

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 615 402**

51 Int. Cl.:

A61N 1/05 (2006.01)
A61N 1/16 (2006.01)
H01B 7/04 (2006.01)
B29C 39/18 (2006.01)
B29C 33/12 (2006.01)
G01N 3/32 (2006.01)
A61N 1/08 (2006.01)
B29L 31/00 (2006.01)
A61N 1/37 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2008** **E 13153989 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.11.2016** **EP 2705875**

54 Título: **Cables compatibles con IRM y RF**

30 Prioridad:

19.03.2007 US 895619 P
19.04.2007 US 912835 P
14.08.2007 US 955730 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
06.06.2017

73 Titular/es:

BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION CORPORATION (50.0%)
25155 Rye Canyon Loop
Valencia, CA 91355, US y
MRI INTERVENTIONS, INC (50.0%)

72 Inventor/es:

BOTTOMLEY, PAUL A.;
KARMARKAR, PARAG V.;
ALLEN, JUSTIN M.;
EDELSTEIN, WILLIAM A.;
PIFERI, PETER;
GORE, BRIAN y
SHIFFLETTE, J. MICHAEL

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 615 402 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

Cables compatibles con IRM y RF

Campo de la invención

La presente invención se refiere a conductores y cables y puede ser particularmente adecuada para cables médicos implantables.

Antecedentes de la invención

Los cables lineales que comprenden conductores se pueden acoplar con campos de radiofrecuencia (RF), tales como los usados en imágenes de resonancia magnética (IRM) y espectroscopia de resonancia magnética (ERM). Ejemplos de dichos cables incluyen hilos guía y/o conductores de intervención tales como, por ejemplo, cables de marcapasos implantables, cables de estimulación de médula espinal, cables de estimulación cerebral profunda, electrofisiología y otros cables cardíacos, cables usados para monitores implantados, y cables usados para administrar una terapia durante un procedimiento quirúrgico. El acoplamiento algunas veces puede provocar calentamiento local del tejido adyacente al cable o cables debido a deposición de potencia de RF durante el procedimiento IRM/ERM, que conduce potencialmente a daños del tejido no deseados.

La IRM es una modalidad de imaginología no invasiva con excelente contraste del tejido blando y capacidades de imaginología funcionales. Sin embargo, la IRM puede estar contraindicada para pacientes con dispositivos e hilos eléctricamente conductores implantados, incluyendo marcapasos y/o desfibriladores cardíacos con cables que conectan generadores de pulsos implantables (IPG), electrodos de estimulación cerebral profunda (DBS), estimuladores de médula espinal, monitores fisiológicos, etc..., por varias razones. Por ejemplo, la electrónica del IPG/ICD puede fallar cuando está en presencia de los campos magnéticos altos, o la RF usada en IRM puede dañar los circuitos del IPG/ICD. Además, el cable implantado puede acoplarse a campos eléctricos locales inducidos en el cuerpo durante la transmisión de pulsos de excitación de RF por lo cual el cable puede calentar indebidamente el tejido adyacente al cable, o puede propagar la RF a los electrodos en el extremo distal del cable o al dispositivo o IPG al que está conectado, potencialmente haciendo elevar la temperatura local a niveles no seguros y/o dañando el dispositivo implantado. El problema de calentamiento ha sido notificado en la bibliografía científica por los investigadores.

Por ejemplo, Luechinger y col., describieron una elevación de la temperatura local de 20 °C en el tejido adyacente a cables de marcapasos implantados en cerdos durante una exploración de IRM. Véase, Luechinger y col. In vivo heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging, Eur Heart J 2005; 26 (4): 376-383. Además, Rezai y col. describieron el calentamiento de tejido *in vitro* por encima de 20 °C adyacente a cables de DBS (estimulación cerebral profunda) durante una exploración de IRM. Rezai y col., Is magnetic resonance imaging safe for patients with neurostimulation systems used for deep brain stimulation? Neurosurgery 2005; 57 (5): 1056-1062. Incluso cables externos tales como los usados para medir y monitorizar señales fisiológicas (electrocardiogramas, EKG, electroencefalogramas, presión sanguínea, sonografía) durante IRM pueden estar sujetos a calentamiento.

Un enfoque que permite que pacientes con dispositivos implantados, tales como los IPG y cables sean explorados por IRM, es el uso de condiciones controladas estrictamente que limita la potencia de entrada de las secuencias de pulsos de RF de IRM. Este planteamiento es descrito por Gimbel y col., strategies for the safe magnetic resonance imaging of pacemaker-dependent patients, Pacing Clin Electrophysiol 2005; 28 (10): 1041-1046, y Roguin y col., Modern pacemaker and implantable cardioverter/defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe: in vitro and in vitro assessment of safety and function at 1.5 T. Circulation 2004; 10 (5): 475-482.

En otros usos de RF (no IRM), tales como donde energía electromagnética (EM) de RF externa está presente y/o es usada para propósitos terapéuticos, los cables externos o implantados pueden también acoplarse al campo EM de RF aplicado y causar calentamiento de tejido no seguro o dañar o destruir dispositivos electrónicos que puedan estar conectados a los mismos. Por ejemplo, diatermia o ablación o cauterización de tejido por RF puede emplear algunas veces cables implantados o dentro del cuerpo que también pueden acoplarse al campo EM de RF aplicado y causar calentamiento del tejido no seguro, tal como aquél notificado para un paciente que se somete a diatermia por RF. Véase, Nutt y col., DBS and diathermy induces server CNS damage, Neurology 2001; 56: 1384-1386; y Ruggera y col., In Vitro assessment of tissue heating near metallic medical implants by exposure to pulsed radio frequency diathermy, Physics in Medicine and Biology, 48 (2003) 2919-2928. Otro ejemplo no IRM de dónde puede darse dicho acoplamiento de campos EM es donde individuos con cables implantados están en estrecha proximidad a transmisores de campos EM tales como RADAR, TV, un teléfono inalámbrico, instalaciones de radio, fijas o móviles. De manera similar, el acoplamiento EM también puede darse con cables de conducción externos que conectan equipo electrónico, que son sensibles a campos EM intensos cerca de fuentes de campos EM intensos.

El documento WO 02/42790 describe un cable médico flexible compatible con IRM que comprende una pluralidad de segmentos separados entre sí por elementos separadores. El documento US 2004/0064176 describe un cable médico flexible con un extremo distal en una configuración generalmente en forma de "S".

Sumario de realizaciones de la invención

El objeto de la presente invención se logra con un cable médico de acuerdo con la reivindicación independiente.

Las realizaciones de la presente invención se refieren a cables y/o conductores compatibles con RF/IRM. Los cables y/o conductores se pueden configurar para inhibir, limitar y/o impedir calentamiento indeseado de tejido local y/o la propagación de RF a un dispositivo electrónico unido por los cables cuando se exponen a ciertos niveles de RF. Las realizaciones particulares de la presente invención se refieren a cables implantables flexibles con uno o múltiples conductores que se pueden usar de manera segura en un campo de RF externo, tales como los usados para IRM o ERM. La configuración de los conductores puede reducir el acoplamiento no deseado a campos eléctricos inducidos por RF generados en el cuerpo y puede reducir, minimizar y/o inhibir una corriente/tensión en modo común.

En algunas realizaciones, los cables se pueden configurar de manera que la deposición de potencia de RF de los cables al tejido adyacente se reduzca, permitiendo a los pacientes implantados con dichos cables, beneficiarse de condiciones más seguras bajo IRM/ERM y/o permitir el uso de cables conductores alargados, cables y similares sean usados en cavidades magnéticas asociadas con escáneres de RM durante procedimientos guiado por IRM.

Algunas realizaciones se refieren a cables compatibles con RF/IRM que incluyen al menos un conductor que tiene una longitud con partes extremas proximal y distal opuestas. El al menos un conductor tiene al menos un segmento con una configuración de bobina apilada multicapa que comprende una primera sección bobinada hacia delante que se extiende en una dirección longitudinal hacia delante a lo largo de una primera longitud física hacia delante, a continuación gira para fundirse en una sección bobinada inversa colocada de forma próxima que se extiende en una dirección longitudinal inversa sustancialmente opuesta a lo largo de una longitud física inversa, a continuación gira para fundirse en una segunda sección bobinada hacia delante colocada de forma próxima que se extiende en la dirección longitudinal hacia delante a lo largo de una segunda longitud física hacia delante.

En algunas realizaciones, al menos dos de la primera sección hacia delante, la segunda sección hacia delante, y la sección bobinada inversa pueden tener configuraciones de bobina de diámetro sustancialmente constante. En algunas realizaciones, la primera sección bobinada hacia delante, la segunda sección bobinada hacia delante y la sección bobinada inversa pueden ser sustancialmente concéntricas.

En algunas realizaciones, al menos algunas vueltas de las secciones bobinada hacia delante e inversa residen próximas entre sí en una orientación longitudinal una al lado de otra. En algunas realizaciones, como alternativa o adicionalmente, al menos algunas vueltas de la sección bobinada inversa residen próximas a y sobre la primera sección bobinada hacia delante.

En algunas realizaciones, al menos algunas vueltas de la sección bobinada inversa están intercaladas con al menos algunas vueltas de al menos una de las secciones bobinadas hacia delante. La sección bobinada hacia delante puede extenderse en dirección longitudinal alrededor de un eje central y tener un paso tal que vueltas sucesivas de la sección bobinada hacia delante estén separadas en una dirección longitudinal para definir huecos, y la sección bobinada inversa puede extenderse alrededor del eje central y tener un paso tal que vueltas de la misma residan sustancialmente en los huecos de la sección bobinada hacia delante. La segunda sección bobinada hacia delante puede tener más vueltas que las de la primera sección hacia delante y la sección bobinada inversa.

En algunas realizaciones, la primera sección bobinada hacia delante reside sobre una primera capa, la capa bobinada inversa reside sobre una segunda capa encima de la primera capa, y la segunda sección bobinada hacia delante reside sobre una tercera capa encima de la segunda capa para definir una configuración de bobina conductora apilada de tres capas.

En algunas realizaciones, la primera sección hacia delante bobinada y la sección bobinada inversa residen sobre una capa sustancialmente común y la segunda sección hacia delante bobinada reside sobre las secciones bobinadas primera hacia delante e inversa para definir una configuración de bobina conductora apilada de dos capas.

En algunas realizaciones, la primera sección hacia delante bobinada y la sección bobinada inversa tiene sustancialmente el mismo paso y la segunda sección bobinada hacia delante tiene un paso más pequeño (más cercano) que el de las secciones bobinadas primera e inversa.

En algunas realizaciones, el al menos un conductor es una pluralidad de conductores, que tienen, cada uno, al menos un segmento con una configuración de bobina apilada multicapa de al menos un conjunto de las primera y segunda secciones bobinadas hacia delante y la sección bobinada inversa.

Algunas disposiciones se refieren a procedimientos de fabricación de un cable que puede ser particularmente adecuado como cable médico. Los procedimientos incluyen: (a) devanar al menos un conductor alrededor de un mandril en una dirección longitudinal hacia delante para formar una bobina hacia delante; a continuación (b) devanar el al menos un conductor sobre el mandril en una dirección longitudinal inversa para formar una bobina inversa.

El procedimiento puede incluir opcionalmente proporcionar un manguito sobre el mandril antes de las etapas de devanado. El procedimiento puede incluir repetir automáticamente las etapas de devanado para crear segmentos conductores bobinados atrás y adelante para formar entre aproximadamente 2-100 configuraciones de bobina apilada para un conductor respectivo.

- 5 El procedimiento puede incluir, después de la etapa de devanar el al menos un conductor para formar la bobina inversa, devanar el al menos un conductor sobre el mandril en dirección longitudinal hacia delante de nuevo para: (a) formar una bobina hacia delante de capa superior sobre las bobinas hacia delante e inversa; y (b) formar una capa inferior de otra bobina hacia delante corriente arriba de las bobinas primera hacia delante e inversa. Las etapas de devanado pueden repetirse para formar el conductor en múltiples capas de bobinas apiladas a lo largo de su longitud.

Otras realizaciones se refieren a un subconjunto de cable eléctrico que incluye al menos un conductor que comprende al menos una línea en espiral de material flexible sobre una superficie externa del mismo.

- 15 Aún otras realizaciones se refieren a cables médicos compatibles con IRM/RF que incluyen al menos un conductor continuo, un conductor respectivo que tiene al menos un segmento con una pluralidad de bobinas sustancialmente concéntricas separadas estrechamente que están dispuestas de modo que menos algunas vueltas de una bobina residan sobre al menos algunas vueltas de otra bobina. El cable puede incluir al menos dos conductores, un conductor que tiene el al menos un segmento de bobinas está en comunicación con un primer electrodo y otro conductor que tiene el al menos un segmento de bobinas está en comunicación con otro electrodo (o cada conductor puede estar en comunicación con el mismo electrodo).

- 20 Otras realizaciones más se refieren a cables médicos flexibles que tienen al menos un conductor con al menos una configuración de bobina apilada multicapa con el conductor girando de vuelta sobre sí mismo en una dirección longitudinal al menos dos veces en la configuración de bobina apilada. El al menos un conductor se funde en una parte extrema distal del mismo en una sección de bobina hacia delante que conecta con un electrodo.

- 25 El cable puede ser cualquier tipo de cable médico, de intervención o implantable o externo, incluyendo por ejemplo, un cable cardíaco, un cable cardíaco implantable, un cable de neuromodulación, un cable de estimulación cerebral profunda implantable, un cable de estimulación de la médula espinal y un cable de electrofisiología cardíaca de intervención (para ablación).

- 30 Aún otras realizaciones se refieren a cables médicos que tienen una pluralidad de conductores. Al menos algunos de los conductores tienen una configuración de bobina codevanada apilada multicapa que incluyen, cada una, una primera sección bobinada hacia delante que se extiende en una dirección longitudinal hacia delante a lo largo de una primera longitud física hacia delante, que a continuación gira en una dirección longitudinal para fundirse en una sección bobinada inversa colocada de forma próxima que se extiende en una dirección longitudinal inversa sustancialmente opuesta a lo largo de una longitud física inversa, y que a continuación gira en dirección longitudinal para fundirse en una segunda sección bobinada hacia delante colocada de forma próxima que se extiende en la dirección longitudinal hacia delante.

El cable puede estar configurado de modo que al menos dos de los conductores codevanados se conecten a un único electrodo o de modo que un conductor respectivo se conecte a diferentes electrodos o combinaciones de los mismos.

- 40 Otras realizaciones más se refieren a cables cardíacos de fijación activa que incluyen al menos un conductor que tiene al menos una configuración de bobina apilada multicapa, con lo que el conductor gira en una dirección longitudinal sobre sí mismo al menos dos veces en comunicación con un electrodo de tornillo. Se puede hacer avanzar al electrodo de tornillo para acoplarlo al tejido local.

- 45 Los cables pueden estar configurados de modo que el cable caliente el tejido local menos de aproximadamente 10 grados Celsius, normalmente aproximadamente 5 grados Celsius o menos, o no caliente el tejido local cuando un paciente es expuesto a frecuencias de RF diana a una SAR de entrada de al menos aproximadamente 4 W/kg (máxima) y/o SAR media del cuerpo entero de aproximadamente 2 W/kg.

En algunas realizaciones, el cable puede calentar el tejido local menos de aproximadamente 2 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF diana asociadas con escáneres de RM a una SAR de entrada máxima de entre aproximadamente 4 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de 2 W/kg.

- 50 En realizaciones particulares, el cable eléctrico se puede configurar para calentar el tejido local menos de aproximadamente 5 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF diana asociadas con escáneres de RM que generan una SAR de entrada máxima de entre aproximadamente 4-10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre aproximadamente 2-5 W/kg.

- 55 Otras disposiciones se refieren a procedimientos de moldeo de una capa de recubrimiento sobre un cable médico, que incluye: unir al menos una banda en espiral de material a una superficie externa de al menos un conductor; a continuación moldear una capa externa sobre el conductor para formar un cable eléctrico médico flexible.

Aún otras realizaciones se refieren a moldes para un cable médico implantable. Los moldes incluyen un miembro inferior que tiene un canal alargado y un miembro superior que tiene un canal alargado dimensionado y configurado para unirse de forma coincidente al miembro inferior, de modo que los canales del miembro superior y el inferior estén alineados para definir una cavidad del molde. Al menos un conductor está dimensionado y configurado para residir en la cavidad del molde. Al menos uno de los miembros superior e inferior tiene un orificio de introducción de material en el molde en comunicación con la cavidad del molde y el molde está dimensionado y configurado para moldear una capa de sobremolde flexible sobre el al menos un conductor.

Realizaciones adicionales se refieren a un aparato de ensayo de fatiga automatizado. El aparato incluye: (a) una rueda en comunicación con una corredera lineal que define un miembro de transmisión lineal; (b) una barra de conexión que tiene primera y segunda partes extremas opuestas, la primera parte extrema unida a la rueda; (c) un miembro accionador automatizado en comunicación con la rueda para hacer que la rueda gire a una velocidad deseada; (d) un bloque de corredera unido a la otra parte extrema de la barra de conexión; (e) un engranaje giratorio unido al bloque de corredera y en comunicación con a engranaje de cremallera; y (f) un soporte de muestra de ensayo en comunicación con el engranaje giratorio, con lo que una muestra de ensayo es expuesta repetidamente de forma automática a fuerzas lineales y rotacionales durante un número de ciclos deseado o hasta la fractura o el fallo de parámetros de ensayo asociados con la fatiga de la muestra de ensayo.

El aparato de ensayo puede estar configurado de modo que el engranaje de cremallera sea ajustable de forma deslizante con respecto al bloque de corredera para cooperar con engranajes giratorios de diámetro de diferente tamaño intercambiables para ajustar fuerzas rotacionales sobre la muestra de ensayo.

El aparato de ensayo puede estar configurado de modo que la rueda giratoria incluya una pluralidad de aberturas para perno de montaje separadas circunferencialmente, ubicadas en diferentes posiciones radiales desde un centro de la rueda giratoria. La barra de conexión puede estar unida a un perno de montaje en la primera parte extrema de la misma que reside en una seleccionada de las aberturas para permitir el ajuste del movimiento lineal del bloque de corredera.

Otros sistemas y/o dispositivos de acuerdo con realizaciones de la invención serán o llegarán a ser evidentes para un experto en la materia tras la revisión de los siguientes dibujos y la descripción detallada. Se pretende que todos dichos sistemas estén incluidos en esta descripción, estén dentro del alcance de la presente invención, y estén protegidos por las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

Estas y otras características de la presente invención se entenderán más fácilmente a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones ejemplares de la misma cuando se leen en conjunto con los dibujos anexos, en los que:

La **figura 1** es una ilustración esquemática de un objeto de prueba con un cable de hilo aislado lineal y electrodo.

La **figura 2** es una gráfica de tiempo (s) frente a la temperatura (C) en el electrodo mostrado en la **figura 1** basándose en una exploración de IRM de SAR de entrada máxima de 4,5 W/kg.

La **figura 3** es una ilustración esquemática de tres diferentes configuraciones de conductor de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 4** es una ilustración esquemática de dos diferentes configuraciones de cable de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 5** es una ilustración esquemática de un conductor único que tiene un segmento hacia delante e inverso de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 6A** es una ilustración esquemática de un conductor único que tiene segmentos hacia delante e inverso que se pueden acoplar capacitivamente de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 6B-6E** son ilustraciones esquemáticas de un conductor con un módulo de supresión de corriente de segmentos hacia delante e inverso y configuraciones de capacitancia ejemplares de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 7** es una ilustración esquemática de un cable con un conductor y electrodo, con el conductor teniendo una pluralidad de segmentos hacia delante e inversos separados en una dirección longitudinal de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 8A-8C** son gráficas de cambio de temperatura en Celsius (C) frente al tiempo (segundos) para diferentes configuraciones de cable/conductor (la **figura 8C** es un hilo de control) de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 9** es una ilustración esquemática de un cable con múltiples conductores estrechamente separados, teniendo los conductores segmentos inverso y hacia delante de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 10** es una ilustración esquemática del cable mostrado en la **figura 9** que ilustra que el cable también puede incluir acoplamiento capacitivo entre el segmento inverso y uno o más de los segmentos hacia delante de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 11** es una ilustración esquemática de un cable con múltiples conductores y múltiples sensores y/o electrodos y múltiples segmentos inversos y hacia delante de acuerdo con realizaciones de la presente

invención.

La **figura 12A** es una fotografía digital de un cable flexible prototipo de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 12B** es una vista parcial del prototipo mostrado en la **figura 12A** con el extremo del cable mostrado recto con respecto a una regla.

Las **figuras 12C-12D** son imágenes agrandadas de una parte del cable mostrado en la **figura 12B**.

Las **figuras 13A y 13B** son gráficas de cambio de temperatura (C) a lo largo del tiempo (segundos) para sistemas de cables de cuatro electrodos y cuatro conductores de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 14A-14M** son ilustraciones esquemáticas de configuraciones de conductor de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 15A y 16** son gráficas de impedancia (Ohmios) frente a la frecuencia (MHz) para algunos cables ejemplares medidos en solución salina de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención ("CBS" en la **figura 16** significa "sección hacia atrás bobinada" y "CSM" significa módulo de supresión de corriente).

La **figura 15B** es un esquema de una configuración de fijación de sonda de medición que se puede usar para medir impedancia tal como los resultados mostrados en la **figura 15A** de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 17 y 18** son gráficas de cambio de temperatura (C) frente al tiempo (segundos) de cables ejemplares en un escáner de IRM para un escáner de IRM de 1,5 T y un escáner de IRM de 3,0 T, respectivamente.

Las **figuras 19 y 20** son gráficas de impedancia (Ohmios) frente a la frecuencia (MHz) de cables medidos en diversos materiales (solución salina, gel).

La **figura 21A** es una ilustración esquemática de un conductor único con una configuración de bobina apilada multicapa (tres capas) de dos segmentos hacia delante conectados por un segmento inverso de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 21B y 21C** son vistas laterales de configuraciones de conductor de tres capas apiladas. La **figura 21B** ilustra una configuración de conductor único y la **figura 21C** ilustra dos conductores codevanados de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 21D** es una vista lateral parcial de una parte extrema proximal (o distal) de un cable de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 22A** es una ilustración esquemática de un conductor único con una configuración de bobina apilada multicapa (dos capas) de dos segmentos hacia delante conectados por un segmento inverso de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 22B y 22C** son vistas laterales de configuraciones de conductor apilado de dos capas. La **figura 22B** ilustra una configuración apilada de dos capas de conductor único y la **figura 22C** ilustra dos conductores codevanados con una configuración apilada de dos capas de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 22D** es una vista lateral de una configuración de cable de CSM de dos conductores apilados de dos capas de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 22E** es una vista lateral del dispositivo mostrado en la **figura 22D** con la adición de un manguito colocado sobre el CSM de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 22F** es una vista en despiece ordenado parcial del dispositivo mostrado en la **figura 22E** que ilustra una zona de transición en la dirección del devanado donde el cable va desde CW a CCW (o la inversa) de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 23** es una ilustración esquemática de un cable con un conductor que tiene múltiples segmentos separados de las bobinas multicapa conectadas a un electrodo de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 24A** es una gráfica de impedancia (Ohmios) frente a la frecuencia (MHz) de un cable que tiene una pluralidad de módulos de supresión de corriente (CSM) de tres capas separadas (en la dirección longitudinal) descritos en la **figura 21A**.

La **figura 24B** es una fotografía digital de un procedimiento ejemplar para medir impedancia de un módulo de supresión de corriente de una configuración de múltiples conductores de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 25A y 25B** son gráficas de cambio de temperatura (C) frente al tiempo (segundos) de un cable de 61 cm con dos conductores y con dos electrodos, teniendo cada conductor módulos de supresión de corriente de tres capas (aproximadamente 12 módulos de supresión de corriente a lo largo de su longitud) configurados como se describe en la **figura 21A**. La **figura 25A** corresponde al cable con la configuración de CSM de tres capas y dos electrodos en un objeto de prueba en gel para la secuencia de pulsos de RF que genera una SAR de entrada máxima de 4,3 W/kg en un escáner de RM de 3 T. La **figura 25B** corresponde al cable en un objeto de prueba en gel en un escáner de RM de 1,5 T a una SAR máxima de 4,3 W/kg.

La **figura 26** es una gráfica de impedancia (Ohmios) frente a la frecuencia (MHz) de un cable que tiene módulos de supresión de corriente (CSM) de dos capas separadas (en la dirección longitudinal) configurados como se describe en la **figura 22A**.

La **figura 27** es una gráfica de cambio de temperatura (C) frente al tiempo (segundos) de un cable de aproximadamente 61 cm con dos conductores, teniendo cada uno aproximadamente 12 segmentos de CSM apilados de dos capas que tienen una longitud de aproximadamente 5,7 cm. Los datos de temperatura/tiempo fueron obtenidos para el cable en un objeto de prueba en gel en un escáner de RM de 1,5 T a una SAR de la

secuencia de pulsos de 4,3 W/Kg.

Las **figuras 28A y 28B** son vistas de sección lateral esquemáticas de un conductor con configuraciones de CSM bobinados multicapa. La **figura 28A** corresponde a la primera capa del conductor único de una configuración de dos capas (doble pila) tal como la mostrada en la **figura 22A**. La **figura 28B** corresponde a las tres capas de conductor separadas de una configuración de tres capas tal como se muestra en la **figura 21A**.

Las **figuras 29A y 29B** son fotografías digitales extremadamente agrandadas de una parte de un cable de dos conductores que tiene una configuración de CSM apilado (tres capas) de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La **figura 29B** también ilustra una capa externa sobre el cable para proporcionar un cable de diámetro externo sustancialmente constante de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 29C y 29D** son fotografías digitales extremadamente agrandadas de una parte de un cable de dos conductores que tiene una configuración de CSM apilado (dos capas). La **figura 29D** también ilustra una capa externa sobre el cable para proporcionar un cable de diámetro externo sustancialmente constante de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 30A** es una ilustración esquemática de un sistema DBS con al menos un cable, IPG y electrodos de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención (el sistema DBS incluye dos cables y dos IPG).

Las **figuras 30B y 30C** son ilustraciones esquemáticas de sistemas terapéuticos con cables en comunicación con un generador de pulsos cardiacos. La **figura 30B** ilustra que el sistema puede incluir dos cables, que se extienden a la RA y el RV, respectivamente, mientras que la **figura 30C** ilustra que el sistema cardiaco puede tener tres cables (cada uno en el RV, la RA y el LV).

La **figura 30D** es una ilustración esquemática de un cable que conecta dos dispositivos internos o externos de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 30E-30G** son ilustraciones esquemáticas de cables que se extienden dentro de una cavidad de un escáner de RM que pueden estar configurados con los módulos de supresión de corriente de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 31A, 31B, 32A y 32B** son ilustraciones esquemáticas de cables que pueden ser particularmente adecuados para sistemas de cables de bradiarritmias y taquiarritmias de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 33** es una ilustración esquemática de configuraciones de un cable de múltiples conductores de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 34 y 35** son ilustraciones esquemáticas de cables de múltiples conductores con cada conductor teniendo múltiples módulos de supresión de corriente de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La **figura 36** es una ilustración esquemática de otra configuración de cable más con segmentos inverso y hacia delante apilados de longitudes adyacentes de un conductor único que forma un módulo de supresión de corriente respectivo con una capa de pantalla de trampa de RF de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 37** es una ilustración esquemática de un cable con al menos un conductor interno configurado para girar de manera sustancialmente libre con respecto al cuerpo del cable de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 38** es una ilustración esquemática de un cable similar al mostrado en la **figura 37** pero con el conductor del electrodo proximal comprendiendo una o varias trampas de RF a lo largo de la longitud del cable de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La **figura 39** es una ilustración esquemática de un cable que comprende tres conductores con algunos codevanados con otros para formar al menos algunos módulos de supresión de corriente para conductores respectivos de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La **figura 40** es una ilustración esquemática de un cable con múltiples conductores que tienen múltiples módulos de supresión de corriente respectivos separados a lo largo de la longitud del cable de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La **figura 41** es una ilustración esquemática de otra configuración de cable más con múltiples conductores, cada uno teniendo módulos de supresión de corriente, con un conductor del electrodo distal que es sustancialmente concéntrico a y/o dentro de los conductores de electrodo de choque/estimulación de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La **figura 42** es una ilustración esquemática de otra configuración de cable donde el conductor del electrodo distal comprende módulos de supresión de corriente pero uno o más de los otros conductores puede ser sustancialmente recto de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Tal como se muestra, el cable puede ser particularmente adecuado como un cable de taquiarritmia de fijación pasiva.

La **figura 43** es una ilustración esquemática similar a la **figura 42**, pero con el extremo configurado como un extremo de fijación activa de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Esta configuración puede ser particularmente adecuada como un cable de taquiarritmia de fijación activa.

La **figura 44** es una ilustración esquemática de otra configuración de cable con múltiples conductores donde cada conductor incluye módulos de supresión de corriente separados a lo largo de su longitud de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Esta configuración de cable puede ser particularmente adecuada como un cable de taquiarritmia de fijación activa.

Las **figuras 45A-E** son imágenes de una secuencia de devanado para fabricar un módulo de supresión de corriente de tres capas usando una devanadora de bobinas (mostrada con dos conductores codevanados) de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 46A-46F** son imágenes de una secuencia de devanado para fabricar un módulo de supresión de

corriente de dos capas usando una devanadora de bobinas de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 47A-47C** son fotografías digitales de un subconjunto de un cable con conductor que tiene módulos de supresión de corriente devanados/apilados de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las **figuras 48A-48D** son imágenes digitales de un molde usado para formar el cuerpo del cable flexible del uno o más conductores devanados mostrados en las **figuras 47A-47C** de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 49** es una imagen digital de un cable flexible con una capa externa sobremoldeada y el uno o más conductores devanados de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 50** es una ilustración esquemática de un molde ejemplar (y opcional) con un subconjunto de conductor devanado dentro del mismo de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 51** es una vista del extremo del subconjunto y molde mostrados en la figura 50.

La **figura 52** es una vista lateral recortada del subconjunto y molde mostrados en la **figura 50**.

La **figura 53** es un diagrama de flujo de operaciones que se pueden usar para fabricar un cable de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 54A** es una vista en perspectiva de un ejemplo de un aparato de prueba usado para evaluar la resistencia a la fatiga de algunas realizaciones de cable de la presente invención.

La **figura 54B** es una vista en planta del aparato de prueba mostrado en la **figura 54A**.

La **figura 54C** es una fotografía digital de un aparato de prueba de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 55A** es una vista lateral de una parte de un cable que puede ser adecuado para ser un cable de marcapasos de fijación pasiva de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 55B** es una vista lateral en perspectiva del cable mostrado en la **figura 55A**.

La **figura 56A** es una vista lateral de una parte de un cable que puede ser adecuado para ser un cable de ICD de fijación pasiva de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 56B** es una vista lateral en perspectiva del cable mostrado en la **figura 56A**.

La **figura 57A** es una vista lateral de una parte de un cable que puede ser adecuado para ser un cable de marcapasos de fijación activa de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 57B** es una vista lateral en perspectiva del cable mostrado en la **figura 57A**.

La **figura 58A** es una vista lateral de una parte de un cable que puede ser adecuada para ser un cable de ICD de fijación activa de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La **figura 58B** es una vista lateral en perspectiva del cable mostrado en la **figura 58A**.

La **figura 59** es un diagrama de flujo de operaciones ejemplares que pueden usarse para formar cables con MCSM de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Descripción detallada de realizaciones de la invención

La presente invención se describirá ahora más completamente en lo sucesivo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que se muestran realizaciones de la invención. La presente invención puede, no obstante, ser realizada de muchas formas diferentes y no se debe interpretar que está limitada a las realizaciones expuestas en el presente documento; en su lugar, estas realizaciones se proporcionan de manera que esta divulgación sea minuciosa y completa, y trasladará completamente el alcance de la invención a los expertos en la materia. Números iguales se refieren a elementos iguales en toda ella. Se apreciará que, aunque se describa con respecto a una cierta realización, las características o la operación de una realización de sistema de cable pueden aplicar a otras.

En los dibujos, el espesor de las líneas, capas, características, componentes y/o regiones pueden estar exagerados por claridad y las líneas discontinuas ilustran características u operaciones opcionales, a menos que se especifique lo contrario. Además, la secuencia de operaciones (o etapas) no se limita al orden presentado en las reivindicaciones a menos que se indique específicamente lo contrario. Se entenderá que cuando se indique que una característica, tal como una capa, región o sustrato, está "sobre" otra característica o elemento, puede estar directamente sobre el otro elemento o también pueden estar presentes elementos intermedios. En cambio, cuando se indica que un elemento está "directamente sobre" cualquier característica o elemento, no hay presentes elementos intermedios. También se entenderá que, cuando se indica que una característica o elemento está "conectado" o "acoplado" a otra característica o elemento, puede estar conectado directamente al otro elemento o pueden estar presentes elementos intermedios. En cambio, cuando se indica que una característica o elemento está "directamente conectado" o "directamente acoplado" a otro elemento, no hay presentes elementos intermedios. Aunque descritas o mostradas con respecto a una realización, las características descritas o mostradas de este modo pueden aplicarse a otras realizaciones.

A menos que se defina lo contrario, todos los términos (incluyendo términos técnicos y científicos) usados en el presente documento tienen el mismo significado que se entiende comúnmente por un experto en la materia a la que pertenece la presente invención. Se entenderá además que términos, tales como aquéllos definidos en diccionarios usados comúnmente, se debe interpretar que tienen un significado que es consistente con su significado en el contexto de la técnica relevante y no se debe interpretar que esta memoria descriptiva en un sentido idealizado o excesivamente formal a menos que así se defina expresamente en el presente documento.

La terminología usada en el presente documento es para el propósito de describir realizaciones particulares solamente y no se pretende que sea limitante de la invención. Tal como se usan en el presente documento, las formas singulares “un”, “una”, “el” y “la” se pretenden que incluyan las formas plurales también, a menos que el contexto claramente indique lo contrario. Se entenderá además que los términos “comprende” y/o “que comprende”, cuando se usan en esta memoria descriptiva, especifican la presencia de características, números enteros, etapas, operaciones, elementos, y/o componentes indicados, pero no excluyen la presencia o adición de uno o más de otras características, números enteros, etapas, operaciones, elementos, componentes, y/o grupos de los mismos. Tal como se usa en el presente documento, el término “y/o” incluye cualquiera y todas las combinaciones de uno o más de los elementos enumerados asociados. Tal como se usan en el presente documento, frases tales como “entre X e Y” y “entre aproximadamente X e Y” se deberían interpretar que incluyen X e Y. Tal como se usan en el presente documento, frases tales como “entre aproximadamente X e Y” significan “entre aproximadamente X y aproximadamente Y”. Tal como se usan en el presente documento, frases tales como “desde aproximadamente X e Y” significan “desde aproximadamente X a aproximadamente Y”.

El término “cable” se refiere a un conjunto alargado que incluye uno o más conductores. El cable normalmente conecta dos componentes separados, tales como, por ejemplo, una fuente y/o entrada de alimentación en una parte extrema y un electrodo y/o un sensor en otra posición, tal como a una parte extrema distal o electrodos en ambas partes extremas. El cable es normalmente flexible. El cable puede ser sustancialmente tubular con una forma cilíndrica, aunque se pueden usar otras formas. El cable puede tener un cuerpo sólido o hueco y puede incluir opcionalmente una o más luces. En realizaciones particulares, un cable puede ser un cable implantable relativamente largo que tiene una longitud física de más de aproximadamente 10 cm (hasta, por ejemplo, 1 m o incluso más largo). La expresión “longitud física” se refiere a una longitud que se puede medir en unidades de longitud o distancia, por ejemplo, milímetros, pulgadas y similares, y es normalmente constante y no varía cuando se expone a diferentes campos electromagnéticos (a diferencia de las longitudes de onda eléctricas), reconociendo que una longitud física puede contraerse o expandirse cuando se expone a temperaturas bajas o altas. El cable puede incluir al menos un electrodo, y en algunas realizaciones, una pluralidad de electrodos (que pueden estar tanto en las partes extrema proximal como distal), y en algunas realizaciones particulares, al menos un electrodo puede ser un electrodo de registro o detección o tanto un electrodo de registro como de estimulación y/o ablación.

El término “conductor” y derivados del mismo se refieren a una pista conductora, filar, hilo, cable, circuito flexible u otro elemento que conduce electricidad. Un conductor también se puede configurar como un haz estrechamente separado de filares o hilos. El conductor puede ser de una longitud continua única. El conductor puede estar formado por uno o más filares discretos, hilos, cables, circuitos flexibles, bifilares, cuadrifilares u otra configuración filar o de pista, o mediante chapado, grabado, deposición, u otros procedimientos de fabricación para formar trayectorias conductoras de electricidad. El conductor puede estar aislado. El conductor también puede comprender cualquier material compatible (y biocompatible) con IRM tal como, por ejemplo, tubo relleno estirado MP35N con un núcleo de plata y un aislamiento ETFE en el tubo estirado.

La expresión “módulo de supresión de corriente” (“CSM”) se refiere a un conductor alargado que gira de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces en una dirección longitudinal para formar una configuración de conductor de una sección inversa o hacia atrás en una dirección longitudinal y secciones hacia delante situadas próximamente que se extienden en la dirección longitudinal opuesta. El CSM se puede configurar con una longitud que es una sublongitud de la longitud total del conductor, por ejemplo, menor que una parte menor de la longitud del conductor y el conductor puede tener múltiples CSM a lo largo de su longitud. El término “MCSM” se refiere a un conductor que tiene múltiples CSM, normalmente dispuestos en ubicaciones diferentes a lo largo de al menos parte, normalmente sustancialmente toda, su longitud. Las expresiones “hacia atrás” e “inverso/a” y derivadas de las mismas se usan de manera intercambiable en el presente documento para referirse a una dirección longitudinalmente o longitudinal que es sustancialmente opuesta a una dirección longitudinalmente o longitudinal hacia delante. Las palabras “secciones”, “partes” y “segmentos” y derivados de las mismas se usan también de manera intercambiable en el presente documento y se refieren a subpartes discretas de un conductor o cable.

La expresión “compatible con RM” significa que el material se selecciona para ser no ferromagnético y no causar incompatibilidad operativa con RM, y también se puede seleccionar para no causar artefactos indebidos en imágenes de RM. La expresión “seguro a RF” significa que el dispositivo, cable o sonda está configurado para operar dentro de límites de seguridad relacionados con el calentamiento aceptado cuando se expone a señales de RF normales asociadas con frecuencias (RF) diana tales como aquellas frecuencias asociadas con sistemas de IRM o escáneres convencionales.

La expresión “alta impedancia” significa una impedancia que es suficientemente alta para reducir, inhibir, bloquear y/o eliminar el flujo de corriente inducida por RF en uno o varios intervalos de frecuencia diana. La impedancia tiene una resistencia y reactancia asociadas que son bien conocidas por los expertos en la materia. Algunas realizaciones del cable y/o conductores de la invención inmediata pueden proporcionar una impedancia de al menos aproximadamente 100 Ohmios, normalmente entre aproximadamente 400 Ohmios y aproximadamente 600 Ohmios, tal como entre aproximadamente 450 Ohmios y aproximadamente 500 Ohmios, mientras que otras realizaciones proporcionan una impedancia de entre aproximadamente 500 Ohmios y aproximadamente 1000 Ohmios o más altas.

Las realizaciones de la invención configuran cables que son seguros (resistentes al calor) a frecuencias asociadas con una pluralidad de diferentes intensidades de campo magnético convencionales y futuras de sistemas de IRM, tales como al menos dos de 0,7 T, 1,0 T, 1,5 T, 2 T, 3 T, 7 T, 9 T, y similares, que permiten un uso seguro en estos entornos (compatibilidad de sistemas de escáner de IRM estándar futuro e inverso).

- 5 El término “sintonizado/a” con respecto a una bobina, significa sintonizado/a para definir una impedancia mínima deseada en una o varias ciertas bandas de frecuencia tales como las asociadas con uno o más sistemas de escáner de IRM de campo alto. Cuando se usa con respecto a un circuito resonante paralelo con características inductivas y capacitivas definidas por ciertos componentes y configuraciones, la palabra “sintonizado” significa que el circuito
- 10 tiene una alta impedancia a una o más frecuencias o bandas de frecuencia diana, que normalmente incluyen una o más frecuencias de operación de IRM.

- La expresión “segmento bobinado” se refiere a un conductor (por ejemplo, pista, hilo o filar) que tiene una configuración bobinada. La bobina puede tener vueltas que tienen un diámetro sustancialmente constante o un diámetro variable o combinaciones de los mismos. La expresión “segmentos codevanados” significa que los conductores afectados pueden estar bobinados de forma sustancialmente concéntrica en los mismos o diferentes
- 15 radios, por ejemplo, en la misma capa o uno por encima del otro. El término “codevanado” se usa para describir una estructura indicando que más de un conductor reside estrechamente separado en el cable y no está limitando a cómo se forma la estructura (es decir, no se requiere que los segmentos bobinados estén devanados concurrentemente o juntos, pero pueden estar así formados).

- El término “vueltas” se refiere al curso de un conductor que gira alrededor de su eje central que se extiende longitudinal/longitudinalmente. Un conductor donde se bobina, puede tener vueltas que tienen una distancia sustancialmente constante o una variable desde su eje central o combinaciones de distancias constantes y variables para vueltas del mismo.
- 20

- El término “serpentina” se refiere a una forma curvilínea de giros atrás y delante de un conductor como un subconjunto de una longitud del conductor, tal como, por ejemplo en una forma tipo “s” o “z”, incluyendo, aunque sin limitarse a al menos una forma tipo “s” o “z” aplanada, incluyendo una serie conectada de formas de tipo “s” o “z” o con subpartes adicionales de las mismas u otras formas curvilíneas para definir secciones hacia delante y hacia atrás de un conductor. Los segmentos que se extienden longitudinalmente superior e inferior (y cualquiera intermedio) de una forma de serpentina pueden tener sustancialmente la misma o diferentes longitudes físicas.
- 25

- La expresión “Tasa de Absorción Específica” (SAR) es una medida de la tasa a la cual se absorbe energía de RF por el cuerpo cuando se expone a campos electromagnéticos de radiofrecuencia. La SAR está en función de la potencia de entrada asociada con una fuente de entrada de RF particular y el objeto expuesto a ella, y se mide normalmente en unidades de Vatios por kilogramo (W/kg) tomada sobre volúmenes de 1 gramo de tejido o promediado sobre diez gramos de tejido o sobre el volumen de muestra entero, o sobre el volumen de la parte expuesta de la muestra. La SAR se puede expresar como un valor de entrada máximo y/o medio en todo el cuerpo.
- 30
- 35 Diferentes escáneres de IRM pueden medir la SAR máxima de diferentes formas provocando alguna variación, como es bien conocido por los expertos en la materia, mientras que los valores medios del cuerpo entero son normalmente más consistentes entre diferentes fabricantes de escáneres de RM.

- La medición de SAR de entrada máxima es una estimación de la energía de RF de entrada máxima depositada en el tejido durante una exploración de IRM. Para medir la SAR máxima, se puede emplear la siguiente metodología que usa un objeto de prueba adecuado. La una o más temperaturas de SAR pico se miden normalmente cerca de la superficie. El objeto de prueba puede ser de cualquier forma, tamaño y/o volumen y está normalmente sustancialmente relleno con un medio que simula el tejido, por ejemplo, el medio tiene una conductividad eléctrica que corresponde con la del tejido - normalmente entre aproximadamente 0,1-1,0 siemens/metro. El medio puede ser un gel, suspensión, o similar, como es bien conocido, y tiene mecanismos de transferencia de calor por conducción y/o convectivos. La SAR de entrada máxima se estima basándose en la elevación de temperatura medida por los sensores colocados cerca de la superficie/lados del objeto de prueba y se calcula mediante la Ecuación 1 tal como se indica más adelante. Véase también, la norma F2182-02A de ASTM, que describe una forma para medir la SAR de entrada.
- 40
- 45

$$dT/dt = SAR/C_p$$

Ecuación (1)

- 50 donde: dT es la elevación de temperatura
dt es el cambio en el tiempo
C_p es el calor del agua específico a presión constante (aprox. 4180 J/kg-°C).

- La expresión “resistencia de CC baja” se refiere a cables que tienen menos de aproximadamente 1 Ohm/cm, normalmente menos de aproximadamente 0,7 Ohm/cm, así, por ejemplo, un cable de 60-70 cm puede tener una resistencia de CC que es menor que 50 Ohmios. En algunas realizaciones, un cable que tiene una longitud de 73 cm puede tener una resistencia de CC baja de aproximadamente 49 Ohmios. La resistencia de CC baja puede ser particularmente apropiada para cables que conectan fuentes de alimentación a ciertos componentes, por ejemplo, electrodos e IPG para promover el uso de baja potencia y/o la vida de batería más larga.
- 55

El cable puede tener buena flexibilidad y alta resistencia a la fatiga para permitir una implantación crónica. Por ejemplo, con respecto a la flexibilidad, el cable puede doblarse fácilmente sobre sí mismo tal como se muestra en la **figura 49**. En algunas realizaciones, el cable, cuando se mantiene suspendido en una ubicación intermedia es suficientemente flexible para que los segmentos de longitud opuestos caigan o se inclinen hacia abajo juntos (no se mantienen en una configuración específica).

En algunas realizaciones, el cable puede ser suficientemente resistente a la fatiga para resistir 1 millón de ciclos de un grado de movimiento que incluye rotación axial y traslación lateral que es muchas veces mayor que la impartida al cable en su posición debido a la anatomía humana/movimiento de órganos. El ciclo de carrera se puede llevar a cabo a tasas de entre aproximadamente 8-9 Hz (que es relativamente rápido comparado con una tasa de latidos del corazón humano media, en reposo de aproximadamente 1 Hz). Para ser considerado suficientemente resistente a la fatiga, un cable no presenta rotura, avería de aislamiento (ruptura de resistencia de aislamiento o agrietamiento, división o ruptura del aislamiento) o cortocircuitos o circuitos abiertos cuando se expone a ciclos de prueba. El cable se puede probar sumergido en un líquido (solución salina normal) usando un aparato de prueba que gira un cable a través de una carrera traslacional de aproximadamente 7,366 cm. Esta carrera fue seleccionada para exceder extremadamente los movimientos anatómicos normales del implante o la ubicación de uso del cable previstos (por ejemplo, un ciclo cardíaco para cables cardíacos) o ciclo respiratorio para cables que residen sobre la región pulmonar y similares. El cable también se puede configurar para resistir una rotación de aproximadamente 180 grados/medio ciclo.

Un aparato de prueba automatizado ejemplar **350** se muestra en la **figura 54A**. El aparato de prueba **350** incluye un sistema de accionamiento **370** que puede incluir un motor **370** con un engranaje **372** que acciona una cinta o cadena **371** que hace girar una rueda **380**. Una barra de conexión **381** conecta la rueda **380** a un bloque de corredera lineal **393** que se desliza linealmente sobre la mesa **395**. El bloque deslizante **393** también está conectado a un miembro de rotación **375** tal como un conjunto de engranajes, por ejemplo, un engranaje giratorio **390** en comunicación con un engranaje de cremallera estacionario **376** (por ejemplo, un conjunto de engranajes de cremallera y piñones). En operación, la rueda **380** gira continuamente lo que tira de la barra de conexión y de la corredera lineal conectada de atrás y adelante haciendo al engranaje **390** girar impartiendo de esta manera fuerzas lineales y rotacionales sobre el cable subyacente **20**.

El cable **20** puede estar unido al aparato **350** usando un soporte tal como una barra de extensión inferior **399** (por ejemplo, una barra de PEEK (polieteretercetona)) que se sujeta similar a un eje **391** en el centro del engranaje **390** y se extiende verticalmente abajo dentro de un baño líquido (por ejemplo, una parte final del cable se puede pegar con epoxi o unir mecánicamente a la barra) de manera que el movimiento de traslación lineal y rotación del ciclo de carrera generado por la rueda **380** y la rotación del engranaje **390** se impartan directamente al cable **20**. El movimiento se lleva a cabo automáticamente usando el sistema de accionamiento automatizado **370** que hace girar automáticamente la muestra de ensayo **20** repetida y continuamente a través de un ciclo de carrera a una tasa/frecuencia deseada.

Tal como se muestra en la **figura 54A**, la barra **390** está parcialmente sumergida en un baño de agua circulada, a temperatura controlada de solución salina normal, mientras que cable **20** está completamente sumergido. El "extremo libre" del cable se puede asegurar opcionalmente con una carga para confinar el movimiento a una región o parte del cable. El aparato **350** puede proporcionar ajustes de carrera discretos en incrementos deseados. La rueda **380** incluye varias aberturas **382** dimensionadas y configuradas para recibir de forma deslizante el perno de montaje **383** (**Figura 54C**). Las aberturas **382** están desplazadas radialmente a diferentes distancias del centro de la rueda **380**. Colocando la barra de conexión/muñequilla **383** en una abertura diferente **382**, la barra **381** y el bloque de corredera **393** se mueven una distancia lineal diferente a través de la rotación de la rueda **380**. También la cremallera **376** se mantiene en una ubicación ajustable en las ranuras **377** (**Figura 54B**). Un engranaje de diámetro de tamaño diferente **390** (véase, **figura 54C, 390a, b, c**) se puede colocar en el bloque de corredera **393** y acoplar el engranaje estacionario **376** para girar una menor cantidad (una circunferencia más grande) basándose en el movimiento lineal de la mesa de corredera **393**. De esta manera, tanto el movimiento lineal como rotacional se ajustan fácilmente usando este aparato **350**. Dos realizaciones de cables **20** con MCSM formados por bobinas apiladas de tres capas fueron probados con este aparato y resistieron más de 2 millones de ciclos y más de 15 millones de ciclos, respectivamente.

Tal como se ha señalado anteriormente, los cables pueden ser particularmente adecuados para uso médico, y se pueden usar con dispositivos de intervención u otros y se pueden colocar de forma aguda externamente o dentro de un organismo o pueden ser implantable crónicamente y pueden incluir uno o más de un electrodo y/o sensor de estimulación, ablación y/o registro. Los cables pueden ser particularmente adecuados para sistemas de cables implantables para IPG, desfibriladores cardíacos, estimulación cardíaca (CP), neuroestimulación o neuromodulación (periférica, cerebral profunda, o espinal), catéteres EP, hilos guía, SCS o cualquier cable o conductores, particularmente aquéllos que operan en un escáner de RM, y similares.

Los cables pueden ser sistemas de cables multipropósito compatibles con IRM, implantables con al menos un electrodo de estimulación/ritmo (en algunas realizaciones con electrodos en ambas partes extremas) y se pueden configurar óptimamente para proporcionar una antena de recepción de IRM interna.

Los cables pueden ser particularmente adecuados como dispositivos implantables o terapéuticos para sujetos animales y/o humanos. De esta manera, los cables se pueden esterilizar y envasar para uso médico. Algunas realizaciones de cables se pueden dimensionar y configurar para estimulación cerebral, normalmente estimulación cerebral profunda. Algunas realizaciones de sondas se pueden configurar para estimular una región deseada de la cadena nerviosa simpática. Otras realizaciones se pueden referir a otras estructuras anatómicas, órganos o características incluyendo el corazón. Por ejemplo, los cables de la presente invención se pueden configurar para su uso en procedimientos de intervención o como cables implantables para tratar órganos o regiones del cuerpo cardíacas, gastrointestinales, urinarias, espinales y otras. En realizaciones particulares, los cables funcionan como cables de marcapasos/ICD convencionales, es decir, cables que detectan y transmiten señales electrofisiológicas a los marcapasos/ICD y suministran un pulso de estimulación del IPG/ICD al tejido cardíaco.

Mientras que la descripción de más adelante se refiere principalmente a usos médicos, no se pretende que el alcance de la invención esté limitado a los mismos ya que, en otras realizaciones, los cables se pueden configurar para conectar dos dispositivos y proporcionar inmunidad considerable a (señales de modo común inducidas en virtud de proximidad a) una fuente de radiación electromagnética y/o campos electromagnéticos que tengan frecuencias entre aproximadamente 1 MHz y al menos aproximadamente 1 THz, normalmente entre 1 MHz y 1 GHz. La fuente de radiación electromagnética puede ser de RADAR, transmisión de comunicaciones, por ejemplo, sistemas celulares basados en territorial y extra territorial o satélite, transmisión de televisión y/o transmisión radio. El cable se puede usar como un dispositivo no médico externo. El cable también se puede configurar para uso tanto interno/externo o combinaciones de los mismos. Por ejemplo, el cable se puede configurar como un cable médico implantable o de intervención (colocado agudamente) que conecta dos dispositivos internos, tales como uno o más electrodos a un IPG, un cable médico que conecta un dispositivo interno a un dispositivo externo (por ejemplo, un dispositivo de suministro terapéutico de este tipo a una fuente de alimentación externa, unidad de control o suministro), o un cable médico externo que conecta dos dispositivos externos (tal como una plataforma de conexión a tierra a un generador de RF para un procedimiento de ablación EP (electrofisiológica)).

Generalmente indicado, las realizaciones de la invención se refieren a cables de conductores múltiples o únicos donde el o los conductores del cable se disponen para reducir la captura de RF por el cable durante la exposición a campos electromagnéticos, tales como, aunque sin limitarse a, los asociados con secuencias de pulsos de RF usados con escáneres de IRM. Los conductores se pueden disponer en múltiples CSM a lo largo de la longitud del cable. En algunas realizaciones, los CSM se pueden configurar para tener baja impedancia de entre, por ejemplo, 530 Ohmios, mientras que en otras realizaciones, los CSM pueden tener una impedancia de más de aproximadamente 50 Ohmios, por ejemplo, una impedancia de al menos 100 Ohmios, tal como al menos aproximadamente 200 ohmios, a frecuencias de IRM y la longitud eléctrica se puede configurar para ser de aproximadamente o más corta que un cuarto de longitud de onda en un medio fisiológico en el campo eléctrico. Esta configuración puede reducir significativamente el acoplamiento del cable a la RF inducida en el cuerpo durante una exploración de IRM, y la propagación de la corriente a lo largo de la longitud del cable y en el tejido adyacente a cualquier electrodo asociado que el cable pueda tener opcionalmente.

Durante una exploración de IRM, el paciente se coloca en un campo magnético constante; los pulsos de campo magnético de RF externo se aplican para cambiar la orientación del magnetismo nuclear y de esta manera obtener señal desde la muestra: por ejemplo, a 1,5 Tesla (T) este campo magnético de RF aplicado tiene una frecuencia de aproximadamente 64 MHz. Este campo es perpendicular a los campos magnéticos estáticos del escáner de IRM, y se polariza lineal o circularmente. El campo magnético de RF puede tener asociado con él un campo eléctrico, cuya distribución espacial depende de la geometría de la bobina de excitación del escáner de IRM y en el paciente, pero generalmente tiene la mayor amplitud la más cercana a sus conductores. Los pulsos de RF aplicados pueden inducir directamente un campo eléctrico con una tensión y corriente asociados en los cables metálicos, implantes (especialmente los alargados) y conductores, consistente con la Ley de Faraday y las ecuaciones de Maxwell, como es bien conocido por los expertos en el campo de Electricidad y Magnetismo. Además, los pulsos de RF aplicados generan campos eléctricos locales en el cuerpo que se pueden centrar de manera efectiva por la presencia de implantes metálicos y cables eléctricos. En ambos casos, cualquier tensión y corriente que se induzcan en los conductores del cable pueden hacerlos calentarse resistivamente. Los cables para su uso con dispositivos, monitores e IPG implantados se diseñan normalmente para la conducción de corriente continua (CC) o de señales de frecuencia de audio (FA), y están normalmente aislados eléctricamente a lo largo de su longitud excepto para los contactos de electrodos. Sin embargo, dicho aislamiento de CC/FA normalmente proporciona poco o ningún impedimento a las señales de RF que pasan entre los tejidos y conductores, señalando por ejemplo que los hilos aislados se usan rutinariamente en hilos sin afectar su capacidad para detectar señales de radio FM a 81-108 MHz. De esta manera, es concebible que las tensiones inducidas y las corrientes inducidas en dichos cables o dispositivos implantados se puedan depositar en el tejido adyacente al cable, electrodos y dispositivos implantados. En caso donde el uno o más electrodos tienen pequeñas áreas de contacto de superficie con el tejido, y donde el electrodo está en un extremo terminal de un cable de manera que la corriente y las tensiones inducidas son más altas que en el resto del cable, el tejido de contacto puede presentar un riesgo aumentado de calentamiento. De manera similar, en los extremos terminales de cables que conectan a dispositivos implantados tales como IPG, niveles excesivos de corrientes y tensiones inducidas pueden dañar concebiblemente el dispositivo.

Los dispositivos que incorporan diseños y disposiciones de cables implantables de conducción de acuerdo con realizaciones de la invención pueden mejorar significativamente la sensibilidad a corrientes de RF inducidas y

deposición de potencia de RF y/u otros fenómenos de calentamiento basados en RF o IRM. Estas adaptaciones pueden reducir la magnitud de la corriente y/o tensiones de RF inducidas, suprimiendo de este modo en una medida significativa la potencia de RF depositada en y/o asociada con el cable, y depositada consecuentemente en el tejido adyacente al cable (y el uno o más electrodos). Por esto, se reduce la elevación de temperatura local en el tejido adyacente al cable y/o electrodos.

Normalmente, tal como se ejemplifica para los resultados de 1,5 T y 3 T dentro de un organismo en el presente documento, el cable es capaz de calentar el tejido local menos que aproximadamente 10 grados Celsius por encima de la temperatura ambiente o corporal, más normalmente aproximadamente 5 grados Celsius o menos, cuando un paciente se expone a las frecuencias de RF diana a una SAR máxima de al menos aproximadamente 4 W/kg, normalmente hasta al menos aproximadamente 20 W/kg, y/o una SAR media del cuerpo completo de al menos aproximadamente 2 W/kg, normalmente hasta al menos aproximadamente 10 W/kg. En algunas realizaciones, con una SAR de entrada máxima de entre aproximadamente 4 W/kg y aproximadamente 12 W/kg, el cable puede inducir un aumento limitado de temperatura de menos de aproximadamente 6 grados Celsius, normalmente aproximadamente 5 grados o menos, con el aumento de temperatura en una SAR máxima de aproximadamente 4,3 W/kg que es menor que aproximadamente 2 grados Celsius de manera que una elevación de temperatura máxima asociada con el cable sea menor que aproximadamente 2 grados Celsius. En algunas realizaciones, el cable es capaz de calentar el tejido local menos que aproximadamente 6 grados Celsius cuando se expone a una SAR máxima de entre aproximadamente 8 W/kg y aproximadamente 12 W/kg, con el aumento de temperatura en una SAR máxima de aproximadamente 8 W/kg y/o una SAR media del cuerpo completo de aproximadamente 4 W/kg es normalmente menor que aproximadamente 4 grados Celsius y, en algunas realizaciones, puede estar por debajo de aproximadamente 1 grado Celsius.

Sin desear quedar ligados a ninguna teoría particular de operación, se contempla que las realizaciones de la invención pueden emplear uno o más mecanismos subyacentes funcionales incorporados por adaptaciones de conductores para suprimir y/o minimizar de este modo el acoplamiento de RF, las corrientes inducidas, y/o la deposición de potencia de RF cuando se implementan como cables externos, implantables o dentro del cuerpo sujetos a campos EM de RF. Estos mecanismos de supresión se describirán adicionalmente más adelante, en realizaciones de la invención detalladas en el presente documento.

Tal como se señaló anteriormente, los cables se pueden usar en varias situaciones donde los individuos que tienen conductores y dispositivos externos o implantados se pueden exponer a campos EM que podrían inducir corrientes en ellos y presentar por ello un problema de seguridad o malfuncionamiento de equipos, tal como, por ejemplo, aunque sin limitarse a, RADAR, radio, teléfonos o comunicaciones inalámbricos (celulares) e instalaciones/equipos (fijos o móviles) de transmisión y recepción de TV, dispositivos de RF, así como IRM. Sin limitar el alcance previsto de la invención actual, para propósitos de ilustración solamente, la descripción en primer lugar describe realizaciones de la invención en el contexto de exposición a RF en el contexto de situaciones de IRM médicas, tales como, por ejemplo, durante un procedimiento de intervención guiado por IRM o durante procedimientos de imagenología de diagnóstico por IRM.

Sin desear quedar ligados a ninguna teoría particular de operación, se cree actualmente que cuando un cuerpo tal como uno humano o animal o un objeto ("objeto de prueba") de modelo análogo biológicamente se coloca en un escáner de IRM y un pulso de campo magnético de RF externo se aplica al cuerpo para excitar el tejido para IRM durante la exploración, se pueden inducir en el cuerpo campos eléctricos locales ("campos E") desde la bobina de excitación y corrientes de Foucault. Las corrientes de Foucault inducidas magnéticamente están en una dirección ortogonal al campo de RF aplicado y a la misma frecuencia. También se puede generar un flujo magnético. Cuando uno o más conductores se colocan en el cuerpo, pueden acoplarse con los campos E locales y las corrientes de Foucault se pueden depositar en los conductores 2 del cable 1 tal como se muestra en la **figura 1**. Debido a que los campos de excitación aplicados serán, en general, sustancialmente uniformes sobre la dimensión de sección transversal del uno o más conductores, las corrientes acopladas e inducidas en los conductores están en la misma dirección, y se denominarán de aquí en adelante "corrientes de modo común". Esta corriente viaja de atrás y adelante en la RF, y puede hacer elevarse la temperatura local a niveles no seguros especialmente donde los picos de corriente en los extremos, en el tejido adyacente a los electrodos, por ejemplo tal como se muestra en las **figuras 1 y 2**. La **figura 2** ilustra la elevación de temperatura en dos cables diferentes, un cable SCS (estimulación de médula espinal) y un cable DBS (estimulación cerebral profunda). La elevación de temperatura local puede ser proporcional a la potencia de RF total depositada en el conductor, que está en función de: la intensidad de campo de RF aplicada, la frecuencia y el ciclo de trabajo; la longitud eléctrica del conductor en el cuerpo, que está en función de la impedancia RF del conductor (su conductividad, espesor de aislamiento y la impedancia compleja del entorno alrededor del conductor); y el tamaño y las propiedades eléctricas de RF del cuerpo.

En referencia ahora a una teoría de operación con respecto a las corrientes de modo común, si dos conductores (por ejemplo, hilos o filares) de longitud eléctrica sustancialmente igual o igual (las longitudes eléctricas no necesitan ser las mismas que las longitudes físicas respectivas) se colocan en los mismos campos electromagnéticos (EM) en la misma orientación, la magnitud y dirección de la corriente depositada en ellos será sustancialmente la misma o la misma. Ahora, se verá, de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención, que estos conductores se pueden disponer de tal forma para suprimir (compensar, contrarrestar, anular, reducir y/o limitar) las corrientes de modo común formando un conductor que gira sobre sí mismo dos o más veces, por ejemplo, formados en secciones

que incluyen longitudes cuya dirección se invierte en una dirección longitudinal y/o longitudinalmente. Mediante esta configuración, se contempla que una reducción o una cancelación de la corriente de modo común en una longitud hacia delante equivalente eléctricamente del conductor puede estar afectada, reduciendo sustancialmente de este modo la corriente total, que fluye a los extremos de estos conductores. Sin embargo, se apreciará que con este concepto, el conductor (por ejemplo, el hilo) aún atraviesa la distancia de un componente a otro, por ejemplo un electrodo a un dispositivo o IPG implantado. De acuerdo con realizaciones de la presente invención, la longitud eléctrica de secciones inversas se modifica para alterar su longitud física, mientras que proporcionan un efecto de cancelar, anular o contrarrestar corrientes de modo común. Las longitudes de las secciones se eligen basándose en consideraciones descritas en lo sucesivo, que también incluyen factores que relacionan las características de impedancia y línea de transmisión del conductor, y/o su longitud de onda EM. Las secciones inversas pueden tener una longitud física que es menor o igual que al menos una sección hacia delante adyacente (colindante) y pueden tener una longitud eléctrica que es menor, la misma o más que aquella de la al menos una sección hacia delante adyacente (colindante).

Con referencia a la **figura 3**, se ilustran tres configuraciones de conductor diferentes. La configuración del conductor superior **2** es de un conductor recto de 27 cm de longitud. Cuando esta configuración de conductor fue colocada en un objeto de prueba con gel de tejido simulado y sujeta a campos de RF externos en un escáner de IRM de 1,5 T que opera a aproximadamente 64 MHz, fue medido un cambio de temperatura local de aproximadamente 20 °C en el tejido adyacente al electrodo (véase, la **figura 8C**). Por el contrario, modificando la configuración del conductor **2** de 27 cm como se muestra mediante el conductor **3** con el conductor **3** girado sobre sí mismo (en secciones de aproximadamente 9 cm) para definir una parte o segmento del conductor que tiene una sección BS **10** y dos secciones FS **9** causa un cambio de temperatura local sustancialmente menor, medido como menos de aproximadamente 1 °C durante la misma exploración de IRM llevada a cabo para un conductor **2**, que es similar a aquella vista con un conductor **5** que tiene un conductor de 9 cm tal como se muestra mediante la configuración de conductor inferior. El conductor **5** tiene una longitud física de aproximadamente 9 cm y puede tener una longitud eléctrica de aproximadamente $\lambda/4$ o menos. Se cree que la reducción de temperatura refleja un acoplamiento a los campos E locales reducido debido a la longitud reducida de cada sección (9 cm frente a 27 cm). En el contexto de algunas realizaciones particulares de la invención, se puede inducir una corriente de modo común en las tres secciones del conductor **3** de 27 cm girado. Sin embargo, de nuevo de acuerdo con una teoría de operación contemplada, se puede pensar que la corriente en una sección hacia delante **9₁** del conductor **3** se cancela o reduce por la corriente en la sección inversa (hacia atrás) **10**, dejando una corriente reducida (o no cancelada neta) en la sección tercera (9 cm) **9₂** consistente con este conductor **3** que produce sustancialmente el mismo calentamiento que el conductor **5** de longitud más corto (9 cm), solo. Sin embargo, otros mecanismos de operación o adicionales pueden ser responsables del calentamiento reducido.

Tal como se muestra esquemáticamente por la configuración del cable en el medio de los tres cables en la **figura 3**, invirtiendo la dirección del conductor **3** parece ofrecerse un mecanismo de supresión de corriente inducida que es potencialmente no específico de la frecuencia y pudiera ser considerada supresión "de banda ancha". Sin embargo, en la práctica, se pueden considerar varios factores que son dependientes de la frecuencia. En particular, en RF de aproximadamente 30 MHz y más alta, la longitud de cables implantados puede llegar a ser comparable con la longitud de onda EM de la corriente en los cables, lo que provoca de manera general modulación de las corrientes como una función de la distancia a lo largo del cable debido a la onda EM, que puede hacer que cualquier calentamiento que ocurre en las secciones expuestas (**9₁**, **9₂**, y similares) varíe con la posición en respuesta a las variaciones en la amplitud de corriente, y puede por ello modular la estrategia de supresión de modo común perfilada anteriormente.

Por consiguiente, puede ser deseable en algunas realizaciones de la presente invención dividir los conductores largos usados en sistemas de cables en una pluralidad de módulos **8** de supresión de corriente inducida por RF individuales que sean pequeños comparados con la longitud de onda. De esta manera, en algunas realizaciones, cada CSM individual **8** o una BS respectiva **10** y/o FS **9** del mismo puede tener una longitud eléctrica que es preferentemente no más de aproximadamente $\lambda/4$, normalmente menor que $\lambda/4$, donde λ es la longitud de onda EM del conductor en el cuerpo a la RF de interés (por ejemplo, la frecuencia operativa del escáner de IRM). Generalmente indicado, cada módulo **8** tiene al menos dos secciones, una sección hacia delante (FS) **9** y una sección hacia atrás (BS) **10**. La FS **9** y la BS **10** pueden tener longitudes eléctricas similares o sustancialmente iguales, y de esta manera experimentan una extensión similar de acoplamiento a los campos EM y magnitudes y dirección similares de corriente de modo común inducida cuando están inmersas en los mismos campos EM. De acuerdo con una teoría de mecanismo de supresión de corriente de modo común, se puede considerar que estas magnitudes y direcciones similares de las corrientes inducidas en las secciones hacia delante y hacia atrás se encuentran unas con otras, provocando una cancelación considerable de la corriente, a diferencia de los cables rectos convencionales en donde la una o más corrientes pueden continuar sin disminución o incluso aumentar, causando potencialmente calentamiento no deseado. Se pueden usar otras configuraciones de longitud eléctrica no equivalente, por ejemplo, una longitud eléctrica más corta en una FS **9** con respecto a una BS **10** correspondiente, y en la ubicación de la BS **10** en una longitud proximal, o en una longitud distal, con respecto a la longitud física total del conductor **3** (por ejemplo, hilo o filar), y/o simétricamente dispuesta con respecto a un primer giro o curva en el conductor **3**.

La longitud eléctrica y la longitud de onda (λ) de un conductor está en función de su longitud física, impedancia de RF, el material aislante/dieléctrico que lo rodea y las propiedades eléctricas del medio en el que se coloca. Por ejemplo, a 64 MHz y en una solución salina (0,9 %) un hilo de cobre del tipo usado para bobinar bobinas magnéticas ("hilo magnético") de 9 cm de longitud es aproximadamente igual a $\lambda/4$. Si se añade aislamiento al conductor, dependiendo del espesor del aislamiento y la constante dieléctrica del aislamiento, λ aumenta, es decir, el conductor de 9 cm de longitud con aislamiento ahora tiene una longitud eléctrica que es más corta que $\lambda/4$. También, bobinar una longitud del conductor puede afectar a las longitudes física y eléctrica efectivas. La longitud de $\lambda/4$ de la bobina depende del diámetro del conductor y del diámetro de la bobina. Por ejemplo, tal como se muestra en la **figura 4**, un conductor recto de 9 cm (por ejemplo, hilo magnético) **9** es equivalente eléctricamente en longitud al hilo **10** que tiene una sección recta de 3,5 cm **10s** y una bobina de 1,5 cm **10c** formada por el conductor (por ejemplo, hilo magnético) (DI de diámetro de 0,1016 cm); y a unos ~2,5 cm del mismo conductor (por ejemplo, hilo magnético) bobinado **10c** a un DI de 0,1016 cm (**Figura 9**). La **figura 5** ilustra que la sección hacia atrás **10** tiene una sección bobinada **10c** y una longitud física total " L_{CB} " de aproximadamente 5 cm para proporcionar sustancialmente la misma longitud eléctrica que la sección hacia delante **9**, mostrada aquí con una longitud lineal (recta) de aproximadamente 9 cm.

Tal como se describirá adicionalmente más adelante, uno o ambos de los segmentos de FS **9** y/o BS **10** de cada o algunos CSM **8** en un cable puede estar cada uno bobinado o comprender segmentos bobinados. De acuerdo con realizaciones de la presente invención, en operación, las secciones **9** y **10** están sujetas al mismo campo EM o uno similar de manera que las corrientes de modo común se induzcan en la misma dirección, representada aquí por flechas, proporcionarán un cierto nivel de cancelación donde las secciones se encuentren. Parecería que si las secciones **9** y **10** son de longitudes sustancialmente equivalentes eléctricamente, y si el campo EM es el mismo a través de las longitudes de ambas secciones, entonces la cancelación debería ser completa. Sin embargo, se aprecia que, en la práctica, la cancelación de corriente puede no ser del 100 % por varias razones, incluyendo por ejemplo variaciones en el campo eléctrico de acoplamiento en las dos secciones, pero es suficiente para suprimir la una o más corrientes de modo común dentro de límites aceptables. Las pruebas de calentamiento de tejido *in vitro* de cables configurados tal como se muestran en la **figura 7** provocaron cambios de temperatura local en el gel que rodea el cable de prueba de ~1 °C tal como se muestra en las **figuras 8A y 8B**.

Al considerar que los mecanismos por los cuales se inducen corrientes mejoran de acuerdo con realizaciones de la presente invención, se reconocerá además que las partes de FS y BS **9**, **10** de los módulos **8** de supresión de corriente propuestos tienen impedancias eléctricas de RF comprendidas de la resistencia total de la sección, y una componente reactiva comprendida en primer lugar de la inductancia de las partes de la bobina. Los expertos en la materia entenderán que el término "bobina" puede incluir inductores de circuito discreto (que son normalmente bobinas microdevanadas; no magnéticas y compatibles con IRM para aplicaciones de IRM) además de las bobinas formadas por los cables de conducción.

Además, la componente reactiva puede incluir capacitancia paralela representada como que conecta entre las FS **9** y las BS **10** y que se distribuye mutuamente entre las secciones de cable o incluye como componentes discretos, así como capacitancia parásita entre el entorno circundante en el que se coloca el cable, tal como se ilustra en la **figura 6A**. La capacitancia distribuida puede variar de ser de valor despreciable a decenas de pF. También se pueden usar elementos de circuito discreto (capacitancias y/o inductores) en serie en el cable de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La reactancia es un determinante de la longitud de onda EM en las secciones, y sus longitudes eléctricas tal como se han descrito anteriormente. De esta manera, cuando se consideran las propiedades de impedancia de los módulos **8**, las adaptaciones del conductor de la FS **9** y la BS **10** tal como se muestran en la **figura 5**, pueden ser consideradas potencialmente como que añaden el beneficio de un efecto de filtrado de alta impedancia cuando la magnitud de la impedancia a la frecuencia de RF de interés es grande, por ejemplo ≥ 100 Ohmios. En general, esto puede darse por encima de un intervalo de frecuencias, y además, se pueden esperar niveles más altos de filtrado a ciertas frecuencias específicas donde las longitudes eléctricas del conductor corresponden a múltiplos enteros de $\lambda/4$. Si bien esta última propiedad puede estar limitada a un intervalo de RF relativamente estrecho (supresión de "banda estrecha"), el filtrado de RF puede ser debido a la impedancia de los módulos que es típica de aquella de los circuitos inductor-condensador (LC): la impedancia a una frecuencia particular se determina por la inductancia en serie formada sustancialmente por las bobinas incorporadas en las secciones, y por la capacitancia en paralelo, que puede surgir entre el cable de conducción y el entorno contiguo, incluyendo partes de conductor cercanas (por ejemplo, **9** y **10**).

De esta manera, cuando se consideran los efectos de la impedancia, tal como se ejemplifica en las **figuras 5, 6A-6E, 9 y 10**, las secciones sustancialmente rectas **9** junto con la sección bobinada BS **10c** se pueden considerar como que forma un equivalente de un circuito LC que proporciona un efecto de filtro de RF. Tal como se muestra esquemáticamente en la **figura 6A**, la sección bobinada **10c** puede ser un equivalente eléctrico de un inductor en serie y una capacitancia **7** que puede ser creada por una bobina (aislada) entre la sección recta **9** y la sección bobinada **10c**, aislada por un dieléctrico (por ejemplo, un polímero), creando de esta manera potencialmente una alta impedancia que suprime las corrientes de RF inducidas. Las **figuras 6B-6E** son ilustraciones esquemáticas de un conductor con un CSM **8** de segmentos hacia delante e inversos **9**, **10** y equivalentes eléctricos ejemplares de configuraciones de capacitancia de acuerdo con realizaciones de la presente invención. En estas realizaciones, la capacitancia/condensadores se usan junto con la inductancia del conductor (**figuras 6B, 6C, 6D**) o con una o más

secciones bobinadas (**figura 6E**) para reducir la longitud física del cable para una longitud eléctrica fija a fin de suprimir las corrientes de modo común y/o proporcionar el efecto de un filtrado de RF de alta impedancia. Nótese que de éstas, las **figuras 6C y 6D**, pueden no ser adecuadas para aplicaciones que implican el paso de corrientes continuas (CC) o corrientes de baja frecuencia para marcapasos, etc...., debido a la presencia de las capacitancias en serie. Un propósito de las capacitancias en serie en las **figuras 6C y 6D**, puede ser aumentar la impedancia de una FS **9** para mejorar más el efecto de filtro de RF. La realización de la **figura 6E** incluye una bobina **9c** en la FS **9** además de la de la BS **10**. Estas bobinas se devanan en direcciones opuestas una con la otra, y pueden estar codevanadas con el conductor de la FS **9** próximo al conductor de la BS **10** a sustancialmente el mismo radio de bobina, o devanadas una sobre la parte superior de la otra en dos o más capas, o bobinadas consecutivamente. Un propósito de la bobina añadida **9c** puede ser aumentar la impedancia de una FS **9** para mejorar más el efecto de filtro de RF, y puede ser de diferente longitud, diámetro, y poseer una impedancia diferente de **10c**. También, la bobina **9c** puede estar formada en cualquiera o ambas de las partes de la FS **9** superior e inferior. Cuando se usa solamente una capacitancia distribuida, **figura 6E**, se puede conseguir con solamente formar el conductor **3** en las bobinas de la FS **9c** y las bobinas de la BS **10c**.

Se verá a continuación que estos conceptos y principios de realizaciones descritas en el presente documento se pueden extender a realizaciones que incluyen cables más largos, múltiples CSM **8** con respectivas secciones FS y BS **9, 10**. Uno o más de los CSM **8** pueden incluir secciones BS **10** que tienen partes bobinadas **10c** y secciones FS **9** que tienen partes bobinadas y los cables **20** pueden incluir una pluralidad de conductores **3**, tal como se representa, y se describe en los ejemplos presentados en lo sucesivo.

La **figura 7** representa un sistema de cable único prototipo que tiene una longitud L_1 (tal como de aproximadamente 36 cm de longitud) con un electrodo único **4** que muestra cuatro de seis módulos **8** de supresión de corriente inducida por RF cada uno con dos FS **9** con una longitud L_2 (tal como aproximadamente 9 cm de longitud) que corresponde a aproximadamente $\lambda/4$ a 64 MHz, y cada uno con una con una BS **10** con una longitud L_3 (tal como aproximadamente 5 cm) incluyendo una longitud recta más larga L_4 (de aproximadamente 3,5 cm) y un segmento de longitud bobinada más corto (de aproximadamente 1,5 cm) **10c**. En las realizaciones mostradas, el conductor está formado de hilo magnético de diámetro 0,01778 cm y las secciones bobinadas **10c** tienen un diámetro interno de 0,1016 cm. Al considerar la impedancia de cada módulo de supresión **8**, la BS bobinada **10** proporciona la inductancia, y la FS **9** se acopla con el inductor, con la capacitancia parásita aportada por el acoplamiento eléctrico entre las FS **9** y las BS **10** por sí mismas y el entorno. Al considerar las corrientes inducidas de modo común en cada sección, dado que ambas de las respectivas secciones **9, 10** del módulo **8** están en estrecha proximidad, pueden acoplarse sustancialmente los mismos campos E locales y tiene sustancialmente la misma dirección de corriente de RF inducida en ellas en un momento dado, de manera que, de acuerdo con la discusión anterior, la corriente depositada sobre la sección hacia delante **9** puede ser considerada como que se cancela en una medida significativa por la corriente inducida en la sección hacia atrás **10** en el punto donde las secciones se encuentran, y la corriente menos inducida total fluye hacia el electrodo **4** y a los tejidos adyacentes comparado con aquella que se produce sin los CSM **8**.

El prototipo mostrado en la **figura 7**, sometido a pruebas de calentamiento de tejido *in vitro* en un escáner de IRM de 1,5 T que opera a 64 MHz colocándolo en un medio de gel que tiene propiedades eléctricas similares a un músculo sano (conductividad, 0,7 Siemens/m). La elevación de la temperatura local en varias secciones (concretamente en gel adyacente al electrodo **4**) fue medida usando un sistema de medición de temperatura de fibra óptica. La **figura 8A** ilustra el cambio en temperatura (°C) frente al tiempo (s) para este cable en el gel en el extremo del electrodo, que es menor que 0,5 °C. Por el contrario, un cable de control de un conductor recto de la misma longitud en el mismo campo mostró una elevación de temperatura de 20 °C en el gel adyacente al electrodo (**figura 8C**).

Un prototipo de 27 cm fue fabricado de acuerdo con el diseño mostrado en la **figura 7**, pero con un número reducido de módulos **8** (cuatro frente a seis) con las mismas configuraciones de la FS **9** y la BS **10**. La **figura 8B** ilustra los datos de pruebas de calentamiento de tejido *in vitro* realizadas en las mismas condiciones. El calentamiento en el electrodo es ligeramente más alto para el cable de 27 cm, en aproximadamente 1 °C, pero permanece dentro de un intervalo aceptable y se reduce extremadamente comparado con los 20 °C observados en algunos cables convencionales (**Figura 8C**).

Otra realización de un CSM **8** de acuerdo con la presente invención se muestra en la **figura 9**, que representa una parte del conductor **3** con un módulo de supresión único **8** que se puede usar para formar un cable de cuatro electrodos y/o cuatro conductores **20**. En este caso, cada sección hacia atrás **10** tiene un segmento bobinado **10c** que recorre sustancialmente la longitud entera de la misma, por ejemplo, aproximadamente 2,5 cm, más que aproximadamente 1,5 cm, tal como se señaló anteriormente. También se pueden usar otras longitudes y diámetros de bobina y tamaños de bobina. Como también se muestra, los cuatro conductores o cables se pueden codevanar para proporcionar secciones bobinadas codevanadas **10c** de las secciones **10** para contrarrestar las corrientes de modo común. Otras configuraciones son posibles incluyendo, por ejemplo, formar la bobina **10** fuera de y rodeando las FS **9** y las BS **10**, de manera que cada conjunto de cables invierta las direcciones y discorra de vuelta a través de la mitad de la bobina a sus extremos opuestos para proporcionar el efecto de cancelación descrito anteriormente. Tal como se muestra en la **figura 10**, desde el punto de vista de las impedancias de RF de las líneas, las bobinas **10c** pueden servir como inductancias en serie, lo cual, junto con la capacitancia parásita **7** con otras secciones **9** y/o entorno circundante, proporciona un efecto de supresión de corriente.

Un sistema de cable de múltiples electrodos, múltiples conductores **20** se ilustra en la **figura 11** para un sistema de cable **20** de cuatro electrodos **4** y/o cuatro conductores **3**. La **figura 11** ilustra un subconjunto de los módulos **8**, por ejemplo, cinco CSM **8** de unos conductores de 11 CSM ejemplares de un cable **20** de 58 cm, y cinco CSM **8** de un sistema de cable de 64 cm de 12 CSM de conductores. Para prototipos del diseño mostrado en la **figura 11**, cada cable **20** se fabricó con cuatro conductores, esto es hilos magnéticos de 0,0127 cm (4 hilos), teniendo cada uno una FS **9** recta de aproximadamente 9 cm de longitud, y una BS bobinada **10c** (también llamada de forma intercambiable una "CBS") de aproximadamente 4,3 cm de longitud. Las bobinas **10c** tenían un DI de 0,11684 cm con segmentos bobinados respectivos **10c** de diferentes conductores que están sustancialmente codevanados. Múltiples fotografías digitales de un cable prototipo **20** para conectar entre los electrodos y un IPG o marcapasos se muestran en las **figuras 12A-D**: **12A** el cable entero; **12B** el extremo distal que muestra los electrodos; **12C** y **12D**, fotografías en primer plano de los módulos **8** y las bobinas **10c**. Estos cables **20** fueron probados para rendimiento de calentamiento de tejido *in vitro* en un objeto de prueba en gel en un sistema de escáner de IRM de 1,5 T (64 MHz). Los cambios de temperatura local en el gel alrededor de diferentes secciones del cable (extremo distal "DM1", extremo proximal "PM1", cerca del electrodo "electrodo") fueron medidos y se presentan en las **figuras 13A y 13B**. Se registró una elevación de temperatura de menos de 1 °C en el gel adyacente al cable **20** en estas tres ubicaciones cuando se usa una secuencia de IRM que tienen una entrada de SAR máxima de > 4 W/kg.

Si bien uno de cuatro electrodos **4** que contiene cuatro CSM **8** se muestra en la **figura 11**, CSM **8** para sistemas de cables de múltiples conductores pueden comprender normalmente entre aproximadamente 2-100 conductores **3** y/o electrodos **4**, pero incluso números mayores de conductores **3** y/o electrodos **4** que se pueden formar de acuerdo con las realizaciones descritas en el presente documento se incluyen dentro del alcance de la presente invención.

En las realizaciones de la presente invención, uno o más de dichos CSM **8** del tipo ilustrado en la **figura 11** para múltiples conductores se pueden disponer de manera que un CSM **8** de un conductor respectivo esté separado de un CSM colindante **8** por una longitud eléctrica de $\sim \lambda/4$ o menos, análogo a la adaptación de línea única representada en la **figura 7**, donde λ es la longitud de onda EM del cable recto (no bobinado) en el medio en el que va a ser implantado. Aunque se muestra teniendo electrodos **4** en ambos extremos, en otras realizaciones todos los electrodos pueden estar en una parte extrema y los conectores/interfaces con la fuente de alimentación u otro dispositivo en el otro extremo. Como alternativa, realizaciones de múltiples electrodos y/o múltiples conductores (>2 conductores) de la presente invención pueden incluir conductores que tienen módulos de supresión separados tal como se muestra en la **figura 7**. Los conductores múltiples **3** se pueden agrupar con las ubicaciones de bobinas **10c** desplazadas una de la otra de manera que las bobinas **10c** no coincidan en espacio, y el diámetro de cable máximo no llegue a ser excesivo. También se pueden usar combinaciones de secciones bobinadas codevanadas y no codevanadas y conductores agrupados o no agrupados. En algunas realizaciones, cada segmento bobinado de un conductor respectivo puede estar axialmente (longitudinalmente desplazado) con respecto a otros, mientras que en otras realizaciones algunos o todos los conductores se pueden apilar uno sobre el otro y/o codevanar.

Los detalles de configuración de los conductores **3** y CSM **8** son para propósitos de ilustración solamente y no pretenden limitar el alcance de la presente invención. Sin desear quedar ligados a una teoría de operación, se contempla que el propósito primario de uno o más de los pares de cooperación de las secciones hacia delante e inversa, las secciones de bobina **9c** y/o **10c**, y/o los elementos reactivos representados en la **figura 6A-E** (bobinas y/o condensadores) es alterar la longitud eléctrica de las longitudes de conductores asociadas de manera que las corrientes de modo común inducidas en secciones más largas se puedan suprimir, compensar o inhibir y se pueda proporcionar una conexión eléctrica entre partes separadas físicamente, tales como electrodos e IPG o marcapasos, o cables EKG externos (o transductores de presión sanguínea, o transductores de oxígeno en sangre, o transductores de sonografía) y un sistema de monitorización, por ejemplo.

La **figura 12A** es una fotografía digital de un cable flexible prototipo de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La **figura 12B** es una vista parcial del prototipo mostrado en la **figura 12A** con el extremo del cable mostrado recto con respecto a una regla. Las **figuras 12C-12D** son imágenes agrandadas de una parte del cable mostrado en la **figura 12B**.

Las **figuras 13A y 13B** son gráficas de cambio de temperatura (C) a lo largo del tiempo (segundos) para sistemas de cables prototipo de cuatro electrodos y cuatro conductores de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La gráfica en la **figura 13A** ilustra la elevación de temperatura con el tiempo en un extremo distal de un módulo CSM **1** (DM1) y en un extremo proximal de CSM **1** (PM1) y en el gel cerca del electrodo si un sistema de cable de 4 electrodos con 4 conductores y 11 módulos CSM que tienen una longitud de aproximadamente 58 cm. La gráfica en la **figura 13B** ilustra la elevación de la temperatura de un cable prototipo de 64 cm de longitud con 4 conductores y 4 electrodos y 12 CSM.

En particular, las **figuras 14A-14I** ilustran configuraciones de CSM **8** ejemplares con configuraciones de conductor **3** alternativas y la BS **10** y la FS **9** de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención según se aplica a un cable de conducción único **3**. En la **figura 14A**, el conductor **3** tiene la BS **10** con un segmento bobinado **10c** que recorre sustancialmente la longitud entera del mismo análogo al CSM mostrado en la **figura 9**. La **figura 14B** ilustra que una FS **9** puede extenderse dentro de la bobina de una BS **10** para proporcionar el efecto de cancelación descrito anteriormente. La FS **9** que pasa a través de la bobina puede pasar a través de cualquier parte interior de la bobina, provocando de este modo de manera general una reducción en el diámetro externo del cable comparado

con la **figura 14A**, pero que también afecta a la impedancia de RF. Esta configuración se extiende fácilmente a múltiples cables codevanados, por ejemplo con respecto a la **figura 9**, recorriendo un haz de FS **9** de cables a través del medio de la bobina codevanada **10c**, para minimizar el diámetro del cable. Las **figuras 14C y 14D** ilustran que una FS **9** puede formar un bucle axialmente o girar varias veces por encima, por debajo y/o a través de una BS **10** (definiendo varias “mini” o “sub” FS **9₁, 9₂** y una “mini” BS **10₁** intermedia) antes de extenderse axialmente corriente abajo de la BS **10** primaria. El bucle atrás y adelante en esta configuración proporciona unos medios adicionales de alteración de la longitud eléctrica de la sección de acuerdo con los mecanismos de operación descritos anteriormente, creando esencialmente de este modo una bobina/inductancia como en la **figura 14A**, pero con el eje de la bobina rotado aproximadamente 90 grados para aumentar la bobina **10**. La **figura 14E** ilustra que la FS **9** puede incluir un segmento bobinado **9c** y un segmento lineal **9l**, análogo a la **figura 6E**. El segmento bobinado **9c** puede residir próximo a la BS **10c**. La bobina de la BS **10c** y la bobina de la FS **9c** pueden estar sustancialmente codevanadas pero con cada bobina en direcciones opuestas o bobinadas una sobre o alrededor de la otra o próximas entre sí para acoplar eléctricamente, producir potencialmente cancelación de corriente en el extremo de la BS y puede generar impedancia aumentada, tal como, por ejemplo, al menos aproximadamente 100 Ohmios, y normalmente aproximadamente 300 Ohmios o más. El diámetro de la bobina, el tamaño y/o el tipo del conductor, y la longitud de la bobina pueden ser los mismos en las secciones **9c** y **10c**, y uno o más de estos parámetros pueden ser diferentes. El conductor **3** puede ser un conductor continuo único a lo largo sustancialmente de toda su longitud, y es normalmente el mismo conductor al menos a lo largo de la longitud de un CSM **8** respectivo.

La **figura 14F** ilustra que el conductor **3** puede incluir una sección estrechamente separada continua del conductor que gira sobre sí misma varias veces en una dirección longitudinal, análoga a los giros o bucles axiales/longitudinales introducidos en las realizaciones de las **figuras 14C y 14D**. Esta configuración es similar a la de la **figura 14A**, excepto que el eje de la bobina está girado 90 grados, después de lo cual se crean múltiples BS **10** por los devanados de bobina. Las **figuras 14G-14I** ilustran otras configuraciones más de CSM **8** del conductor con una pluralidad de longitudes que se extienden atrás y adelante longitudinalmente adyacentes (que pueden ser rectas, cónicas o pueden ser curvilíneas) formando una serie de segmentos inverso y hacia delante apilados **10, 9**, respectivamente. Aunque no se muestra, una o más bobinas **3c** se pueden extender entre los CSM **8** adyacentes, tal como se muestra en la **figura 14K** (que también ilustra que los CSM **8** pueden incluir una configuración de doble giro (un segmento inverso)). La **figura 14J** ilustra una configuración similar a la **figura 14K** pero sin el segmento intermedio bobinado **3c**. Por supuesto, el cable puede incluir combinaciones de diferentes tipos y configuraciones de los CSM **8**.

La **figura 14H** ilustra que los módulos **8** pueden incluir tanto los segmentos que se extienden lateralmente (longitudinalmente) como un segmento bobinado con los segmentos que se extienden lateralmente que están dentro y/o fuera del segmento bobinado y el segmento bobinado puede ser un segmento hacia delante o uno inverso, análogo a la **figura 14C**. La **figura 14I** ilustra que los segmentos laterales de módulos adyacentes **8** en la **figura 14G**, se pueden intercalar en parte. En realizaciones adicionales, el intercalado del uno o más conductores se extiende en su totalidad, de manera que los bucles axiales y/o longitudinales están codevanados y forman un único módulo. Esto se puede obtener, por ejemplo, formando un bucle plano de conductor en el centro del módulo **8**, a continuación doblando el bucle varias veces y poniéndolo contra las dos FS **9**. Una realización alternativa es enrollar el bucle plano como una bobina alrededor de una FS **9**.

Las **figuras 14L y 14M** ilustran que el cable **20** puede tener al menos un conductor **3** al menos un CSM **8** que se extiende entre un electrodo **4** y una fuente de alimentación, tal como un IPG. La **figura 14M** ilustra que el extremo distal del conductor **3** se puede bobinar a medida que se conecta al electrodo **4** para reducir adicionalmente el calentamiento próximo al electrodo. También, la **figura 14L** ilustra que se puede usar más de un conductor **3** para conectar un electrodo único **4** para redundancia y/o transmisión de potencia o energía menor o similar.

La **figura 15A** ilustra la impedancia frente a la frecuencia para un CSM único cuando está sumergido en una solución salina fisiológica. El CSM comprende secciones hacia atrás bobinadas (CBS) de 4,3 cm y secciones hacia delante (FS) (rectas) de 9 cm. El CSM tiene 4 conductores codevanados (para propósitos de prototipo, hilos magnéticos, de diámetro 0,0127 cm) con la CBS que tiene aproximadamente un diámetro interno de 0,11684 cm. La **figura 15B** ilustra que la impedancia se puede medir conectando la sonda de medición de impedancia al CSM en los dos puntos mostrados por las flechas.

La **figura 16** ilustra la impedancia frente a la frecuencia para un cable entero con once CSM consecutivos separados axialmente, cuando está sumergido en una solución salina fisiológica. El cable es un sistema de 4 electrodos con la FS que tiene una longitud de aproximadamente 9 cm y la CBS que tiene una longitud de aproximadamente 4,3 cm y un diámetro interno de aproximadamente 0,11684 cm. El uso de múltiples CSM puede alterar la dispersión de la impedancia de acuerdo con la impedancia acumulativa y los efectos de la longitud de onda asociados con la longitud del cable más largo. Los datos de impedancia muestran muy baja resistencia (~1 Ohmio) a frecuencias de CC y aproximadamente 60-300 Ohmios de impedancia a frecuencias de RF, aunque un pico de aproximadamente 1600 Ohmios es evidente a ~20 MHz. De esta manera, los conductores **3** pueden tener filtrado paso bajo de banda ancha, mientras que ofrecen un efecto de filtrado de banda estrecha de impedancia más alta a frecuencias específicas.

Aunque el máximo local de la impedancia ejemplar se muestra a entre aproximadamente 20-25 MHz, las características de ubicación y/o de impedancia máxima se pueden ajustar a otras frecuencias de RF deseadas

reconfigurando los CSM, por ejemplo, cambiando uno o más de la longitud de la BS **10**, el diámetro de los conductores que define la bobina **10c** (por ejemplo, inductores) y/o parte de la FS **9c**, y/o el número de vueltas en los conductores en la BS bobinada **10c**. También, los cables **20** se pueden configurar con múltiples FS **9** y BS **10**, para generar máximos a múltiples frecuencias (o bandas de frecuencia) ajustando la configuración, por ejemplo, la longitud/diámetro/número de vueltas de las diferentes de las FS **9** y/o las BS **10**.

De esta manera, de acuerdo con algunas realizaciones, los conductores **3** con CSM **8** pueden tener una impedancia que varía y presenta máximos locales en una banda de frecuencia y/o sobre un intervalo de frecuencia diana. En algunas realizaciones particulares, los CSM **8** pueden presentar una impedancia de al menos aproximadamente 100 Ohmios sobre su respectiva longitud a una radiofrecuencia diana de interés. Las secciones FS y BS **9**, **10**, respectivamente, se pueden configurar de manera que al menos un máximo de impedancia local coincida sustancialmente con al menos una frecuencia (o banda de frecuencia) de interés (por ejemplo, 64 MHz para 1,5 T, 128 MHz para 3 T, etc.) dentro de ese intervalo. Debido a que los máximos locales son relativamente anchos, la banda de frecuencia diana puede estar dentro de +/-aproximadamente 5 MHz de la frecuencia de RF típica de un escáner de IRM. En algunas realizaciones particulares, los máximos locales de impedancia diana pueden ser también el máximo global.

La **figura 17** muestra datos de prueba de calor del cable de once CSM cuyas propiedades de geometría e impedancia se muestran en la **figura 16** obtenida usando los parámetros de IRM: secuencia FSPGR, TE = 4,2, TR = 17,3, BW = 125, FA = 170, matriz de imágenes 256 = 128; TG = 155 - SAR de entrada máxima ~4,2 W/kg. La **figura 17** es una gráfica del cambio de temperatura local medido en diferentes ubicaciones a lo largo de la longitud del cable con once CSM (correspondientes a FS y CBS) en un escáner de IRM de 1,5 T que opera a 64 MHz. El procedimiento de prueba es como se describió con respecto a las **figuras 8A-8C**.

La **figura 18** ilustra el cambio de temperatura local medido en diferentes ubicaciones a lo largo de la longitud de un cable con once CSM en un escáner de IRM de 3 T con SAR de entrada máxima medida = 4,2 W/kg. La frecuencia de RF de IRM en este caso es de 128 MHz. El cable corresponde a aquél analizado con respecto a las **figuras 16 y 17**, y se usó el mismo procedimiento de prueba que se describió para las **figuras 8A-8C**.

Se señala con referencia al cable de once CSM representado en las **figuras 16-18**, que los máximos de impedancia en la **figura 16** no coinciden exactamente con las dos frecuencias de IRM de 64 y 128 MHz. Sin embargo, las **figuras 17 y 18** muestran que los cables son aun altamente efectivos en limitar el calentamiento a las frecuencias más altas. Esto es coherente con el mecanismo de modo común que juega un papel significativo a las frecuencias de interés. También, el mismo cable puede ser efectivo en limitar el calentamiento a dos frecuencias de escáner de IRM, por ejemplo, tanto a la frecuencia de 1,5 T como a la frecuencia de 3 T, y proporcionar por ello potencialmente supresión del calentamiento del cable potencialmente perjudicial y/o daños del dispositivo en escáner de IRM y/o entornos de RF múltiples. En particular, los conductores **3** pueden proporcionar rechazo de tensiones y corrientes inducidos sobre una banda ancha de RF en el intervalo entre aproximadamente 10 MHz y aproximadamente 200 MHz. En algunas realizaciones, los máximos locales pueden corresponder a dos o más frecuencias de RF de interés, donde una o más es una frecuencia de IRM de RF que corresponde a 0, 1, 0, 3, 0, 7, 1, 0, 1, 5, 2, 5, 3, 4, 4, 7, 7, y 9, 4 Tesla.

Las **figuras 19 y 20** son gráficas de la impedancia frente a la frecuencia (MHz). En estas gráficas, la realización "B" se refiere a la realización mostrada en la **figura 14B**, la realización "C" se refiere a la realización mostrada en la **figura 14C** y la realización "D" se refiere a la realización mostrada en la **figura 14D**. Cada realización es capaz de generar múltiples máximos locales sobre un intervalo de frecuencias de RF (MHz) con la realización C generando aproximadamente 1000 Ohmios a entre aproximadamente 70-80 MHz y generando por encima de 200 Ohmios entre aproximadamente 50-100 MHz. La palabra "inundado" significa que no había ninguna capa de polímero en los CSM del conductor (hilo magnético) de manera que los conductores están en completo contacto con el medio circundante (solución salina o gel).

Tal como se muestra, los conductores **3** se pueden configurar para aumentar la impedancia y/o cambiar la frecuencia de los máximos locales de la impedancia dependiendo de la longitud del CSM (FS **9**, BS **10**, FS **9**) y la orientación de la FS **9** con respecto a la BS bobinada **10c**. En general, elementos de impedancia discreta o distribuida tales como inductores y/o capacitancias, se pueden incluir en los cables para aumentar la impedancia o sintonizar los máximos de impedancia locales y proporcionar capacidades de supresión de corriente deseadas.

Además se señala que los conductores **3** y/o módulos **8** de supresión de corriente pueden incorporar una o más de las anteriores configuraciones descritas anteriormente y/u otras características, tales como, por ejemplo, aunque sin limitarse a, uno o más de los siguientes:

- 1) Aislamiento más grueso en las FS **9** comparado con las BS **10**. El aislamiento más grueso en las FS **9** del módulo de supresión de corriente **8** puede reducir la corriente depositada en las FS **9** y permitir por ello que la longitud de la sección hacia delante sea aumentada.
- 2) En otras realizaciones, el apantallamiento del uno o más conductores **3** y/o las FS **9** del cable pueden inhibir la deposición de RF y de esta manera reducir la corriente depositada en las FS **9** comparado con sin apantallamiento. Los obturadores de RF discretos o devanados como elementos inductivos, y/o elementos

capacitivos se pueden disponer entre el apantallamiento para proporcionar capacidades de supresión mejoradas. El apantallamiento puede ser continuo, discontinuo, o se puede lograr por múltiples procedimientos, por enumerar unos pocos, por ejemplo, aislando conductores con polímeros rellenos con metales de conducción dopados para conductividad, un recubrimiento trenzado y similares.

3) Fabricar las FS **9** físicamente más largas que las BS **10**, pero formando las FS **9** para que sean sustancialmente equivalentes eléctricamente o de longitud más corta.

4) Unos diferentes de los módulos **8** de supresión de corriente inducida por RF para un cable respectivo o un conductor respectivo se pueden configurar para tener una longitud física diferente y/o configuración para proporcionar una longitud eléctrica deseada y supresión de corriente de RF a una frecuencia de operación diferente. Por ejemplo, para un sistema de múltiples electrodos, algunos módulos **8** de supresión de corriente inducida por RF de los mismos se puede configurar para proporcionar la longitud de onda de $\lambda/4$ o menor a una frecuencia de escáner de IRM diferente a otras, permitiendo compatibilidad con diferentes campos altos, para compatibilidad futura o retro-compatibilidad.

5) El cable puede estar entre 1 French y aproximadamente 40 French. Para cables cardiacos, el tamaño puede estar entre aproximadamente 1 French y aproximadamente 10 French. El cable y los conductores pueden ser planos o tener una forma geométrica, tubular o de otro modo. El cable es normalmente flexible pero se puede configurar para ser sustancialmente rígido.

En algunas realizaciones, la formación de ondas estacionarias en conductores largos (coaxiales) se puede atenuar incorporando circuitos de adaptación de líneas balanceadas u obturadores de RF en varias ubicaciones en las FS **9** más largas o secciones del cable **3** que se extiende entre los CSM **8**, o entre los electrodos o un dispositivo electrónico y un CSM, o en una pantalla donde ésta está incluida en las realizaciones señaladas anteriormente. Véase, Atalar y col., Patente de EE.UU. N° 6.284.971, titulada, Enhanced Safety Coaxial Cables. Véase también, Ladd y col., Reduction of resonant RF heating in intravascular catheters using coaxial chokes, Magn Reson Med 2000; 43 (4): 615-619. Véase también, la publicación PCT WO 2006/031317 presentada el 9 de agosto de 2005, titulada, *Implantable MRI Compatible Stimulation Leads and Antennas and Related Systems and Methods*. En términos generales, esta solicitud en tramitación describe la incorporación de obturadores de RF en sistemas de cables (DBS y CP), y de nuevo se aplicarían en las realizaciones de la presente memoria a las FS o partes del cable **3** más largas que se extienden entre la CSMS, o entre electrodos o un dispositivo electrónico y un CSM, o en una pantalla donde ésta se incluye como anteriormente.

Algunos parámetros o características físicas y eléctricas del conductor **3** y/o la FS **9** y la BS **10** con los módulos **8** incorporados en los cables **20** incluyen:

1) Longitudes físicas de cada módulo **8** de supresión de corriente de un conductor entre aproximadamente 1 cm a 3 m de longitud, pero normalmente aproximadamente 4 cm y aproximadamente 10 cm.

2) Número de CSM por conductor: normalmente entre aproximadamente 1-100, y más normalmente entre aproximadamente 1-25.

3) La separación transversal de cada uno o algunos CSM de un conductor respectivo puede ser de aproximadamente 0,1 mm a aproximadamente 20 cm, y normalmente entre aproximadamente 1 cm a aproximadamente 9 cm.

4) La impedancia de RF de un CSM puede ser cualquier valor adecuado, desde baja impedancia a alta impedancia, tal como por encima de aproximadamente 5 Ohmios, normalmente > 20 Ohmios, y en algunas realizaciones aproximadamente 100 Ohmios o mayor a lo largo de la longitud de un CSM respectivo a las frecuencias de RF de interés.

5) La impedancia de RF total del conductor y/o cable puede ser cualquier valor adecuado, pero, en algunas realizaciones, puede ser aproximadamente ≥ 100 Ohmios.

6) Resistencia de CC baja (que permite requisitos de potencia bajos y/o vida de batería más larga en algunas realizaciones).

7) Anchura de sección transversal, normalmente diámetro, del uno o más conductores: 0,000254 cm a aproximadamente 1,27 cm, normalmente entre aproximadamente 0,00254 cm y aproximadamente 0,508 cm, y más normalmente entre aproximadamente 0,00508 cm y aproximadamente 0,254 cm. Uno o más de los conductores se pueden aislar y/o aislar y apantallar.

8) Los conductores pueden ser circulares, planos, rectangulares, cuadrados o elípticos u otra forma en sección transversal. El aislamiento, cuando se usa, puede estar conformado de manera que cuando se aplica al conductor, no cambia la forma.

9) Los conductores pueden comprender cualquier material RM y biocompatible, incluyendo, por ejemplo, Au, Ag, Nitinol, Ti, Pt, Ir o aleaciones de los mismos, MP35N, SST, DFT (tubo relleno estirado, normalmente con una capa externa de MP35N y un núcleo conductor (metálico) tal como un núcleo de plata).

10) Los conductores pueden estar aislados por materiales biocompatibles tales como, por ejemplo, Teflón, Nailon, polímeros, PTFE, ETFE, silicona, poliuretano, PEEK (polieteretilcetona), y/o epoxi, que también actúa como material dieléctrico distribuido entre las diversas secciones de conducción en los cables.

Las **figuras 21A, 21B, 21C y 22A, 22B, 22C** son ejemplos de conductores compuestos de múltiples capas apiladas **8m** que forman los CSM **8** del conductor **3**. La **figura 23** muestra un cable **20** de acuerdo con la invención, con al menos un conductor **3** formado con una pluralidad de CSM **8** separados en una dirección longitudinalmente o longitudinal.

En particular, la **figura 21A** ilustra una configuración de tres capas con tres segmentos bobinados apilados estrechamente uno sobre otro, con una primera bobina **16** de capa interna como una FS **9c**, una segunda sección **17 (10c)** hacia atrás bobinada de capa intermedia y una tercera sección **18 (9c)** hacia delante bobinada de capa externa. La **figura 21B** ilustra una configuración **8m** apilada de triple conductor único o de tres capas mientras que la **figura 21C** ilustra una configuración **8m** apilada triple de dos conductores **3₁, 3₂**. Tal como se muestra en las **figuras 21A-21C**, la bobina externa **18** y la bobina interna **16** pueden formar dos FS **9 (9₁, 9₂)** y la bobina intermedia puede ser una BS **10**. Para cables con más de un conductor **3n** (donde $n > 1$), dos o más de los conductores **3n** se pueden codevanar para formar las tres capas, análogo a la **figura 9**, tal como se muestra, por ejemplo, en la **figura 21C** que ilustra una configuración **8-2** de CSM apilados de dos conductores **3₁, 3₂**. Para una de tres (o configuración de más capas), la primera capa **16 (8i)** se puede devanar de izquierda a derecha (extremo distal a proximal del cable), la segunda capa **17 (8k)** se puede devanar sobre la primera capa y se devana de derecha a izquierda (desde el extremo proximal al distal del cable), la capa final **18 (8o)** en la parte superior de las dos se puede devanar de izquierda a derecha (extremo distal a proximal del cable) y puede tener el mismo paso o más pequeño (por ejemplo, más cercano) que las primeras dos capas. En esta realización (tres capas apiladas), todas las capas **16, 17, 18** se pueden bobinar manteniendo la misma dirección de rotación (CW o CCW) para el equipo de devanado de bobinas. Una cuarta capa o adicionales se pueden apilar sobre la tercera capa **18** (no mostrada).

La **figura 21D** ilustra un conductor único **3** en una configuración apilada de tres capas **16, 17, 18** (con cada bobina sucesiva sobre una diferente pero apoyándose estrechamente sobre la capa) sostenida alrededor de un manguito interno flexible integral **190**, el cual puede definir un luz abierto (no se muestra). Tal como se muestra, al menos una parte extrema del conductor **3p** (por ejemplo, el extremo proximal) se puede configurar de manera que el último o primer CSM **8** se funda en una bobina de paso más ancho **3w** durante un número de vueltas, tal como, por ejemplo, 3-10 vueltas. Como también se muestra, un manguito externo relativamente corto **199** se puede colocar sobre una parte del CSM **8** así como las bobinas **3w** para ayudar a sujetar el conductor **3** en su posición/forma antes de que se coloque la capa externa sobre la misma (por ejemplo, moldeando u otro procedimiento adecuado). La longitud del manguito externo corto **199** puede variar, pero en algunas realizaciones puede estar entre aproximadamente 0,5 cm y aproximadamente 2 cm de longitud.

Las **figuras 22B y 22C** también ilustran un CSM **8m** apilado múltiple de dos capas, con la **figura 22B** ilustrando un CSM **8** de conductor único y la **figura 22C** ilustrado un CSM **8-2** de dos conductores **3₁, 3₂**. Tal como se muestra, la capa interna **8i** incluye una FS **9c** y una BS **10c**, que reside bajo la otra FS **9c** formada como la capa de CSM externa **8o**.

Las **figuras 22D-22F** ilustran una parte de un conductor **20** con un CSM apilado doble **8**, de dos conductores **8-2**. Las **figuras 22D y 22F** muestran la capa superior **8o** en vista de sección para ilustrar la capa subyacente **8i** del patrón de los dos conductores **3₁, 3₂**. Tal como se muestra en la **figura 22F**, los conductores **3₁, 3₂** cambian la dirección de giro una vez en una parte extrema **33** de un CSM respectivo **8**. La **figura 22E** ilustra que una longitud corta de un manguito (tal como un tubo de contracción por calor PET) **199** se puede colocar sobre la parte extrema del CSM **33** en al menos un extremo del cable y unas pocas vueltas de los conductores **3₁, 3₂** próximo a la misma para mantener los conductores en su posición contra el manguito **190** y/o mandril **190m**. Además, una cantidad pequeña de adhesivo de UV u otro adhesivo adecuado (u otros medios de fijación temporal o permanente) se pueden colocar en los conductores **3₁, 3₂** y/o manguito **190** en posición **33** para ayudar a mantener los conductores en su posición anterior a devanar el siguiente CSM **8**. Otros manguitos/tubos de diámetro interno se pueden colocar en diferentes ubicaciones para ayudar a mantener el uno o más conductores en su posición, tal como para fijar uno o más electrodos/sensores o transductores al cuerpo del cable (no mostrado).

En algunas realizaciones, los cables son cables de múltiples conductores **20**, tales como, por ejemplo, aunque sin limitarse a, cables que tienen entre aproximadamente 2-100 conductores **3**, normalmente entre aproximadamente 2-50 conductores **3**, y más normalmente entre aproximadamente 3-16 conductores y algunos o todos los conductores **3** se pueden devanar lado a lado en una primera capa sustancialmente plana o de nivel en una primera dirección (por ejemplo, dirección de delante a atrás o de derecha a izquierda).

En algunas realizaciones, los conductores codevanados se pueden devanar a continuación para formar una segunda capa intercalada con y/o sobre la primera capa, a continuación devanar para formar al menos una tercera capa (o incluso más capas), de nuevo con la tercera capa intercalada con y/o por encima de la primera y/o segunda capa. Dependiendo del cruce de los conductores de acuerdo con la transición de los conductores **3** a las diferentes direcciones longitudinalmente, la segunda y tercera capa (o capas adicionales donde se usan) pueden tener un diámetro variable, pero las capas pueden ser sustancialmente concéntricas entre sí.

Cada bobina dentro de un CSM **8** puede tener un paso diferente o alguna o incluso todas las bobinas en un CSM único **8** pueden tener sustancialmente el mismo paso. En algunas realizaciones, la una o más bobinas de la primera capa pueden tener un paso más ancho (menor) y una o más de las bobinas de solapamiento pueden tener un paso

más cercano/estrecho (mayor). Cada capa de una o más bobinas de uno o más conductores respectivos puede tener un espesor relativamente delgado que corresponde al tamaño del conductor (con aislamiento), tal como entre aproximadamente 0,000254 cm y aproximadamente 0,508 cm. En algunas realizaciones, cada capa tiene un espesor de aproximadamente 0,00254 cm y aproximadamente 0,01524 cm, tal como, por ejemplo aproximadamente 0,006604 cm, para un espesor total del cable que es menor que aproximadamente 0,508 cm (dependiendo del espesor de la capa de recubrimiento externa), tal como, por ejemplo, entre aproximadamente 0,0381 cm y 0,0508 cm.

Las diferentes subpartes bobinadas estrechamente separadas y/o apiladas de un conductor único **3** se pueden devanar con el mismo paso o uno diferente para formar un CSM **8** y/o un CSM así como la parte delantera del CSM **8** siguiente, colindante y/o un puente al siguiente CSM colindante **8**.

En algunas realizaciones particulares, los diferentes CSM **8** de un conductor respectivo **3** se pueden formar opcionalmente usando múltiples longitudes de conductores discretos unidas juntas, más que una longitud continua única del conductor.

Para un conductor de longitud continua, los devanados pueden ser sustancialmente continuos a lo largo de una longitud de un conductor respectivo (o, donde se usen, múltiples conductores codevanados durante la misma configuración de devanado) y se puede formar devanando sustancialmente continua o intermitentemente un conductor respectivo usando una devanadora de bobinas automática, tal como, por ejemplo, una Accuwinder Modelo 16B, disponible en Accuwinder Engineering Co. que tiene oficinas en San Dimas, CA.

Un cable que incorpora múltiples CSM **8** (como se ilustra en la **figura 23**) fue un prototipo y probado con dos conductores 35N LT-DTF de diámetro de 0,01778 cm (por ejemplo, hilos/filares) con núcleo de plata (cable 19 filar, DE del conductor de 0,0127 cm y aislamiento ETFE de pared de 0,00254 cm), con los conductores (por ejemplo, hilos, filares) codevanados paralelos uno con otro y bobinados en tres capas. La primera capa (sección hacia delante bobinada) tiene un diámetro interno de 0,05842 cm, la segunda capa (sección hacia atrás bobinada) está bobinada por encima de la primera y la tercera capa final (sección hacia delante bobinada) está por encima de la primera y la segunda capas. Este CSM tenía una impedancia de por encima de 200 Ohmios a 64 MHz y una longitud de 4,7 cm. Los detalles del devanado se enumeran en la Tabla 1 más adelante.

TABLA 1: CSM DE TRES CAPAS EJEMPLAR

Capa N.º	Dirección de Devanado	Dirección de rotación	Paso	Longitud
Capa N.º1	Izquierda a Derecha	Sentido de las agujas del reloj	0,127 cm	4,7 cm
Capa N.º2	Derecha a Izquierda	Sentido de las agujas del reloj	0,127 cm	4,7 cm
Capa N.º3	Izquierda a Derecha	Sentido de las agujas del reloj	0,0508 cm	4,7 cm

La impedancia de la sección de CSM de 4,7 cm se muestra en la **figura 24A**. La **figura 24B** muestra un ejemplo de una técnica que se puede usar para medir la impedancia de una configuración de múltiples conductores (la medición puede ser diferente para diferentes configuraciones de CSM). Tal como se muestra, la sonda de medición se puede conectar a diferentes conductores del dispositivo, teniendo cuidado al conectar el mismo conductor en cada extremo del dispositivo a ser medido (por ejemplo, el conductor 2 de 4) y conectar este conductor a la pantalla y núcleo de la sonda de medición. El analizador de red se puede calibrar al extremo de la sonda de medición y la impedancia se puede medir cuando se carga en una solución salina. Un cable de dos conductores, de 62 cm de longitud, que incorpora 12 CSM de tres capas codevanados **8m** a lo largo de la longitud del cable, fue probado en caliente en escáneres de IRM de 1,5 T (64 MHz) y 3 T (128 MHz) en un objeto de prueba en gel acrilamida. El cambio en la temperatura (ΔT) en el gel (que simula tejido) adyacente a los electrodos que se mide es menor que 2 °C con una SAR de entrada máxima de 4,3 W/kg, tal como se muestra en las **figuras 25A y 25B**.

La **figura 22A** es una configuración de pila de bobinas de dos capas de un conductor **3** donde uno o más conductores se devanan/codevanan en secciones hacia delante-hacia atrás-hacia delante. Tal como se muestra, dos bobinas **16**, **17** están en la misma capa adyacente e intercaladas una con otra y la otra bobina **18** reside sobre la capa interna. Normalmente la BS **10** está bobinada en el paso de la primera FS **9₁** en la primera capa y la segunda FS **9₂** es más larga y se extiende sobre la BS **10** y la FS **9₁**. Las primeras secciones hacia delante y hacia atrás **16 (9c)** y **17 (10c)** se devanan de manera que éstas no se solapen, y la sección hacia atrás **17 (10c)** encaja en el paso (hueco) de la sección hacia delante **16**. Esta se puede formar uniendo el extremo proximal de los conductores a un mandril o manguito de bobinado sobre el mismo y conmutando la dirección de rotación del devanado (de izquierda a derecha CW, de derecha a izquierda CCW, entonces de izquierda a derecha CCW o viceversa). La sección hacia delante final **18 (9c)** se bobina en la misma dirección de la sección hacia atrás y sobre la primera sección hacia delante y hacia atrás. La unión se puede llevar a cabo adhesiva y/o mecánicamente.

La **figura 22B** ilustra una configuración de conductor único **3** de una pila doble **8m** tanto con la FS **9c** de bobina interna y la bobina de BS **10c** que está dentro de la segunda capa **8o** con la FS **9c** de bobina. La **figura 22C** ilustra dos conductores **3₁**, **3₂** bobinados para formar un CSM **8m** de doble pila de dos conductores **8-2** con la capa interna **8i** que tiene tanto una FS como una BS **9c**, **10c**, respectivamente, y la capa externa **8o** que tiene una FS **9c**.

Como se ha descrito anteriormente con respecto a la **figura 21D**, las **figuras 22D-F** también ilustran el manguito flexible opcional **190** (por ejemplo, un manguito flexible biocompatible). El manguito **190** se coloca normalmente por encima del mandril de bobinado durante la fabricación y puede permanecer como una parte integral del cable **20** mientras que el mandril se quita normalmente. Se pueden usar manguitos dimensionados de otra manera. El diámetro externo del manguito **190** se dimensiona normalmente para proporcionar el diámetro deseado del cable (teniendo en cuenta que el diámetro externo del cable también corresponderá con el número de capas apiladas así como la exterior por encima del recubrimiento o la sobrecapa que define un diámetro externo sustancialmente constante). El manguito **190** normalmente tiene una pared externa cerrada continua, pero puede ser discontinua y/o tener poros o aberturas abiertas. En algunas realizaciones, el manguito **190** que es biocompatible puede comprender cualquier material adecuado, normalmente un polímero tal como PTFE o Nailon (tal como Vestamid® L2140), y puede tener cualquier tamaño adecuado, tal como, aunque sin limitarse a, un diámetro externo de entre aproximadamente 0,0254 cm y aproximadamente 0,254 cm, normalmente entre aproximadamente 0,0254 cm y aproximadamente 0,127 cm, más normalmente aproximadamente 0,06096 cm, un espesor de pared de entre aproximadamente 0,00254 cm y aproximadamente 0,0508 cm, y puede incluir un diámetro interno de luz pasante de entre aproximadamente 0,00254 cm y aproximadamente 0,0635 cm, normalmente entre aproximadamente 0,0254 cm y aproximadamente 0,0508 cm, tal como aproximadamente 0,03556 cm. El cable **20** se puede configurar de manera que los MCSM se extiendan sustancialmente la longitud completa del conductor como una serie de bobinas continuas de CSM adyacentes. Los cables **20** se pueden conectar a los electrodos y ser bipolares para algunas aplicaciones cardíacas. Un extremo distal y/o proximal del cable puede incluir una longitud corta de bobina de capa recta o única que conecta con un electrodo. Para ayudar a mantener los CSM bobinados en su posición o inhibir el desdevanado/movimiento de una bobina, una pequeña pieza o longitud de tubo de contracción por calor (por ejemplo, aproximadamente 10 mm o menos de tubo de contracción por calor PET) se puede colocar opcionalmente en diferentes segmentos de la bobina de conductor y calentar para comprimir el conductor contra el revestimiento/mandril para sostener el conductor en su posición.

Además, en algunas realizaciones particulares, la tercera capa se puede formar de manera que la mayoría de las vueltas estén a un paso ajustado, por ejemplo, 78 vueltas a un paso de aproximadamente 0,508 cm para finalizar a unas pocas últimas vueltas, por ejemplo, 5-15 vueltas, a un paso más grande tal como aproximadamente 1,7780 cm para una instalación/conexión de electrodos más fácil.

Un cable **20** que incorpora este diseño de CSM **8** de la **figura 22A** fue un prototipo y probado con dos conductores (con aislamiento) DFT de 0,01778 cm de diámetro, por ejemplo, hilos/filares con núcleo de plata, cable de 19 filares, DE de cable de 0,0127 cm y aislante ETFE de pared de 0,00254 cm, con conductores codevanados en paralelo uno con otro y bobinados en dos capas. La primera capa (sección hacia delante bobinada) tiene un diámetro interno de 0,05842 cm y un paso de 0,127 cm, la segunda capa (sección hacia atrás bobinada) se bobina en el espacio/paso de la primera capa; y la tercera capa final (sección hacia delante bobinada) está sobre/encima de la primera y la segunda capas. Este CSM tenía una impedancia de por encima de 200 Ohmios a 64 MHz y longitud de entre aproximadamente 5 cm y 5,7 cm. Los detalles de los devanados son como se enumera en la Tabla II a continuación.

Tabla II: CSM de dos capas ejemplar

Capa N.º	Dirección de Devanado	Dirección de rotación	Paso	Longitud	Comentarios
Devanado N.º1	Izquierda a Derecha	Sentido de las agujas del reloj (CW)	0,127 cm	5,7 cm	Capa N.º1
Devanado N.º2	Derecha a Izquierda	Sentido contrario a las agujas del reloj (CCW)	0,127 cm	5,7 cm	Capa N.º1
Devanado N.º3	Izquierda a Derecha	Sentido contrario a las agujas del reloj (CCW)	0,0508 cm	5,7 cm	Capa N.º2

Para formar el siguiente CSM adyacente, el devanado puede continuar en la dirección CCW (izquierda a derecha) y la sección hacia atrás se puede bobinar en la dirección CW (derecha a izquierda), seguida por la otra sección hacia delante también en la dirección CW (izquierda a derecha). Es decir, el conductor cambia la dirección de rotación de bobinado una vez por CSM y cada CSM adyacente alterna la dirección de rotación de los diferentes segmentos FS, BS, FS (por ejemplo, el módulo CSM uno, el módulo CSM, CW, CCW, CCW dos, el módulo CCW, CW, CW, 3, CW, CCW, CCW...). A medida que el conductor **3** sale de la sección hacia delante superior continúa para formar la sección hacia adelante inferior del siguiente CSM adyacente **8**.

La impedancia eléctrica de este CSM **8** de 5,7 cm se muestra en la **figura 26**. Un cable de 62 cm de longitud que incorpora 11 CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** (análogo a la **figura 23**) fue un prototipo y probado. Los resultados de la prueba de calor de este cable muestran menos de 2 °C de elevación de temperatura en el tejido simulado (gel) adyacente a los electrodos en un escáner de IRM de intensidad de campo de 1,5 T con SAR de entrada máxima de 4,3 W/kg (**Figura 27**).

Las **figuras 28A y 28B** son vistas de sección transversal esquemáticas de un conductor **3** en el plano de su eje largo con una configuración de CSM bobinado multicapa **8m**. La **figura 28A** corresponde a la primera capa de una configuración de dos capas tal como aquella mostrada en la **figura 22A**. La **figura 28B** corresponde a las tres capas separadas de una configuración de tres capas, tal como se muestra en la **figura 21A**.

Las **figuras 29A y 29B** son imágenes digitales agrandadas de un cable de múltiples conductores **20** que tiene los conductores **3** en capas apiladas triples dispuestas de forma sustancialmente continua de bobinas que forman un CSM **8m** de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La **figura 29B** ilustra una capa de recubrimiento externo que define un diámetro externo sustancialmente constante por encima del cable flexible con los CSM apilados **8m**. Las **figuras 29C y 29D** son imágenes digitales de un cable **20** de múltiples conductores agrandado que tiene los conductores **3** en capas apiladas dobles dispuestas de forma sustancialmente continua de las bobinas que forman un CSM **8m** de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La **figura 29D** ilustra una capa de recubrimiento externo que define un diámetro externo sustancialmente constante por encima del cable flexible con los CSM **8m** apilados.

Los diámetros de bobina, longitudes de bobina, y longitudes de conductor ejemplares pueden tener un intervalo significativo de valores dentro del alcance de la invención, normalmente con un parámetro de diseño primario que es aquél de la longitud de onda señalada anteriormente. Mientras que las realizaciones de la invención se han ilustrado en el contexto de exposición IRM a 64 MHz (IRM de 1,5 T) y 128 MHz (IRM de 3 T), se pretende que las aplicaciones de la presente invención a IRM incluirán IRM sobre el intervalo completo de RF ofrecido por los escáneres de IRM, incluyendo, por ejemplo, sistemas de 0,1, 0,3, 0,7, 1,0, 1,5, 2,5, 3, 4, 4,7, 7 y 9,4 Tesla (T), especialmente escáneres disponibles comercialmente tales como, escáneres de 1,5 T, escáneres de 3 T (128 MHz), escáneres de 1 T (42 MHz), escáneres de 0,5 T (21 MHz), escáneres de 4 T (170 MHz) y 7 T (300 MHz).

También se contempla e incluye en la presente invención que las realizaciones que implican cables implantados incluyan el uso de materiales y/o revestimientos biocompatibles, y los conductores **3** incluyen aluminio, oro, plata, platino, rodio, iridio, metales de tierras raras, aleaciones de éstos y otros metales de conducción que incluyen aleaciones de Níquel Titanio (por ejemplo, nitinol, MP35N, etc.), y conductores formados de revestimientos de metales, por ejemplo, nitinol revestido de oro, o nitinol o MP35N, etc., con un núcleo de plata o Pt, etc., tal como, por ejemplo tubo estirado formado de MP35N disponible en Ft. Wayne Industries situada en Ft. Wayne, IN, EE.UU.

Para cables implantables **20**, los diseños se pueden configurar para tener las propiedades mecano-químicas de flexibilidad, resistencia, durabilidad, resistencia a la fatiga, no corrosible, no tóxico, no absorbente, y biocompatible y/o bioinerte. Se contempla además que las realizaciones de la invención se pueden usar en cualquiera de una gama de aplicaciones donde se requieren cables de conducción implantados (o externos o combinaciones de los mismos), incluyendo aunque sin limitarse a: conexiones a IPG, electrodos de DBS, marcapasos cardiacos, electrodos cardiacos, estimuladores nerviosos, electrodos, monitores EEG y EKG (dispositivos con cualquiera o ambos cables internos y externos), desfibriladores cardiacos, fuentes de alimentación y/o líneas de control para miembros artificiales, fuentes de alimentación y/o líneas de control para órganos artificiales (riñones, etc.); fuentes de alimentación y/o líneas de control para biosustratos implantados o dispositivos de descarga de encimas (por ejemplo, descarga de insulina) u otros dispositivos de descarga de fármacos, y similares.

La **figura 30A** es una ilustración esquemática de un sistema de DBS con al menos un cable (normalmente dos cables) con CSM **8** y un IPG y electrodos **4** de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención. Opcionalmente, tal como se muestra en la **figura 30A**, la parte proximal del cable **20e** puede estar reforzada y/o ser más grande (más gruesa) que la parte distal. Esta parte más grande **20e** puede ser integral en un cable único o se puede proporcionar como una extensión del cable acoplable/de conexión. La parte extrema proximal **20e** puede tener una longitud de entre aproximadamente 2-15 cm, normalmente entre aproximadamente 5-10 cm. La parte/extensión más grande **20e** puede proporcionar resistencia a la fatiga o al par de torsión aumentada u otro refuerzo estructural próximo a un cuerpo rígido, tal como, por ejemplo, un IPG. La parte proximal o extensión **20e** del cable puede incluir un o más CSM **8** o puede no incluir ningún CSM **8**. Como alternativa, la extensión **20e** del cable puede incluir un CSM **8** configurado de manera diferente y/o una adaptación de CSM menos densa (menos CSM por cm) con respecto a la parte distal del cable **20**. Las **figuras 30B y 30C** son ilustraciones esquemáticas de sistemas terapéuticos (dispositivos médicos) con cables conectados a un generador de pulsos cardiacos. La **figura 30B** ilustra que el sistema puede incluir dos cables, que se extienden a la aurícula derecha (RA) y el ventrículo derecho (RV), respectivamente, mientras que la **figura 30C** ilustra que el sistema cardiaco puede tener tres cables (cada uno en el RV, la RA y el ventrículo izquierdo, LV). La **figura 30B** también ilustra que la parte extrema distal del cable **20e** puede tener una configuración más grande (más gruesa) y/o reforzada en relación con la parte extrema distal más flexible como se trató con respecto a la figura 30A. De nuevo, el extremo proximal **20e** puede tener una longitud entre aproximadamente 2-15 cm, normalmente entre aproximadamente 5-10 cm.

La **figura 30D** ilustra esquemáticamente que el sistema de cable **20** interconecta dos dispositivos electrónicos **50₁**, **50₂** que residen o bien dentro o bien externos a un cuerpo humano o animal. En algunas realizaciones, los dispositivos pueden ser dispositivos no médicos, tales como dispositivos de comunicación. En otras realizaciones, los dispositivos pueden ser dispositivos médicos. Por ejemplo, al menos una parte extrema del al menos un conductor **3** conecta un electrodo electrocardiográfico **50₁** y al menos otro extremo está conectado a un dispositivo de monitorización electrocardiográfico **50₂**. En otras realizaciones, al menos una parte extrema del al menos un conductor **3** está conectada a un electrodo gráfico electroencefalográfico **50₁** y al menos otro extremo está conectado a un dispositivo de monitorización electroencefalográfico **50₂**. En otras realizaciones más, al menos una parte extrema del al menos un conductor **3** está conectada a un transductor de monitorización de presión sanguínea **50₁** y al menos otro extremo está conectado a un dispositivo de monitorización de presión **50₂**. En otras realizaciones más, al menos una parte extrema del al menos un conductor **3** está conectada a un transductor de monitorización de oxígeno en sangre **50₁** y en al menos otro extremo está conectado a un dispositivo de monitorización de oxígeno en sangre **50₂**.

La **figura 30E** es una ilustración esquemática de un Escáner de RM **500** con una cavidad magnética de alto campo **500b**. En algunas realizaciones, el cable **20** se puede configurar para extenderse dentro de la cavidad **500b** durante algunos procedimientos de intervención o diagnóstico. El cable **20** puede ser un cable, extensión o guía que manipula un dispositivo tal como una herramienta robótica u operada remotamente u otro dispositivo. El cable **20** puede conectar una unidad de control externo **50₁** a un componente o herramienta ajustable o móvil **50₂** dentro de la cavidad magnética **500b**. El cable **20** puede ser torsionable, por ejemplo, rotar para girar o manipular dispositivos o herramientas de entrada o quirúrgicos. El cable **20** puede incluir al menos un cable o conductor con al menos un CSM **8** con una respectiva al menos una FS y BS **9, 10**. La **figura 30F** ilustra que la herramienta **50₂** puede ser un soporte de cabezal sin bastidor de trayectoria ajustable **510** que se puede usar para ajustar la trayectoria del cable implantable para colocar e implantar cables de DBS usando guiado de RM mientras que el paciente permanece en la cavidad magnética **500b**. La **figura 30G** es un ejemplo de una herramienta quirúrgica, un soporte **510** de cabezal sin bastidor, con los cables **20** configurados con al menos un CSM **8** de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

A continuación se describen diseños ejemplares que se pueden implementar en cualquier cable, incluyendo, por ejemplo, cables cardiacos, tales como sistemas de cables de bradiarritmia y taquiarritmia o ICD. Aunque se muestran con electrodos, las configuraciones se pueden usar con otros elementos o sólo con un cable, según sea adecuado para la aplicación. Los cables de seguridad de RF/IRM **20** pueden incluir uno o más conductores **3** del cable dispuestos en múltiples CSM **8** donde cada CSM tiene una longitud de entre aproximadamente 1,5 cm y aproximadamente 6 cm, y cada CSM **8** está dispuesto de manera que tenga una impedancia que excede aproximadamente 100 Ohmios a las frecuencias de IRM diana (por ejemplo, 128 y 64 MHz).

Las **figuras 31A, 31B, 32A y 32B** son ilustraciones esquemáticas de cables que se describen como particularmente adecuadas para sistemas de cables de bradiarritmia y taquiarritmia o ICD, para los cuales es deseable reproducir IRM seguras y/o RF segura, de acuerdo con realizaciones de la presente invención. Estos cables y/o rasgos de los mismos se pueden modificar para ajustarse a otras aplicaciones también. Los cables **20** pueden incluir diferentes configuraciones de fijación de tejido tales como, por ejemplo, fijación pasiva o fijación activa. En la fijación pasiva el extremo distal del cable se ancla en los pliegues del tejido cardiaco. En la fijación activa, el extremo distal del cable es un tornillo helicoidal, que se fija en el tejido cardiaco.

Los cables de bradiarritmia o cables de marcapasos (**figura 31A, 31B**) normalmente tienen dos electrodos **4**, un electrodo de estimulación o detección distal **31**, y el electrodo de tierra proximal **33**. Los conductores **3** que conectan los electrodos distales **31** y **33** a los electrodos de contacto del IPG **35** y **36**, están normalmente codevanados/bobinados a lo largo de la longitud del cable **20**. En los cables de fijación pasiva, el electrodo distal **31** puede ser un contacto conductor; mientras que en los cables de fijación activa este contacto puede ser un tornillo helicoidal **37** que se puede apretar y girar girando el extremo proximal del conductor bobinado a través del electrodo **36**.

Los cables de taquiarritmia (**figura 32A y 32B**) normalmente tienen tres electrodos; electrodo de estimulación y detección distal **31**, y dos electrodos de choque proximales **38** y **40**. El conductor **3** que conecta el electrodo distal está bobinado a lo largo de la longitud del cable, y está en el centro del cable. Las bobinas de choque son bobinas codevanadas de conductores no aislados, y están conectadas a los electrodos/IPG proximales por los conductores **39** y **41**.

A continuación, de acuerdo con realizaciones de la presente invención, los cables de conducción de taquiarritmia, bradiarritmia, ICD (desfibrilador cardiaco implantable) y/o del sistema de cable de estimulación se puede formar con los CSM **8** o con los CSM y elementos de pantalla para suprimir las corrientes de RF inducidas y mejorar la seguridad de tales dispositivos durante las IRM, como se ejemplifica en las **figuras 33-44** y las **figuras 55A-58B**. De esta manera, la **figura 33** ilustra un cable **20** con un diseño de cable de bradiarritmia de fijación pasiva con dos conductores **3₁, 3₂**, cada conductor se devana en CSM **8** y se dispone a lo largo de la longitud del cable un conductor **3₁**, alternando el otro **3₂**. Cada conductor tiene unos CSM **8** formados a lo largo de la longitud y separados intermitentemente. Cuando el cable está montado, los CSM de cada conductor se intercalan/alternan a lo largo de la longitud del cable. Las secciones rectas de los conductores solaparán normalmente los CSM de otros conductores.

Los conductores **3₂** y **3₁** que conectan con el electrodo distal **4** y el electrodo de tierra distal **3₁**, respectivamente, están devanados en unos CSM **8** que están separados uno de otro. Cuando el cable **20** está montado, los CSM **8** de los dos conductores **3₁**, **3₂**, se alternan.

Las **figuras 34 y 35** muestran realizaciones con dos conductores **3₁**, **3₂**, con múltiples CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20**; con un conductor **3₁** del conjunto de CSM sustancialmente concéntrico al otro **3₂**. Los CSM **8** de los conductores **3₁**, **3₂**, tienen diámetros interno y externo de manera que pueden estar dispuestos concéntricamente a lo largo de la longitud del cable. Un conjunto de CSM del conductor, para el conductor **3₂** puede girar uno con respecto al otro, es decir en el conjunto de CSM para el conductor **3**. Los CSM **8** de los conductores **3₂** y **3₁** tienen diámetros interno y externo tales que pueden estar dispuestos concéntricamente a lo largo de la longitud del cable. Un conjunto de CSM **8** del conductor **3₂** puede girar con respecto al otro **3₁**. El conjunto de CSM del conductor central **3₂** está conectado a la hélice de fijación **37** en el extremo distal. La hélice de fijación **37** se puede manipular apretando el conjunto de CSM del conductor central **3₂** y éste a su vez gira y desliza lateralmente la hélice de fijación **37** dentro y fuera del cable **20** permitiendo el anclaje en el tejido cardíaco.

La **figura 36** muestra una realización de cable de bradiarritmia de fijación pasiva con el conductor **3** de electrodo distal devanado en CSM de tres capas **8m** a lo largo de la longitud del cable y está en el centro del cable **20**. El conector proximal está conectado al IPG por medio de una capa de pantalla **48** de alta impedancia de RF con trampas de RF **49** y la capa de pantalla puede apantallar el conductor interno **3** y el CSM **8m** del mismo. El conductor **31** que conecta con el electrodo distal se puede disponer a lo largo de la longitud para tener uno o más CSM. El conductor **32** que conecta el electrodo proximal es una pantalla de alta impedancia **48** de alta impedancia que incorpora trampas de RF **49** a lo largo de la longitud de la pantalla. La impedancia de la trampa de RF puede exceder normalmente aproximadamente 300 Ohmios y se pueden colocar una o más trampas a lo largo de la longitud del cable.

La **figura 37** muestra una realización de la invención en un cable de bradiarritmia de fijación activa **20** con el conductor **3₁** de electrodo distal devanado en CSM de tres capas **8m** a lo largo de la longitud del cable y está en el centro del cable, y este conductor **3₁** puede rotar libremente con respecto al cuerpo del cable. El conductor del electrodo proximal **3₂** está dispuesto en unos CSM **8** y está de forma sustancialmente concéntrica fuera del conductor del electrodo distal **3₁**.

La **figura 38** muestra un cable de bradiarritmia de fijación activa **20** con el conductor del electrodo distal **3₁** devanado en unos CSM de tres capas **8m** a lo largo de la longitud del cable y está en el centro del cable, y gira libremente con respecto al cuerpo del cable. El conductor **3₂** del electrodo proximal está dispuesto como una trampa de RF **49** a lo largo de la longitud del cable y puede proporcionar una pantalla **49** para el conductor interno **3₁**. El conjunto de CSM de conductor central **3₁** está conectado a un tornillo de fijación helicoidal **37** en el extremo distal. El electrodo proximal está conectado al IPG a través de una pantalla de alta impedancia **48** con trampas de RF **49** como se trató con respecto a la **figura 37**. El conjunto de conductor interno **3₁** se puede rotar con respecto a la pantalla externa **49**, girando el electrodo proximal. Este también gira y acciona el tornillo de fijación **37** lateralmente, anclándose de esta manera en el tejido cardíaco.

La **figura 39** ilustra otro cable **20** de taquiarritmia (fijación pasiva) donde tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** son codevanados para formar unos CSM **8**. Uno está conectado al electrodo de detección **40**, otros dos a los electrodos de choque **4** (**38**). Los tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** están codevanados y múltiples CSM **8** a lo largo de la longitud en la sección proximal, en la sección media (entre dos electrodos de estimulación **38** y **40**) dos conductores **3₃** y **3₂** están codevanados para formar algunos CSM **8**, y en la parte distal solamente el conductor del electrodo distal **3₂** está dispuesto para formar unos CSM **8**.

La **figura 40** ilustra un cable de taquiarritmia (fijación pasiva) donde los tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** son codevanados para tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** y los tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** alternan ubicaciones de CSM **8** a lo largo de la longitud del cable. Los CSM **8** se colocan discontinuamente o intermitentemente a lo largo de la longitud de cada conductor **3**. En la sección distal el conductor del electrodo de detección y el conductor del electrodo de choque distal **3₂**, **3₃**, respectivamente, se alternan, en la sección proximal los CSM **8** sobre todos los tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** se alternan. Este diseño puede reducir el acoplamiento del conductor del electrodo distal **33** con los conductores de estimulación o choque **3₁**, **3₂** durante la operación de choque-desfibrilación del ICD.

La **figura 41** muestra un cable **20** de taquiarritmia (fijación pasiva) donde los tres conductores **3₁**, **3₂**, **3₃** se disponen para tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** y el conductor **3₁** del electrodo distal está en el centro del cable y concéntrico a los conductores **3₂**, **3₃** del electrodo de choque. Este diseño puede reducir el acoplamiento del conductor del electrodo distal con los conductores de choque durante la operación de choque del ICD.

La **figura 42** ilustra un cable **20** de taquiarritmia (fijación pasiva) donde el conductor del electrodo distal **3₁** está dispuesto para tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** y los conductores del electrodo de choque están rectos a lo largo de la longitud del cable.

La **figura 43** ilustra un cable **20** de taquiarritmia de fijación activa donde el conductor **3₁** del electrodo distal está dispuesto para tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** y los conductores **3₂**, **3₃** del electrodo de

estimulación/choque son sustancialmente rectos a lo largo de la longitud del cable **20**.

La **figura 44** muestra un cable **20** de taquiarritmia de fijación activa donde el conductor **3₁** del electrodo distal está dispuesto para tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable **20** y los conductores **3₂**, **3₃** del electrodo de choque están dispuestos a fin de tener unos CSM **8** a lo largo de la longitud del cable.

- 5 En algunas realizaciones, los cables cardiacos se pueden configurar con electrodos de choque usados en cables de ICD, los electrodos de choque convencionales, que son convencionalmente de 4-5 cm de longitud y comprenden un conductor devanado pueden necesitar modificación para compatibilidad con IRM. Este conductor puede ser más largo que $\lambda/4$ a frecuencias de IRM y puede añadir elevación de temperatura en el tejido adyacente a las bobinas. Las bobinas de choque se pueden reducir eléctricamente en longitud y esto se puede lograr usando un diseño tipo endoprótesis vascular flexible en lugar de una bobina, por ejemplo, usando una hélice sinusoidal donde un segmento está interconectado con otro a fin de reducir la longitud eléctrica del electrodo de choque.

En realizaciones particulares, cada o algún CSM **8** alterno se puede devanar en direcciones opuestas para suprimir las corrientes inducidas en el cable alternando los campos magnéticos y la estimulación nerviosa potencial.

- 15 Las configuraciones del conductor se pueden usar para cualquier cable usado durante un procedimiento de intervención y/o para cualquier dispositivo médico, ya sea implantable o no, y ya sea para uso crónico o agudo.

- 20 Las **figuras 55A y 55B** ilustran una parte extrema distal de un cable **20** adecuado para un cable de marcapasos de fijación pasiva. Como se muestra, el CSM **8** es un CSM apilado triple **8m** que tiene el CSM **8** de dos conductores con bobinas en tres capas **8i**, **8k** y **8o**. Las FS **9c** son las capas interna y externa **8i**, **8o** y la BS **10** está entre medias de las dos FS **9c** en la capa **8k**. El cable **20** puede incluir uno o más electrodos **31** y una lengüeta de fijación **34**. Tal como se muestra, se puede formar una capa externa **21** de un material biocompatible adecuado sobre los CSM **8** para definir un diámetro externo sustancialmente constante.

- 25 Las **figuras 56A y 56B** ilustran una parte distal de un cable **20** que puede ser particularmente adecuado para un cable de ICD de fijación pasiva. Tal como se muestra, el cable **20** incluye tanto un CSM **8** de dos conductores **8-2** como uno de tres conductores **8-3** (ambos en una configuración de pila triple). El CSM de tres conductores **8-3** reside corriente arriba del CSM de dos conductores **8-2** que se funde en la punta del electrodo **31t**.

- 30 Las **figuras 57A y 57B** ilustran otro cable **20** que puede ser particularmente adecuado para un cable de marcapasos de fijación activa. Tal como se muestra, la punta distal del cable **20t** puede comprender un electrodo de tornillo **31s** que se funde en un resorte de expansión **135** en comunicación con un conductor interno único **3i** que tiene uno o más CSM **8** (tal como se muestra, el conductor interno **3i** tiene una configuración de CSM apilado triple). El cable **20** incluye un manguito interno **80** sobre el conductor interno **3i** y un manguito externo **85** sobre el manguito interno. Uno o más CSM pueden residir sobre el manguito interno **85**. Tal como se muestra, se puede configurar un conductor externo único **3o** en una o más configuraciones de CSM apilado triple **8-1o** que se funde en el electrodo **31**. El conductor interno **3i** está configurado con una o más configuraciones de CSM interno **8-1i** y puede rotar y/o trasladarse con respecto al manguito externo **85** para extender el electrodo de tornillo **31s** fuera de una luz definida por el cable. En realizaciones particulares, el manguito interno **80** puede ser un manguito de contracción de PET comprimido contra el conductor interno **3i**. El manguito externo **85** puede ser un manguito de FEP u otro material biocompatible adecuado que se une o de otro modo sujeta al manguito externo **85**. El cable **20** puede incluir una capa externa **21** por encima del uno o más conductores externos/CSM **8**. Una tuerca **131** se puede unir al extremo distal del manguito **85**. Aunque se muestran como configuraciones de CSM externas o internas de conductor único y se ilustran como un CSM de pila triple, tanto las configuraciones del conductor interno como las del externo pueden ser una pluralidad de conductores y los CSM se pueden formar en otras configuraciones de CSM tal como se describe en el presente documento con respecto a otras figuras.

- 45 Las **figuras 58A y 58B** ilustran otro cable **20** que puede ser particularmente adecuado para un cable de ICD de fijación activa. Esta realización es similar a aquella descrita con respecto a las **figuras 57A y 57B**, pero el conductor incluye CSM de dos conductores externos **8-2** formados como unas configuraciones de pila triple **8m** que se funden en un CSM de conductor único **8-1o** también formado como una configuración de pila triple **8m**. El CSM de dos conductores **8-2o** se extiende a un primer electrodo **31** y el CSM único **8-1o** se extiende al siguiente electrodo corriente arriba **31**. De nuevo, se pueden usar diferentes números de conductores y diferentes adaptaciones o configuraciones de CSM para formar el cable de ICD.

- 50 Las **figuras 45-53** describen procedimientos de fabricación de dispositivos y sistemas o aparatos de fabricación asociados. De esta manera, las **figuras 45-45E** ilustran dos conductores que están codevanados en un mandril de bobinado para formar el CSM **8m** de tres capas (véase, por ejemplo, la **figura 21A**). Un sustrato alargado de hilo de cobre u otro material adecuado, normal aunque opcionalmente, cubierto con un tubo o manguito puede formar el mandril. Las **figuras 46A-46F** ilustran un diseño de conductor de CSM **8m** apilado de dos capas durante la fabricación (véase, por ejemplo, la **figura 22A**). La devanadora de bobinas y/o los conductores **3** se muestran moviéndose atrás y delante en el mandril para bobinar los conductores en las direcciones hacia delante e inversa (véase, por ejemplo, las **tablas I y II** anteriores).

Las **figuras 47A-47C** muestran un subconjunto de cable de conductor bobinado antes de que se forme una capa flexible sobremoldeada por encima del mismo. Las **figuras 48A-48D** ilustran que el subconjunto se puede colocar en un molde y un material dirigirse dentro del mismo (mostrado como inyectándose cuando el molde está cerrado en la **figura 48B**). Las **figuras 48C y 48D** ilustran el cable moldeado después de que se quita la tapa del molde. La **figura 49** ilustra un cable **20** sobremoldeado flexible resultante.

Las **figuras 50-52** ilustran un molde ejemplar **100** usado para formar el cable flexible **20**. El molde **100** está dimensionado y configurado para recibir el subconjunto de cable **20s** con el uno o más conductores bobinados **30**. El molde tiene una parte superior e inferior **101, 102** que juntas forman una cavidad **103** de molde poco profunda que está dimensionada y configurada para recibir el subconjunto **20s**. Un separador **120** se puede colocar opcionalmente sobre el subconjunto **20s** para colocar cómodamente el subconjunto en la cavidad **103** para inhibir el subconjunto de cable de moverse durante la introducción de un material moldeable deseado, tal como un polímero fluido, que formará el forro o recubrimiento de polímero del cable **20**. El movimiento del hilo o filos conductores flexibles relativamente largos puede causar un espesor variable o uno no uniforme en la capa y/o forro externo. El separador **120** puede ser una envoltura en espiral que se puede colocar alrededor del subconjunto **20s**. La envoltura en espiral **120** puede estar configurada para permitir a la capa externa moldeada formarse sobre el subconjunto sin afectar al espesor del forro o capa externa. La envoltura en espiral **120** se puede formar usando una cinta de silicona y/o una aplicación de silicona flexible semisólida, poliuretano, epoxi u otro polímero, copolímero o derivados de los mismos y/o combinaciones del mismo u otro material adecuado. También se pueden usar otras configuraciones del separador **120**, tales como, por ejemplo, elementos formados geométricamente de polímero discreto tal como gránulos o bolas y/o barras o conos de lengüetas de sujeción. Sobre-envolver el subconjunto antes de la colocación en la cavidad **103** del molde puede permitir al subconjunto de cable **20s** permanecer centrado incluso durante la introducción del polímero fluido (por ejemplo, gelatinoso o líquido). Materiales de capa de sobremolde adecuados incluyen, aunque no se limitan a, polímeros (homopolímeros, copolímeros o derivados de los mismos), silicona, poliuretano, Nailon, Teflón, ETFE, FEP y similares.

El molde **100** puede incluir uno o más orificios de salida abiertos **105 (figura 51)** que pueden permanecer abiertos durante el moldeo. El mandril **300 (figura 51 y 45A)** usado para bobinar el subconjunto se puede quitar después de que el subconjunto se moldea tirando del extremo del molde a través del orificio **105 (figura 51)**. En otras realizaciones, el mandril **300** se puede mantener dentro de un manguito o tubo delgado flexible durante el devanado. El manguito puede formar una parte integral del cable posterior. El mandril puede permanecer en posición durante el moldeo o sacar del manguito anterior a insertar el subconjunto (mantenido en el manguito) en la cavidad del molde **103 (figura 52)**. El mandril se puede insertar en un tubo de PTFE (0,254 cm de diámetro interno) y/o estar formado por un hilo de cobre recubierto o SST u otro dispositivo de soporte adecuado.

Con referencia a la **figura 53** que describe operaciones ejemplares que se pueden llevar a cabo en apoyo del proceso de fabricación, las operaciones de devanado usadas para formar bobinas apiladas de CSM se pueden llevar a cabo devanando un conductor en un mandril para formar una primera bobina en una dirección longitudinalmente (o longitudinal) hacia delante (por ejemplo, de izquierda a derecha) (bloque **200**). El mandril puede ser un hilo mantenido en tensión durante la una o más operaciones de devanado. Después de devanar la primera bobina, el conductor se puede devanar sobre el mandril para formar una segunda bobina estrechamente separada en una dirección longitudinal inversa de la dirección de devanado de la primera bobina (por ejemplo, de derecha a izquierda) (bloque **210**). La segunda bobina se puede formar toda o parcialmente sobre la primera bobina o toda o parcialmente al lado de la primera bobina en la misma capa que la primera bobina en los huecos formados por el paso de la primera bobina. Entonces, el conductor se puede bobinar en una tercera bobina en la dirección longitudinal hacia delante (por ejemplo, de izquierda a derecha, la misma dirección longitudinal que la primera bobina) (bloque **220**). Esto se puede repetir para un número de CSM deseados. A continuación una capa externa sobre moldeada se puede moldear sobre el conductor con las bobinas (bloque **230**). Opcionalmente, el mandril se puede quitar del centro de las bobinas apiladas antes, durante o después de la etapa de moldeo (bloque **240**). En algunas realizaciones, el mandril se coloca en el molde con el subconjunto de cable y se retira (tira del cuerpo del cable) después de aproximadamente 10-30 minutos o más (por ejemplo, 1-3 horas) después de que el material de revestimiento de polímero se coloque en el molde y el material del molde se calienta o cura, según se desee.

La capa de superficie externa puede tener un diámetro sustancialmente constante formado sobre las bobinas apiladas. También, aunque algunas realizaciones describen una configuración apilada de dos o tres capas, también se pueden usar números adicionales de capas apiladas, por ejemplo, cuatro, cinco, seis, siete, ocho o incluso más continuando el devanado atrás y adelante del conductor.

Aunque el proceso de sobremoldeo se ha descrito anteriormente, en otras realizaciones, se pueden usar otros tipos de procesos de fabricación para formar el revestimiento externo biocompatible para formar un diámetro externo sustancialmente constante biocompatible adecuado (para al menos una parte del cable). En algunas realizaciones, el diámetro externo no es constante, pero varía sobre la longitud del cable al menos una o más veces. Ejemplos de procesos de formación de capa externa alternativa incluyen extrusión, moldeo de inyección y reducción caliente. Por ejemplo, en un tubo de extrusión, tal como un tubo de silicona con un diámetro interno que es menor que el devanado del conductor se puede expandir (tal como, por ejemplo, usando hexano). Una vez expandido, el cuerpo del conductor devanado se puede colocar dentro del tubo. A medida que se evapora el hexano u otro extensor, el tubo se contrae al tamaño original contra la configuración de devanado de bobina. Los electrodos (donde se usan)

entonces se pueden unir y una sobrecapa formada sobre ellos según sea adecuado, normalmente usando moldeo por inyección líquida. Otra alternativa es el uso de moldeo por inyección estándar que puede incluir silicona o un polímero termoplástico tal como poliuretano termoplástico (por ejemplo, Pellethane™) en un equipo de moldeo de inyección estándar. Pellethane™ está disponible en Dow Chemicals, Inc.

- 5 Otro proceso más que se puede usar es reducción en caliente. Este proceso emplea una boquilla caliente que es estirado a través de un tubo extruido termoplástico (tal como Pellethane™), para hacer al material del tubo volver a fluir. A medida que el material vuelve a fluir se retrae en el cuerpo del devanado del conductor. El tubo extruido puede tener un diámetro interno ligeramente más grande que el diámetro externo del cuerpo de devanado del conductor y el cuerpo de devanado del conductor se coloca dentro del tubo. El conjunto se puede cargar a
- 10 continuación en una máquina de retracción tal como una fabricada por Interface Associates de Laguna Niguel, CA. El diámetro interno de la boquilla (el diámetro externo deseado final del cable) es menor que el diámetro externo del tubo. La boquilla se calienta a una temperatura que hace al material termoplástico fluir. La boquilla se estira a través de la longitud del cuerpo de devanado del conductor haciendo al material producir un diámetro externo liso y sustancialmente constante sobre la longitud del cuerpo.
- 15 En algunas realizaciones, una parte del cable puede ser más gruesa que otras. Por ejemplo, una parte proximal del cable puede estar reforzada para proporcionar durabilidad o resistencia a la fatiga aumentada mientras que al menos la parte distal puede ser de bajo perfil con un diámetro o tamaño más pequeño. En otras realizaciones, una extensión de cable **20e (Figura 30B)** se puede extender entre un cable y otro cable o implantable o componente externo (por ejemplo, IPG).
- 20 El uno o más conductores pueden ser devanados sobre el mandril (delgado) directamente o a través de un manguito sobre el mandril (bloque **205**). Es decir, más que devanar el uno o más conductores para tener una fuerza de compresión apretada contra el mandril (o manguito subyacente), las bobinas se pueden formar para contactar (directa o indirectamente) el mandril con una fuerza sustancialmente constante pero con mínima compresión.
- 25 Las operaciones de devanado se pueden llevar a cabo desde dos de las bobinas sustancialmente sobre una capa y la otra en otra capa para formar una configuración de bobina apilada de dos capas (bloque **215**). La primera bobina se puede devanar en una dirección en sentido de las agujas del reloj, la segunda en una dirección en sentido contrario a las agujas del reloj, y la tercera en la dirección de sentido contrario a las agujas del reloj (o los devanados se pueden invertir, con la primera bobina en la dirección CCW y la segunda y la tercera en la dirección CW) (bloque **216**). El devanado de la tercera bobina sobre la capa superior o de la parte de arriba puede continuar hacia delante para formar la primera capa hacia delante (inferior) de las siguientes bobinas adyacentes. Para facilitar que el conductor permanezca en su posición como las transiciones de devanado a la dirección de devanado opuesta, se puede mantener una parte extrema de la primera bobina en su posición mientras se inicia el giro de rotación inverso para la segunda bobina. En algunas realizaciones, el devanado se puede llevar a cabo usando un conductor de aproximadamente 0,01778 cm de DE, con un DE de devanado de inicio (tamaño de mandril) de aproximadamente
- 30 0,05842 cm. El uno o más conductores se pueden devanar durante aproximadamente 30-60 vueltas a la derecha (sentido de las agujas del reloj) normalmente aproximadamente 32-45 vueltas, a un paso de aproximadamente 0,127 cm seguido por aproximadamente 30-60 vueltas a la izquierda (con el devanado cambiado a sentido contrario a las agujas del reloj), normalmente aproximadamente 32-45 vueltas, con el conductor cayendo en el hueco en el espacio de la primera bobina sobre el mandril, seguido devanando más de 60 vueltas a la derecha (sentido contrario a las
- 35 agujas del reloj), normalmente aproximadamente 78-110 vueltas a la derecha, a un paso de aproximadamente 0,0508 cm. En alguna realización particular, para un cable que tiene una longitud de aproximadamente 57,5 cm puede tener aproximadamente 10 CSM **8**.

- 45 Así, para formar un diseño de doble pila, durante el proceso de devanado, la dirección del cabezal de alimentación del conductor cambia la dirección y la dirección de devanado de la bobina también cambia de dirección. Debido a que el paso de cada una de las primeras dos capas es normalmente mayor que aproximadamente dos veces el espesor del conductor y la dirección del devanado de la bobina se invierte, las primeras dos capas se asientan lado a lado. Se pueden usar otros pasos y números de vueltas para formar las configuraciones de doble pila. Las operaciones de devanado se pueden repetir una pluralidad de veces para formar múltiples CSM **8** a lo largo de la longitud de un cable (por ejemplo, MCSM).

- 50 Las operaciones de devanado se pueden llevar a cabo para apilar las bobinas en tres o más capas apiladas diferentes (por ejemplo, una configuración de tres capas) (bloque **212**). Las primera y segunda bobinas pueden tener sustancialmente el mismo paso y la tercera puede tener un paso menor (más cercano) (bloque **213**). Las primera, segunda y tercera bobinas pueden estar todas devanadas en la misma dirección de rotación (cualquiera de las direcciones en sentido de las agujas del reloj o sentido contrario a las agujas del reloj) (bloque **214**). El cabezal de
- 55 alimentación cambia de manera secuencial las direcciones tres veces para formar las tres bobinas (de hacia delante a hacia atrás/inversa a hacia delante de nuevo) pero la dirección de devanado de rotación sigue siendo la misma. En algunas realizaciones, el devanado o giro se puede llevar a cabo usando un conductor (por ejemplo, hilo) de aproximadamente 0,01778 cm de DE, con un DE de devanado de inicio (tamaño de mandril) de aproximadamente 0,05842 cm. El devanado se puede llevar a cabo devanando el uno o más conductores aproximadamente 20-60
- 60 vueltas en una primera dirección para la primera capa, por ejemplo, a derechas (sentido de las agujas del reloj) con un paso de aproximadamente 0,127 cm, normalmente de aproximadamente 32 a aproximadamente 38 vueltas a

derechas, devanando a continuación aproximadamente 20-60 vueltas en la dirección opuesta para la segunda capa, por ejemplo, a izquierdas a un paso de aproximadamente 0,127 cm, normalmente de aproximadamente 32 a aproximadamente 38 vueltas a izquierdas, devanando a continuación la tercera capa en la primera dirección de nuevo, por ejemplo, a derechas, durante entre aproximadamente 30-110 vueltas a derechas, normalmente aproximadamente 78-94 vueltas, a un paso de aproximadamente 0,0508 cm. La tercera capa normalmente tiene un número de vueltas aumentado con respecto a las primera y segunda capas.

El último CSM del conductor se puede fabricar de manera que la tercera capa de la bobina termine con un paso más grande que es más grande que tanto la primera, segunda como la mayoría de la tercera capa de las bobinas (por ejemplo, aproximadamente 0,1778 cm con respecto a las vueltas del resto de la capa que, en algunas realizaciones es de aproximadamente 0,0508 cm). Algunas configuraciones de múltiples conductores resultantes pueden tener tamaño de sección transversal apilado de múltiples capas que está entre aproximadamente 0,0635 cm y aproximadamente 0,254 cm, normalmente entre aproximadamente 0,14224 cm y aproximadamente 0,2032 cm. Se pueden usar otros pasos y números de vueltas para formar una capa triple o incluso mayor de bobinas apiladas. Las operaciones de devanado se pueden repetir continuamente o de forma sustancialmente continua una pluralidad de veces para formar una pluralidad de CSM 8 a lo largo de una longitud de un cable. Para un cable 20 que tiene una longitud de aproximadamente 72 cm, los CSM 8 pueden tener una longitud de aproximadamente 4 cm y el cable puede tener aproximadamente 17 CSM 8.

Si bien no se desea estar ligado a ningún procedimiento de formación de los MCSM del conductor, a continuación se proporciona un conjunto ejemplar de operaciones que se pueden usar para llevar a cabo una operación de devanado para un cable de tres capas de dos conductores usando el Accuwinder modelo 16 señalado anteriormente.

1.1 Configuración de la devanadora de bobinas

1.1.1 Encender la devanadora de bobinas y el ordenador.

1.1.2 Encender el compresor de aire, ajustar la presión de aire a un mínimo de 60 PSI

1.1.3 Ajustar la presión de aire sobre la devanadora de bobinas a aproximadamente 20 PSI, hacer girar el pedal/accionador varias veces y reajustar según sea necesario.

1.1.4 Cargar dos carretes de hilo de cobre en el carro de la devanadora de bobinas.

1.1.5 Orientar los carretes de manera que el hilo salga del lado posterior de los carretes y gire los carretes en sentido de las agujas del reloj durante el devanado.

1.1.6 Deslizar manualmente el carro de izquierda a derecha para asegurar que no hay obstáculos, colocar el carro a la posición izquierda lejana durante el resto de la configuración (*Nota: todas las referencias en el presente documento a orientación en la devanadora de bobinas son desde enfrente a la devanadora de bobinas es decir, la perspectiva del operador. El conjunto de bobina producido a través de este proceso se referencia de manera que el extremo izquierdo de la bobina se vuelven el extremo distal y el extremo derecho se vuelve el extremo proximal*).

1.1.7 Cargar un mandril de bobinado

1.1.7.1 Deslizar el revestimiento interno sobre el mandril de bobinado

1.1.7.2 Recortar el exceso de longitud del revestimiento interno de manera que los extremos estén enrasados con el mandril de bobinado.

1.1.7.3 Asegurar el mandril de bobinado/revestimiento interno en ambos extremos de la devanadora de bobinas, comenzando con el lado izquierdo. (*Nota: el mandril de bobinado/revestimiento interno debería alcanzar los toques interiores de ambas sujeciones de útil. Las sujeciones de útil se deberían apretar cuidadosamente de manera que el mandril de bobinado/revestimiento interno esté centrado y agarrado de manera apretada*).

1.1.7.4 Después de asegurar la sujeción de útil del lado izquierdo, rebajar y pisar el pedal para hacer avanzar el mecanismo de tensión en la sujeción de útil derecha. Asegurar el mandril de bobinado/revestimiento interno en la sujeción de útil derecha. Liberar el pedal. Asegurar la tensión adecuada, confirmar que la parte del cilindro de aire es visible.

1.1.8 Ajustes de la devanadora de bobinas

1.1.8.1 Confirmar que el interruptor de palanca está ajustado a "CW" (sentido de las agujas del reloj)

1.1.8.2 Confirmar que la guía de hilo de bobina está unida a la devanadora de bobinas y está ajustada de manera que el centro del tubo guía de hilo de bobinas esté centrado o ligeramente por debajo del nivel del mandril de bobinado/revestimiento interno.

1.1.8.3 Confirmar que el tubo guía de hilo de bobinas es perpendicular al mandril de bobinado/revestimiento interno.

1.1.8.4 Confirmar que la separación entre el tubo guía del hilo de bobinas y el mandril de bobinado/revestimiento interno es 0, 2286 cm usando una galga.

1.1.8.5 Ajustar las mordazas de sujeción de fieltro superior e inferior de manera que la distancia entre la parte superior del cabezal de tornillo y la parte superior de la mordaza de sujeción de fieltro sea igual aproximadamente a 2, 54 cm.

1.1.8.6 Ajustar el rodillo guía de tensión a 30.

1.1.9 Ajustes del control de la devanadora de bobinas

1.1.9.1 Desde el escritorio del controlador de la devanadora de bobinas, seleccionar la carpeta: "cables de 2 conductores", entonces seleccionar el fichero de aplicación "Devanadora 9".

1.1.9.2 Presionar "w" para elegir "bobinar una bobina existente" de la sugerencia del menú.

1.1.9.3 Introducir el nombre de fichero. En la siguiente sugerencia, seleccionar "n" para no visualizar los 45 datos.

1.1.9.4 Colocar la valla de seguridad en la posición extrema derecha.

1.1.10 Confirmar las RPM correctas de la devanadora de bobinas de acuerdo con las siguientes etapas:

1.1.10.1 Cuando se sugiera, presionar "w".

1.1.10.2 Simultáneamente presionar "enter" en el teclado e iniciar el cronómetro.

1.1.10.3 Permitir a la devanadora de bobinas funcionar durante 60 segundos, entonces desengranar el embrague de seguridad para detener la devanadora de bobinas.

1.1.10.4 Confirmar en el monitor que el "Contador de Vueltas" es igual a 60 + 5 RPM.

1.1.10.5 Si el "Contador de Vueltas" no es igual a 60 + 5 RPM, entonces ajustar el dial de control de velocidad y repetir las etapas anteriores hasta que se alcance la velocidad deseada.

1.1.11 Reiniciar la devanadora de bobinas apagando la alimentación, entonces encender. Cerrar la ventana "devanadora 9" en el controlador de la devanadora de bobinas.

1.1.12 Realizar la "marcha del objeto de prueba" para calentar la devanadora de bobinas de acuerdo con las siguientes etapas.

1.1.12.1 Ajustar los ajustes del controlador de la devanadora de bobinas como se perfiló anteriormente.

1.1.12.2 Cuando se sugiera, presionar "w", entonces presionar "enter".

1.1.12.3 Permitir a la devanadora de bobinas funcionar a través del proceso de bobinado completo.

1.1.12.4 Desenganchar el carro y deslizar a la posición más a la izquierda.

Alimentar el hilo de cobre a través de los dos tubos de guiado de la parte superior izquierda (con el hilo del carrete izquierdo a través del tubo izquierdo y el hilo del carrete derecho a través del tubo derecho); a través de la mordaza de tensión de fieltro; a través de los rodillos de guía/tensión; a través de la mordaza de tensión de fieltro inferior; a través de la guía de la devanadora de bobinas y bajo el mandril.

1.1.13 Tirar suavemente sobre los hilos de cobre asegurando que hay una ligera tensión sobre el hilo.

1.1.14 Con los hilos de cobre que van bajo el tubo del mandril de bobinas/revestimiento interno, unirlos con el soporte de hilo en la sujeción de útil izquierda. Asegurar.

1.1.15 Ajustar los ajustes del controlador de la devanadora de bobinas tal como se perfiló anteriormente.

1.1.16 Cuando se sugiera, presionar "w" y presionar "enter" para iniciar el proceso de bobinado de la bobina.

1.1.17 Observar el proceso de bobinado de la bobina para irregularidades.

1.1.18 A la terminación de la bobina MCSM de cobre, quitar los MCSM de cobre de la devanadora de bobinas e inspeccionar la bobina de MCSM:

1.1.18.1 El mandril de bobinas debería moverse con mínima fricción;

1.1.18.2 La bobina no debería moverse con respecto al tubo/revestimiento interno;

1.1.18.3 No hay huecos más anchos que dos diámetros de hilo a través de los cuales se pueda ver el mandril de bobina;

1.1.18.4 No hay solapamientos mayores de dos espesores de hilo;

1.1.18.5 La sección distal del CSM más distal presenta una construcción de tres capas típica.

1.1.19 Sustituir los carretes de hilo de cobre con carretes de cable DFT de aproximadamente el mismo diámetro/cantidad de hilo.

1.1.20 Alimentar el cable DFT a través de los dos tubos de guiado de la parte superior izquierda (con el hilo del carrete izquierdo a través del tubo izquierdo y el hilo del carrete derecho a través del tubo derecho); a través de la mordaza de tensión de fieltro superior; a través de los rodillos de guía/tensión; a través de la mordaza de tensión de fieltro inferior; y a través de la guía de la devanadora de bobinas.

1.1.21 Tirar suavemente sobre el cable DFT asegurando que hay una ligera tensión sobre el cable.

1.2 Conjunto de MCSM

1.2.1 Si no está ya en su posición, mover el carro y la valla de seguridad a la posición izquierda más alejada.

1.2.2 Cargar un mandril de bobina de acuerdo con las etapas perfiladas anteriormente.

1.2.3 Ajustar los ajustes del controlador de la devanadora de bobinas como se perfiló anteriormente.

1.2.4 Cuando se sugiera, presionar "w" y presionar "enter" para iniciar el proceso de bobinado de la bobina.

1.2.5 Observar el proceso de bobinado de la bobina y señalar cualquier irregularidad en la parte de atrás del encaminador de producción.

1.2.6 Aplicar adhesivo (normalmente pegamento de UV) a la bobina de capa única en el extremo proximal de la bobina (por ejemplo, usando un pincel ácido); según sea adecuado, curar con UV durante 20 segundos; y confirmar que la bobina/cables están seguros en el tubo de revestimiento interno. Repetir si es necesario.

1.2.7 Recortar el cable detrás de la guía de la devanadora de bobinas, quitar el conjunto de bobina de la devanadora de bobinas y deslizar un HST de PET de 0,1778 cm de DI x 1 cm sobre 5-7 mm de la bobina de capa única en el extremo proximal y el resto sobre el CSM adyacente.

1.2.8 Ajustar la pistola de aire caliente a 2, 5 en aire y 5 en calor y hacerla funcionar durante 2-3 minutos antes del uso.

1.2.9 Sostener la boquilla de la pistola de aire 5-10 cm alejada del HST de PET, contraer el tubo HST de PET para asegurar los cables y la bobina al tubo/revestimiento interno. Si el HST de PET fue dañado durante el proceso de contracción por calor, quitar el HST de PET y aplicar una nueva sección de HST de PET siguiendo el mismo proceso.

1.2.10 Recortar los extremos distales del tubo/revestimiento interno, que estaba dentro de las sujeciones del útil.

1.2.11 Marcar los extremos de la sección bobinada en el tubo interno.

1.2.12 Serializar la bobina: colocar el conjunto de bobina en un tubo de transporte y asignar un número a la bobina usando el siguiente código: mes-día-año-número de cable (por ejemplo 081307-1). Etiquetar el tubo de transporte con el número de cable/bobina.

1.2.13

1.3 Inspección del conjunto de bobina de MCSM

1.3.1 Medir y registrar la longitud de los MCSM. La longitud debería ser igual a $67,5 \pm 1,5$ cm.

1.3.2 Inspeccionar el movimiento del mandril de la bobina en el tubo/revestimiento interno. El mandril de la bobina se debería mover con mínima fricción.

1.3.3 La bobina no debería moverse con respecto al tubo/revestimiento interno;

1.3.4 Inspeccionar la uniformidad con Micro Vu.

1.3.4.1 No hay huecos más anchos que dos diámetros del hilo a través de los cuales se pueda ver el mandril de la bobina o manguito subyacente;

1.3.4.2 No hay solapamientos mayores que dos espesores de hilo;

1.3.4.3 La sección distal del CSM más distal presenta una construcción de tres capas típica.

1.4 Conjunto de electrodos

Los electrodos se pueden unir a los MCSM en el siguiente orden:

- Electrodo Proximal-Distal (IPG)
- Electrodo Proximal-Proximal (IPG)
- Electrodo Distal-Proximal/de tierra
- Electrodo Distal-Distal/de detección *Nota: El etiquetado de electrodos es como sigue, el primer término identifica el extremo de los MCSM, el segundo término se refiere a la relación entre los dos electrodos en cada extremo. Nota: El proceso de montaje de electrodos se puede dirigir bajo un microscopio.*

1.4.1 Conexión de electrodos proximales

1.4.1.1 En el extremo proximal (contracción por calor PET) del conjunto de MCSM, desenrollar ambos conductores desde el tubo/revestimiento interno al punto donde comienza la contracción por calor PET.

1.4.1.2 Quitar el exceso de adhesivo con la ayuda de un microscopio, según sea necesario, siendo cuidadoso de no dañar el tubo/revestimiento interno.

1.4.1.3 Quitar el aislante ETFE de la longitud completa de un conductor único. Tirar del conductor recto, aplicar fundente y estaño al conductor con un soldador. Limpiar el exceso de fundente usando IPA y un paño Kimwipe.

1.4.1.4 Deslizar el extremo distal del electrodo al comienzo de la contracción por calor PET con ambos cables dentro del electrodo. Soldar el electrodo al cable estañado usando mínima soldadura y fundente calentando el cable en sí mismo en la unión proximal del cable y el electrodo.

1.4.1.5 Tirar suavemente del electrodo para asegurar una buena unión de soldadura. Recortar el exceso de longitud del cable no aislado, que pueda estar extendiéndose fuera del electrodo.

1.4.1.6 Quitar el aislamiento ETFE del segundo cable, comenzando 6 mm lejos del extremo proximal del electrodo soldado previamente. Tirar del cable recto, aplicar fundente y estaño al conductor con un soldador. Limpiar el exceso de fundente usando IPA y un paño Kimwipe.

1.4.1.7 Deslizar una pieza de 5 mm de longitud de HST de PET de 0,10668 cm sobre el tubo/revestimiento interno y el cable de manera que el extremo distal de la contracción por calor esté enrasada con el extremo proximal del electrodo soldado previamente.

1.4.1.8 Contraer con calor el tubo como anteriormente.

1.4.1.9 Deslizar el electrodo y separarlo de manera que haya un hueco de 6 mm entre los electrodos. Soldar el electrodo al cable estañado usando mínima soldadura y fundente calentando el cable en sí mismo en la unión proximal del cable y el electrodo.

1.4.1.10 Tirar suavemente del electrodo para asegurar una buena unión de soldadura. Recortar el exceso de longitud del cable no aislado, que pueda estar extendiéndose fuera del electrodo.

1.4.2 Conexión del electrodo distal

1.4.2.1 Usando el polímetro identificar el cable que corresponde al electrodo proximal-distal.

1.4.2.2 Usando una cuchilla, quitar el aislante ETFE que comienza 5 mm desde el extremo distal del primer CSM. Tirar del cable recto, aplicar fundente y estaño al conductor con un soldador. Limpiar el exceso de fundente usando IPA y un paño Kimwipe.

1.4.2.3 Deslizar el electrodo distal-proximal con los cables dentro del electrodo al punto donde está el aislamiento en los extremos del cable estañado. Soldar el electrodo al cable estañado usando mínima soldadura y fundente calentando el cable en sí mismo en la unión distal del cable y el electrodo.

1.4.2.4 Tirar suavemente del electrodo para asegurar una buena unión de soldadura. Recortar el exceso de longitud del cable no aislado, la cual pueda estar extendiéndose fuera del electrodo.

1.4.2.5 Usando una cuchilla, quitar el aislante ETFE del segundo cable, que comienza 5 mm alejado del extremo distal del electrodo soldado previamente. Tirar del cable recto, aplicar fundente y estaño al conductor con un soldador. Limpiar el exceso de fundente usando IPA y un paño Kimwipe.

1.4.2.6 Deslizar una pieza de 8 mm de largo de HST de PET de 0,10668 cm sobre el tubo/revestimiento interno y el cable de manera que el extremo proximal de la contracción por calor esté enrasada con el extremo distal del electrodo soldado previamente.

1.4.2.7 Contraer con calor el tubo como anteriormente.

1.4.2.8 Deslizar el electrodo y separarlo de manera que haya 9 mm de hueco entre los electrodos. Soldar el electrodo al cable estañado usando mínima soldadura y fundente calentando el cable en sí mismo en la unión distal del cable y el electrodo.

Los expertos en la materia apreciarán que se pueden usar otras operaciones y/o diferentes parámetros y el alcance de la invención no tiene que estar limitado a este ejemplo. Además, este ejemplo es para un cable de dos conductores formado en una configuración de MCSM de tres capas así se pueden usar bobinas adicionales de conductor cuando se están formando más de dos conductores en el cable.

En los dibujos y la memoria descriptiva, se han desvelado realizaciones de la invención y, aunque se emplean términos específicos, se usan en un sentido genérico y descriptivo solamente y no para propósitos de limitación, el alcance de la invención que se expone en las siguientes reivindicaciones. De esta manera, lo mencionado anteriormente es ilustrativo de la presente invención y no se tiene que interpretar que limita la misma. Aunque se han descrito unas cuantas realizaciones ejemplares de la presente invención, los expertos en la materia apreciarán fácilmente que son posibles muchas modificaciones en las realizaciones ejemplares sin apartarse materialmente de las nuevas enseñanzas y ventajas de la presente invención. Por consiguiente, se pretende que dichas modificaciones estén incluidas dentro del alcance de la presente invención tal como se define en las reivindicaciones. En las reivindicaciones, se pretende que las cláusulas medios más función, donde se usan, cubran las estructuras descritas en el presente documento como que realizan la función recitada y no solamente equivalentes estructurales sino también estructuras equivalentes. Por lo tanto, se tiene que entender que lo mencionado anteriormente es ilustrativo de la presente invención y no tiene que ser interpretado como limitado a las realizaciones específicas descritas, y que se pretende que las modificaciones a las realizaciones descritas, así como otras realizaciones, estén incluidas dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. La invención se define por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un cable médico flexible que tiene al menos un conductor, en el que cada conductor comprende una pluralidad de segmentos, comprendiendo cada segmento una configuración de bobina apilada multicapa preformada, comprendiendo cada configuración de bobina apilada multicapa una primera sección bobinada hacia delante que se extiende en una dirección longitudinal hacia delante, a continuación se da la vuelta en una sección bobinada inversa que se extiende en una dirección longitudinal inversa sustancialmente opuesta, a continuación se da la vuelta en una segunda sección bobinada hacia delante que se extiende en la dirección longitudinal hacia delante, en el que las secciones primera bobinada hacia delante, bobinada inversa y segunda bobinada hacia delante están dispuestas en una pluralidad de capas apiladas unas sobre otras.
2. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un conductor es una pluralidad de conductores.
3. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un conductor se funde en una parte extrema distal del mismo en una sección de bobina hacia delante que conecta con un electrodo.
4. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cable es un cable cardíaco, un cable cardíaco implantable o un cable de electrofisiología cardíaca de intervención.
5. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cable es un cable de neuromodulación, un cable de estimulación cerebral profunda implantable o un cable de estimulación de la médula espinal.
6. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera sección directa reside sobre una primera capa, la sección bobinada inversa reside sobre una segunda capa encima de la primera capa, y la segunda sección directa reside sobre una tercera capa encima de la segunda capa para definir una configuración de conductor apilado de tres capas.
7. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además al menos un electrodo en el que el al menos un conductor está acoplado eléctricamente al, al menos, un electrodo.
8. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera sección bobinada hacia delante y la sección bobinada inversa residen sobre una primera capa y la segunda sección bobinada hacia delante reside sobre una segunda capa encima de la primera capa para definir una configuración de bobina apilada de dos capas.
9. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera sección bobinada hacia delante, la sección bobinada inversa y la segunda sección bobinada hacia delante son concéntricas.
10. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un manguito flexible interno alargado que reside alrededor de un eje longitudinal central con las configuraciones de bobina apilada multicapa que circundan el manguito.
11. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un conductor tiene entre aproximadamente 4-100 configuraciones de bobina apilada multicapa a lo largo de su longitud.
12. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un conductor es una pluralidad de conductores que están codevanados para formar al menos una configuración de bobina apilada multicapa.
13. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que al menos una de las configuraciones de bobina apilada multicapa tiene más de tres capas.
14. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que uno del al menos un conductor tiene al menos dos de las configuraciones de bobina apilada multicapa, y en el que una tercera sección bobinada hacia delante sobre una capa superior de una configuración de bobina apilada multicapa se funde en una primera sección bobinada hacia delante sobre una capa inferior de otra configuración de bobina apilada multicapa.
15. Un cable médico flexible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un conductor comprende primer y segundo conductores, que tienen, cada uno, una pluralidad de segmentos con la configuración de bobina apilada multicapa, y en el que los segmentos de las configuraciones de bobina multiapilada del primer conductor se alternan a lo largo de la longitud del cable con los de los segmentos de las configuraciones de bobina apilada multicapa del segundo conductor.

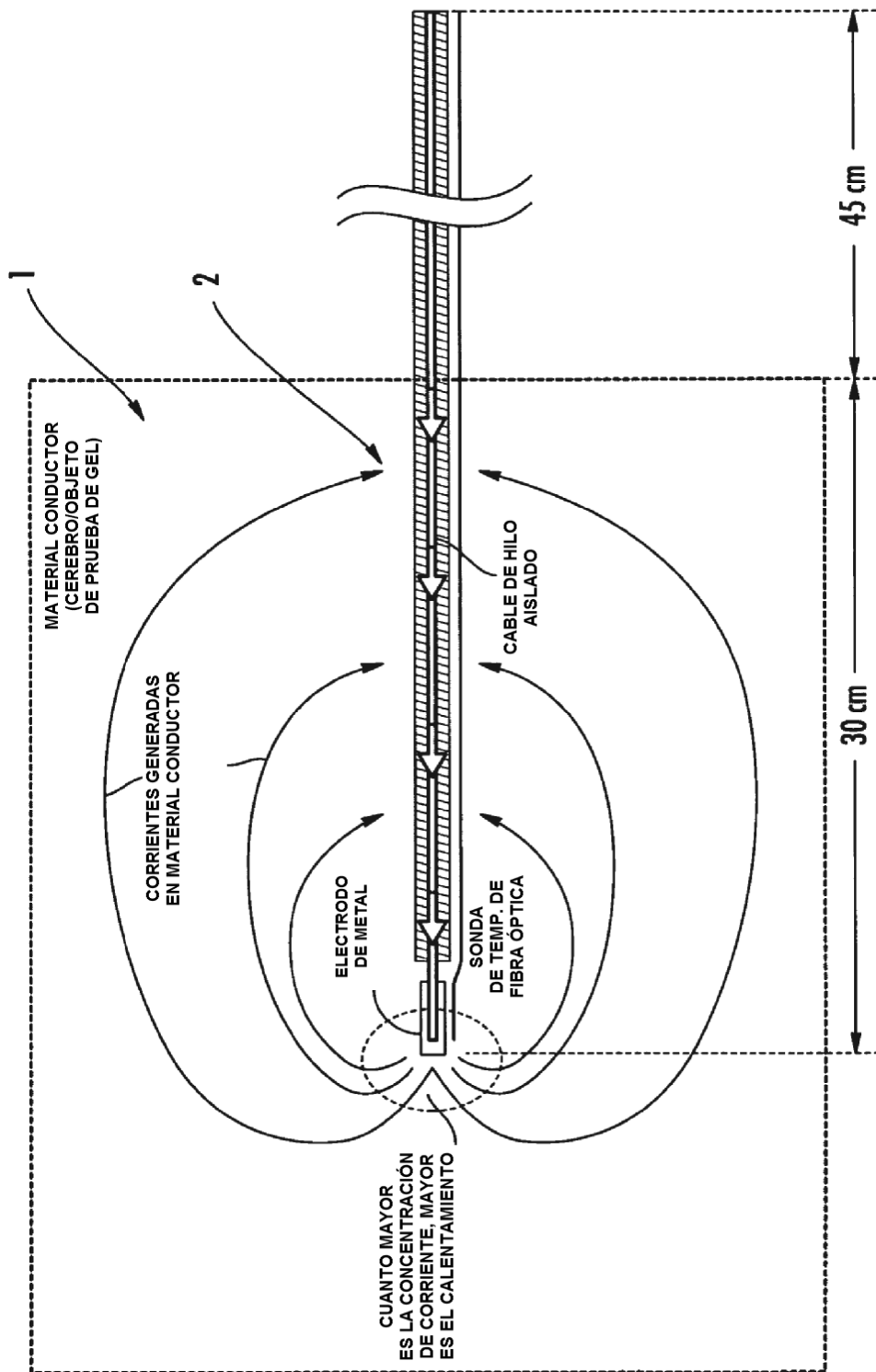


FIG. 1

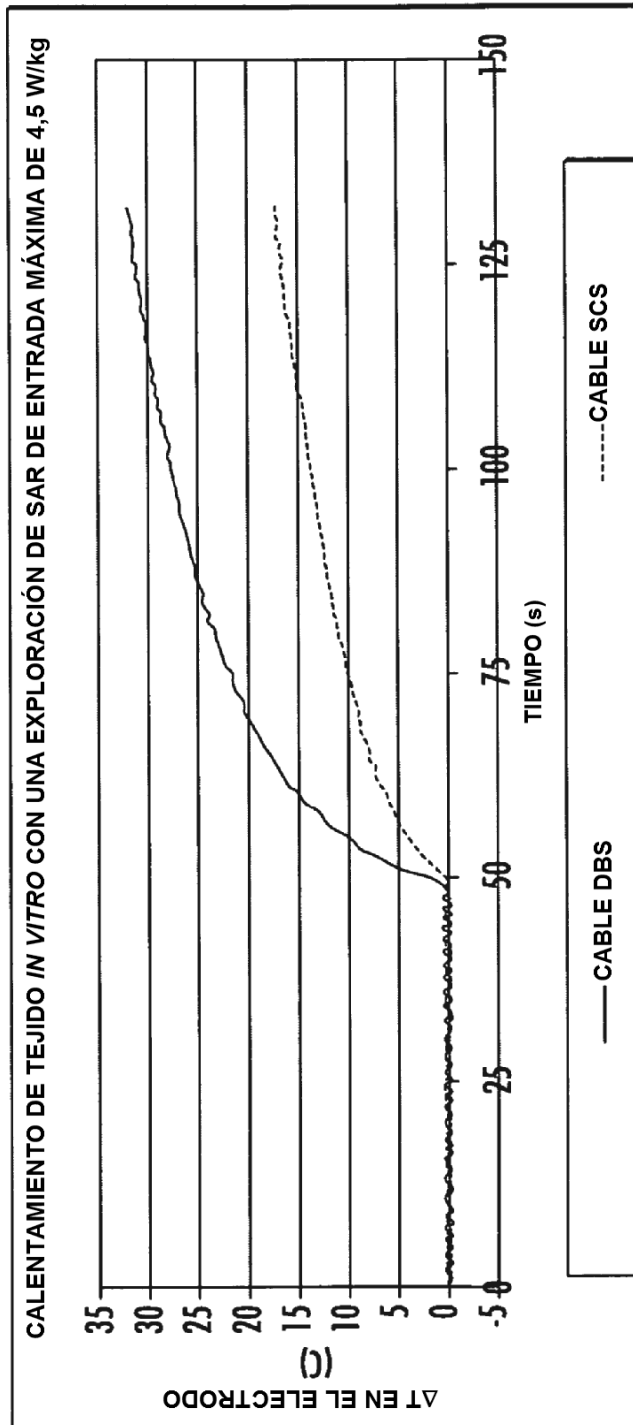


FIG. 2

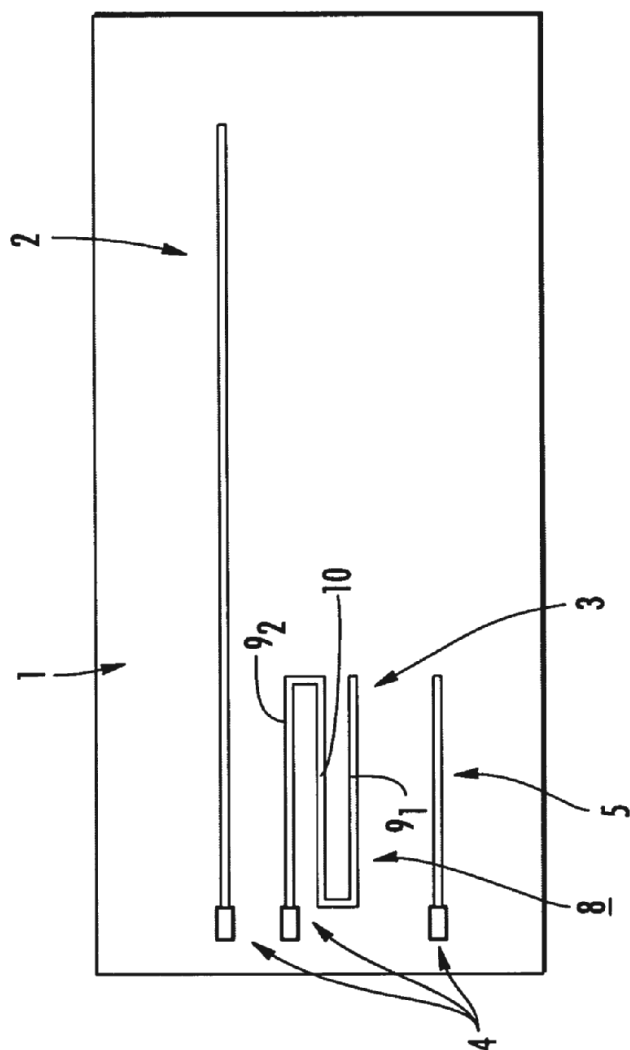


FIG. 3

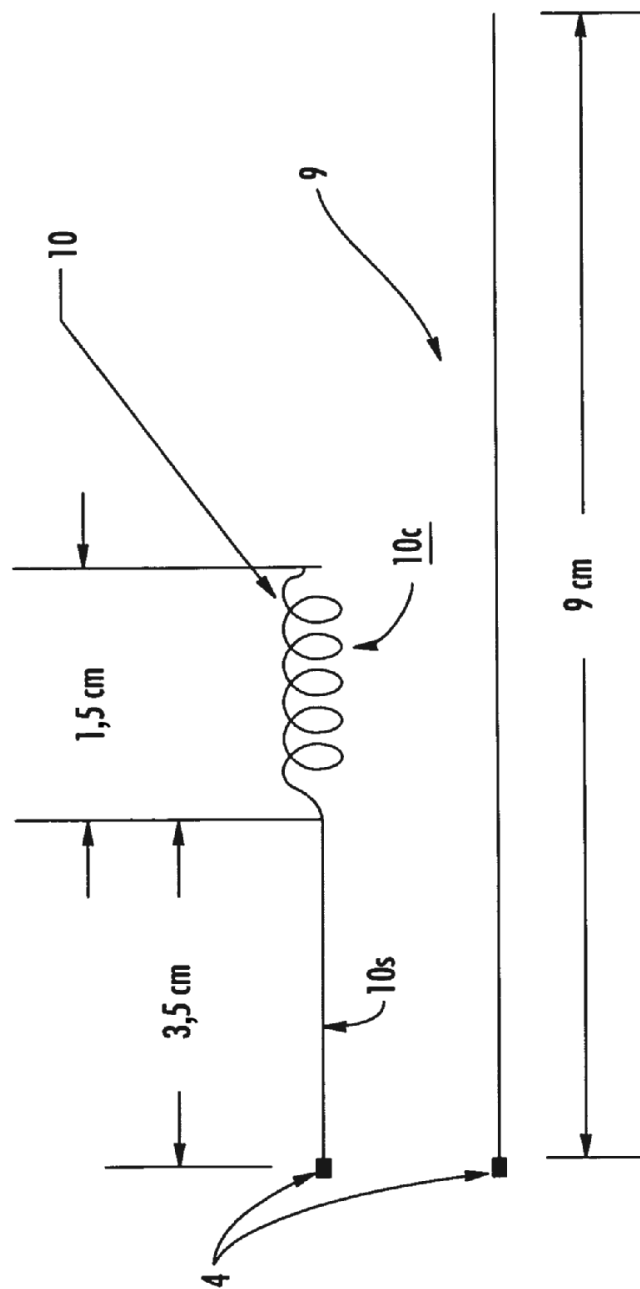


FIG. 4

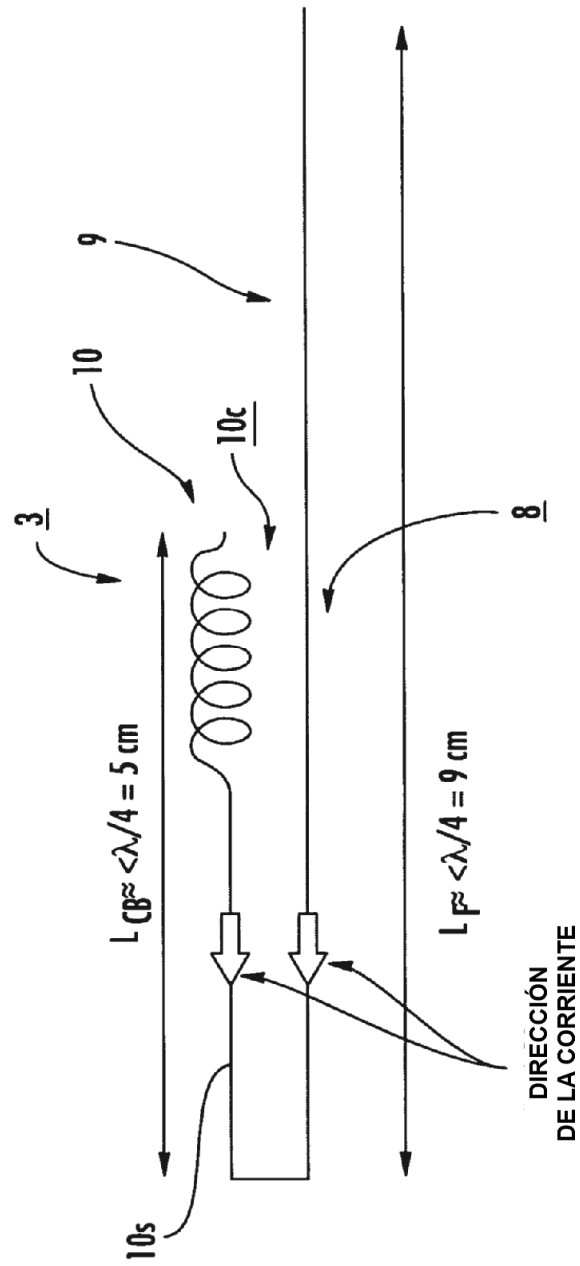


FIG. 5

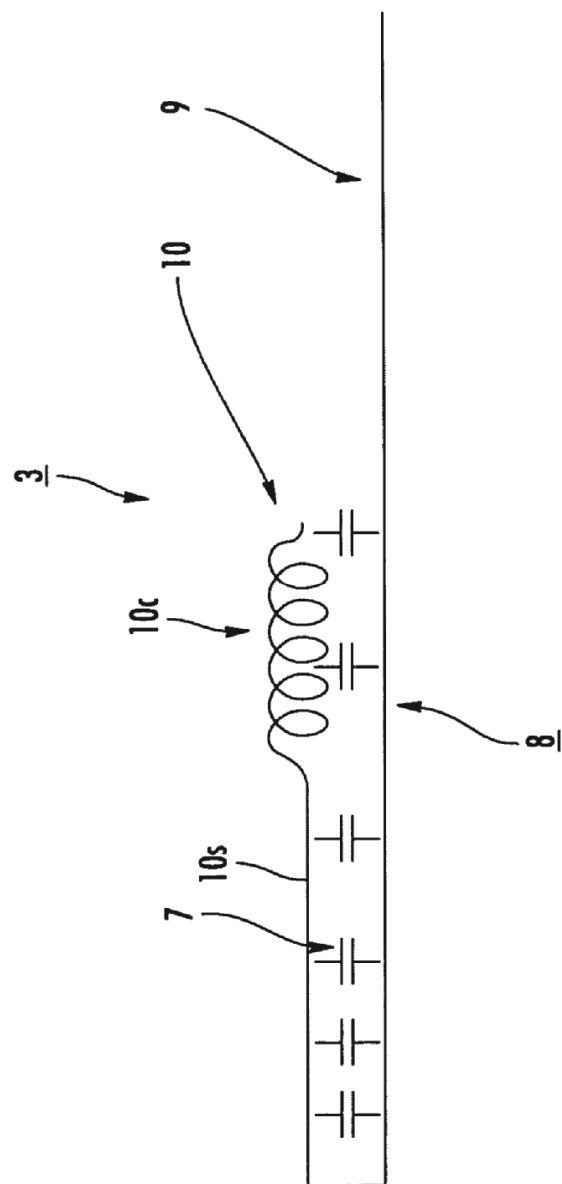


FIG. 6A

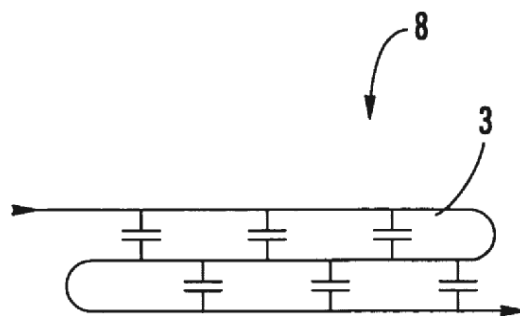


FIG. 6B

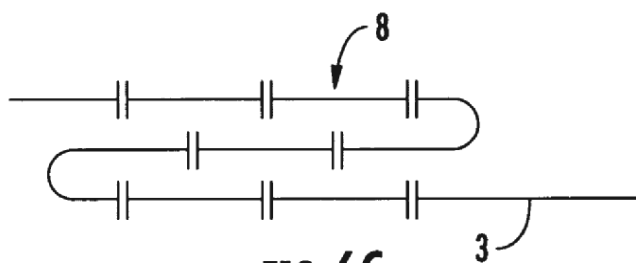


FIG. 6C

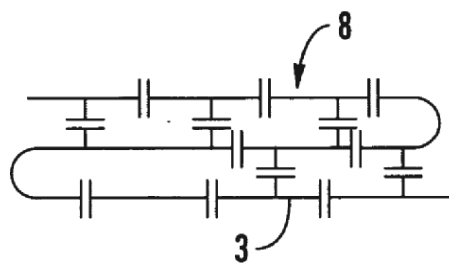


FIG. 6D

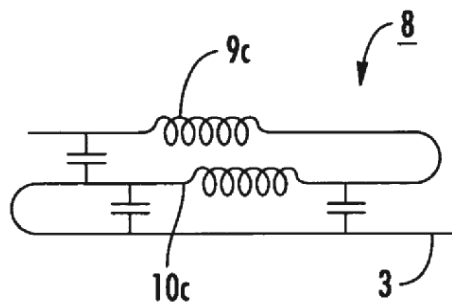


FIG. 6E

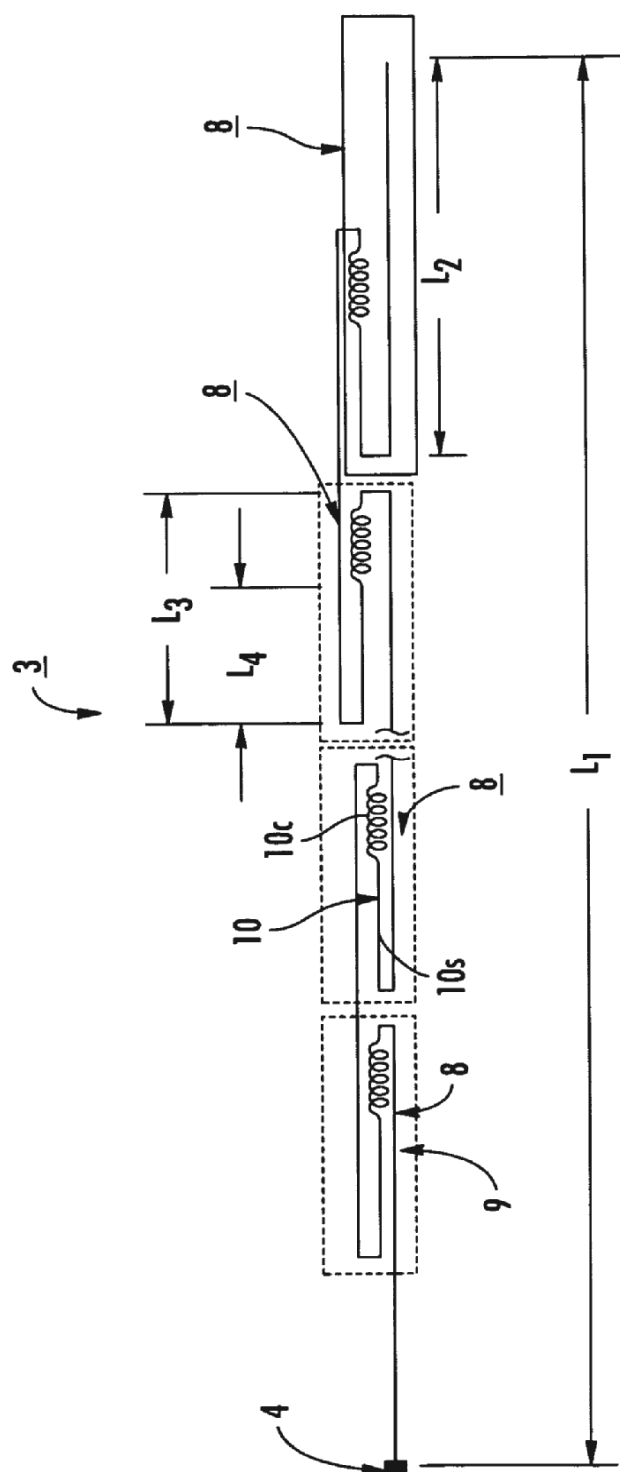


FIG. 7

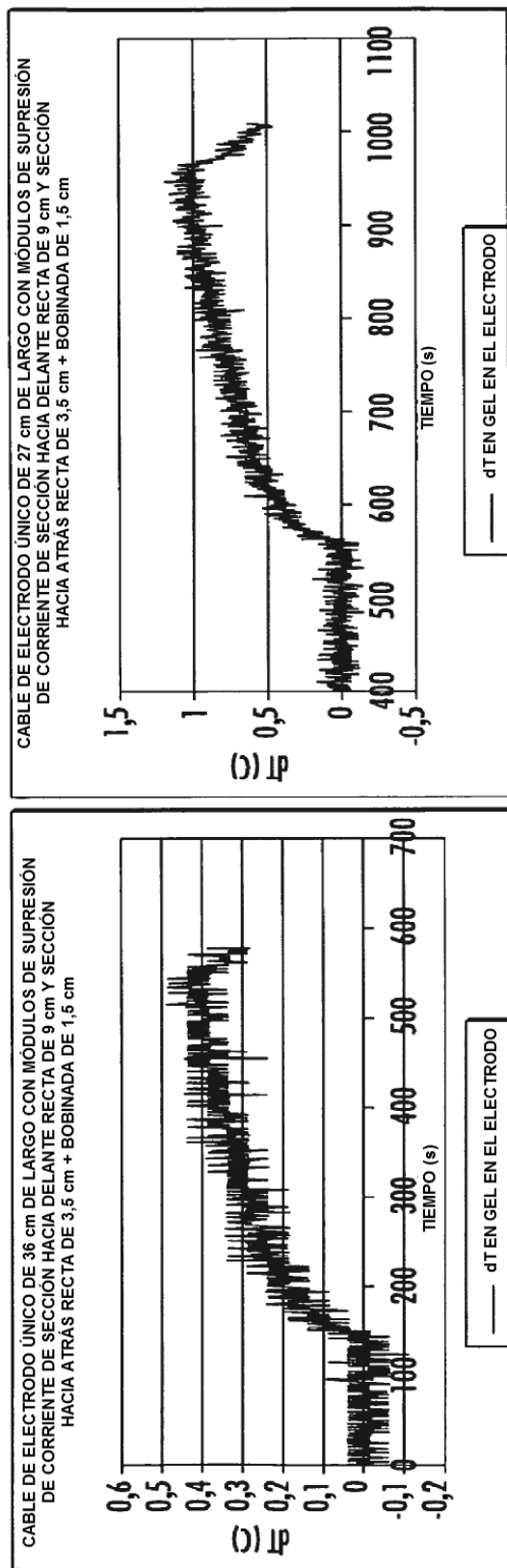


FIG. 8A

FIG. 8B

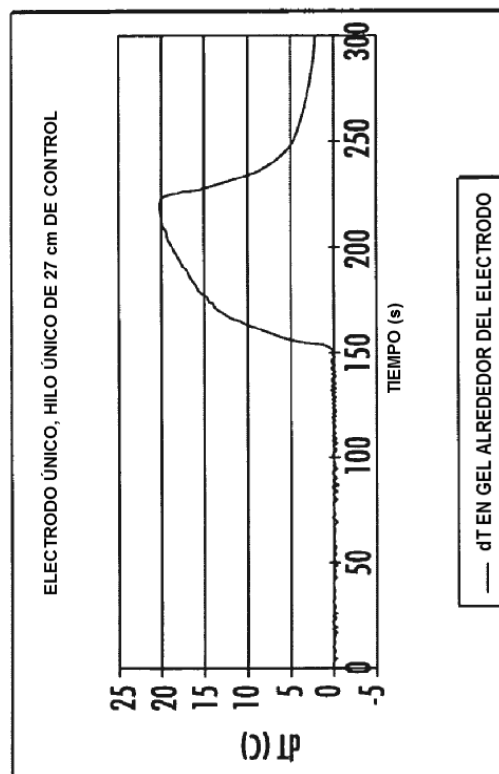


FIG. 8C

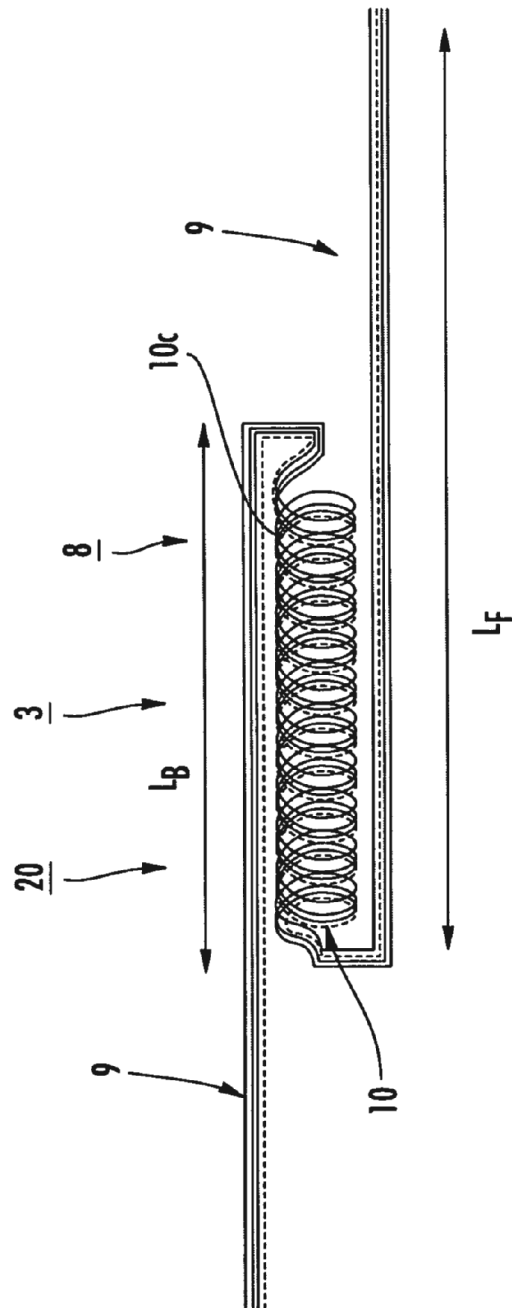


FIG. 9

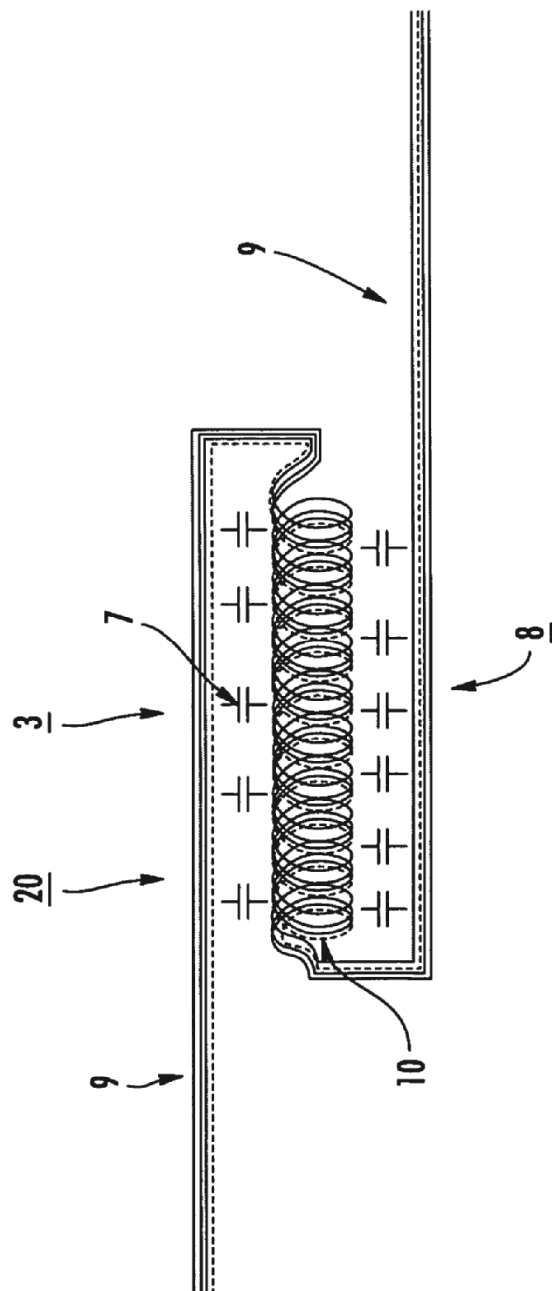


FIG. 10

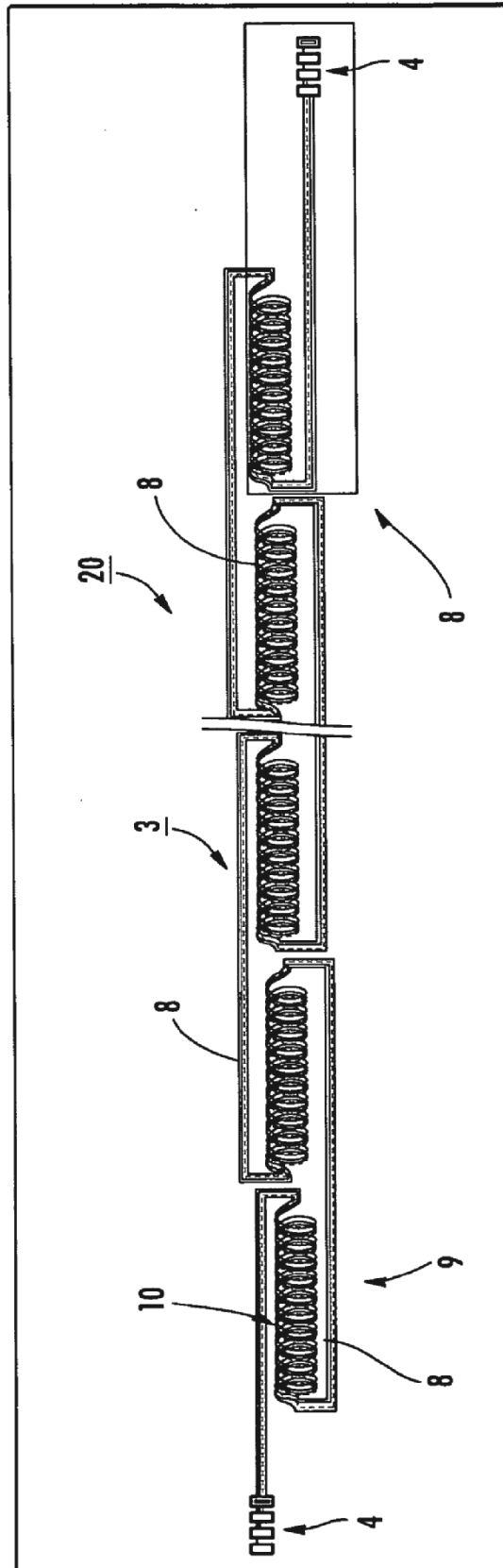


FIG. 12A

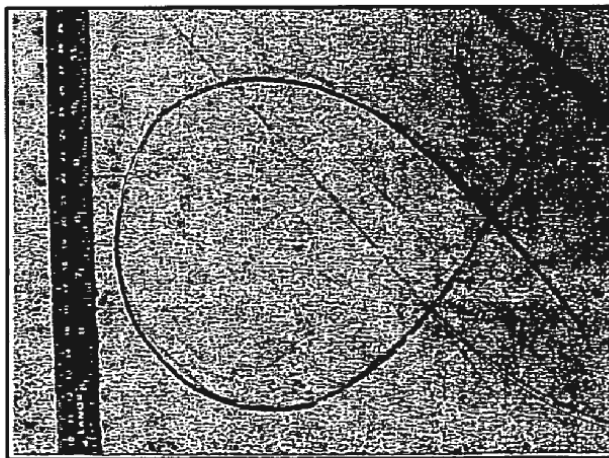


FIG. 12B

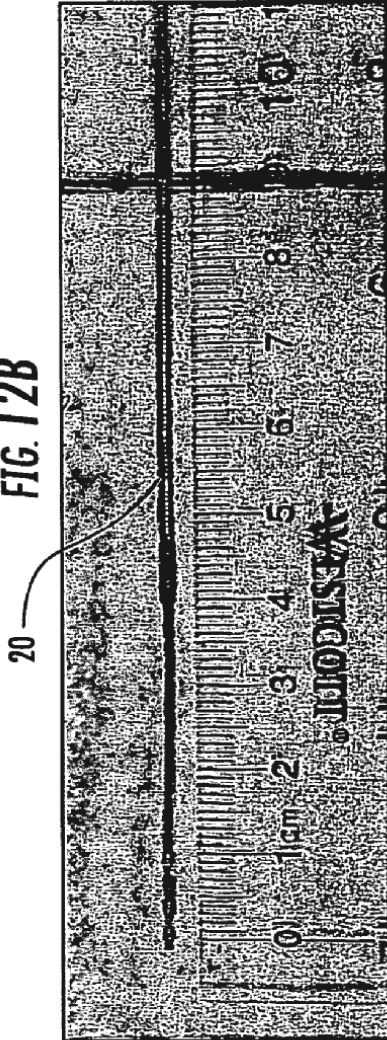


FIG. 12C



FIG. 12D



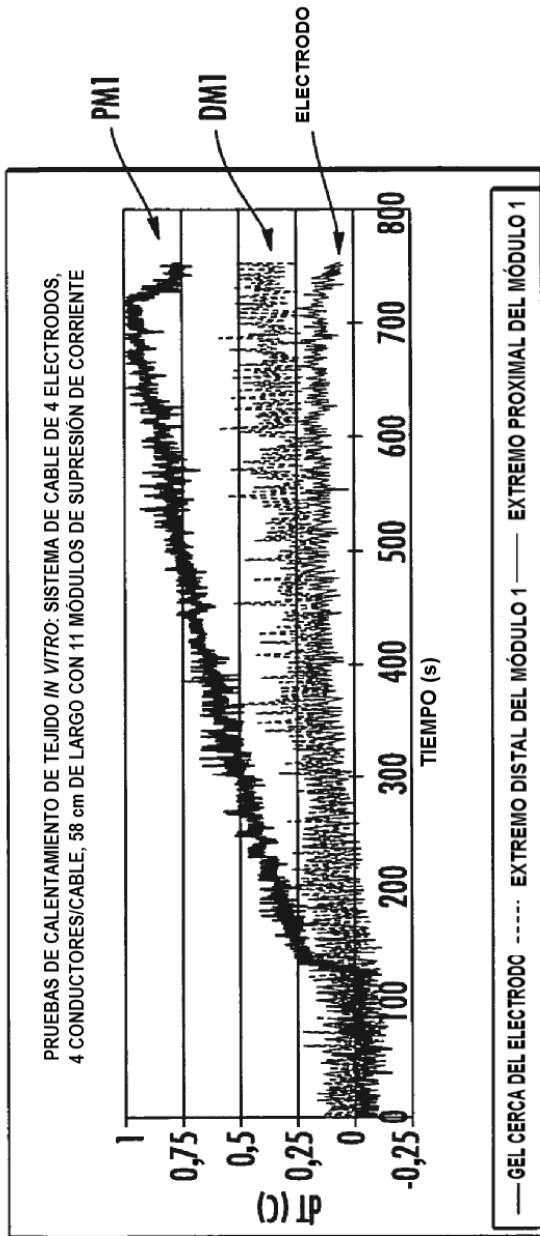


FIG. 13A

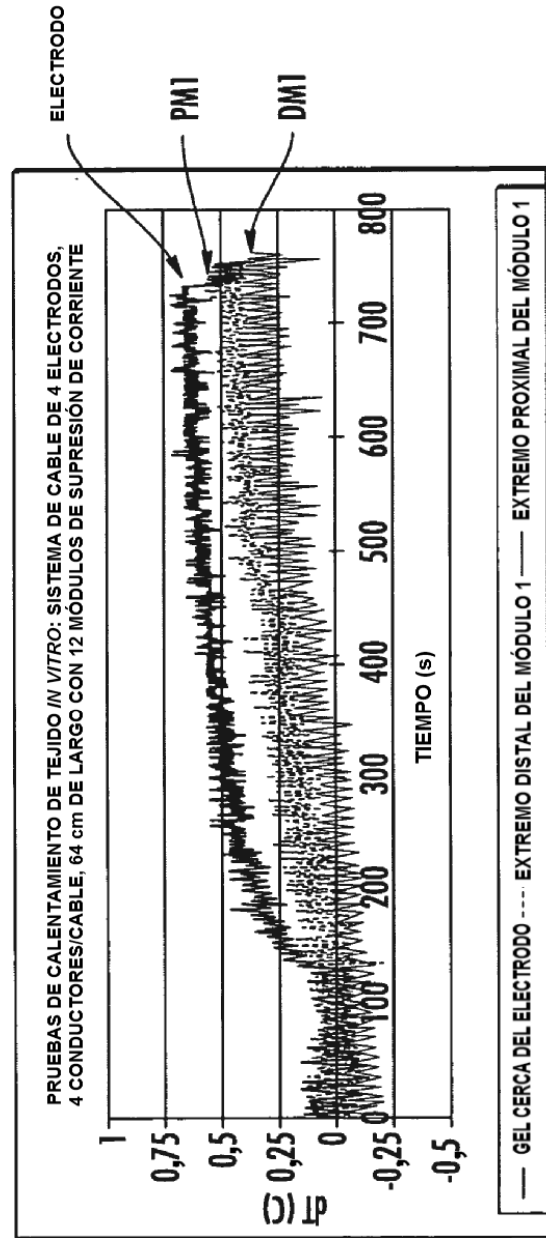


FIG. 13B

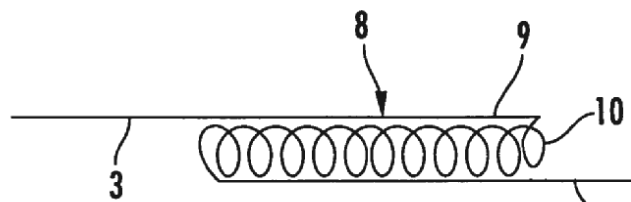


FIG. 14A

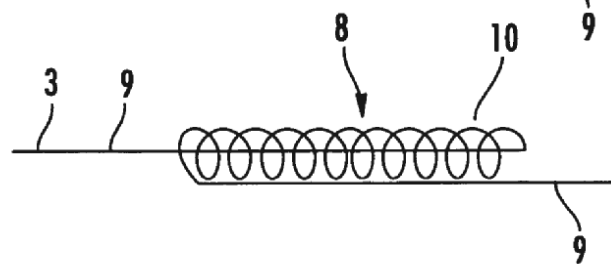


FIG. 14B

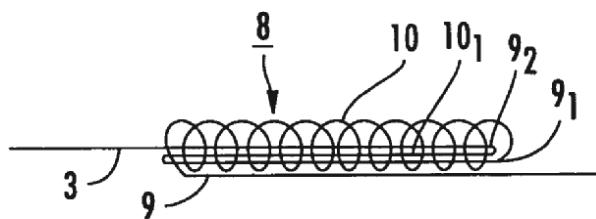


FIG. 14C

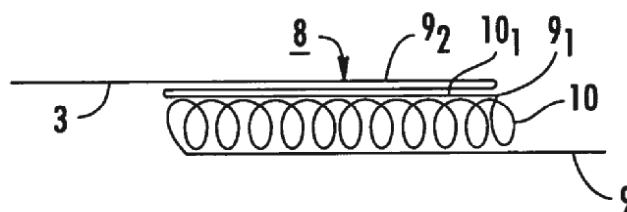


FIG. 14D

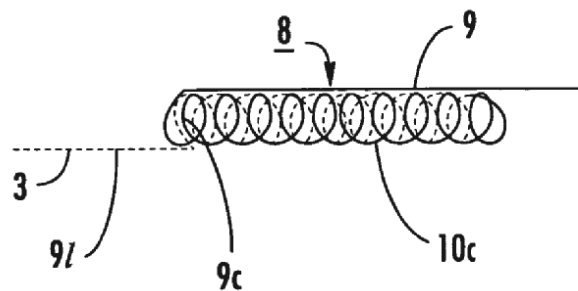


FIG. 14E

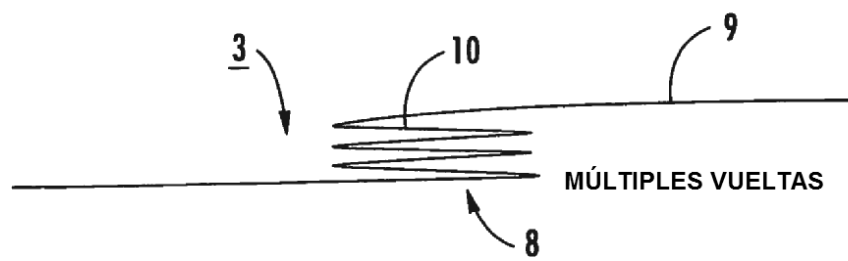


FIG. 14F

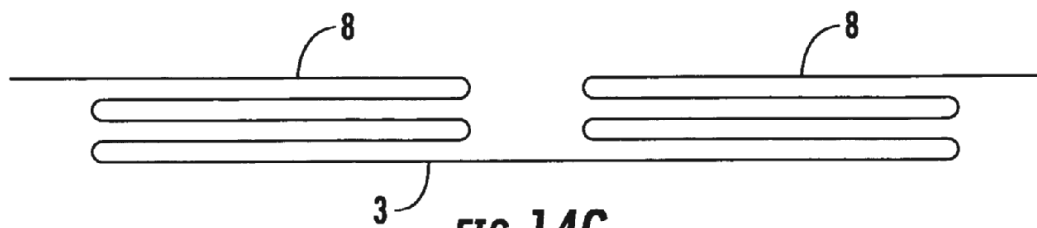


FIG. 14G

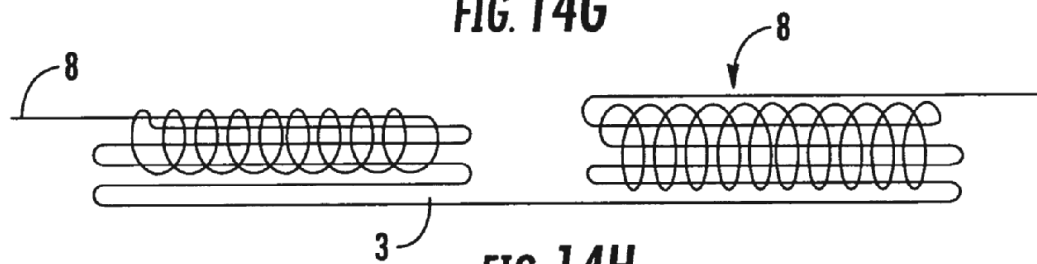


FIG. 14H

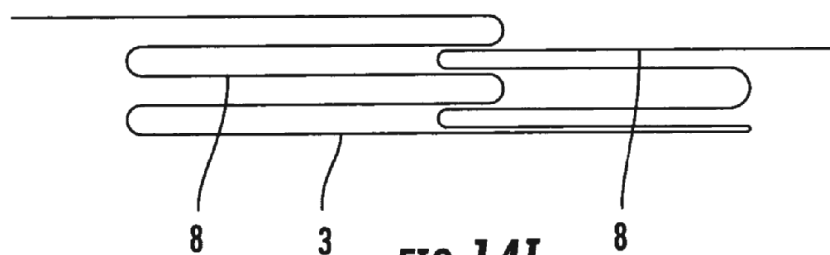


FIG. 14I

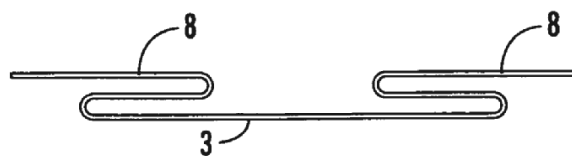


FIG. 14J

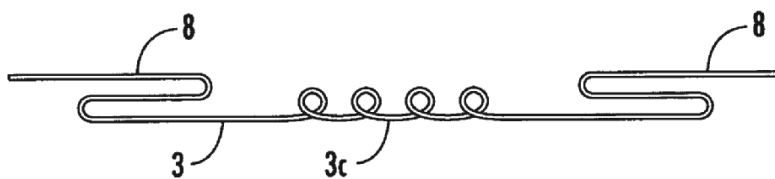


FIG. 14K

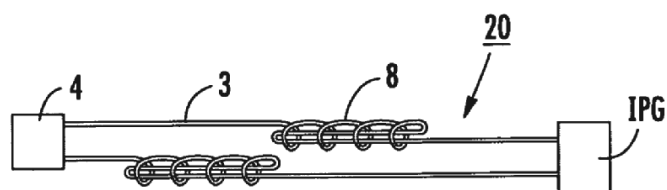


FIG. 14L

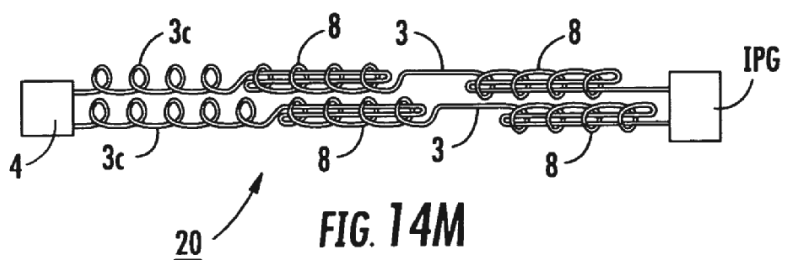
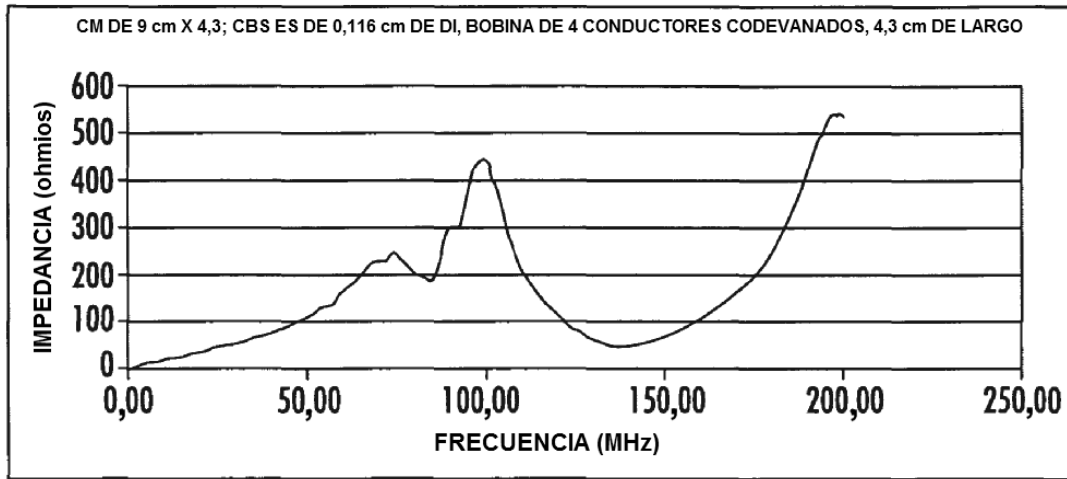


FIG. 14M



ESTA IMPEDANCIA SE MIDE CONECTANDO LA SONDA DE MEDIDA TAL COMO SE MUESTRA EN LA FIGURA A CONTINUACIÓN

FIG. 15A

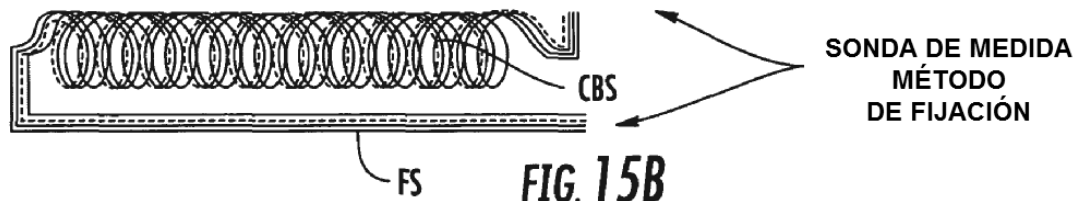


FIG. 15B

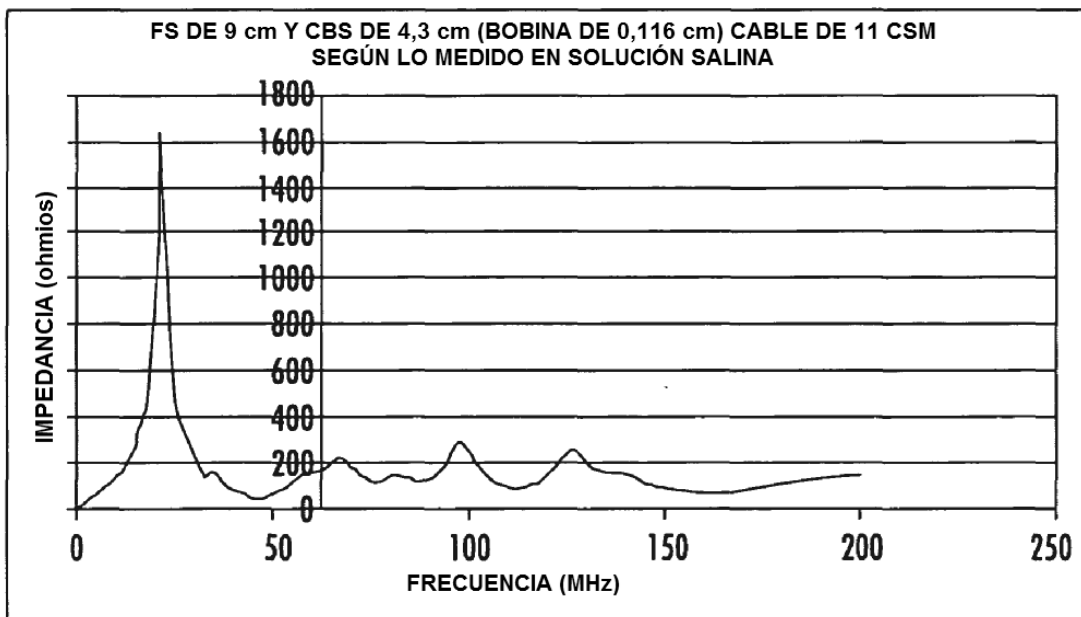
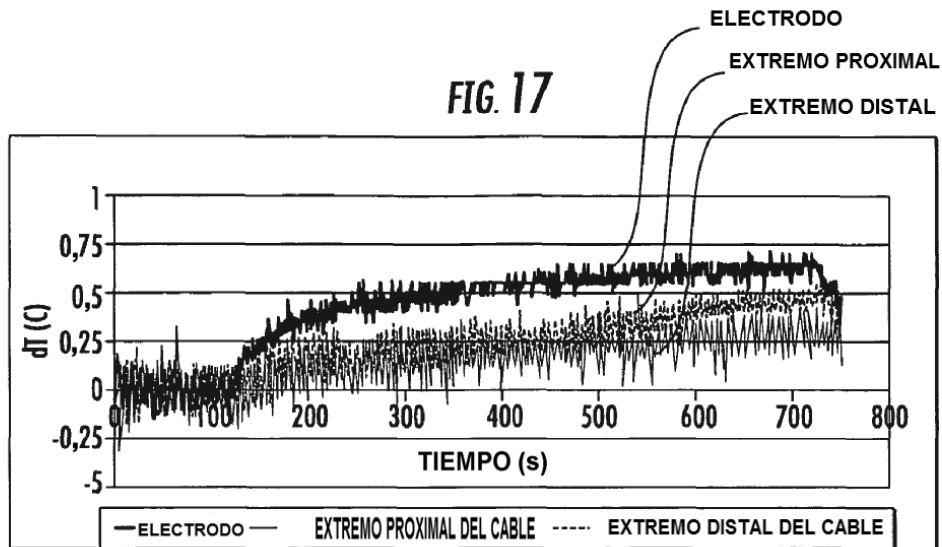
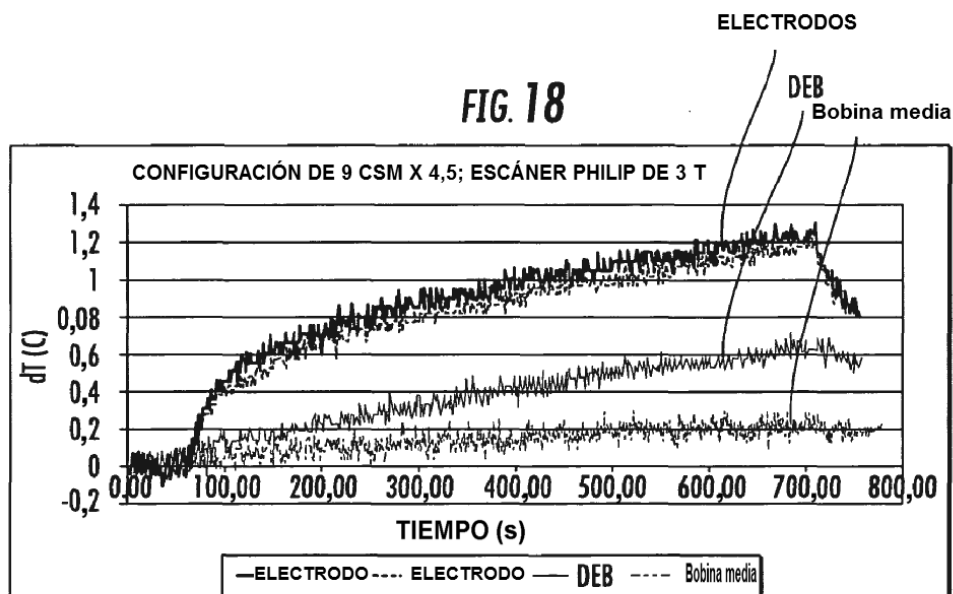


FIG. 16



SECUENCIA FSPGR, TE = 4,2, TR 17,3, BW = 125, FA = 170, 256 = 128 MATRIZ DE IMÁGENES;
TG = 155- SAR MÁXIMA ~4,2 W/kg

FIGURA 17: CAMBIO DE TEMPERATURA LOCAL MEDIDO EN DIFERENTES UBICACIONES A LO LARGO DE LA LONGITUD DE UN CABLE/SONDA DE 11 CSM EN UN ESCÁNER DE IRM DE 1,5 T



SAR DE ENTRADA MÁXIMA MEDIDA = 4,2 W/kg

FIGURA 18: CAMBIO DE TEMPERATURA LOCAL MEDIDO EN DIFERENTES UBICACIONES A LO LARGO DE LA LONGITUD DE UN CABLE DE 11 CSM EN UN ESCÁNER DE IRM DE 3 T

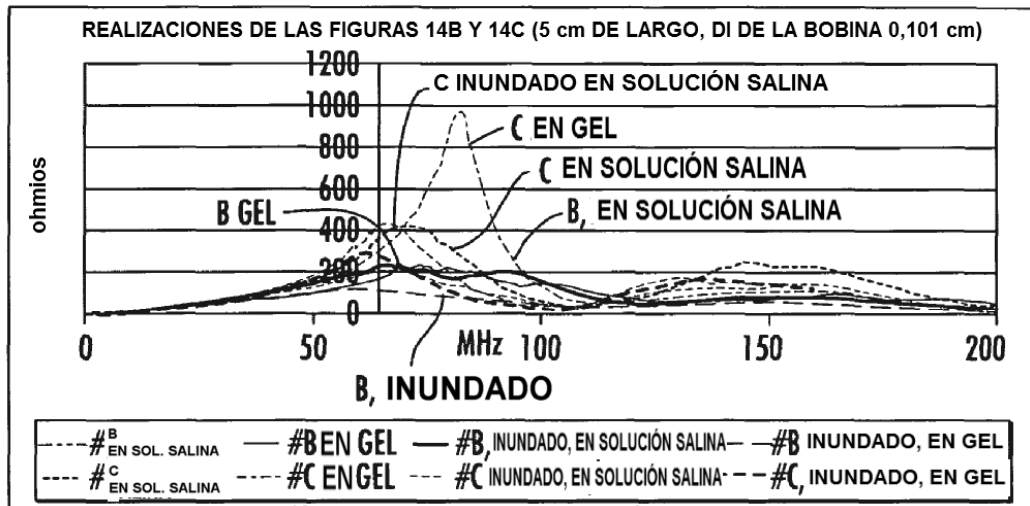


FIG. 19

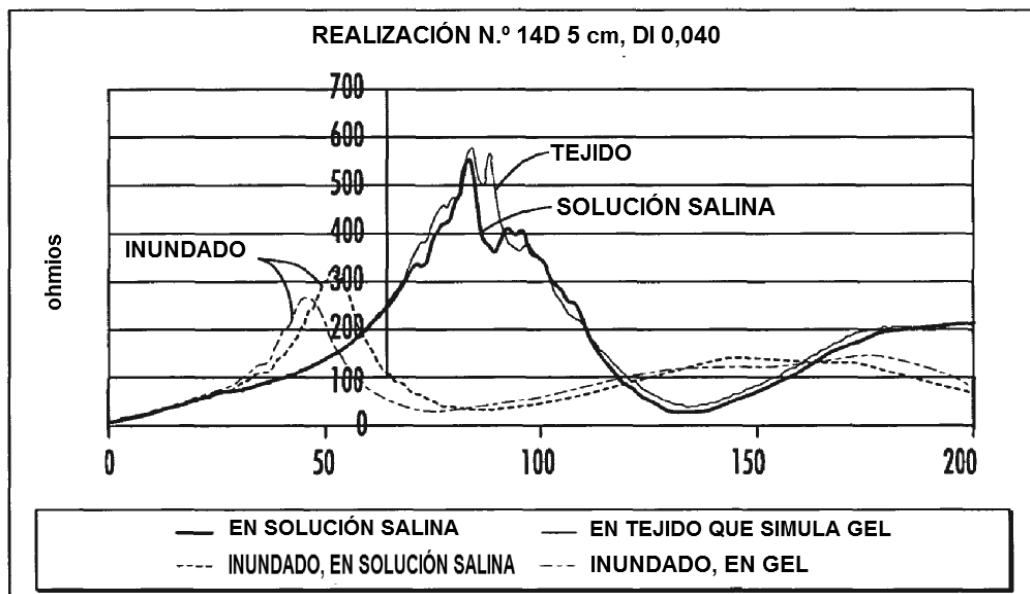


FIG. 20

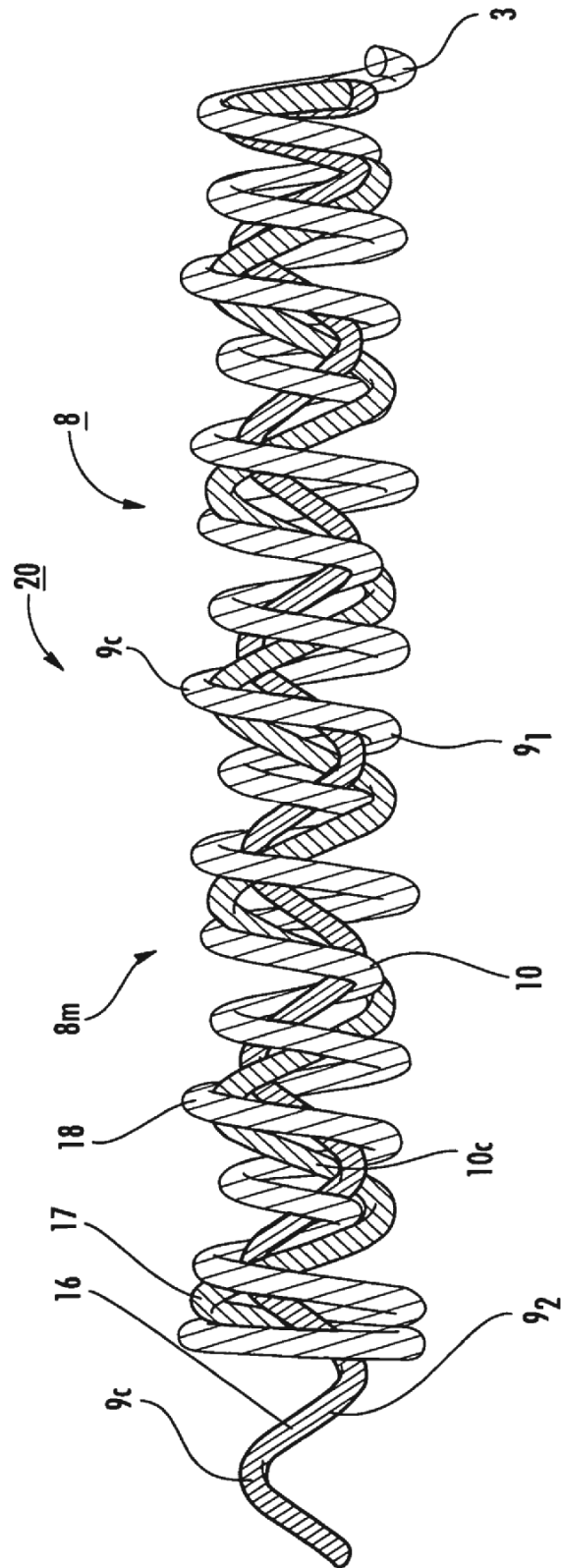
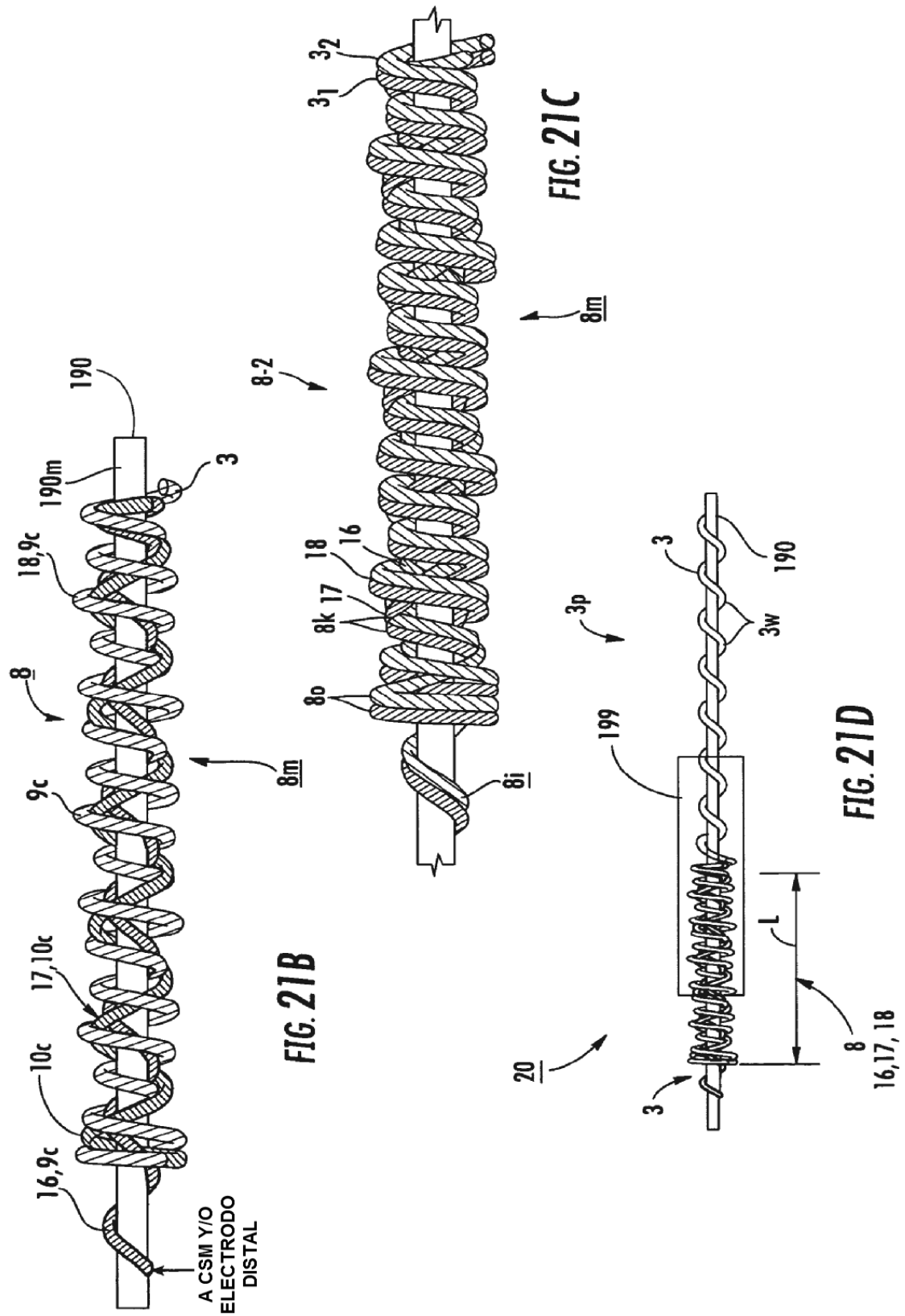


FIG. 21A



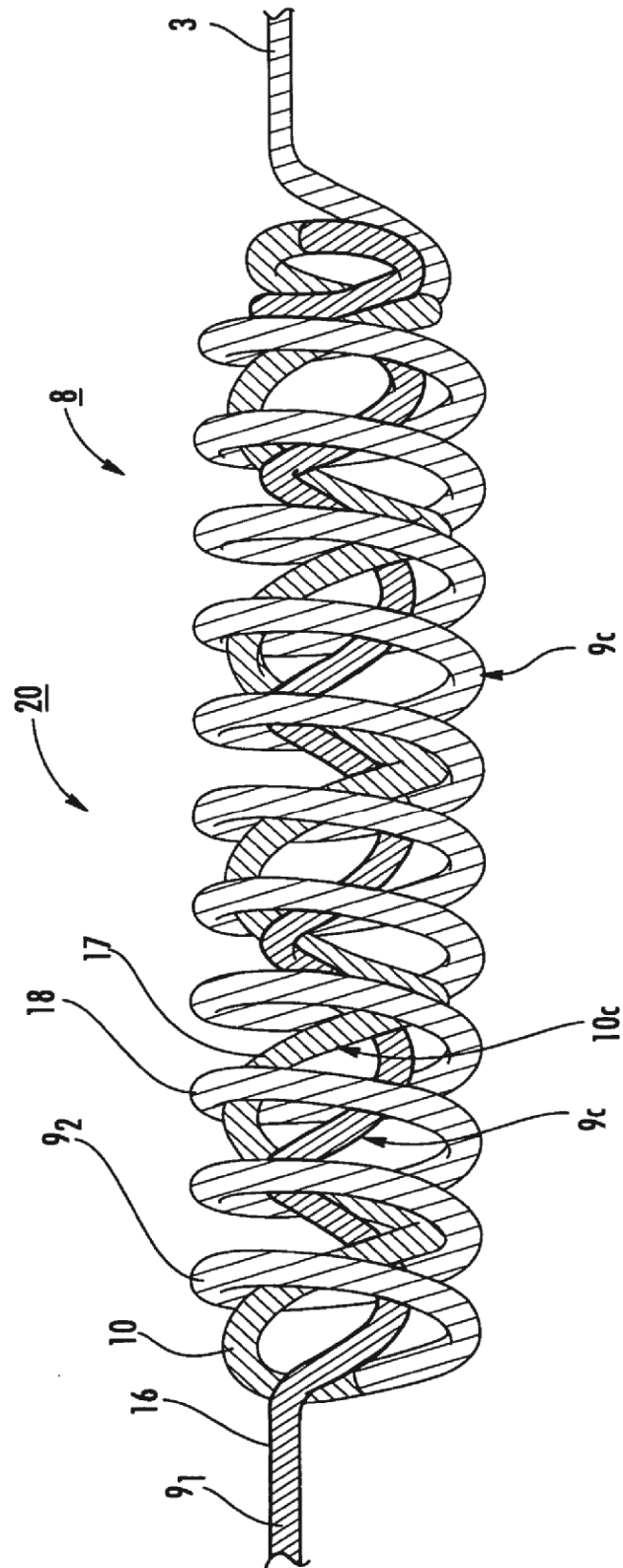
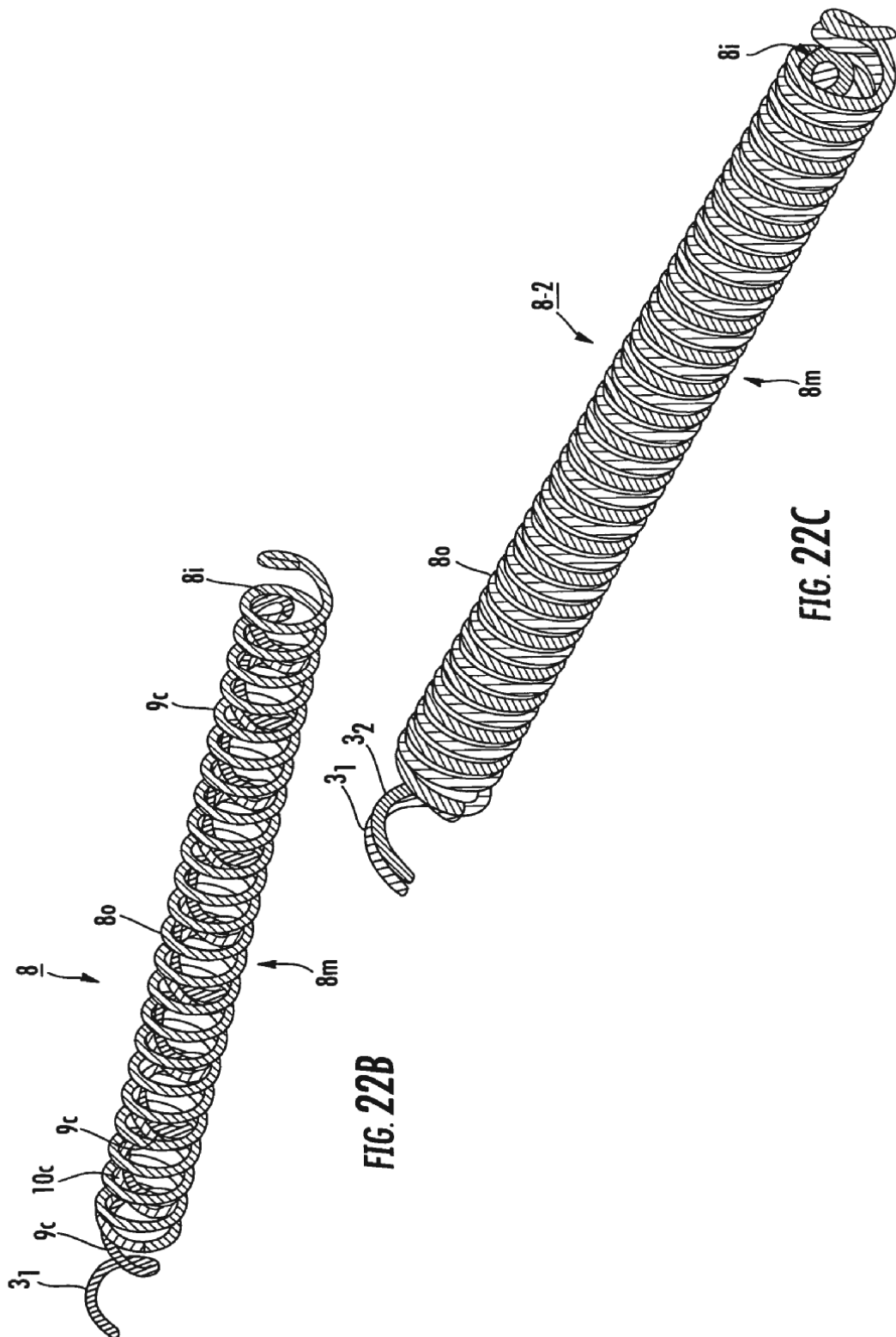
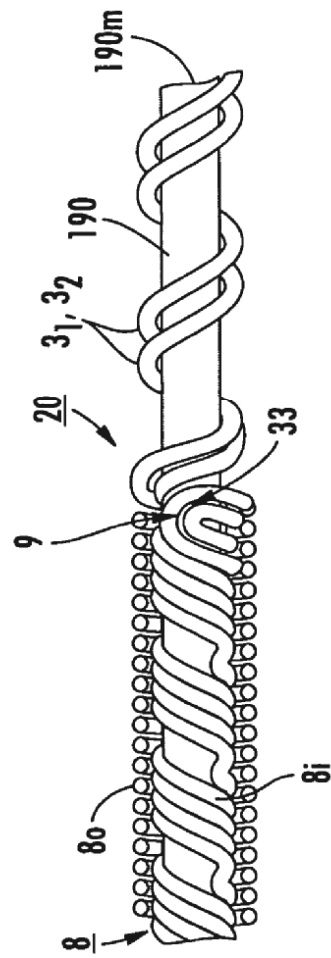
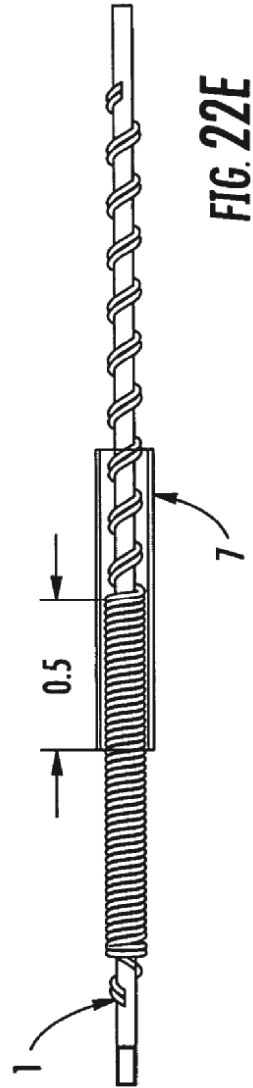
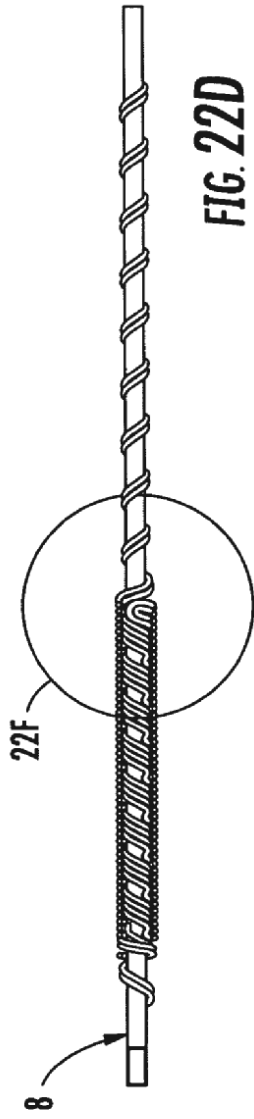


FIG. 22A





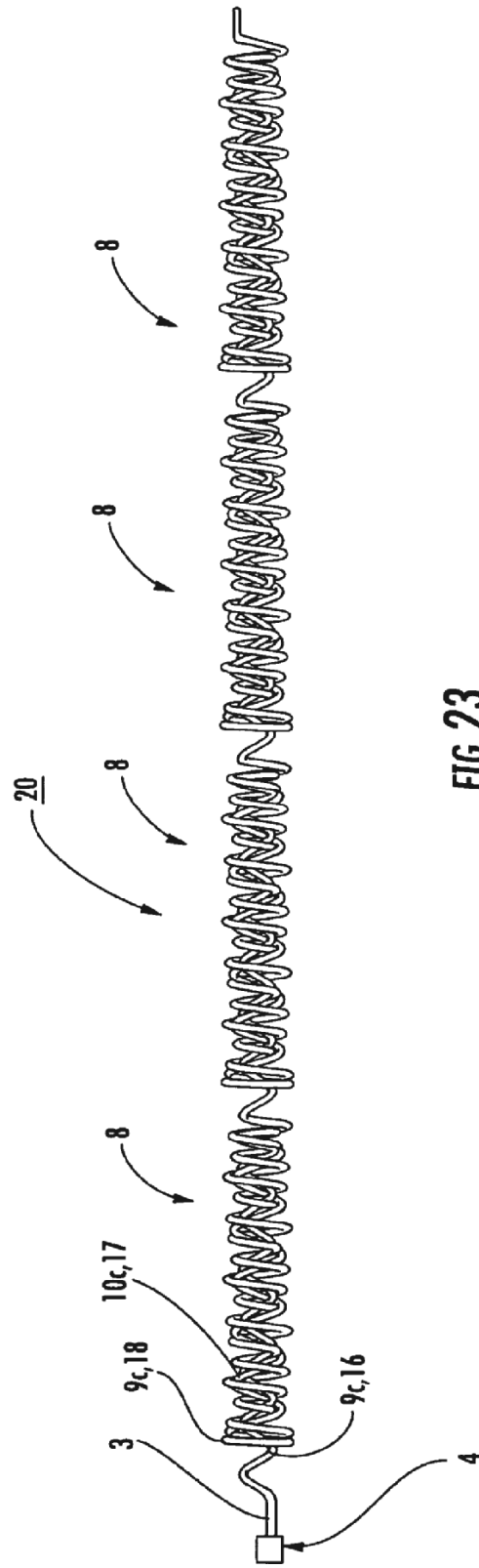


FIG. 23

CSM DE TRES CAPAS; LONGITUD 4,7 cm, DI DE LA BOBINA = 0,058 cm

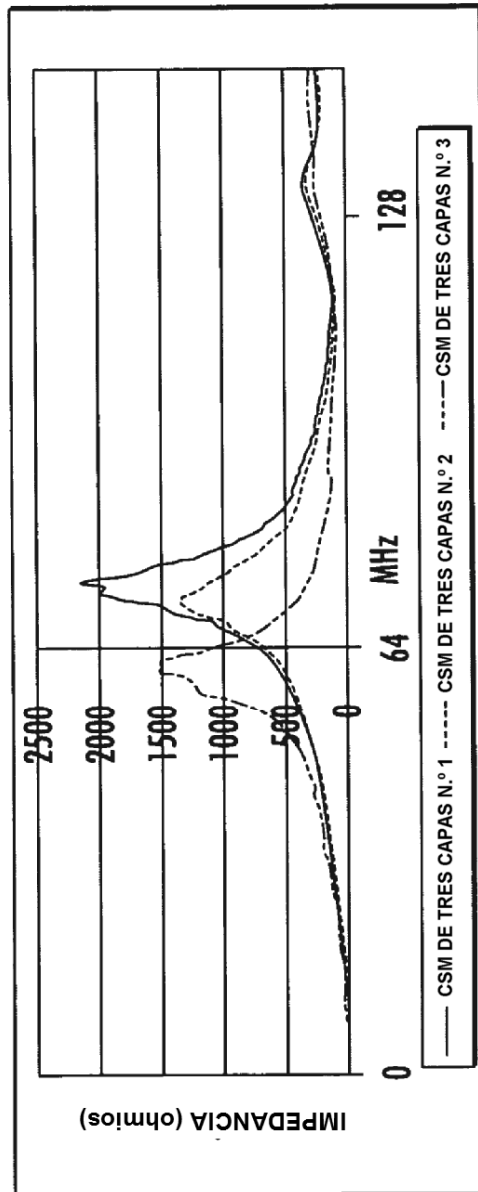


FIGURA 24: IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA DE UN DISEÑO DE CSM DE TRES CAPAS

FIG. 24A



FIG. 24B

CALENTAMIENTO DE TEJIDO *IN VITRO* EN LOS ELECTRODOS DE UN CSM
DE TRES CAPAS. LA SAR DE ENTRADA MÁXIMA DE LA SECUENCIA ES 4,3 W/kg

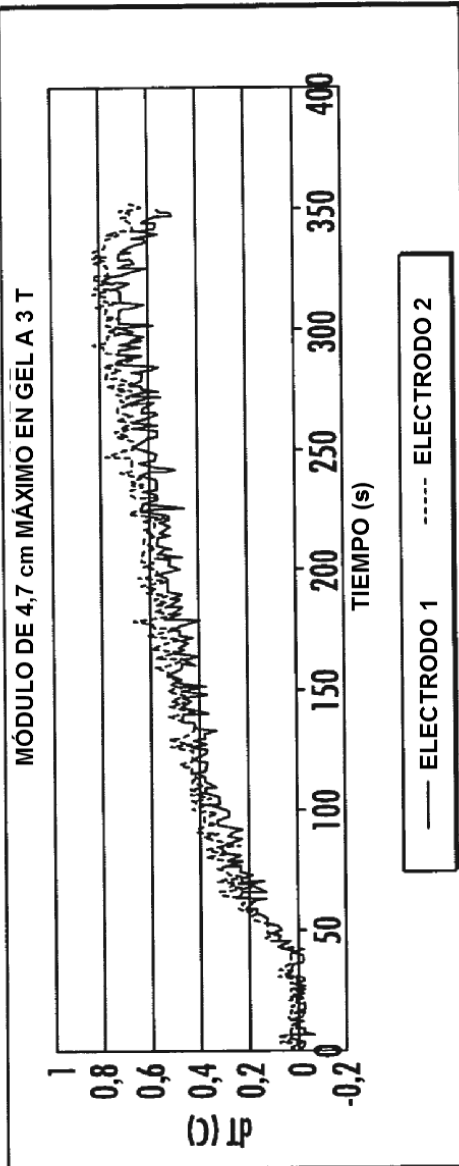


FIG. 25A

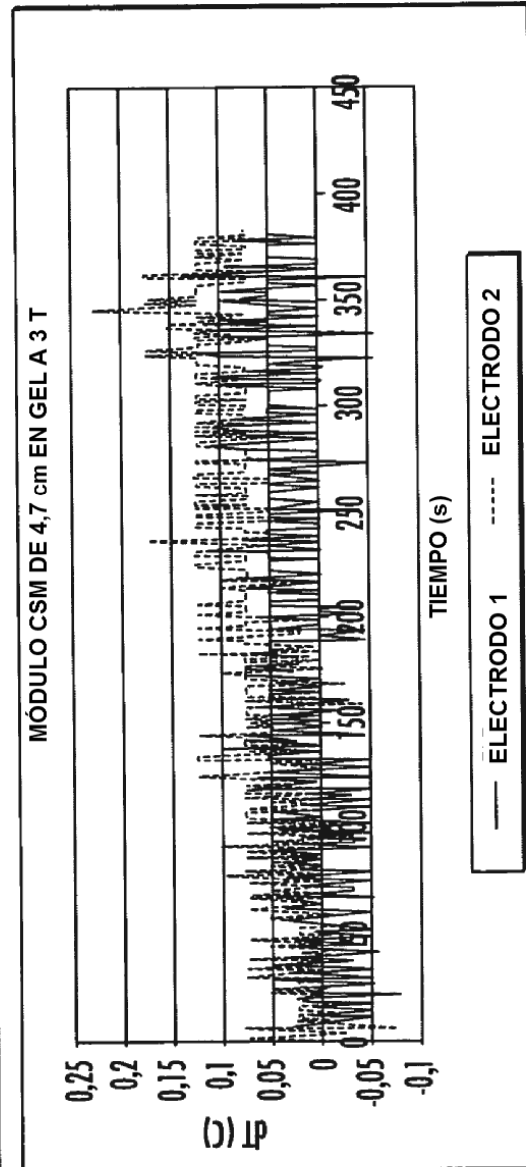
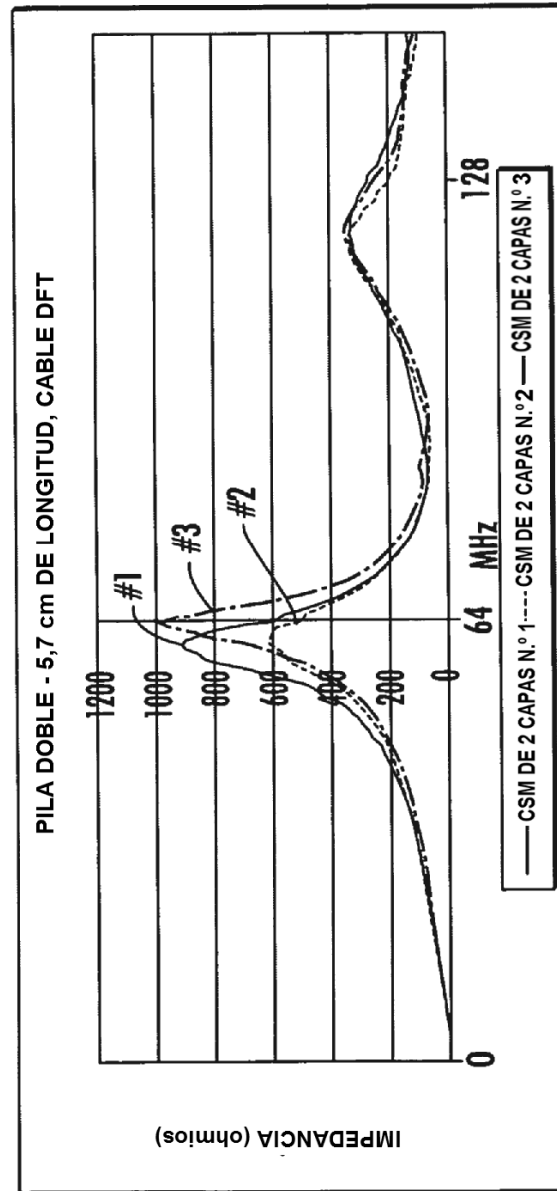
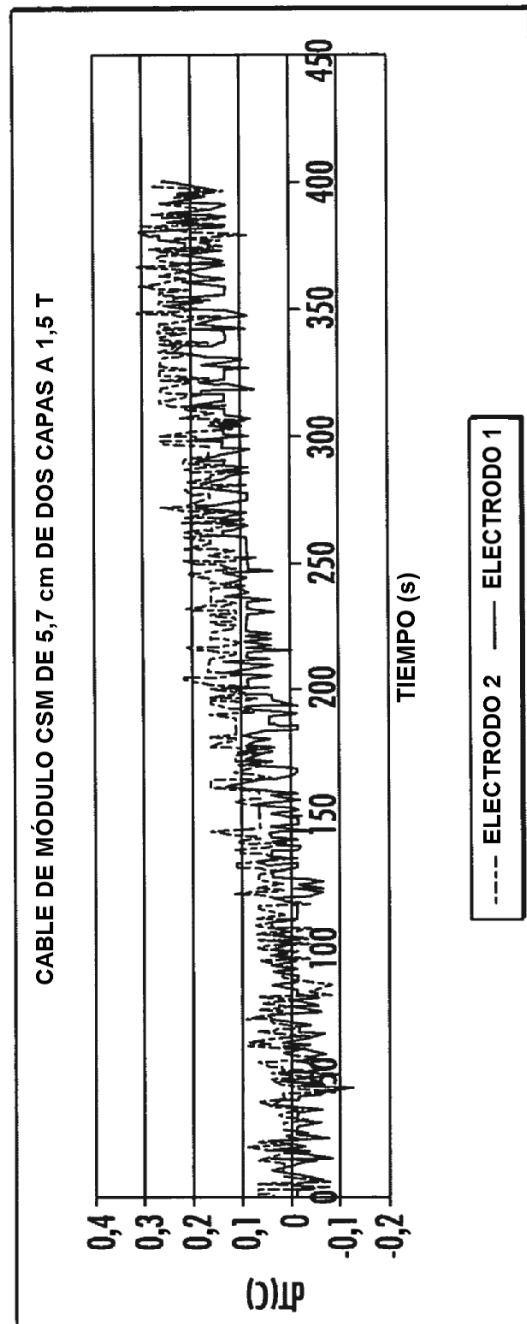


FIG. 25B



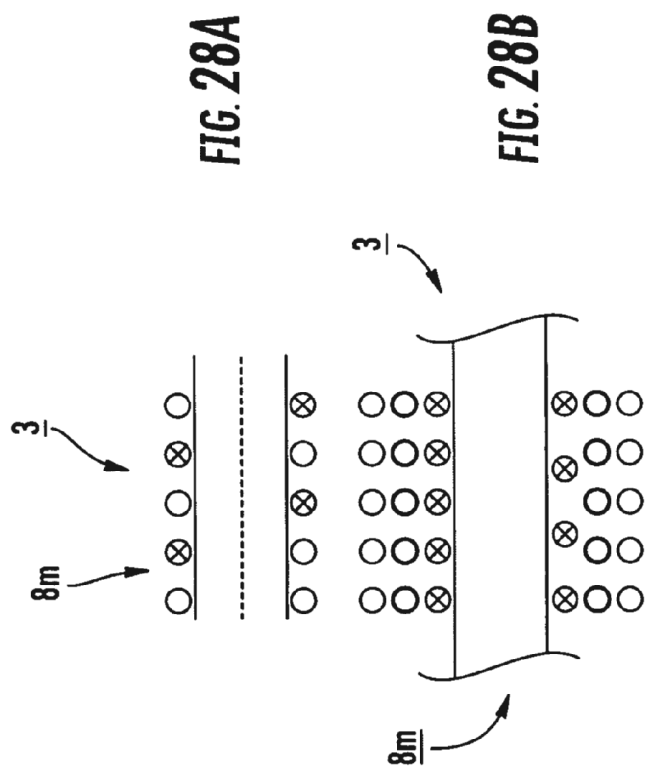
IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA DELO CSM DE 2 CAPAS CON CSF PRIMERA Y CBS BOBINADA OPUESTAS ENTRE SÍ

FIG. 26



DATOS DE CALENTAMIENTO DE TEJIDO IN VITRO - CABLE DE 2 CAPAS. LA SAR DE ENTRADA MÁXIMA DE LA SECUENCIA ES 4,3 W/kg

FIG. 27



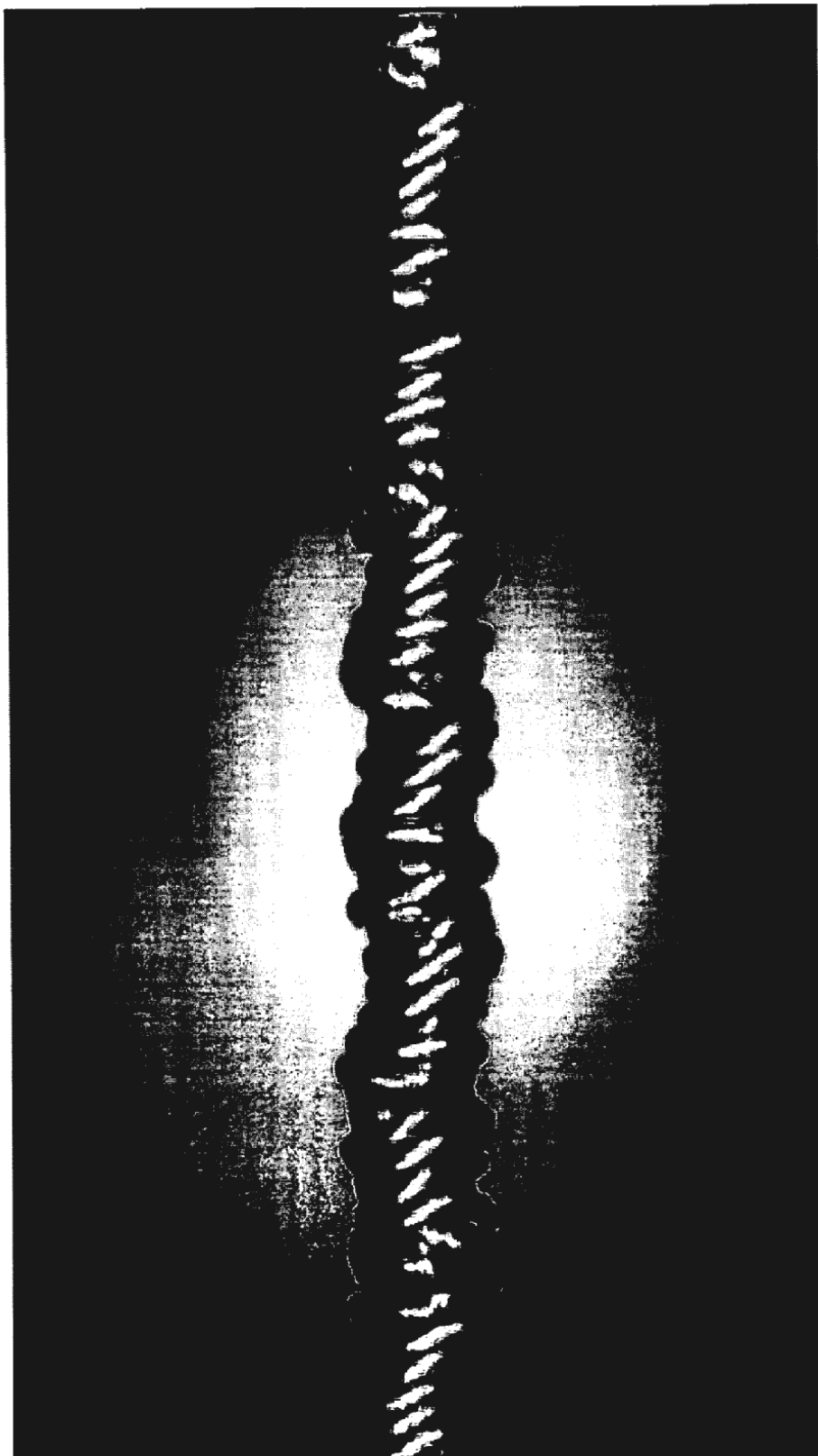


FIG. 29A



FIG. 29B

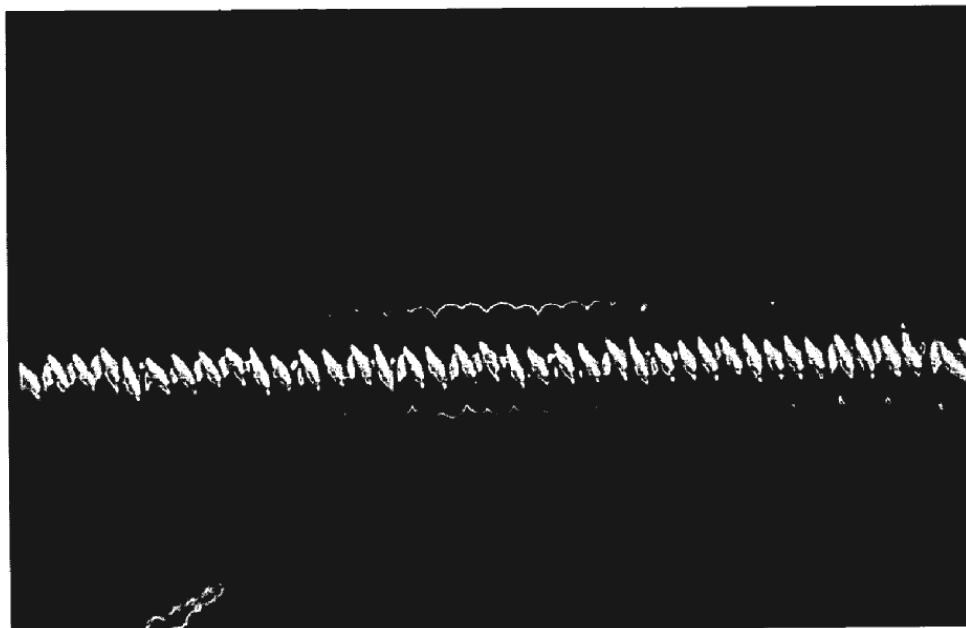
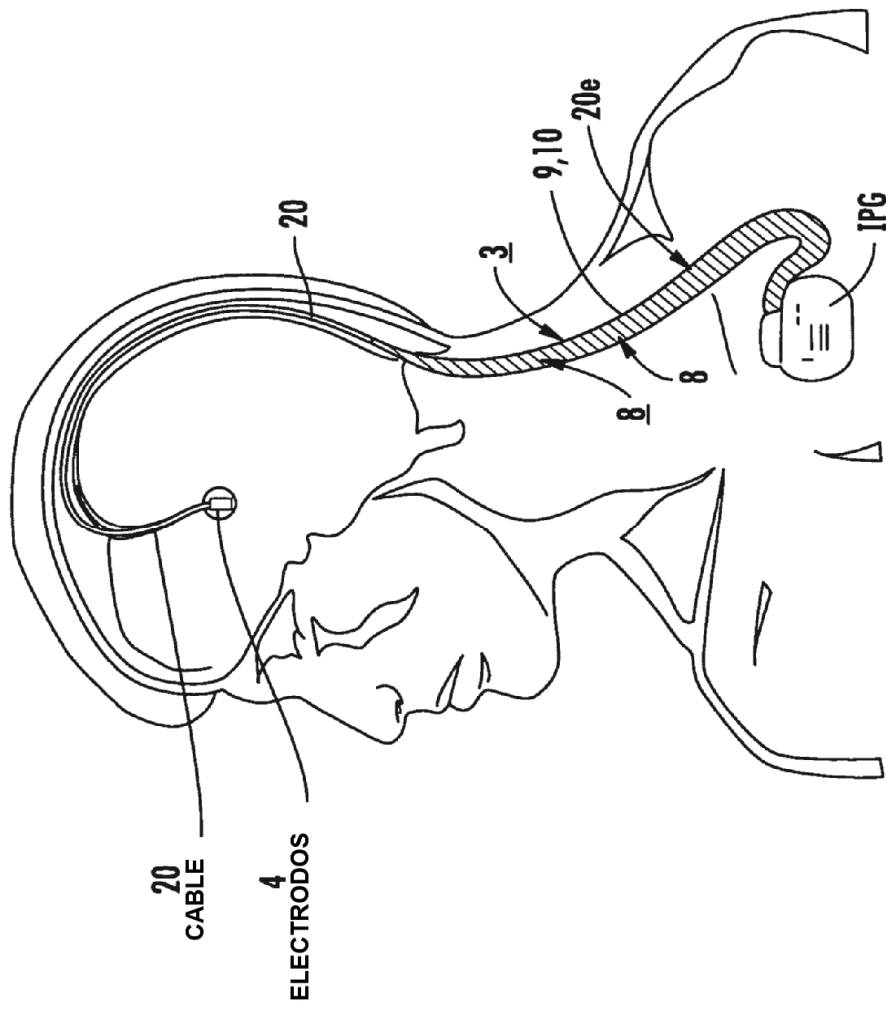


FIG. 29C



FIG. 29D



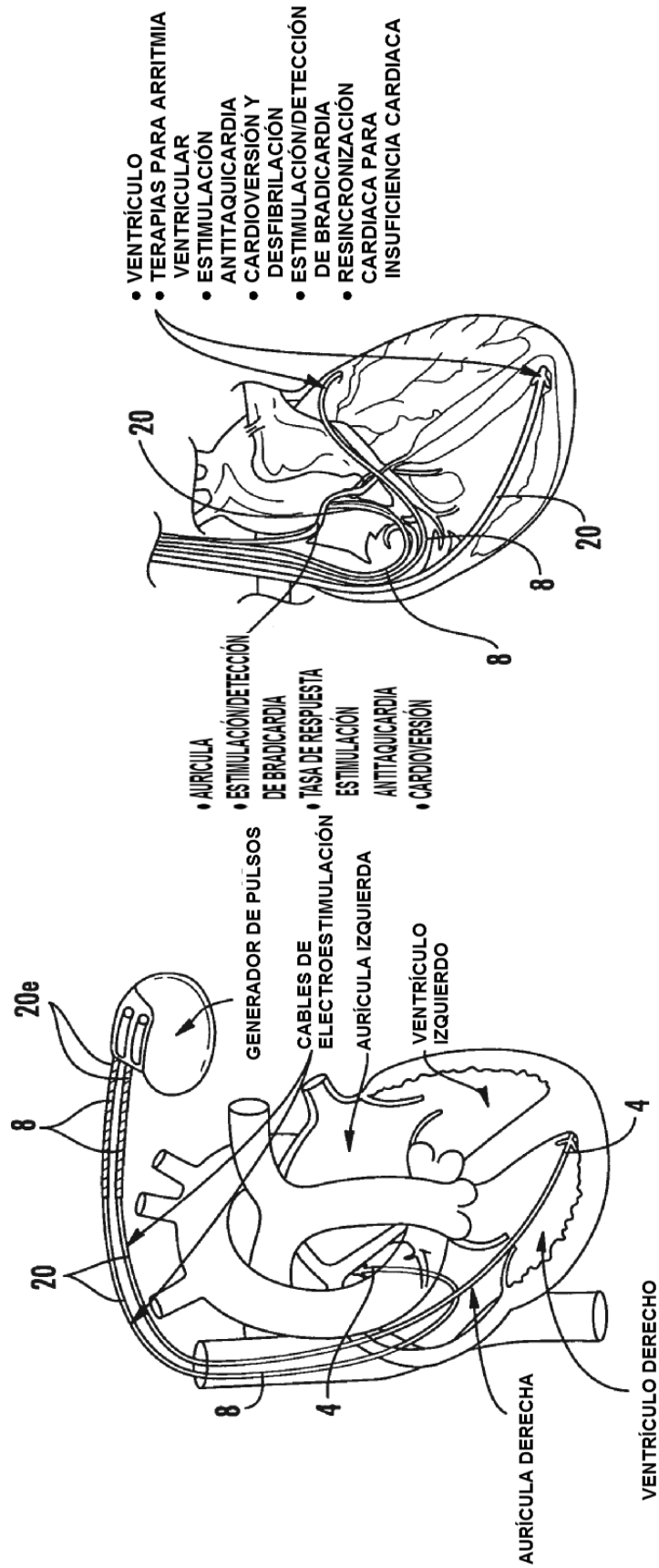


FIG. 30B

FIG. 30C

TERAPIAS CON MARCAPASOS E ICD PARA EL TRATAMIENTO DE ARRITMIAS CARDIACAS Y PARO CARDIACO
SISTEMAS DE CABLES PARA BRADIARRITMIA Y TAQUICARDIA SEGUROS DE RF/RMN

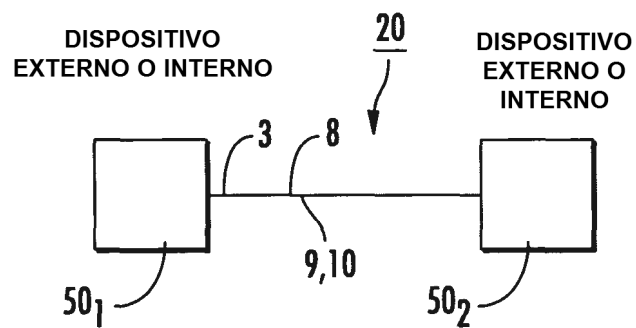
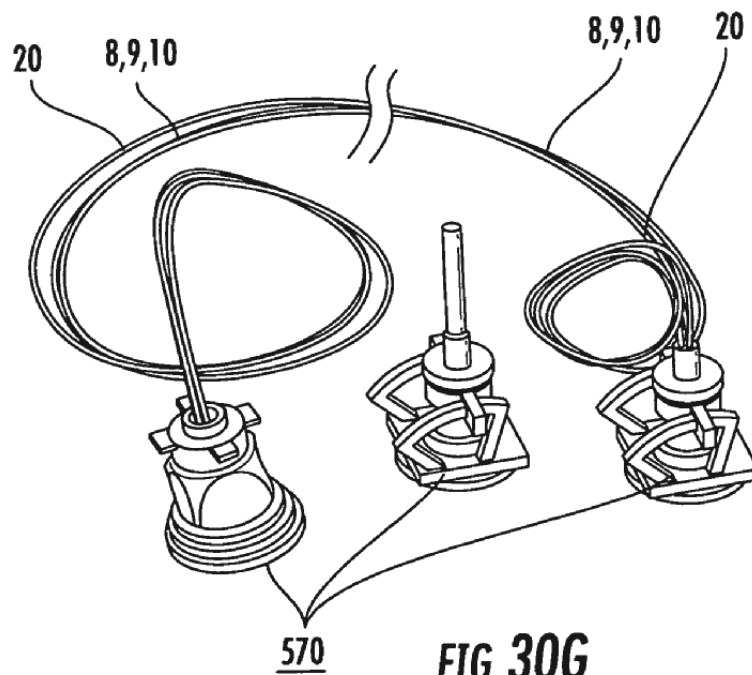
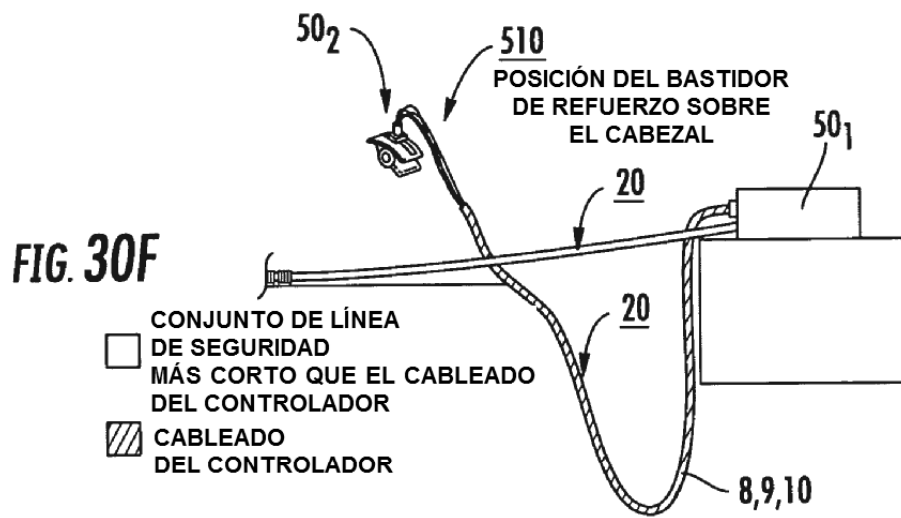
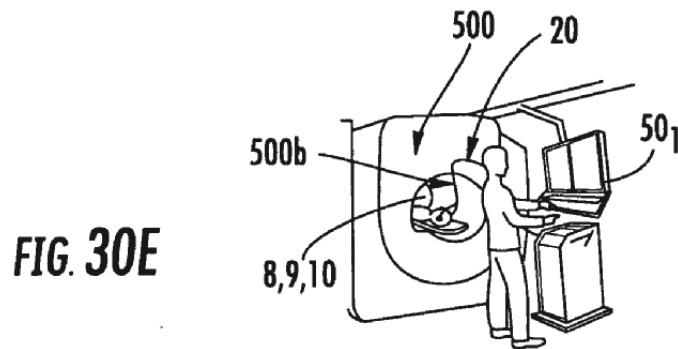
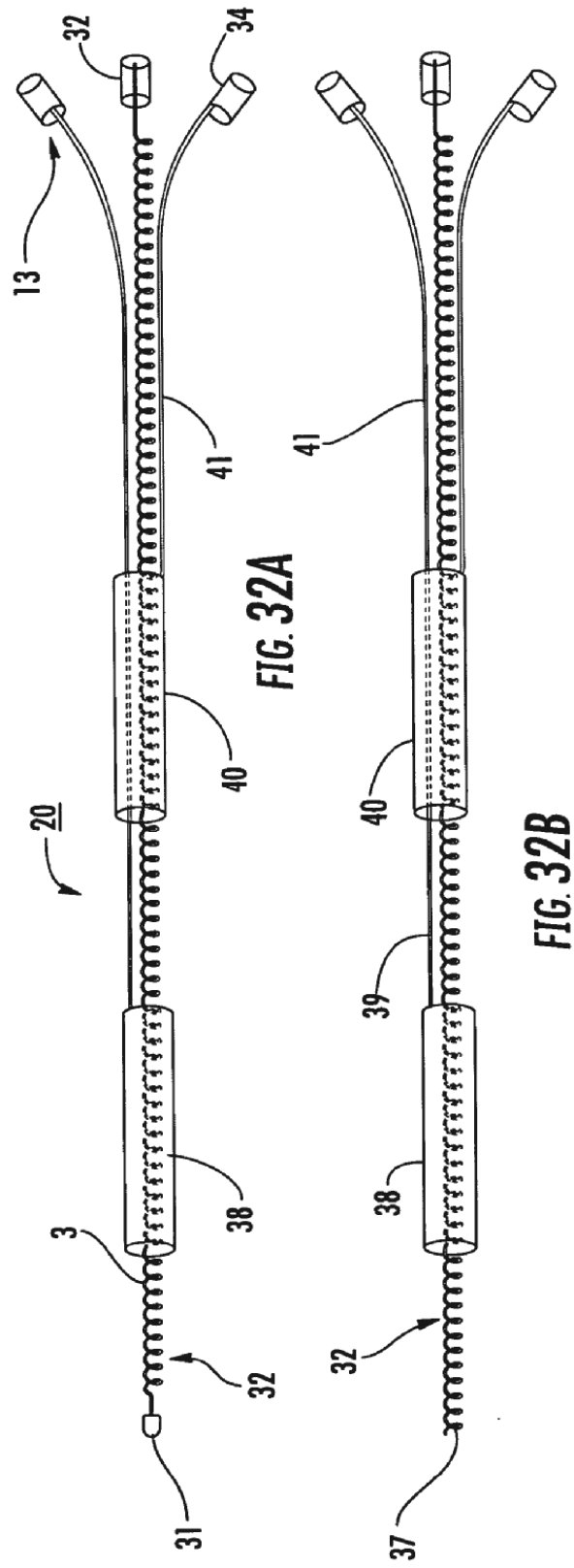
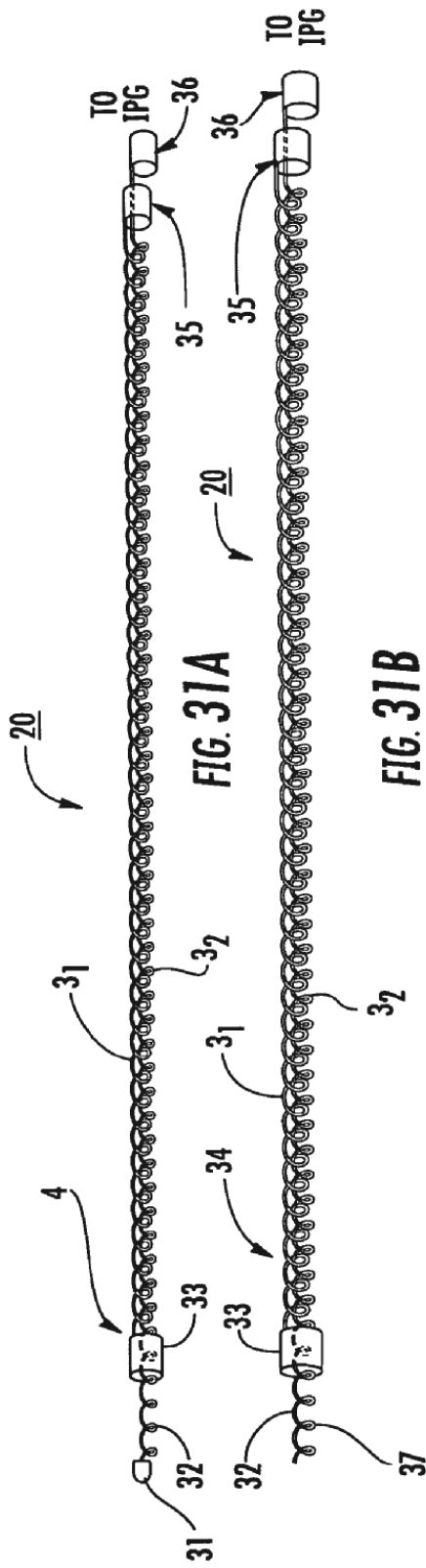


FIG. 30D





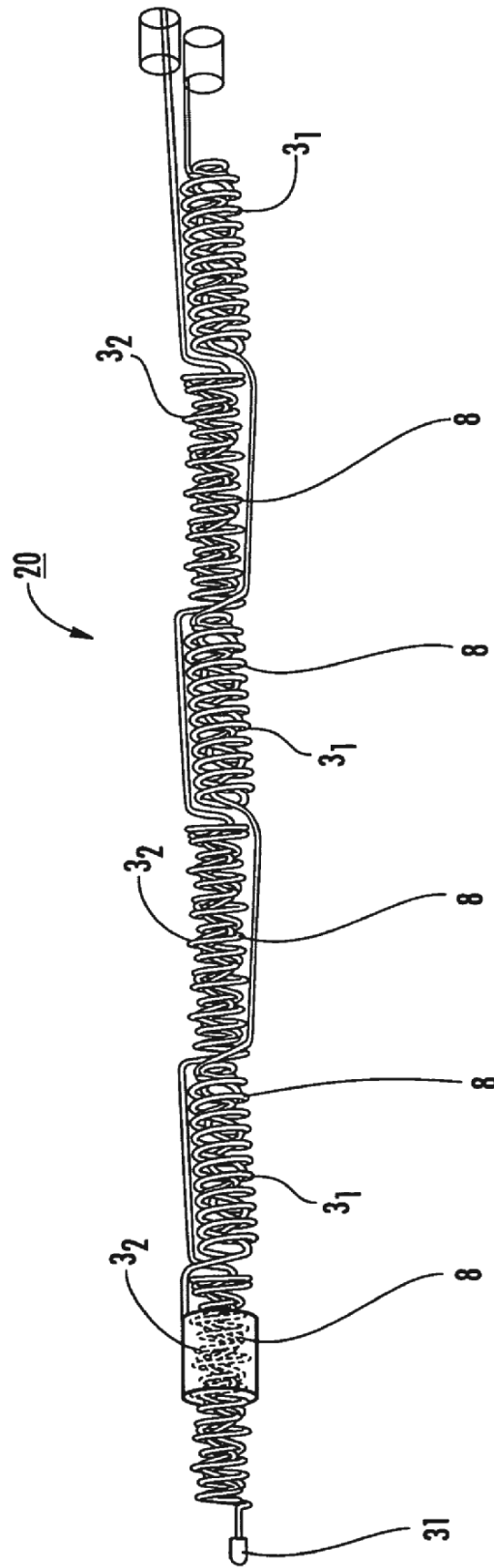
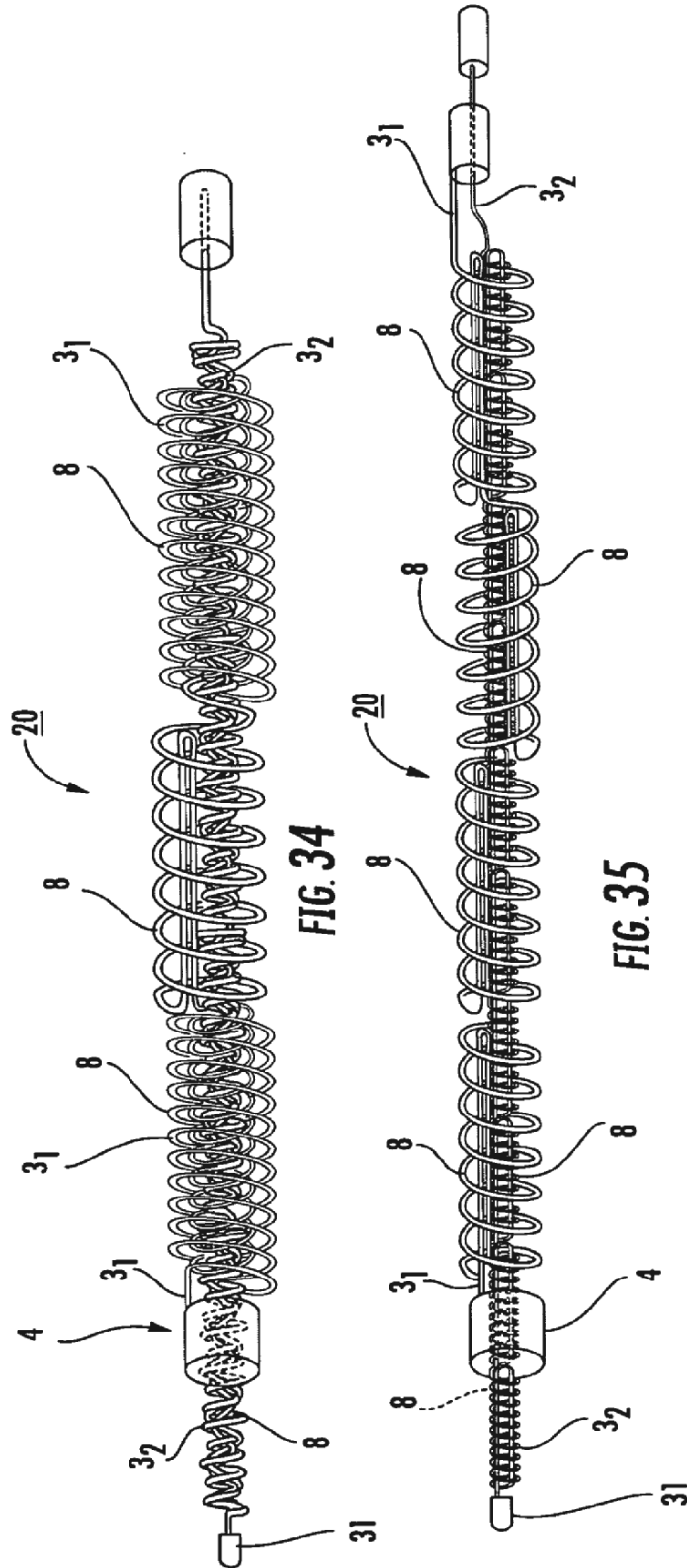


FIG. 33



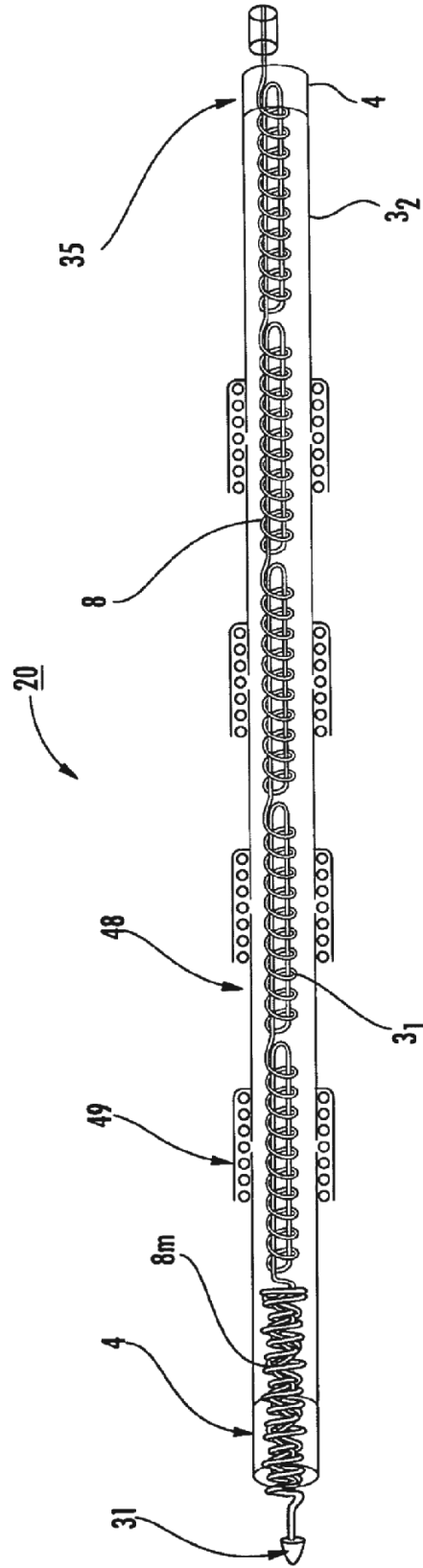
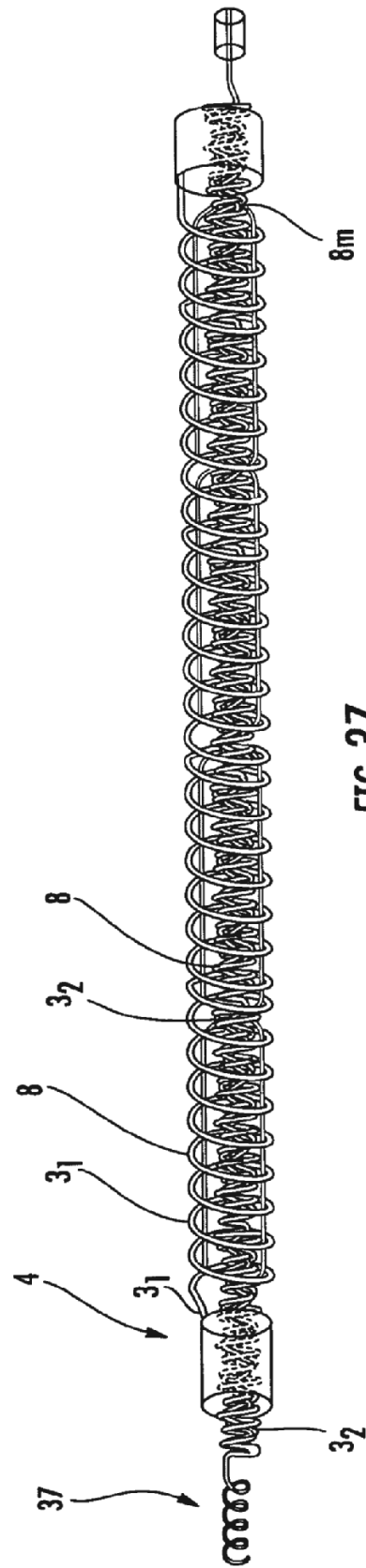
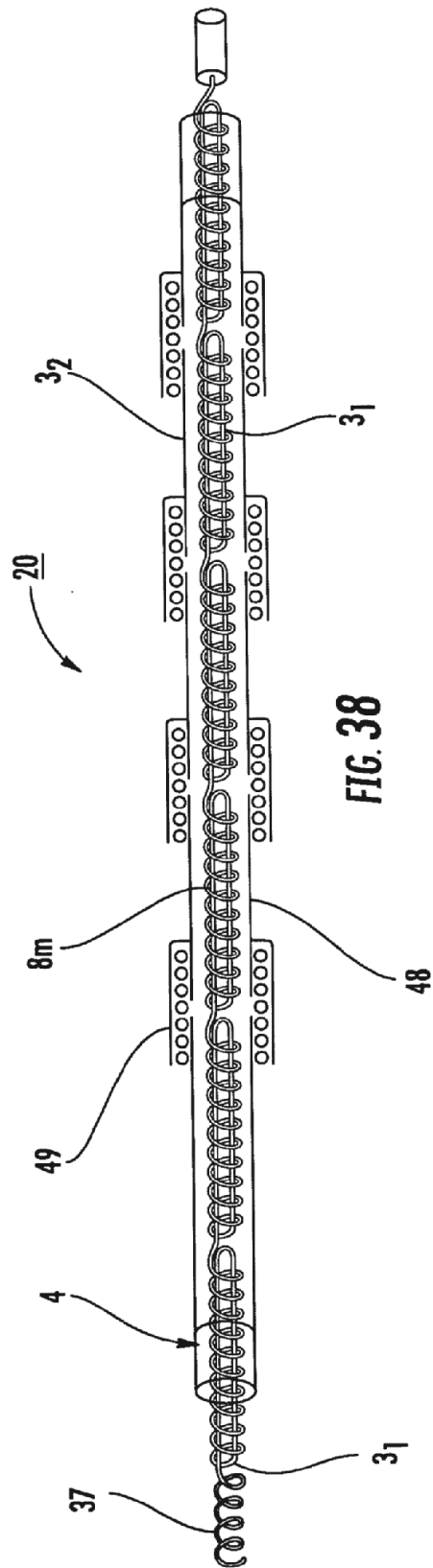


FIG. 36





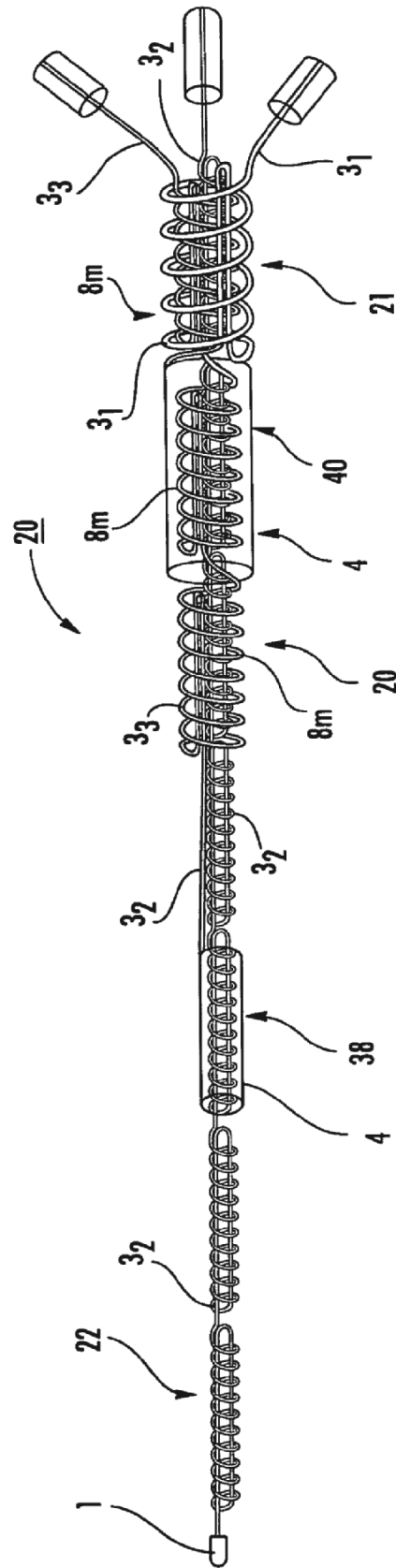


FIG. 39

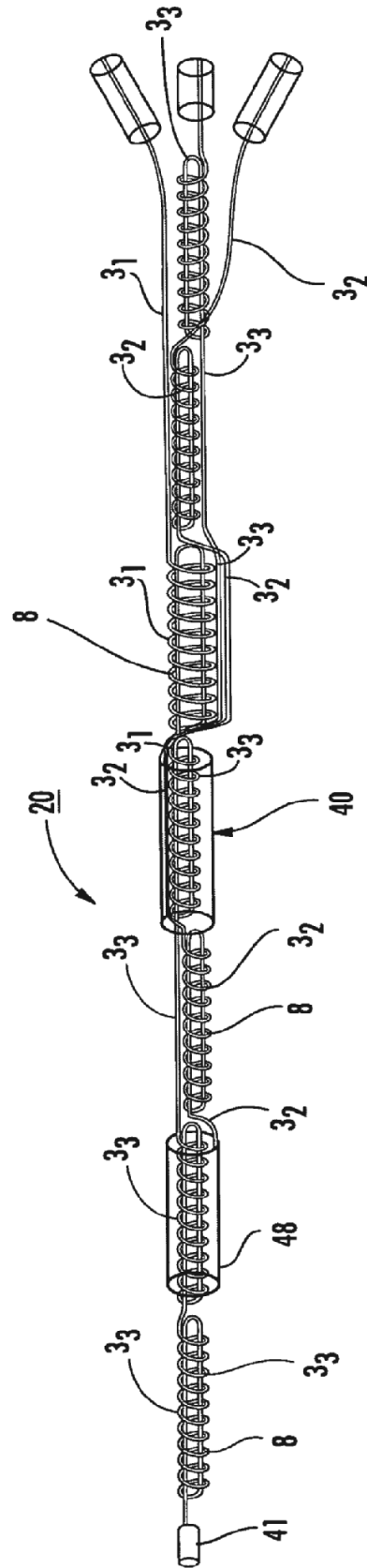


FIG. 40

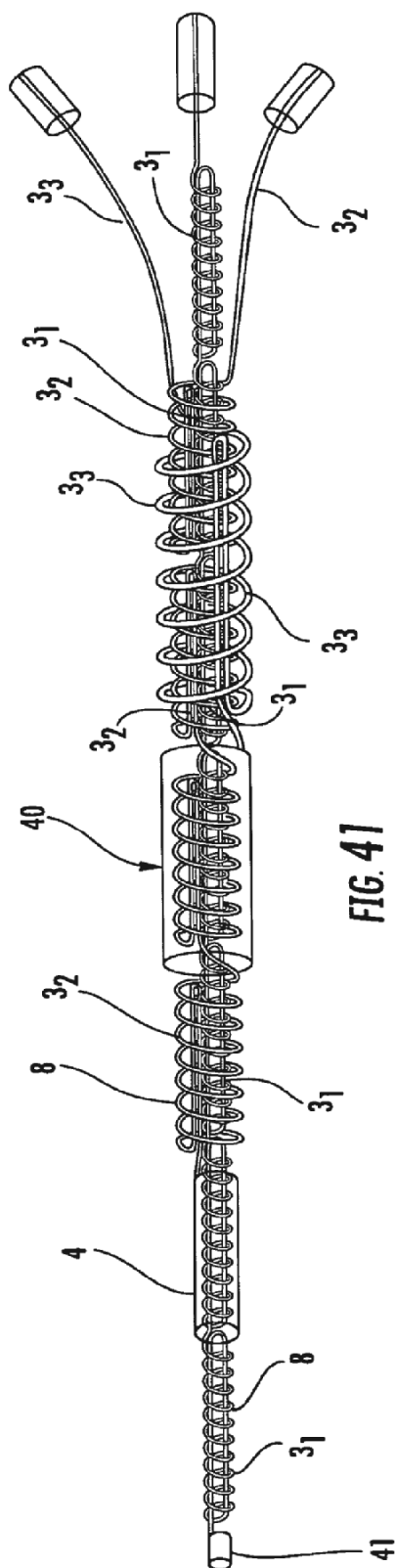


FIG. 41

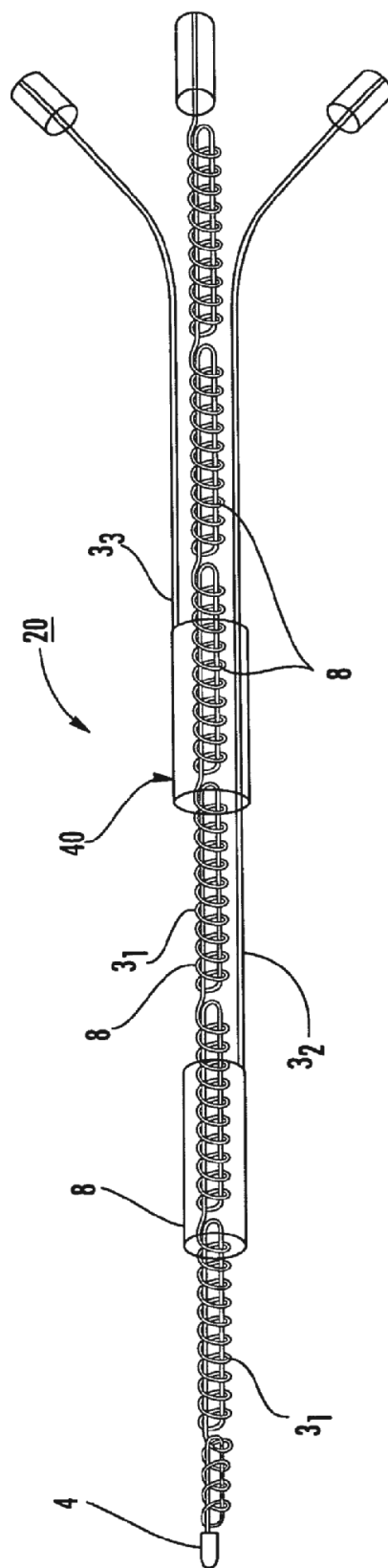


FIG. 42

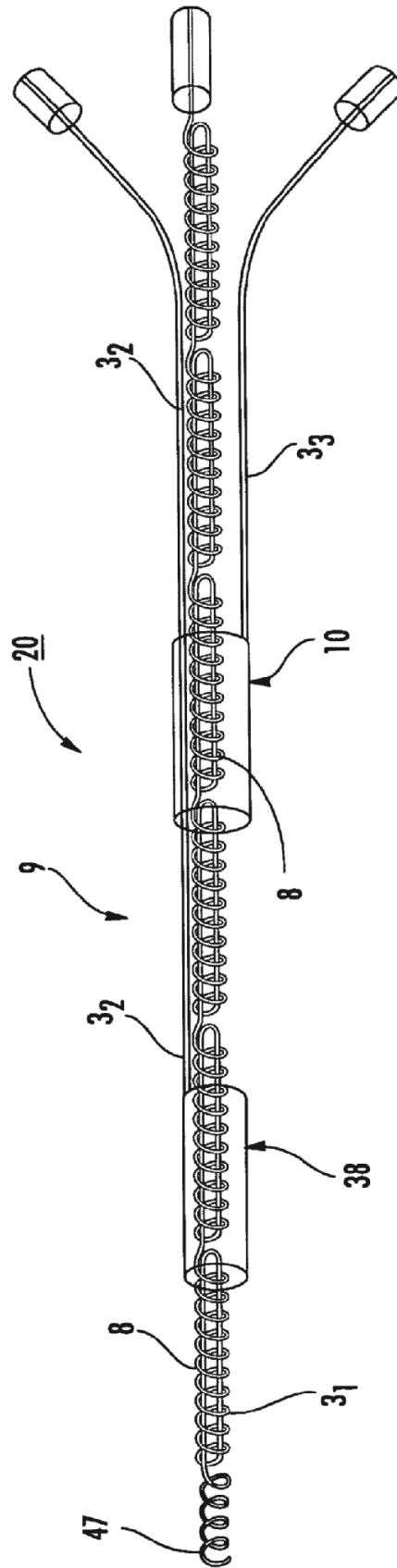


FIG. 43

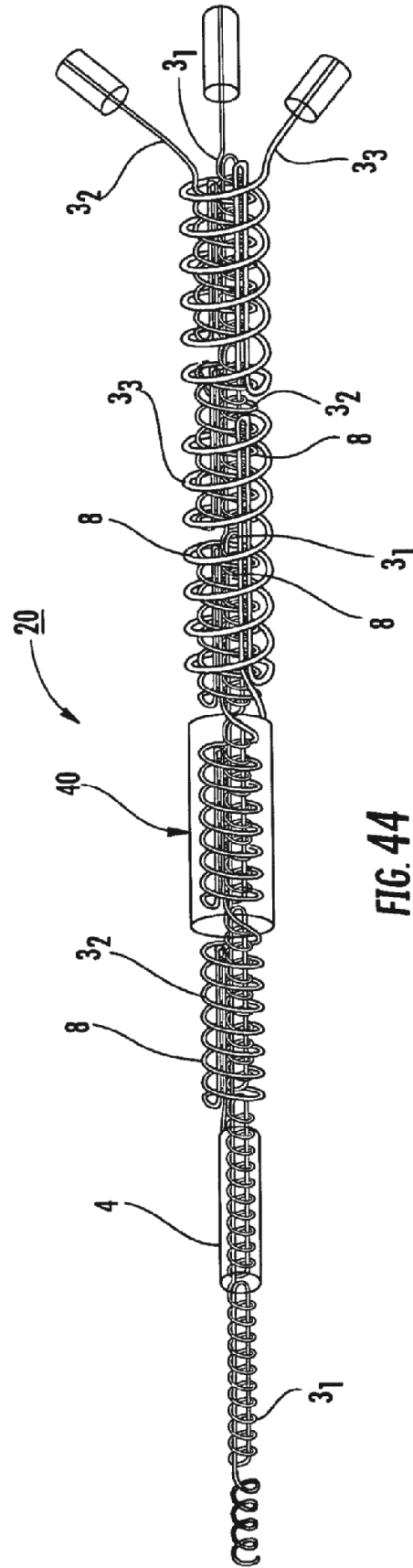


FIG. 44

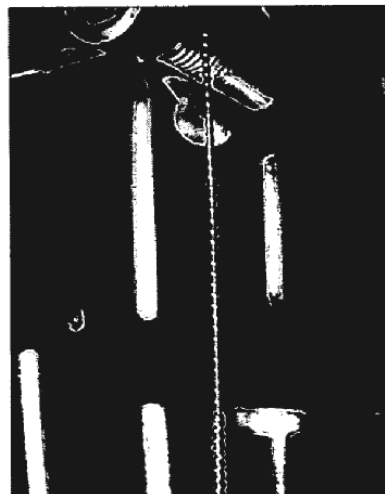


FIG. 45A

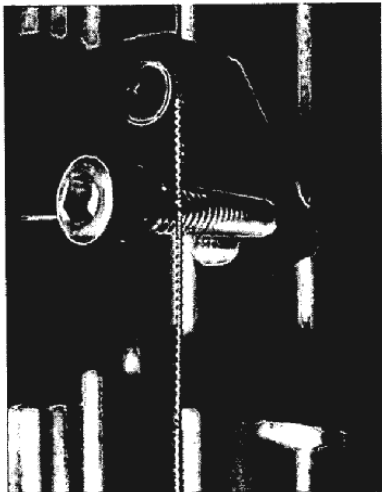


FIG. 45B

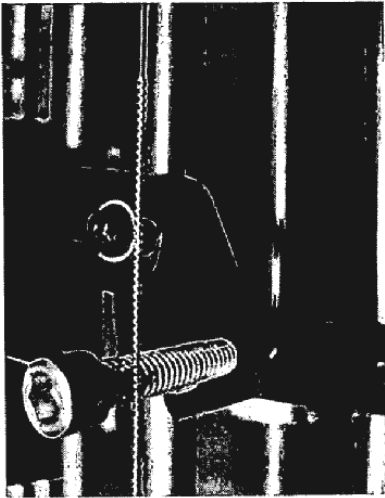


FIG. 45C

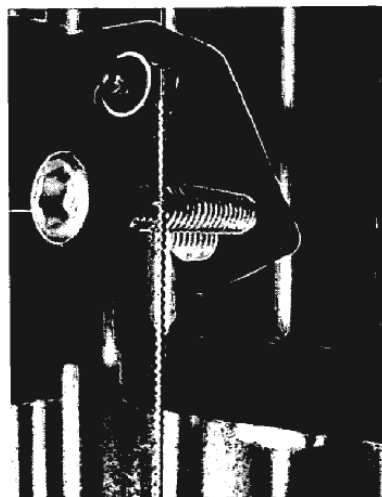


FIG. 45D

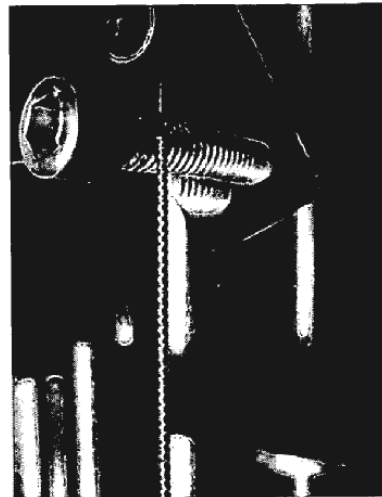


FIG. 45E

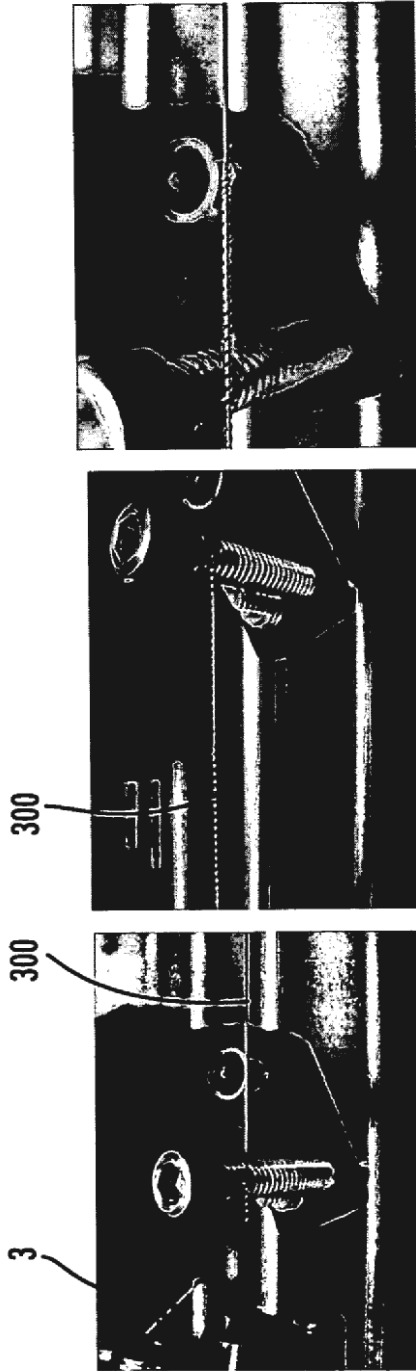


FIG. 46A

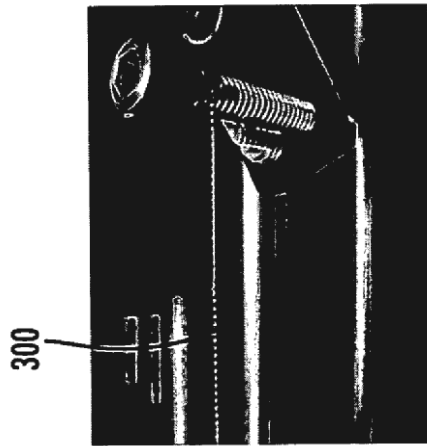


FIG. 46B



FIG. 46C

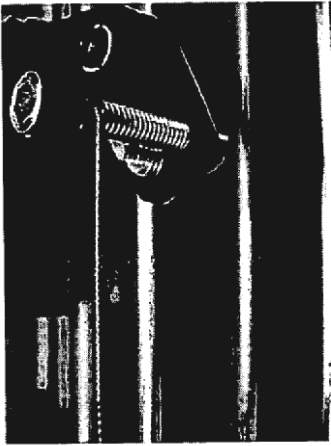


FIG. 46F

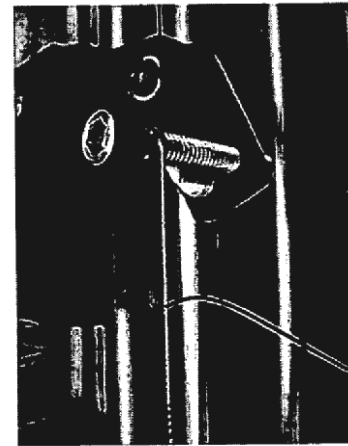


FIG. 46E

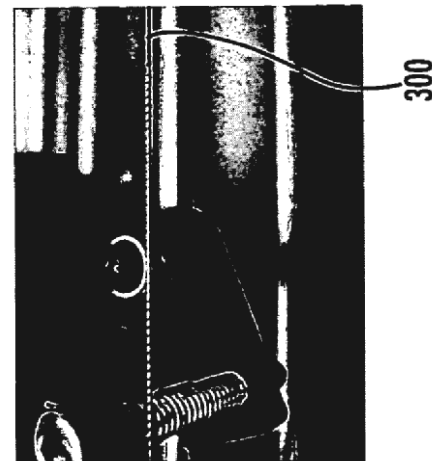


FIG. 46D



FIG. 47C



FIG. 48C

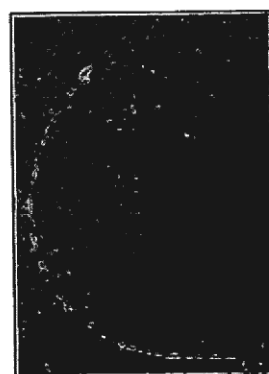


FIG. 47B



FIG. 48B



FIG. 49



FIG. 47A

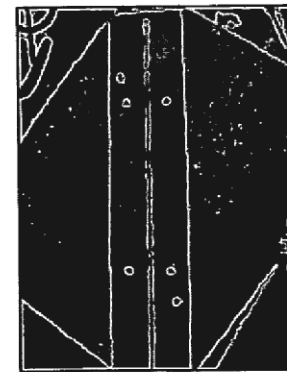


FIG. 48A



FIG. 48D

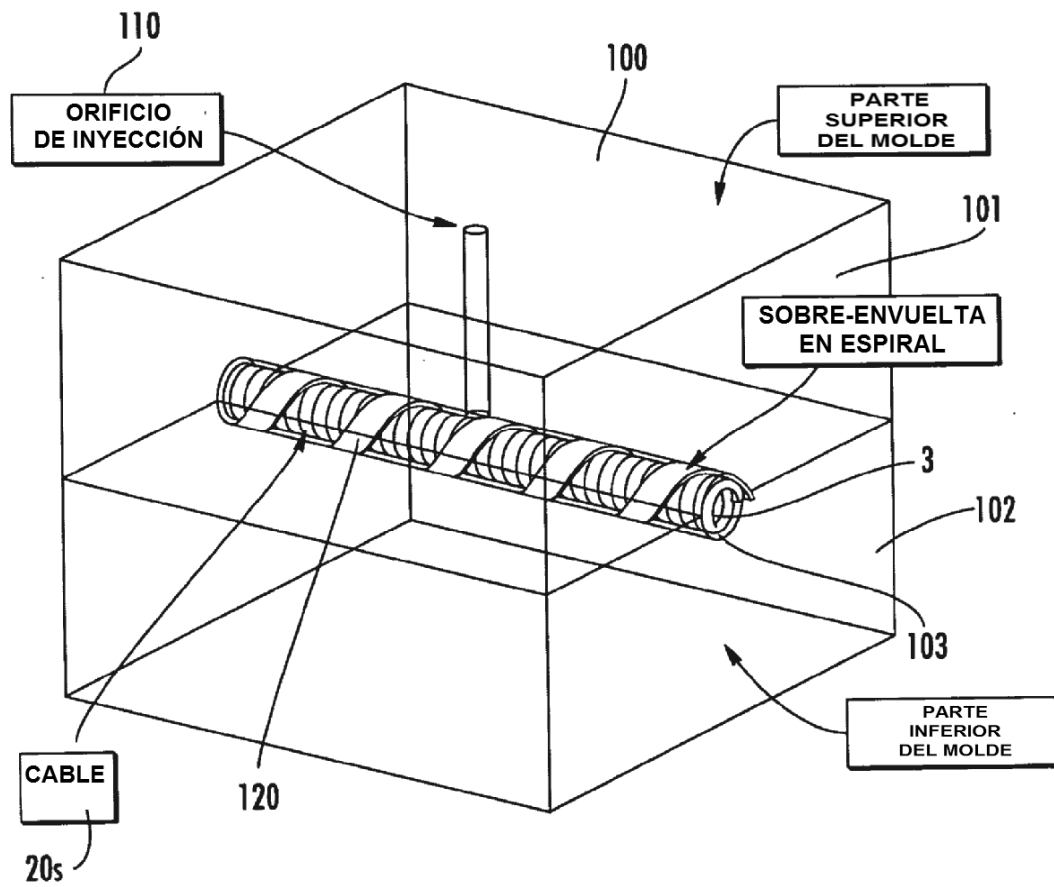


FIG. 50

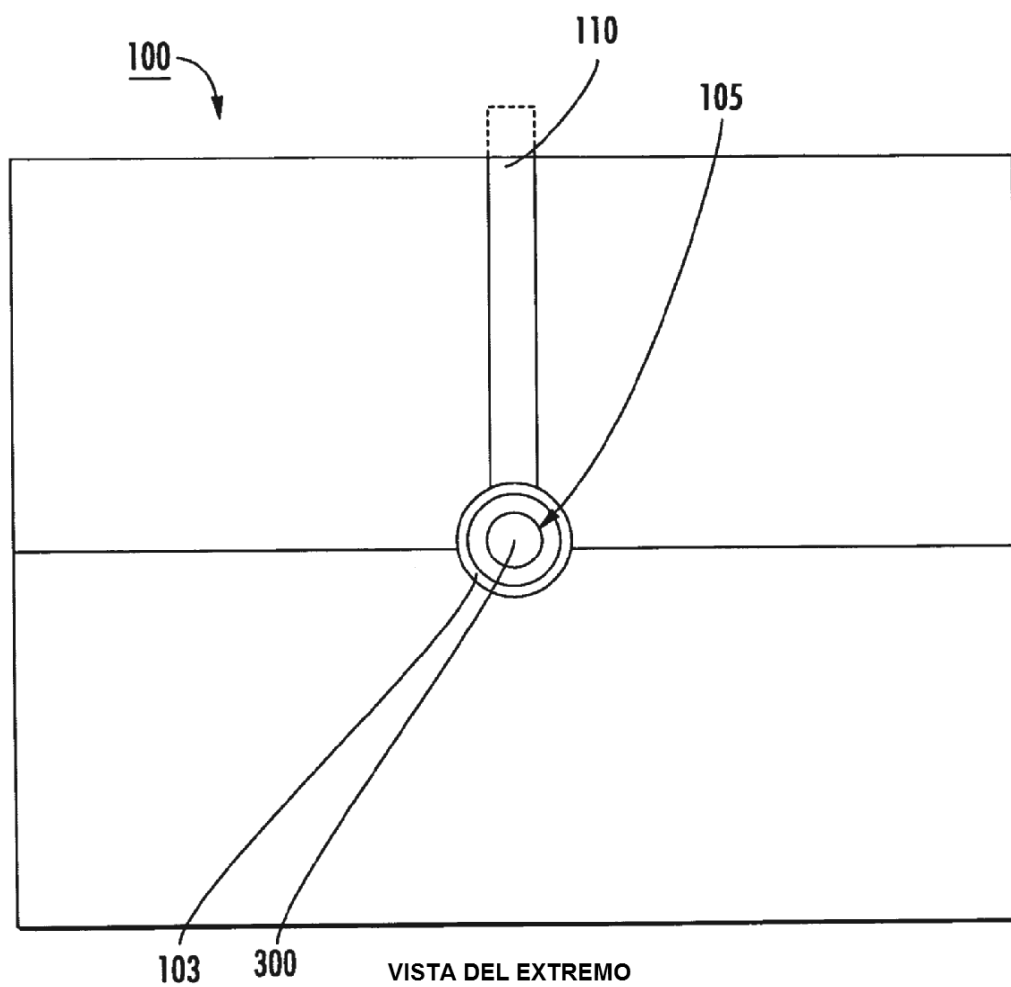


FIG. 51

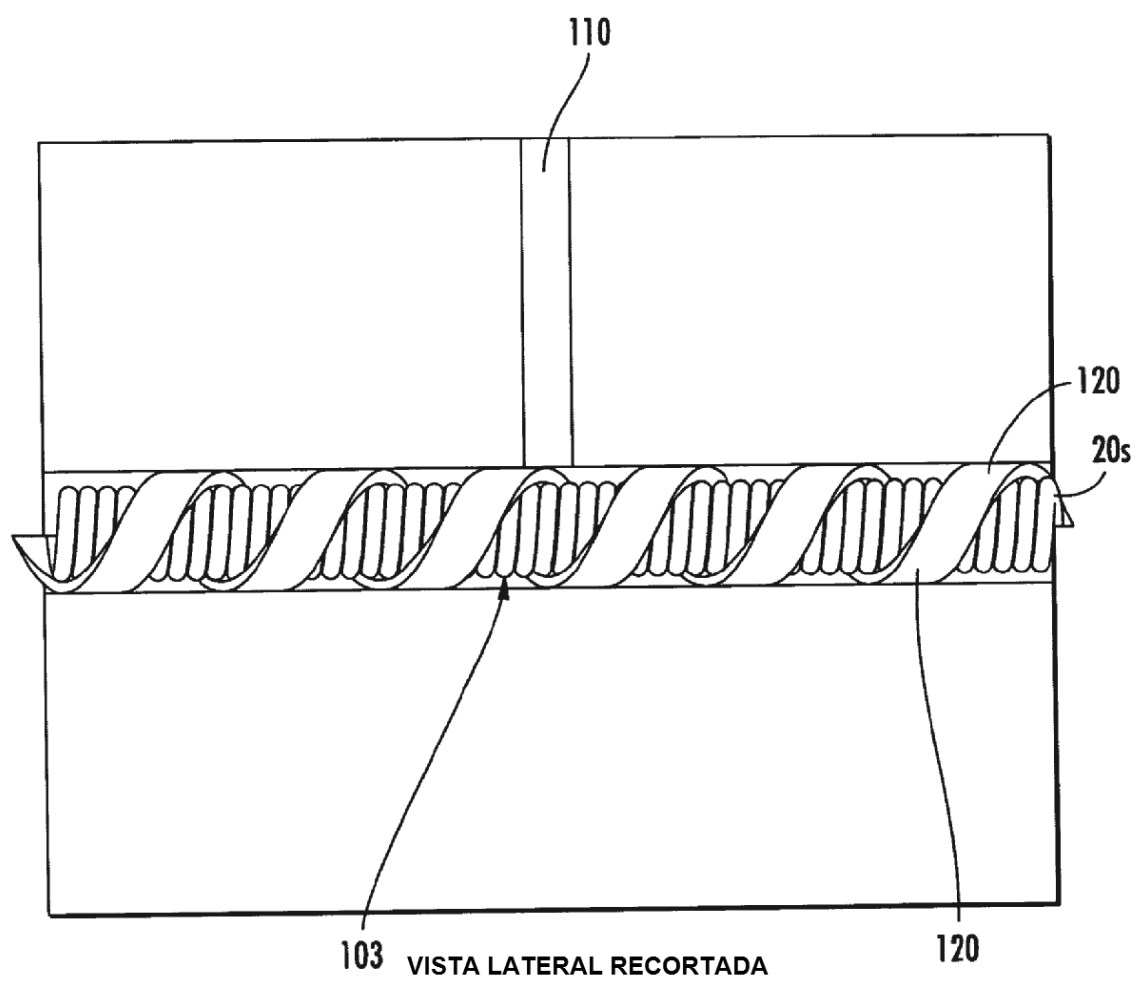
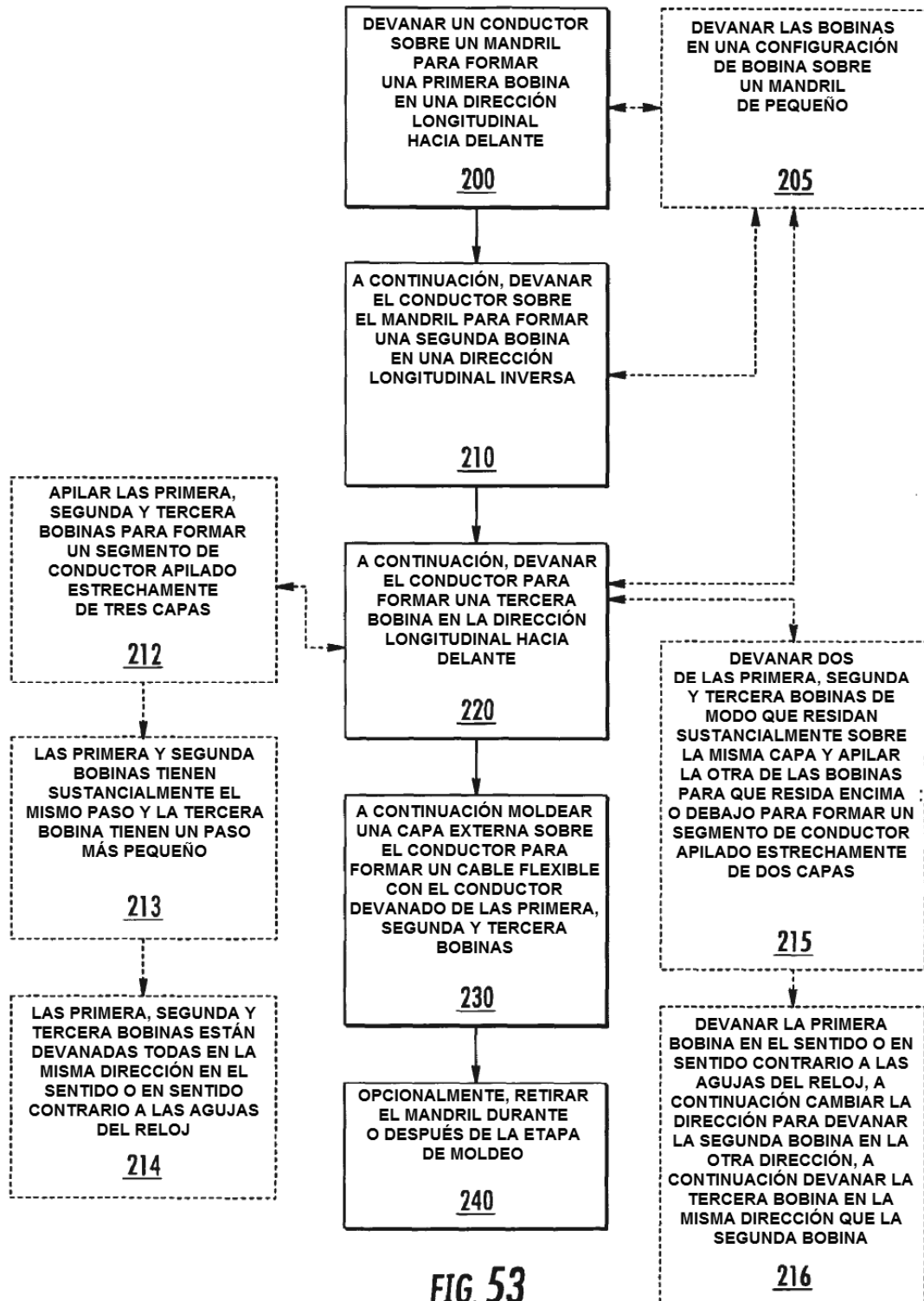
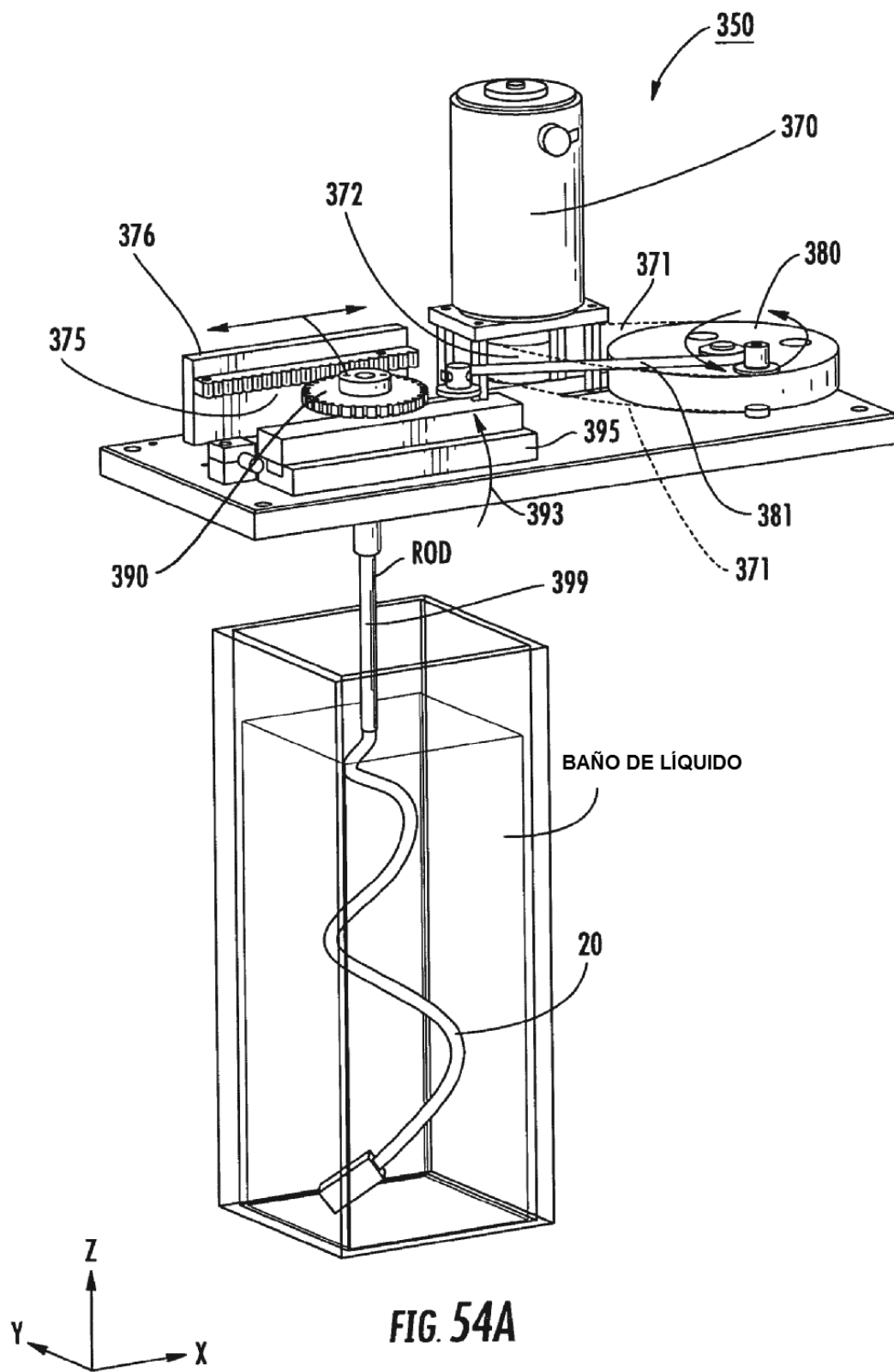
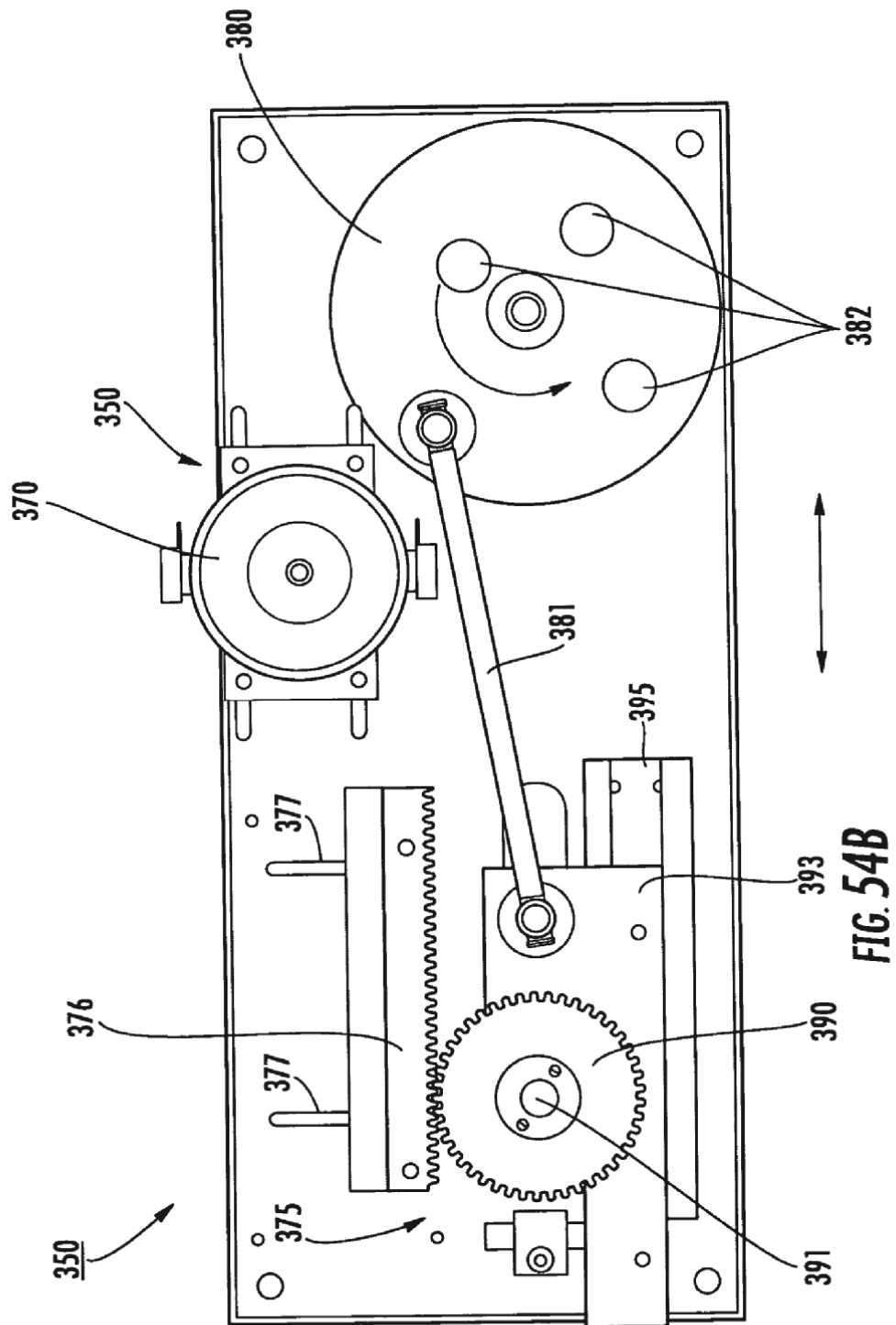
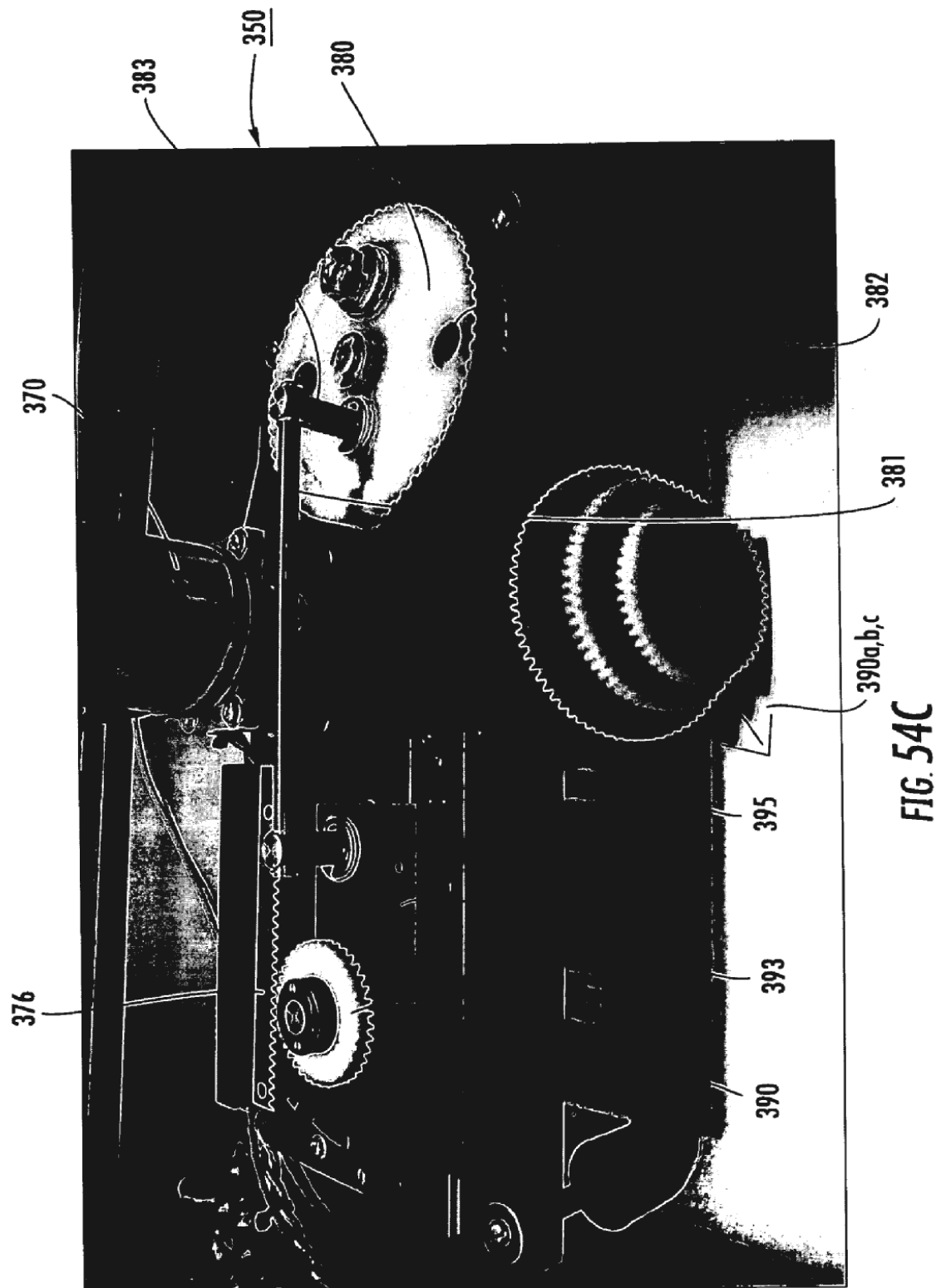


FIG. 52









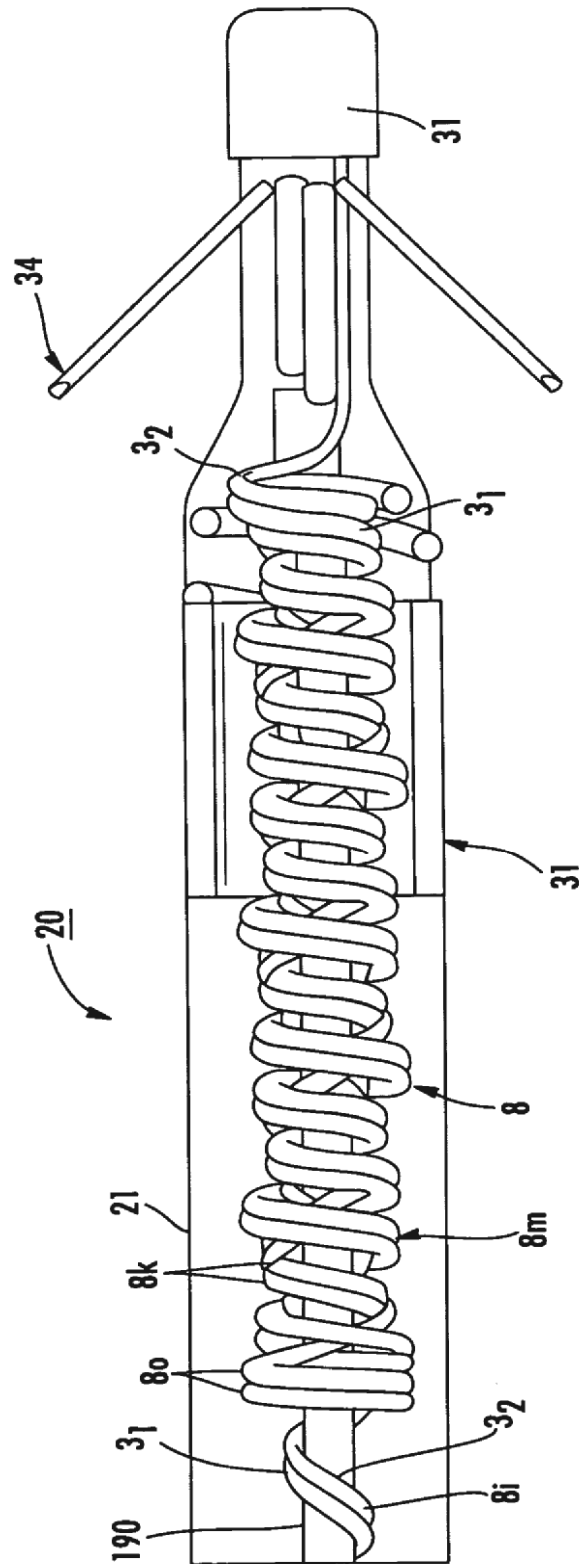


FIG. 55A

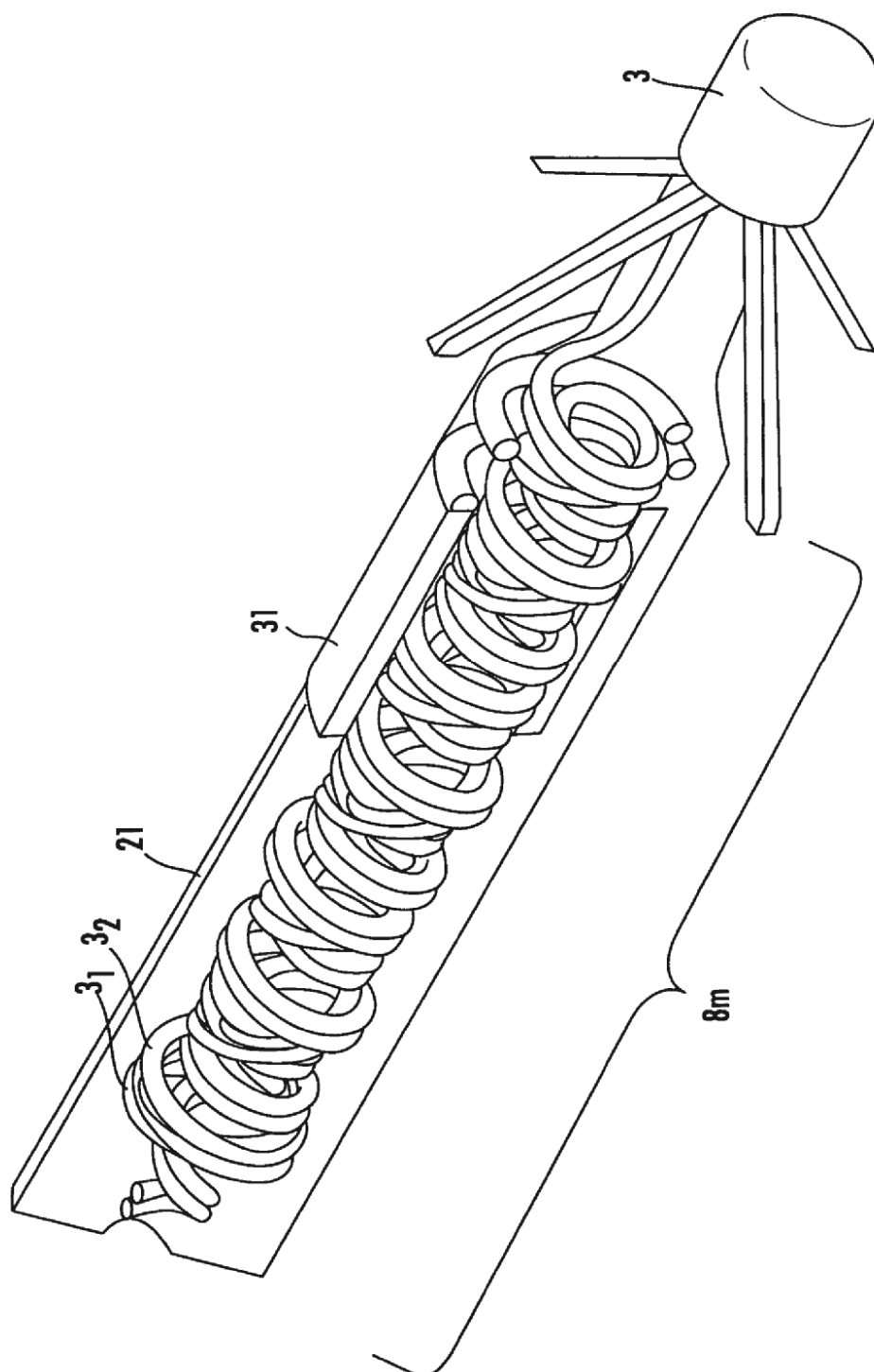


FIG. 55B

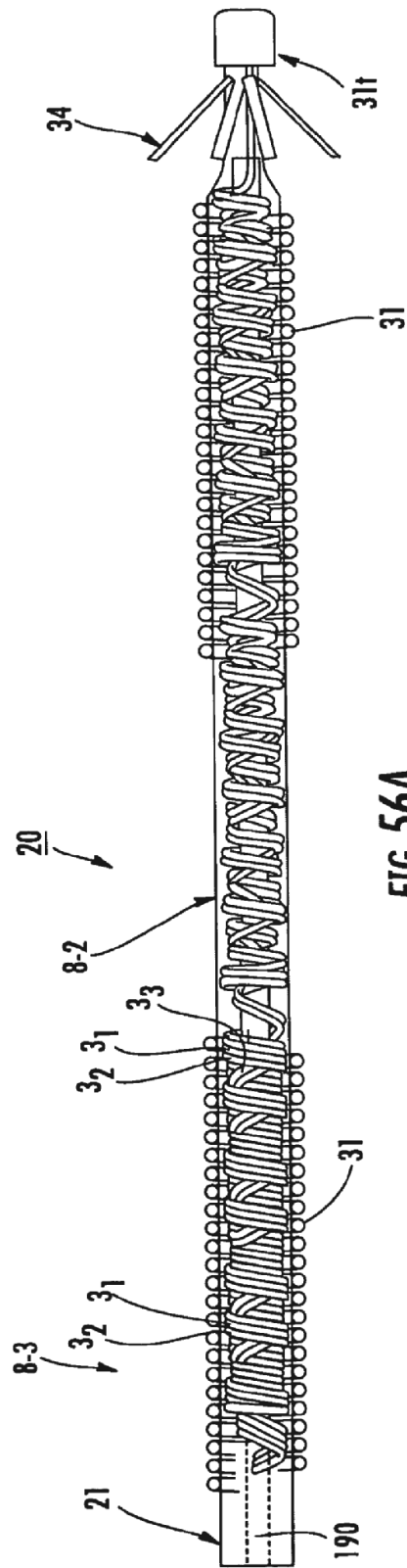
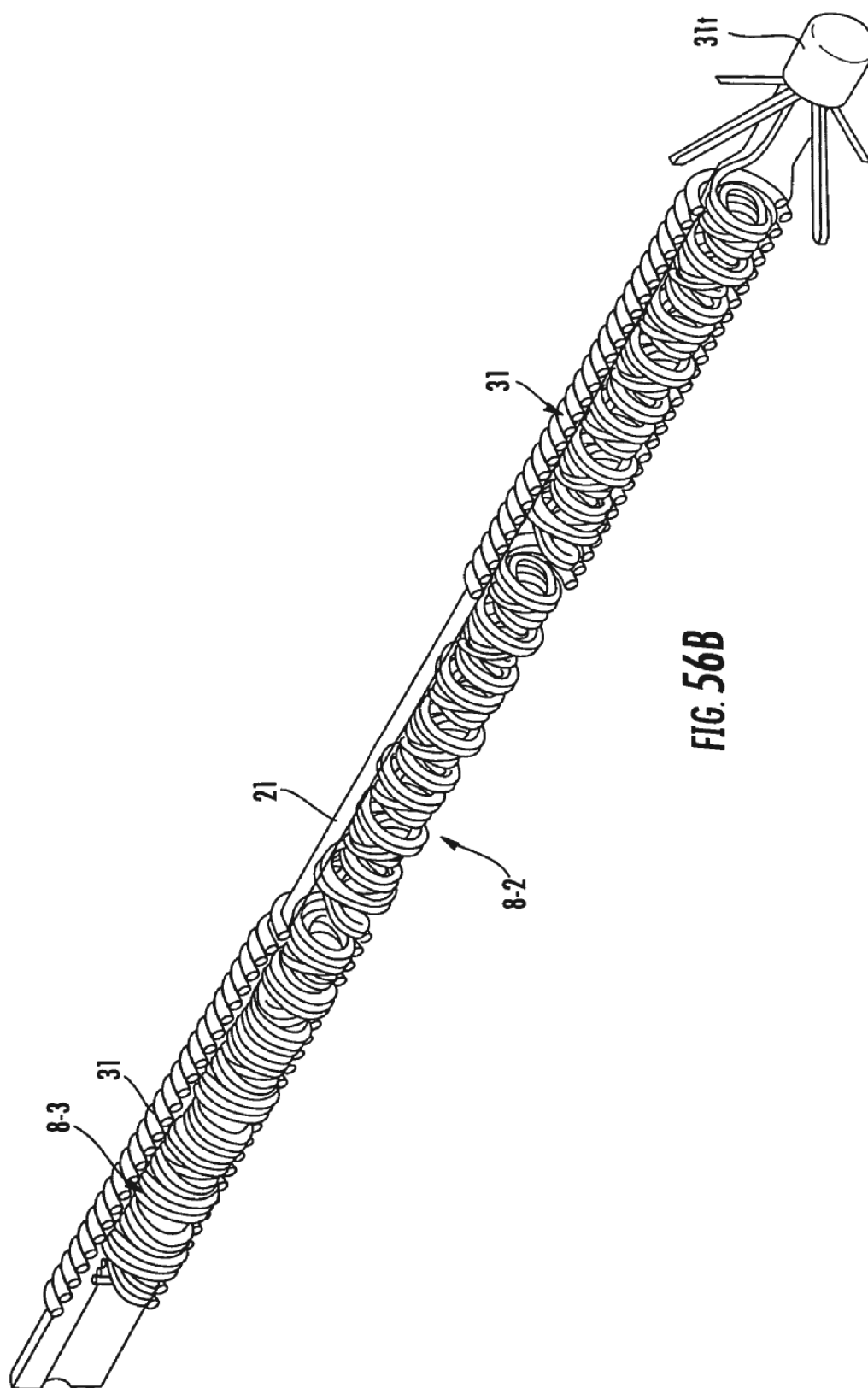
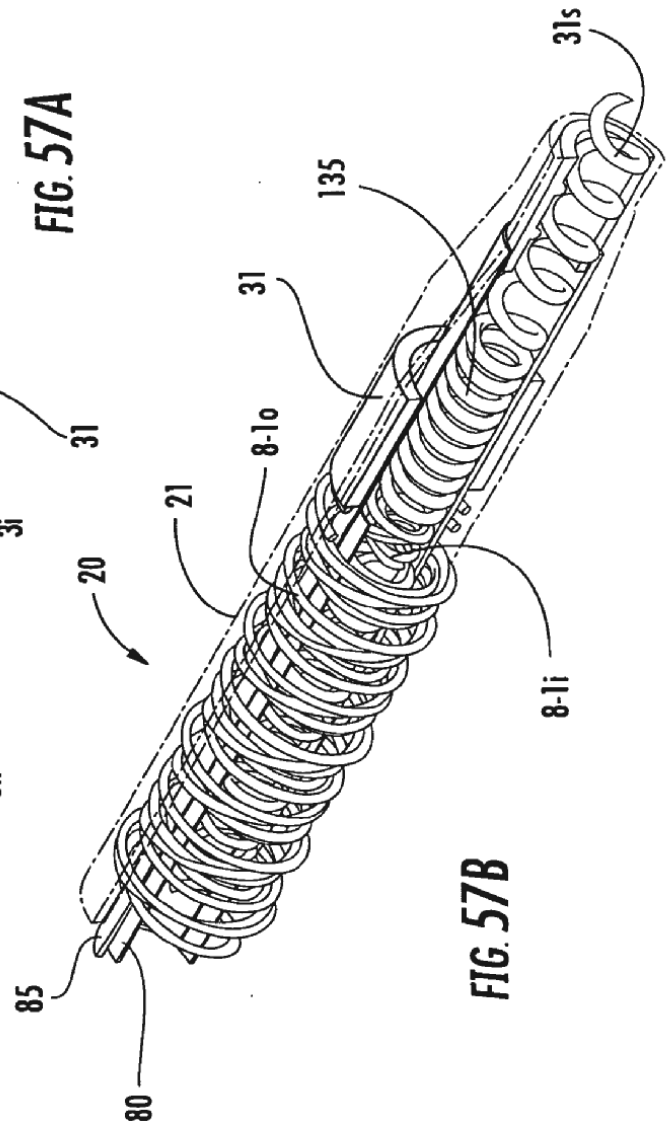
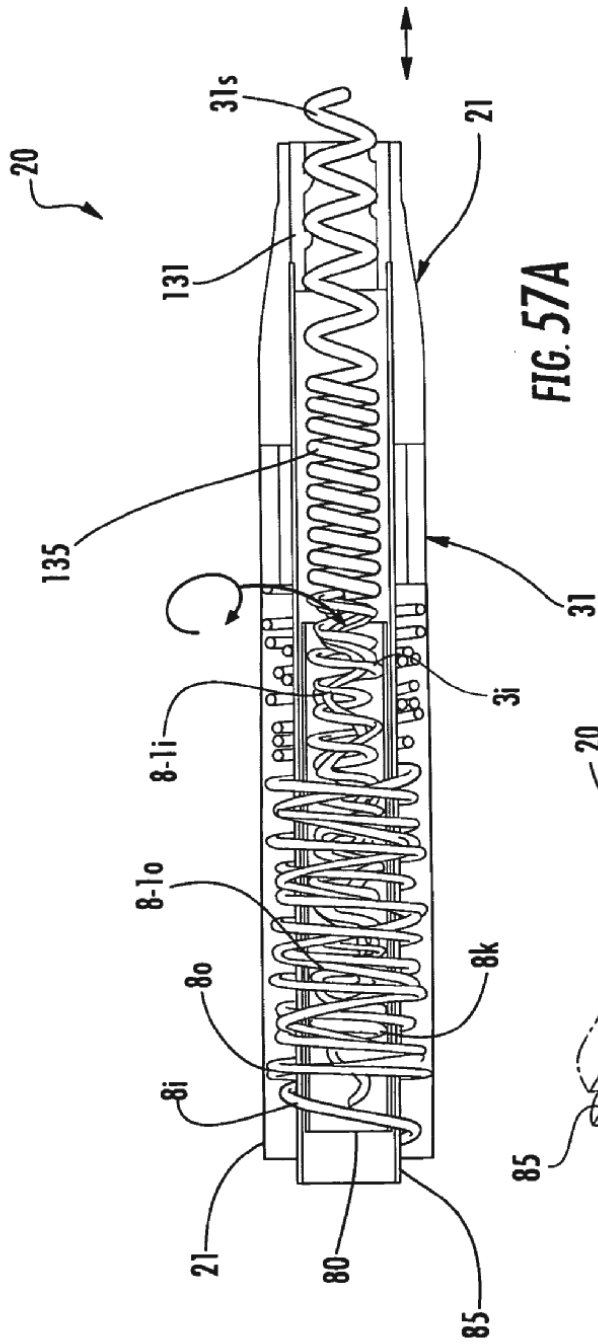


FIG. 56A





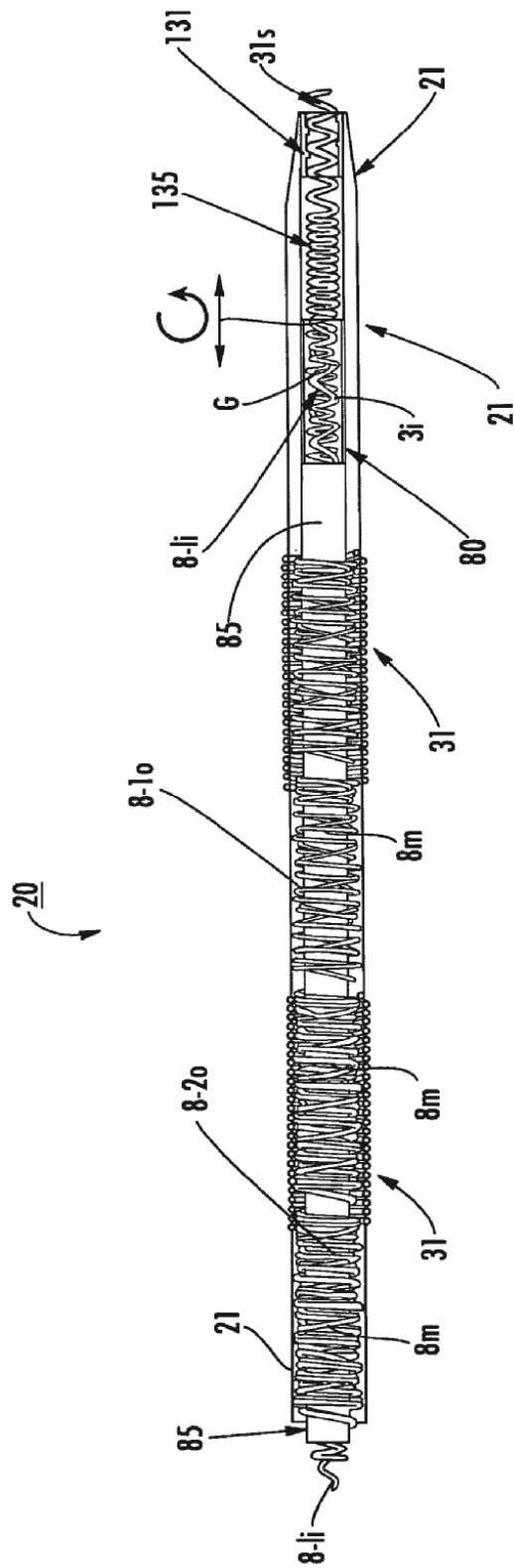


FIG. 58A

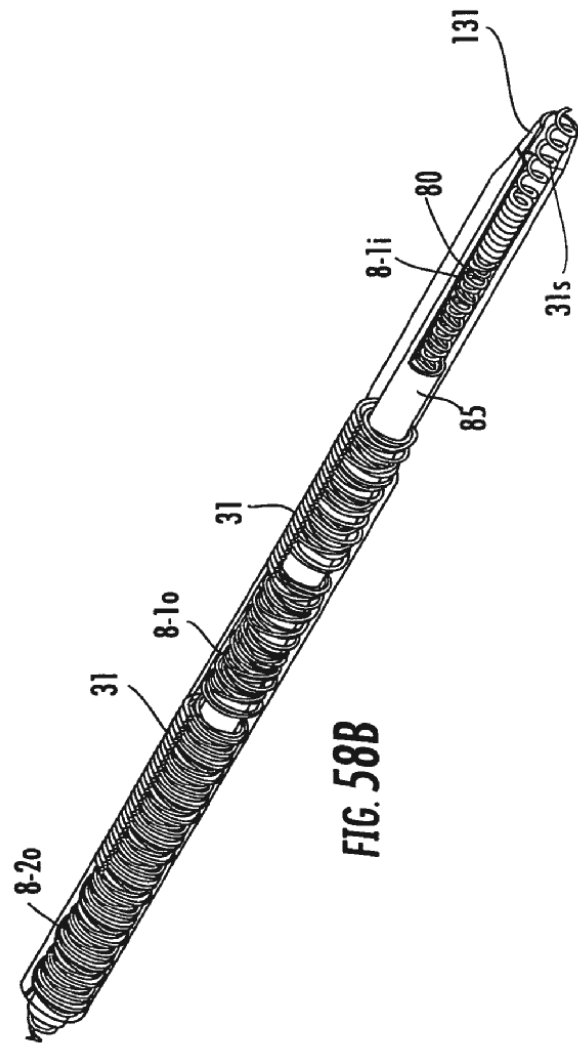


FIG. 58B