerpo del dispositivo de cable coaxial en cada una de las realizaciones anteriores pueden adaptarse al procedimiento médico particular, como es bien sabido en la técnica médica. En una realización, el dispositivo se utiliza para la ablación de tejido cardíaco. Sin embargo, el dispositivo puede utilizarse para la ablación de otros tipos de tejidos del cuerpo en diferentes órganos, tanto internos como externos al cuerpo. El cuerpo tubular del dispositivo de cable coaxial puede construirse generalmente de un material de polímero que es biocompatible con el ambiente del vaso del cuerpo.

10 En cada una de las realizaciones antes mencionadas, el dispositivo de ablación o antena de RF se adaptan para recibir e irradiar energía electromagnética con el fin de tratar un lugar de tejido biológico seleccionado mediante el cambio de una propiedad del tejido biológico en el lugar. Un ejemplo de un espectro adecuado de energía de radiofrecuencia para el uso en ablación de tejidos es el intervalo de frecuencia de microondas por encima de 300 MHz. La antena de RF es capaz de aplicar energía de campo electromagnético, distribuida de manera sustancialmente uniforme, a lo largo de la antena de RF en una dirección sustancialmente normal al eje longitudinal de la antena 60. El dispositivo de cable coaxial, flexible y alargado conectado a una fuente de RF y la unidad de control en su extremo proximal se extienden a una parte extrema distal en la que se monta la antena de RF. El dispositivo de cable coaxial en cada una de las realizaciones precedentes tiene unos conductores coaxiales, interior y exterior, que se extienden desde su extremo proximal y se separan mediante un medio dieléctrico, y un paso interno central o calibre dentro del conductor interior se extiende por la longitud del dispositivo de cable coaxial y puede utilizarse para albergar unos hilos conductores que se conectan a unos electrodos de electrocardiograma, a sensores de temperatura, o similares, así como un mecanismo adecuado de conformación y dirección para controlar la forma o la desviación de la parte extrema distal del dispositivo de cable coaxial en el que se ubica la antena de RF.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo (100) de transmisión de energía de radiofrecuencia para la ablación de tejidos biológicos, que comprende: un cable eléctrico coaxial hueco (20) que tiene una parte extrema proximal (25) y una parte extrema distal (30) y que comprende (i) un conductor interior (50) que comprende un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo que tiene un paso interno hueco (24); y (ii) un conductor exterior (52) que comprende un miembro tubular alargado eléctricamente conductivo dispuesto con una relación coaxial sobre menos una parte del conductor interior (50) y que define un espacio (54) entre las paredes del conductor interior (50) y el conductor exterior (52), en donde se interpone un medio dieléctrico (53); un miembro de ablación (60) acoplado eléctricamente al cable coaxial hueco (20), que transmite energía de radiofrecuencia al tejido biológico; y caracterizado por que el espacio (54) entre los conductores interior y exterior (50, 52) está en comunicación de fluidos con una fuente de vacío, en donde el espacio (54) se extiende entre las partes extremas distal y proximal del cable coaxial.

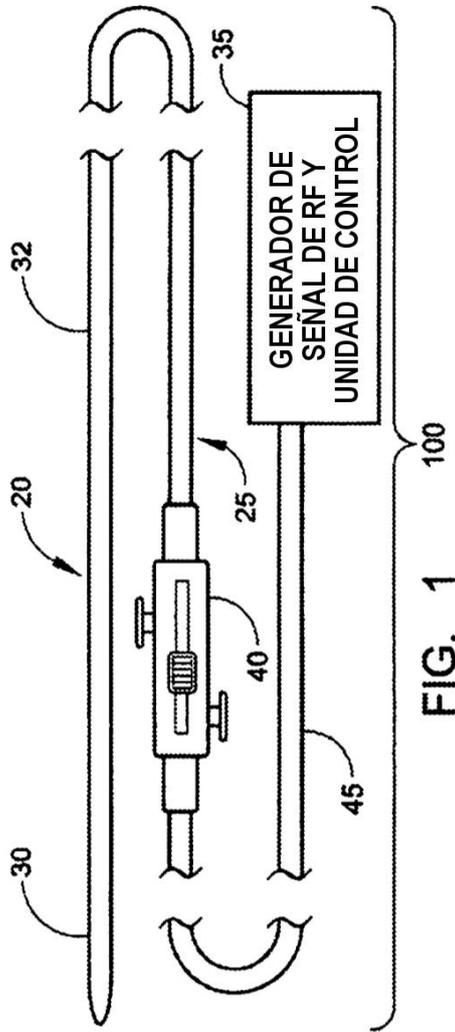


FIG. 1

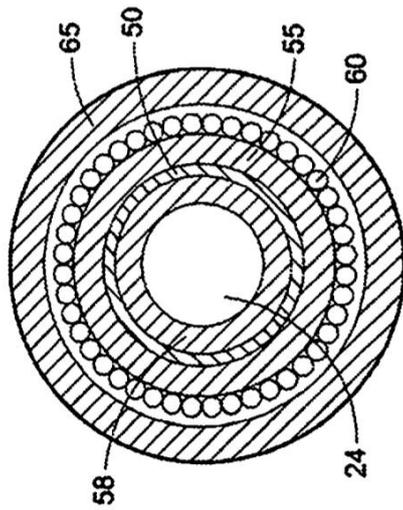


FIG. 4

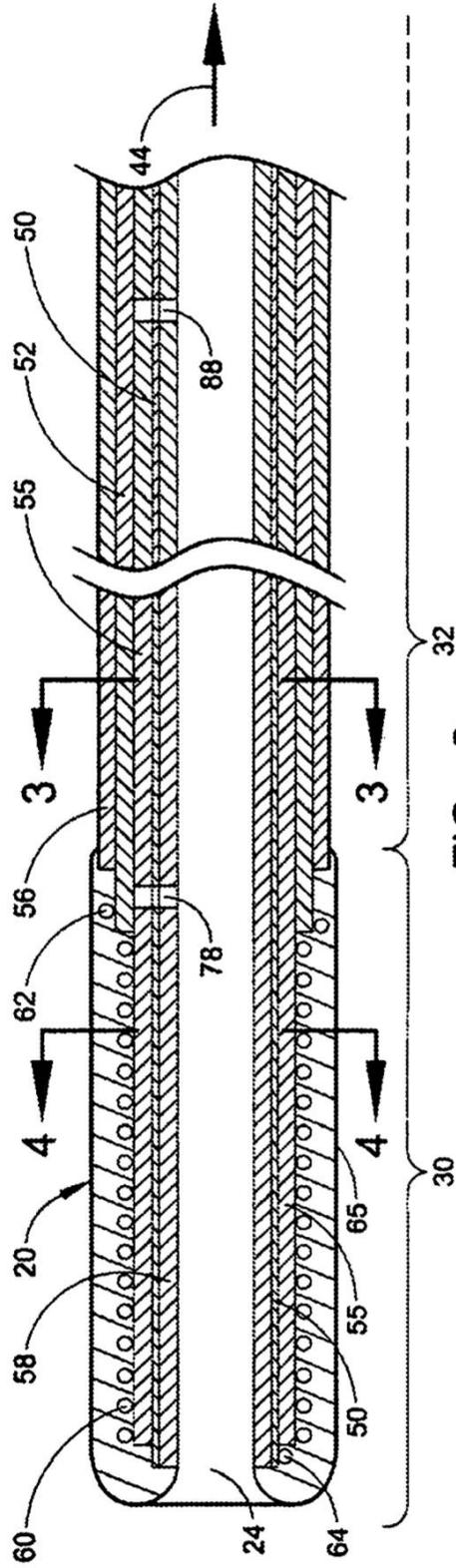


FIG. 2

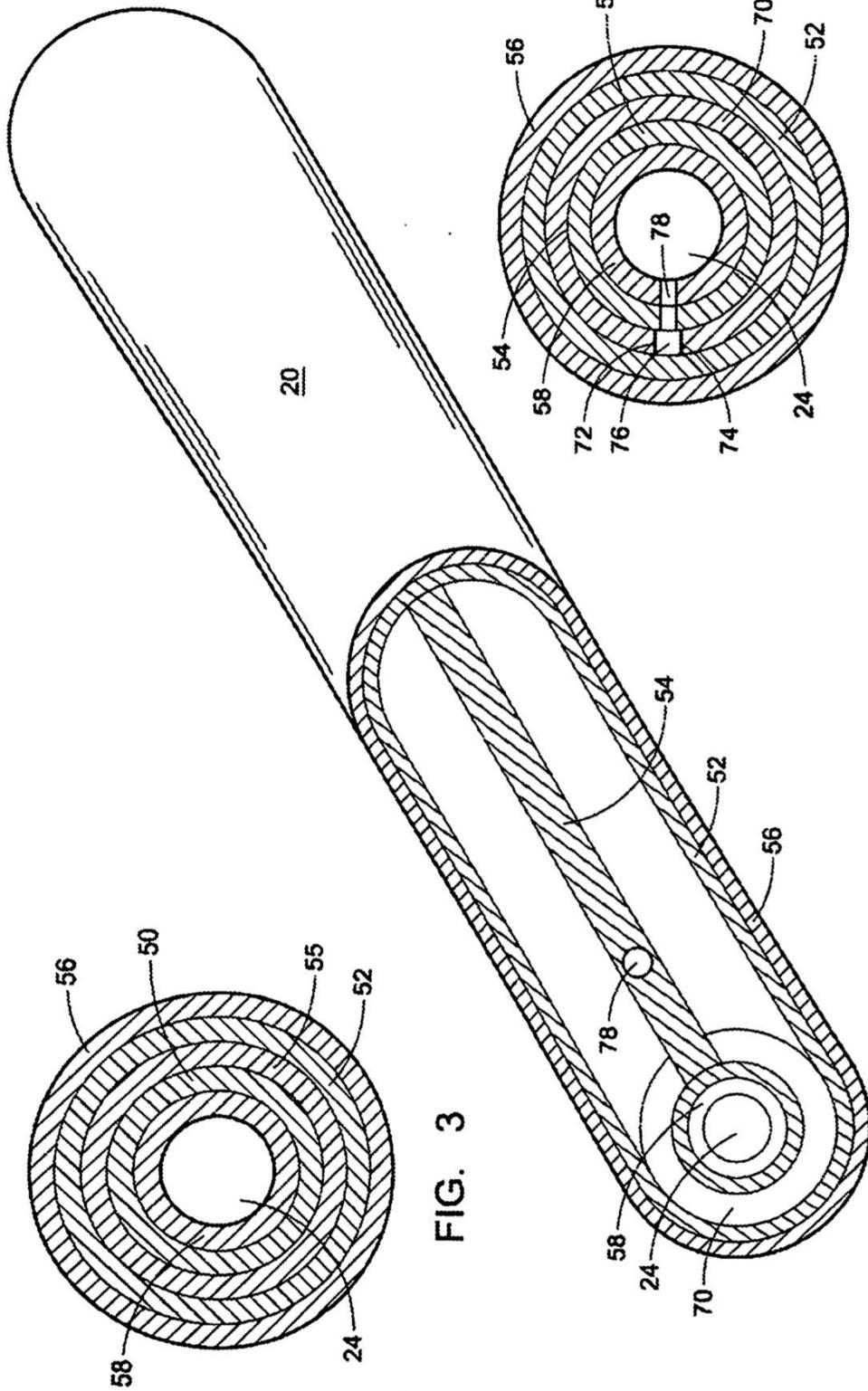


FIG. 3

FIG. 5-1

FIG. 5-2

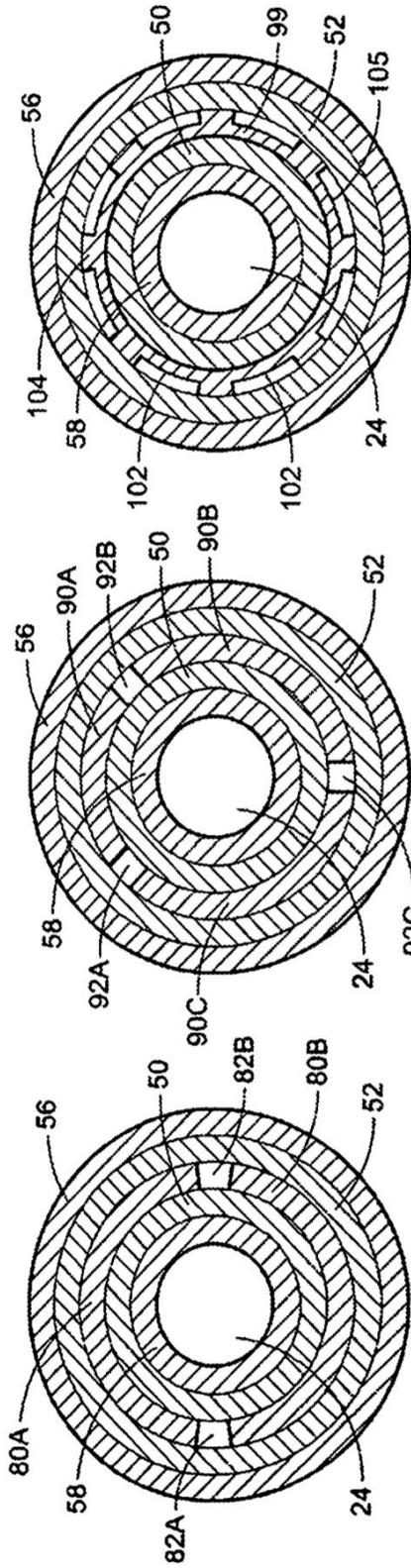


FIG. 6-1

FIG. 5-4

FIG. 5-3

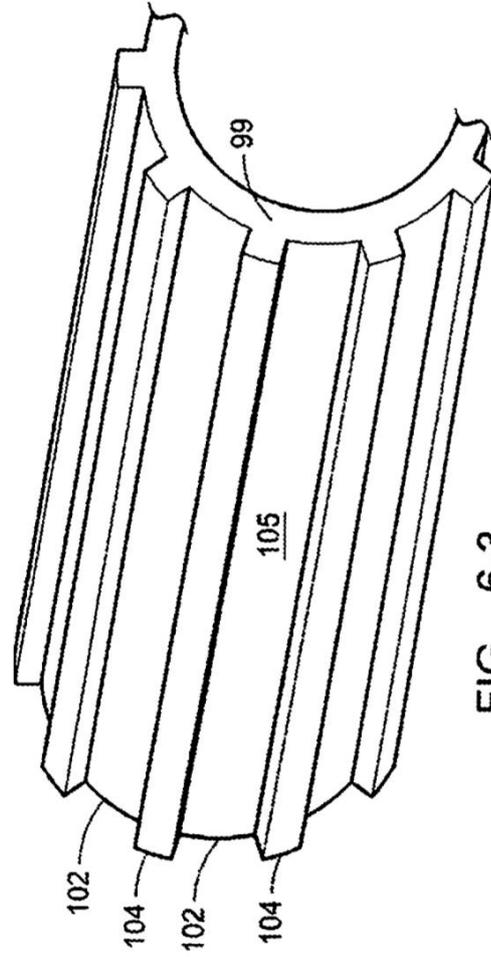


FIG. 6-3

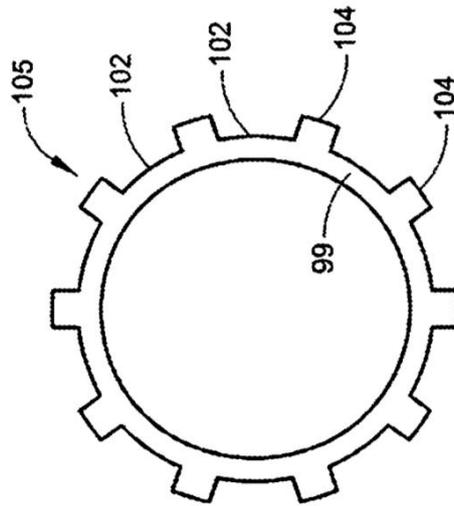


FIG. 6-2

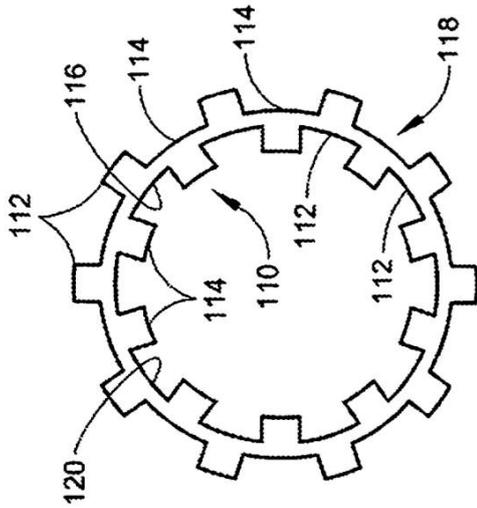


FIG. 7-3

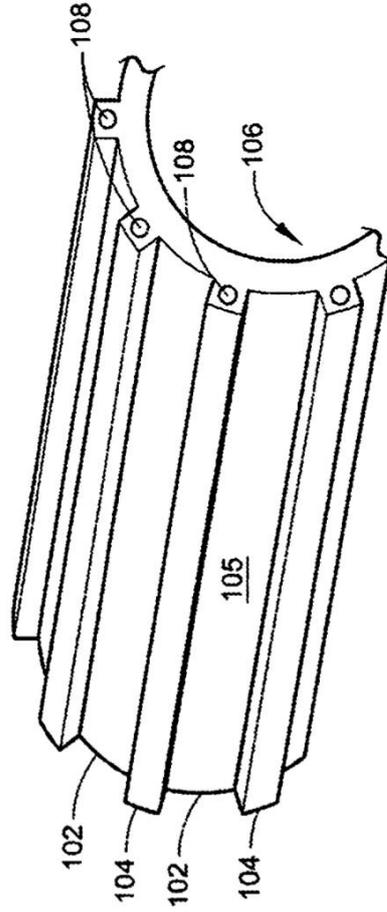


FIG. 7-2

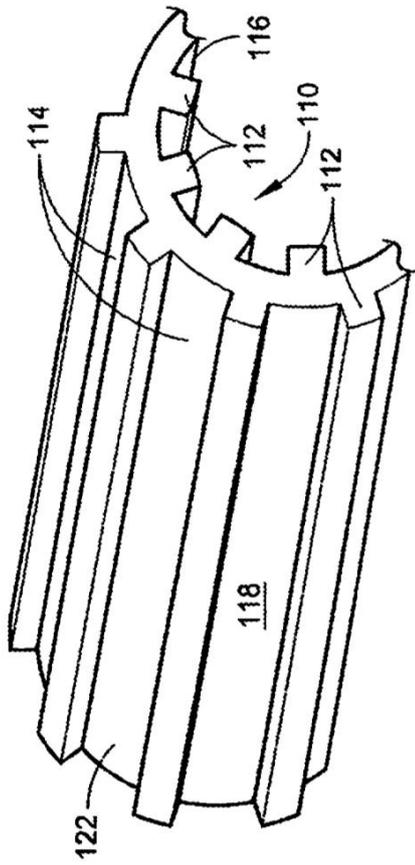


FIG. 7-4

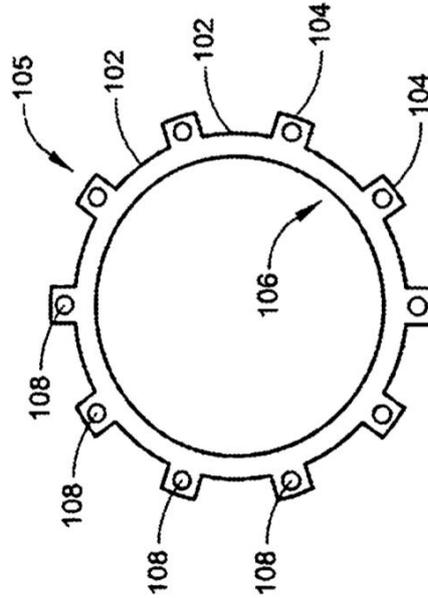


FIG. 7-1