

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 607 450**

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)
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 13151461 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.09.2016** **EP 2705874**

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

30 Prioridad:

19.03.2007 US 895619 P
19.04.2007 US 912835 P
14.08.2007 US 955724 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
31.03.2017

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. y
EDELSTEIN, WILLIAM A.

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 607 450 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 MRI y RF

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a conductores y cables y pueden ser particularmente adecuados para cables médicos implantables.

10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 Los cables lineales que comprenden conductores se pueden acoplar con campos de radiofrecuencia (RF), tales como aquéllos usados en imágenes de resonancia magnética (MRI) y espectroscopia de resonancia magnética (MRS). Ejemplos de tales cables incluyen guía hilos 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 cardiacos, 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(a los) cable(s) debido a deposición de potencia de RF durante el procedimiento MRI/MRS, que conduce potencialmente a daños del tejido no deseados.

20 MRI es una modalidad de imágenes no invasiva con excelente contraste del tejido blando y capacidades de imágenes funcionales. No obstante, MRI puede estar contraindicado para pacientes con dispositivos e hilos de conducción implantados eléctricamente, incluyendo marcapasos y/o desfibriladores cardiacos 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 MRI puede dañar la circuitería 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 dañar al dispositivo implantado. El problema de calentamiento se ha relatado en la literatura científica por los investigadores.

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

40 Un planteamiento que permite que pacientes con dispositivos implantados, tales como los IPG y cables sean explorados por MRI, es el uso de condiciones controladas estrictamente que limita la potencia de entrada de las secuencias de pulsos de RF de MRI. Este planteamiento se relata por Gimbel et al., *strategies for the safe magnetic resonance imaging of pacemaker-dependent patients*, Pacing Clin Electrophysiol 2005;28(10):1041-1046 y Roguin et al., *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; 110(5):475-482.

50 En otros usos de RF (no MRI), tales como donde está presente energía electromagnética (EM) de RF externa y/o se usa 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 de RF o ablación o cauterización de tejido 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 de RF. Ver, Nutt et al., *DBS and diathermy induces severe CNS damage*, Neurología 2001;56:1384-1386; y Ruggera et al., *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 MRI de dónde puede darse tal acoplamiento de campos EM es donde individuos con cables implantados están en estrecha proximidad a transmisores de campos EM tales como RADAR, TV, teléfonos inalámbricos, instalaciones de radio, fijas o móviles. De manera similar, el acoplamiento EM también puede darse con cables de conducción externos que conectan equipos electrónicos que son sensibles a campos EM intensos cerca de fuentes de campos EM intensos.

60 El documento WO 02/42790 y US 2006/0252314 describen un sistema de conductor seguro MRI con una pluralidad de módulos de supresión de corriente.

El documento US 2004/0064176 describe un conductor médico en donde el extremo distal se proporciona en una

configuración generalmente en forma de "S".

COMPENDIO DE LAS REALIZACIONES DE LA INVENCION

El objeto de la presente invención se logra con un sistema de conductor según la reivindicación independiente.

5 Las realizaciones de la presente invención se dirigen a cables y/o conductores compatibles con RF/MRI. Los cables y/o conductores se configuran para inhibir, limitar y/o impedir calentamiento no deseado 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 dirigen a cables implantables flexibles con uno o múltiples conductores que se pueden usar de manera segura en un campo de RF externo, tales como aquéllos usados para MRI o MRS. La configuración del(de los) conductor(es) 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/voltaje en modo común. Los cables se pueden configurar de manera que la deposición de potencia de RF de los cables al tejido adyacente se reduce, permitiendo a los pacientes implantados con tales cables, beneficiarse de MRI/MRS bajo condiciones más seguras y/o permitir el uso de cables alargados y similares sean usados en cavidades magnéticas asociadas con Escáneres de MR durante procedimientos MRI.

20 Algunas realizaciones se dirigen a dispositivos médicos compatibles con RF/MRI que incluyen un cable médico eléctrico alargado que tiene al menos un conductor con partes proximal y distal opuestas. El al menos un conductor gira de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces de manera que tiene una primera sección que se extiende en una primera dirección longitudinal para una primera longitud física, entonces gira para definir al menos una sección inversa que se extiende en una dirección longitudinal considerablemente opuesta para una segunda longitud física, entonces gira de nuevo para definir una tercera sección que se extiende en la primera dirección longitudinal para una tercera longitud física. La primera, segunda y tercera longitudes físicas pueden ser una subparte menor de una longitud total del al menos un conductor y puede incluir una pluralidad de conjuntos de giros. En otras realizaciones, el conductor se puede configurar con un conjunto único de giros más largos que forman la primera, segunda y tercera longitudes que pueden ocupar considerablemente la longitud entera del conductor.

30 El al menos un cable eléctrico se puede configurar de manera que el cable calienta el tejido local menos que alrededor de 10 grados Celsius (típicamente alrededor de 5 grados Celsius o menos) o no calienta el tejido local cuando un paciente está expuesto a frecuencias de RF objetivo a una SAR pico de entrada de al menos alrededor de 4 W/kg y/o la SAR media del cuerpo entero de alrededor de 2 W/kg.

35 En algunas realizaciones, el cable eléctrico calienta el tejido local menos que alrededor de 2 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF objetivo asociadas con Escáneres de MR a una SAR de entrada pico de alrededor de 4 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de alrededor 2 W/kg. En realizaciones particulares, el cable eléctrico se puede configurar para calentar el tejido local menos de alrededor de 5 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF objetivo asociadas con Escáneres de MR que generan una SAR de entrada pico de entre alrededor de 4-10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2-5 W/kg.

40 Otras realizaciones se dirigen a sistemas de cables médicos compatibles con MRI/RF. Los sistemas de cables incluyen un cable que comprende al menos un conductor. Cada uno del al menos un conductor está configurado con una pluralidad de módulos de supresión de corriente (inducida por RF). Los sistemas de cables también incluyen al menos un electrodo en comunicación con el al menos un conductor.

45 El sistema de cables médicos se puede configurar de manera que el segmento inverso tiene una longitud física que es más corta que aquélla del segmento hacia delante y en donde los segmentos delantero e inverso tienen una longitud eléctrica que es de alrededor de $\lambda/4$ o menor de una longitud de onda electromagnética de interés del al menos un conductor en un cuerpo objetivo.

50 El sistema de cable se puede configurar para calentar el tejido menos de alrededor de 10 grados Celsius (típicamente alrededor de 5 grados Celsius o menos) cuando se expone a la RF asociada con un Escáner de MRI a una SAR de entrada pico de entre alrededor de 4 W/kg a alrededor de 10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2 W/kg a alrededor de 5 W/kg.

55 Aún otras realizaciones se dirigen a cables médicos que incluyen:

60 (a) al menos un electrodo; y (b) un cable con al menos un conductor en comunicación con el al menos un electrodo. El al menos un conductor tiene una primera parte hacia delante que se extiende en una dirección hacia delante longitudinal durante una primera distancia física hacia el al menos un electrodo, entonces gira de vuelta al menos una vez a definir al menos una parte hacia atrás que viaja en una dirección hacia atrás longitudinal considerablemente opuesta durante una segunda distancia física, entonces gira de vuelta de nuevo para definir una segunda parte hacia delante que se extiende en la dirección hacia delante una tercera distancia física con una parte distal de la segunda parte hacia delante que reside más allá y posterior de la

primera parte hacia delante.

5 En algunas realizaciones, la segunda distancia física que es menor que la primera y/o tercera distancia física. Las partes primera hacia delante y primera hacia atrás pueden tener una longitud eléctrica considerablemente igual cuando se exponen a frecuencias de RF asociadas con un Escáner de MRI.

10 Aún otras realizaciones se dirigen a cables médicos con al menos un conductor que tiene módulos de supresión de corriente separados. Al menos uno de los módulos de supresión de corriente que comprenden una longitud de conductor que tiene una pluralidad de partes conductoras estrechamente separadas en una forma de serpentina.

15 Las partes de conductor estrechamente separadas en forma de serpentina pueden incluir segmentos de conductores que se extienden en una dirección longitudinal con partes dobladas entre los mismos que residen considerablemente dentro de una región que se extiende longitudinal localizada considerablemente común.

20 Realizaciones adicionales se dirigen a sistemas de cables seguros de MRI/RF que incluyen: (a) un cable flexible alargado con una pluralidad de conductores que tienen una longitud con partes extremas proximal y distal opuestas, los conductores cada uno que tiene una pluralidad de módulos de supresión de corriente que se extienden a lo largo de la longitud del conductor, cada módulo de supresión de corriente que comprende al menos un segmento bobinado; y (b) una pluralidad de electrodos, uno o más de los conductores en comunicación con uno respectivo de los electrodos.

25 El sistema de cable se puede configurar para inhibir la elevación de temperatura no deseada en el tejido local a menos de alrededor de 10 grados Celsius (típicamente alrededor de 5 grados Celsius o menos) cuando se expone a frecuencias de RF asociadas con el escáner de MRI a una entrada de SAR pico de entre alrededor de 4 W/kg a al menos alrededor de 10 W/kg y/o a una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2 W/kg a al menos alrededor de 5 W/kg.

30 El sistema de cables se puede configurar con pares correspondientes de las partes hacia delante y hacia atrás que tienen considerablemente la misma longitud eléctrica y con las partes hacia delante que tienen una longitud física longitudinal de entre alrededor de 2-50 cm y en donde las partes hacia atrás tienen una longitud física longitudinal de entre alrededor de 1-25 cm.

35 Aún otras realizaciones se dirigen a cables flexibles implantables que tienen una pluralidad de conductores que se extienden entre las partes extremas proximal y distal opuestas del cable. Uno o más de los conductores están conectados a al menos uno o una pluralidad de electrodos en la parte extrema distal de los mismos y al menos algunos de la pluralidad de conductores están configurados con al menos una parte de conductor bobinado y al menos una parte de conductor en forma de serpentina estrechamente separado.

40 El sistema de cable flexible implantable se puede configurar de manera que al menos uno de los conductores esté configurado de manera que al menos algo de la parte en forma de serpentina resida dentro de la parte bobinada del conductor respectivo.

45 Algunas realizaciones se dirigen a un cable flexible implantable que incluye al menos el primer y segundo conductores que se extienden entre las partes extremas proximal y distal opuestas del cable. Uno o más de los conductores está conectado a al menos uno de una pluralidad de electrodos en la parte extrema distal del mismo. El primer y segundo conductores incluyen una parte considerablemente recta y una parte bobinada. La parte recta del primer conductor se extiende en una dirección longitudinal fuera y próxima a la parte bobinada del segundo conductor o dentro y a través de la parte bobinada del segundo conductor.

50 Aún otras realizaciones se dirigen a métodos de fabricación de un cable médico. Los métodos incluyen: (a) proporcionar una longitud de al menos un conductor alargado; y (b) girar el al menos un conductor de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces para definir dos partes hacia delante que se extienden longitudinalmente en una dirección hacia delante y al menos una parte hacia atrás que viaja en dirección hacia atrás considerablemente opuesta durante una segunda distancia física longitudinal.

55 Los métodos también pueden incluir opcionalmente, después del paso de girar, formar un cuerpo de cable implantable flexible y esterilizar y envasar el cuerpo del cable implantable.

60 Aún otras realizaciones se dirigen a sistemas de cable con un conductor eléctrico alargado adaptado para residir en un paciente con un primer segmento que se extiende hacia delante que tiene una primera longitud eléctrica y física correspondiente y un segundo segmento invertido del conductor eléctrico en estrecha proximidad al primer segmento y extendiéndose en una dirección longitudinal considerablemente opuesta del primer segmento hacia delante. El segundo segmento invertido tiene considerablemente la misma longitud física o una más corta que el primer segmento hacia delante con considerablemente la misma longitud eléctrica, menor o mayor que el primer

segmento hacia delante cuando se expone a RF en el intervalo de entre alrededor de 1 MHz a al menos alrededor de 200 MHz.

5 Realizaciones adicionales se dirigen a métodos de inhibir el calentamiento del tejido local y/o suprimir o contrarrestar las corrientes de RF de modo común en un cable eléctrico configurado para residir en un paciente, el cable eléctrico que comprende al menos un conductor que tiene una primera sección hacia delante con una primera longitud hacia delante física y al menos una sección invertida que se extiende en una dirección longitudinal considerablemente opuesta de la primera sección hacia delante, la al menos una sección invertida tiene una segunda longitud inversa física que es más corta que aquélla de la primera sección hacia delante y con una longitud eléctrica que es considerablemente la misma o mayor que aquélla de la primera sección hacia delante. El método incluye: (a) generar corriente de modo común inducida por RF en la primera sección hacia delante y la al menos una sección invertida del conductor eléctrico, por la cual la corriente de modo común fluye en la primera sección hacia delante y la sección invertida considerablemente en la misma dirección; y (b) contrarrestar la corriente en la primera sección hacia delante y la sección invertida en una región localizada del conductor entre la primera sección hacia delante y la invertida.

El método puede incluir colocar al paciente en un escáner MRI para llevar a cabo el paso de generación, entonces transmitir una salida eléctrica al tejido local a través de un electrodo en comunicación con el al menos un conductor de las primeras secciones hacia delante e inversa inhibiendo por ello que el electrodo caliente indebidamente el tejido local por lo cual las primeras secciones hacia delante e inversa suprimen la corriente de modo común propagada al electrodo por el cable eléctrico.

Aún otras realizaciones se dirigen a sistemas de cables adaptados para conectar dos dispositivos electrónicos y proporcionar inmunidad considerable a señales inducidas en virtud de la proximidad a una fuente de radiación electromagnética. Los sistemas de cables incluyen al menos un conductor alargado que tiene una primera sección hacia delante alargada que se extiende en una dirección longitudinal hacia delante durante una primera longitud física hacia delante, entonces gira para definir al menos una sección inversa que se extiende en una dirección longitudinal inversa considerablemente opuesta durante una longitud física inversa, entonces gira de nuevo para definir otra longitud física hacia delante. El al menos un conductor está configurado para ser considerablemente inmune (inhibir o no propagar) a una corriente inducida por RF y/o señales de modo común inducidas por proximidad a una fuente de radiación electromagnética.

Aún otras realizaciones se dirigen a un cable médico compatible con RF que incluye al menos una longitud continua de conductor que tiene al menos un segmento con el cable configurado para girar de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces en una dirección longitudinal.

Aún otras realizaciones se dirigen a un cable médico conductivo con al menos un conductor configurado para uso en una cavidad de Escáner de MR, el conductor configurado para girar de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces en una dirección longitudinal para definir un cable resistente al calor inducido por RF.

Otros sistemas, dispositivos y/o métodos según las realizaciones de la invención serán o llegarán a ser evidentes para un experto en la técnica tras la revisión de los siguientes dibujos y la descripción detallada. Los rasgos o componentes descritos con respecto a una realización no están limitados a esa realización y se pueden implementar en otras realizaciones. Se pretende que todos de tales sistemas, métodos y/o productos de programa de ordenador adicionales estén incluidos dentro de esta descripción, estén dentro del alcance de la presente invención y estén protegidos por las reivindicaciones anexas.

Los siguientes aspectos son realizaciones preferidas de la presente invención.

50 1. Un dispositivo médico compatible con RF/MRI que comprende:

un cable médico eléctrico alargado que comprende al menos un conductor con partes proximal y distal opuestas, el al menos un conductor que tiene una primera sección que se extiende en una primer dirección longitudinal durante una primera longitud física, entonces gira para definir al menos una sección inversa que se extiende en una dirección longitudinal considerablemente opuesta durante una segunda longitud física, entonces gira de nuevo para definir una tercera sección que se extiende en la primera dirección longitudinal durante una tercera longitud física.

2. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la primera, segunda y tercera longitudes físicas se localizan próximamente una con respecto a otra y ocupan una subparte de una longitud total del al menos un conductor.

3. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable se configura de manera que el cable calienta el tejido local menos de alrededor de 5 grados Celsius o no calienta el tejido local cuando un paciente se expone a frecuencias de RF objetivo a una SAR de entrada pico de al menos alrededor de 4 W/kg y/o una SAR media del

cuerpo entero de al menos alrededor de 2W/kg.

- 5 4. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable eléctrico calienta el tejido local menos de alrededor de 2 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF objetivo asociadas con Escáneres de MR a una SAR de entrada pico de entre 4 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de al menos alrededor de 2W/kg.
- 10 5. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable eléctrico calienta el tejido local menos de alrededor de 5 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF objetivo asociadas con Escáneres de MR a una SAR de entrada pico de entre alrededor de 4-10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2-5 W/kg.
- 15 6. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores y en donde cada uno de la pluralidad de conductores comprende una longitud única continua de conductor con cada uno que tiene al menos un conjunto de la primera, segunda y tercera secciones conductoras y en donde el cable es flexible.
- 20 7. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores, cada conductor respectivo que tiene una pluralidad de conjuntos de la primera, segunda y tercera secciones que residen a lo largo de la longitud de un conductor respectivo entre las partes distal y proximal opuestas.
- 25 8. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la primera, segunda y tercera secciones del al menos un conductor residen próximas entre sí y en donde el al menos un conductor tiene una pluralidad de conjuntos de la primera, segunda y tercera secciones separados a lo largo de la longitud del mismo para definir una pluralidad de secciones inversas.
- 30 9. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el al menos un conductor gira sobre sí mismo una pluralidad de veces en direcciones longitudinales opuestas para definir una pluralidad de la primera y tercera secciones hacia delante separadas por una sección inversa correspondiente de manera que algunas de las secciones inversas residen próximas entre sí a lo largo de una parte longitudinal considerablemente común del cable.
- 35 10. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde al menos una de las secciones tiene una parte bobinada.
- 40 11. Un dispositivo médico según el aspecto 8, en donde al menos una de la primera, tercera o tercera secciones se extiende por debajo, por encima o a través de una sección colindante.
- 45 12. Un dispositivo médico según el aspecto 10, en donde al menos una de las secciones reside próxima a y fuera de una parte bobinada de otra sección.
- 50 13. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la tercera sección hacia delante reside próxima a la primera sección hacia delante con la sección inversa entre las mismas.
- 55 14. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la primera, segunda y tercera secciones ocupan una longitud menor de una longitud total del conductor y en donde el conductor está configurado de manera que un primer conjunto de giros que forman la primera, segunda y tercera secciones se funden en un segundo conjunto de giros que forman otro segmento de la primera, segunda y tercera secciones.
- 60 15. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el conductor tiene más de dos conjuntos de giros que forman la primera, segunda y tercera secciones una pluralidad de veces en una relación separada longitudinalmente, en donde el cable tiene una longitud de más de 10 cm y en donde el al menos un conductor está en comunicación con un electrodo y/o un generador de pulsos implantable.
16. Un dispositivo médico según el aspecto 6, en donde la segunda sección inversa tiene una longitud eléctrica que es alrededor de $\lambda/4$ o menor en un escáner de MRI y una longitud física que es considerablemente la misma o está entre alrededor del 30-70% la de la longitud física de al menos una de la primera y tercera secciones hacia delante.
17. Un dispositivo médico según el aspecto 1, que además comprende un dispositivo médico implantable o externo conectado a una parte extrema del cable y en donde el al menos un conductor alargado es una pluralidad de conductores.
18. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores, cada uno de los conductores que tiene al menos un conjunto de la primera, segunda y tercera secciones, el cable que además comprende una pluralidad de electrodos, al menos un electrodo conectado a uno o más de la pluralidad de conductores.
19. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores

y en donde la pluralidad de conductores incluye al menos una primera, segunda o tercera secciones bobinadas respectivas que están co-devanadas junto con al menos una de las otras primera, segunda o tercera secciones de conductores en una ubicación longitudinal física común.

- 5 20. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable está adaptado para suprimir corrientes de RF inducidas en el al menos un cable por un escáner de MRI durante un procedimiento de MRI o MRS.
- 10 21. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable está configurado para proporcionar supresión considerablemente de banda ancha de corrientes inducidas en el intervalo de entre 20 MHz a aproximadamente 200 MHz.
- 15 22. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable es implantable y se conecta en una parte extrema a un dispositivo terapéutico implantable y/o una extensión de cable que se conecta a un dispositivo terapéutico implantable.
- 20 23. Un dispositivo médico según el aspecto 22, en donde al menos un conductor está conectado a la otra parte extrema del cable a al menos un electrodo implantable.
24. Un dispositivo médico según el aspecto 22, en donde el dispositivo terapéutico implantable comprende un IPG (generador de pulsos implantable).
- 25 25. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable es al menos uno de un cable de marcapasos cardíaco, un cable de desfibrilador cardíaco o un cable de monitor cardíaco.
26. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable es un cable de neuromodulación cerebral o cable de estimulación de médula espinal implantable.
- 30 27. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable está configurado para rechazar voltajes y/o corrientes inducidas por RF sobre una banda ancha de frecuencias de RF en el intervalo de entre alrededor de 1 MHz - 500 MHz.
- 35 28. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable tiene una impedancia que varía en diferentes frecuencias sobre intervalos de frecuencia de destino por encima de frecuencias de DC (corriente continua) y define un filtro paso bajo de banda ancha.
- 40 29. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la impedancia del cable tiene un máximo local en un intervalo de frecuencia de destino asociado con una frecuencia de operación de un Escáner de MRI.
- 45 30. Un dispositivo médico según el aspecto 28, en donde el cable tiene una impedancia con al menos dos máximos de impedancia local que corresponden a dos frecuencias de MRI de RF asociadas con Escáneres de MRI, que incluyen frecuencias de MRI de RF que corresponden a al menos dos de las siguientes: 0,1 Tesla (T), 0,3 T, 0,7 T, 1,0 T, 1,5 T, 2,0 T, 2,5 T, 3 T, 4 T, 4,7 T, 7 T y 9,4 T.
- 50 31. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde al menos un conductor comprende una parte extrema distal con un conjunto de giros que definen la primera, segunda y tercera secciones que se funden en una parte bobinada distal que se conecta a un electrodo.
- 55 32. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable es un cable flexible apantallado implantable que tiene una longitud de entre alrededor de 3 cm a alrededor de 3 m, con una pluralidad de conductores, cada uno de los conductores que tiene un tamaño en sección transversal de entre alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,508 cm (0,2 pulgadas).
- 60 33. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la parte extrema distal del al menos un conductor está conectada a un electrodo electrocardiográfico y la parte de extremo proximal está en comunicación con un dispositivo de monitorización electrocardiográfica.
34. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la parte extrema distal del al menos un conductor está conectada a un electrodo electroencefalográfico y la parte extrema proximal está en comunicación con un dispositivo de monitorización electroencefalográfico.
35. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde la parte extrema distal del al menos un conductor está conectada a un transductor de monitorización de presión sanguínea y la parte extrema proximal está conectada a un dispositivo de monitorización de presión sanguínea.

36. Un dispositivo médico según el aspecto 7, en donde al menos una parte extrema distal del al menos un conductor está conectada a un transductor de monitorización de oxígeno en sangre y al menos otro extremo está en comunicación con un dispositivo de monitorización de oxígeno en sangre.
- 5 37. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable comprende una pluralidad de conductores, con el al menos un conductor que tiene la primera, segunda y tercera secciones que están configuradas con múltiples conjuntos de giros que definen la primera, segunda y tercera secciones múltiples y en donde el conductor con los múltiples conjuntos de giros reside sobre un conductor interior.
- 10 38. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable comprende una pluralidad de conductores, con el al menos un conductor que tiene la primera, segunda y tercera secciones que están configuradas con múltiples conjuntos de giros que definen la primera, segunda y tercera secciones múltiples y en donde el conductor con los múltiples conjuntos de giros es un conductor interior en comunicación con un electrodo de tornillo para fijación activa.
- 15 39. Un dispositivo médico según el aspecto 1, en donde el cable es un cable cardíaco y en donde el conductor está en comunicación con un electrodo de tornillo de fijación activa extensible.
- 20 40. Un sistema de cable médico compatible con MRI/RF, que comprende:
un cable que comprende al menos un conductor que tiene una longitud con partes extremas proximal y distal opuestas configuradas con una pluralidad de módulos de supresión de corriente a lo largo de la longitud del mismo; y
al menos un electrodo en comunicación con el al menos un conductor.
- 25 41. Un cable médico según el aspecto 40, en donde el al menos un conductor es de longitud continua de conductor, en donde los módulos de supresión de corriente están dispuestas en serie a lo largo de al menos una parte principal de la longitud física del conductor de manera que un módulo de supresión de corriente se funde en un módulo de supresión de corriente colindante colocado próximamente.
- 30 42. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde el al menos un conductor es de una longitud continua de conductor y tiene una longitud física no ajustable considerablemente constante.
- 35 43. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde cada módulo de supresión de corriente comprende un primer segmento hacia delante que se extiende en una dirección longitudinal hacia delante hacia el al menos un electrodo en estrecha proximidad a un segmento inverso que se aleja del segmento hacia delante y se extiende en una dirección longitudinal inversa opuesta de la del segmento hacia delante y un segundo segmento hacia delante que se extiende en la dirección longitudinal hacia delante, en donde el segmento inverso tiene una longitud física que es considerablemente la misma o más corta que al menos una de los al menos unos segmentos hacia delante.
- 40 44. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde el sistema de cable calienta el tejido local menos de alrededor de 10 grados Celsius cuando se expone a una RF asociada con un Escáner de MRI a una SAR de entrada pico de entre alrededor de 4 W/kg a alrededor de 10 W/kg y/o una entrada de SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2-5 W/kg.
- 45 45. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde algunos de los módulos de supresión de corriente tienen al menos una parte bobinada que forma al menos una parte de un segmento hacia delante y/o inverso respectivo de la misma.
- 50 46. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde los módulos de supresión de corriente tienen una pluralidad de segmentos inversos estrechamente separados con segmentos inversos colindantes conectados por giros o curvas que se funden en un segmento que se extiende hacia delante.
- 55 47. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde al menos algunos de los módulos de supresión de corriente están configurados de manera que un conductor respectivo gira sobre sí mismo para residir por encima, por debajo o a través de una parte bobinada de los mismos.
- 60 48. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde el cable comprende una forma de serpentina de una pluralidad de giros de cable estrechamente separados que definen una pluralidad de segmentos inversos, con cada par colindante de segmentos inversos separados por un segmento que se extiende hacia delante, en donde los segmentos inversos de serpentina residen próximos entre sí a lo largo de una parte longitudinal considerablemente común del cable.

49. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde el al menos uno de los segmentos inversos o hacia delante se extiende por debajo, por encima o a través de un segmento hacia delante o inverso bobinado.
50. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde al menos un conductor es una pluralidad de conductores y en donde el al menos un electrodo es una pluralidad de electrodos y en donde uno o más de los conductores están en comunicación eléctrica con cada uno de los electrodos.
51. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores y en donde el al menos un electrodo es una pluralidad de electrodos y en donde al menos dos conductores están en comunicación eléctrica con cada uno de los electrodos.
52. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde cada módulo de supresión de corriente tiene dos segmentos hacia delante respectivos con una longitud eléctrica que es alrededor de $\lambda/4$ o menos en un escáner de MRI y en donde un segmento inverso correspondiente tiene una longitud eléctrica que es considerablemente la misma, menor o mayor que la de al menos uno de los dos segmentos hacia delante.
53. Un sistema de cable médico según el aspecto 52, en donde el segmento inverso tiene una longitud física longitudinal que es considerablemente la misma o menor que la de una longitud física longitudinal de al menos un segmento hacia delante próximo.
54. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, que además comprende un generador de pulsos implantable (IPG) en comunicación con el al menos un conductor del sistema de cable, con el IPG configurado para proporcionar una estimulación eléctrica o una señal de estimulación al por lo menos un electrodo a través del al menos un conductor.
55. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde al menos algunos de la pluralidad de módulos de supresión de corriente del al menos un conductor están separados próximamente en una dirección longitudinal.
56. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde al menos algunos de la pluralidad de módulos de supresión de corriente del al menos un conductor están separados irregular o regularmente en una dirección longitudinal.
57. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde al menos algunos de los módulos de supresión de corriente tienen una configuración que se repite sobre una longitud del conductor.
58. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde algunos de los módulos de supresión de corriente tienen una longitud física y/o eléctrica diferente de otros.
59. Un sistema de cable médico según el aspecto 40, en donde los conductores están aislados, el sistema de cable que además comprende un aislante eléctrico y/o pantalla de RF de material biocompatible dispuestos sobre una superficie externa del sistema de cable.
60. Un cable médico que comprende:
 al menos un electrodo; y
 un cable con al menos un conductor en comunicación con el al menos un electrodo, el al menos un conductor que tiene una primera parte hacia delante que se extiende en una dirección hacia delante longitudinalmente durante una primera distancia física hacia el al menos un electrodo, luego vuelve al menos una vez para definir al menos una parte hacia atrás que viaja en una dirección hacia atrás longitudinalmente considerablemente opuesta durante una segunda distancia física y en donde el cable luego vuelve de nuevo para definir una segunda parte hacia delante que se extiende en la dirección hacia delante una tercera distancia física con una parte distal de la segunda parte hacia delante que reside más allá y aguas abajo de la primera parte hacia delante.
61. Un cable médico según el aspecto 60, en donde al menos una de la primera parte hacia delante, la segunda parte hacia delante o la parte hacia atrás tiene un segmento bobinado.
62. Un cable médico según el aspecto 60, en donde al menos una de la primera y segunda partes hacia delante y la parte hacia atrás tienen una longitud eléctrica que es de alrededor de $\lambda/4$ o menor en un escáner de MRI y en donde la parte hacia atrás tiene una longitud eléctrica que es considerablemente la misma, menor o mayor que la de la primera y segunda partes hacia delante y una longitud física que está entre alrededor del 30-70% de la de al menos una de la primera y segunda partes hacia delante.
63. Un cable que comprende:

al menos un conductor que tiene una pluralidad de módulos de supresión de corriente separados, en donde al menos uno de los módulos de supresión de corriente comprende una longitud de conductor que tiene una pluralidad de partes de conductor estrechamente separadas en una forma de serpentina.

- 5
64. Un cable según el aspecto 63, en donde la forma de serpentina de partes de conductor estrechamente separadas incluyen segmentos conductores que se extienden en una dirección longitudinal con partes curvas entre los mismos que residen dentro de una región del cable que se extiende longitudinalmente localizada considerablemente común.
- 10
65. Un cable según el aspecto 63, en donde uno de los segmentos conductores que se extienden longitudinalmente comprende una parte bobinada con al menos algunas de las partes de serpentina estrechamente separadas que residen dentro, fuera o a través de la parte bobinada.
- 15
66. Un cable según el aspecto 63, en donde las partes de conductor en la forma de serpentina tienen una distancia física longitudinal de entre alrededor de 0,5 cm a alrededor de 10 cm.
- 20
67. Un cable según el aspecto 63, en donde el cable comprende una pantalla eléctrica y en donde al menos algunas de las partes de conductor de serpentina son no apantalladas para aumentar por ello la corriente inducida por RF depositada sobre las partes de conductor de serpentina relativas a otras partes de conductor cuando se exponen a una RF asociada con un escáner de MRI.
- 25
68. Un cable según el aspecto 63, en donde el conductor comprende una primera y segunda partes hacia delante en al menos algunas partes extremas opuestas de las partes de conductor en forma de serpentina y en donde la primera y la segunda partes hacia delante han aumentado el aislamiento relativo a las partes de conductor en la forma de serpentina.
- 30
69. Un cable según el aspecto 63, en donde al menos algunas de las partes de conductor que definen la forma de serpentina están acopladas capacitivamente entre sí.
- 35
70. Un cable según el aspecto 63, en donde el cable es un cable metálico, en donde el al menos un conductor es una pluralidad de conductores, cada conductor que se extiende a un electrodo y en donde cada uno de los conductores comprende una pluralidad de los módulos de supresión de corriente con formas de serpentina con las formas de serpentina respectivas que están separadas longitudinalmente.
- 40
71. Un sistema de cable seguro de MRI, que comprende:
 un cable flexible alargado con una pluralidad de conductores que tienen una longitud con partes extremas proximal y distal opuestas, los conductores cada uno que tiene una pluralidad de módulos de supresión de corriente que se extienden a lo largo de la longitud del conductor, cada módulo de supresión de corriente que comprende al menos un segmento bobinado; y
 una pluralidad de electrodos, uno o más de los conductores en comunicación con uno respectivo de los electrodos.
- 45
72. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde el sistema de cable está configurado para inhibir una elevación de temperatura no deseada en el tejido local a menos de alrededor de 10 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF asociadas con el escáner de MRI en una entrada de SAR pico de entre alrededor de 4 W/kg a al menos alrededor de 10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2 W/kg a al menos alrededor de 5 W/kg.
- 50
73. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde los conjuntos correspondientes de las partes hacia delante y hacia atrás de un módulo de supresión de corriente respectivo tienen una longitud eléctrica de alrededor de $\lambda/4$ o menor en una escáner de MRI y en donde las partes hacia delante tienen una longitud física longitudinal de entre alrededor de 1-25 cm y en donde la partes hacia atrás tienen una longitud física longitudinal de entre alrededor de 1-25 cm.
- 55
74. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde las partes hacia atrás de los módulos de supresión de corriente tienen una longitud física que está entre alrededor del 30-70% la de una longitud física de una parte hacia delante adyacente.
- 60
75. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde la pluralidad de módulos de supresión de corriente está entre alrededor de 4-40.
76. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde la pluralidad de módulos de supresión de corriente está

entre alrededor de 6-20.

5 77. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde la pluralidad de conductores está entre alrededor de 2-100 y en donde los conductores están configurados de manera que los segmentos bobinados de al menos algunas de las partes hacia delante y/o hacia atrás de los módulos de supresión de corriente están co-devanadas con al menos otro conductor.

10 78. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde el cable está entre alrededor de 1 French a alrededor de 10 French.

79. Un sistema de cable según el aspecto 71, en donde los conductores comprenden una parte extrema distal con al menos uno de los módulos de supresión de corriente que termina en un segmento bobinado hacia delante que conecta con uno de los electrodos.

15 80. Un cable flexible implantable que comprende una pluralidad de conductores que se extienden entre las partes extremas proximal y distal opuestas del cable, uno o más de los conductores que están conectados a al menos uno o una pluralidad de electrodos en al menos una de las partes extremas proximal o distal del mismo, en donde al menos algunos de la pluralidad de conductores están configurados con al menos una parte de conductor bobinado y al menos una parte de conductor en forma de serpentina estrechamente separado.

20 81. Un sistema de cable flexible implantable según el aspecto 80, en donde al menos uno de los conductores está configurado de manera que al menos algo de la parte en forma de serpentina reside dentro de la parte de conductor bobinado del conductor respectivo.

25 82. Un sistema de cable flexible implantable según el aspecto 80, en donde al menos uno de los conductores está configurado de manera que al menos algo de la parte en forma de serpentina reside por encima, por debajo o al lado de la parte bobinada.

30 83. Un sistema de cable flexible implantable según el aspecto 80, en donde al menos uno de los conductores tiene partes de conductor considerablemente rectas configuradas de manera que dos partes de conductor se atraviesan entre si y se extienden en direcciones longitudinales considerablemente opuestas.

35 84. Un conductor un cable flexible implantable que comprende al menos un primer y segundo conductores que se extienden entre las partes extremas proximal y distal opuestas del cable, uno o más de los conductores conectados a al menos uno de una pluralidad de electrodos en la parte extrema distal del mismo, en donde el primer y segundo conductores comprenden una parte considerablemente recta y una parte bobinada, en donde la parte recta del primer conductor se extiende en una dirección longitudinal fuera y próxima a la segunda parte bobinada de conductor o dentro y a través de la segunda parte bobinada de conductor.

40 85. Un método de fabricación de un cable médico, que comprende:

45 proporcionar una longitud de al menos un conductor alargado; y
 girar el al menos un conductor de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces para definir dos partes hacia delante que se extienden longitudinalmente en una dirección hacia delante y al menos una parte hacia atrás que viaja en una dirección hacia atrás considerablemente opuesta.

86. Un método según el aspecto 85, después del paso de giro, que forma un cuerpo de cable implantable flexible y que esteriliza y que empaqueta el cuerpo de cable implantable.

50 87. Un método según el aspecto 86, en donde el paso de suministro se lleva a cabo usando un conductor que tiene una anchura de sección transversal de entre alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,508 cm (0,2 pulgadas).

55 88. Un método según el aspecto 85, en donde el paso de giro se repite una pluralidad de veces para definir una pluralidad de módulos de supresión de corriente a lo largo de una longitud del conductor.

89. Un método según el aspecto 85, en donde el paso de giro se lleva a cabo con la parte hacia atrás que tiene una segunda distancia física que es considerablemente la misma o menor que la de al menos una de las dos partes hacia delante.

60 90. Un método según el aspecto 85, en donde el paso de giro comprende formar un segmento conductor que tiene al menos una forma de serpentina que se extiende longitudinalmente que se funde en un segmento conductor considerablemente recto.

91. Un método según el aspecto 85, en donde el paso de giro comprende bobinar el al menos un conductor.
92. Un método según el aspecto 85, que además comprende unir un electrodo a una parte extrema distal del conductor.
- 5 93. Un cable que comprende un conductor eléctrico alargado adaptado para residir en un paciente con un primer segmento que se extiende hacia delante que tiene una primera longitud eléctrica y física correspondiente, un segundo segmento invertido del conductor eléctrico en estrecha proximidad con el primer segmento y que se extiende en una dirección longitudinal considerablemente opuesta del primer segmento hacia delante, en donde el
- 10 segundo segmento invertido tiene considerablemente la misma longitud física o una más corta que el primer segmento hacia delante considerablemente con la misma longitud eléctrica, menor o mayor que el primer segmento hacia delante cuando se expone a RF en el intervalo de entre alrededor de 1 MHz a al menos alrededor de 200 MHz.
- 15 94. Un método de inhibición de calentamiento del tejido local y/o supresión o compensación de corrientes de RF de modo común en un cable eléctrico configurado para residir en un paciente, el cable eléctrico que comprende al menos un conductor que tiene una primera sección hacia delante con una primera longitud hacia delante física que gira para definir al menos una sección invertida que se extiende en una dirección longitudinal considerablemente opuesta de la primera sección hacia delante, la al menos una sección invertida que tiene una segunda longitud
- 20 inversa física con una longitud eléctrica que es considerablemente la misma, menor o mayor que la de la primera sección hacia delante, el método que comprende:
- generar una corriente de modo común inducida por RF en la primera sección hacia delante y la al menos una
- 25 sección invertida del conductor, por lo cual la corriente de modo común fluye en la primera sección hacia delante y la sección invertida considerablemente en la misma dirección; y
- compensar la corriente en la primera sección hacia delante y la sección invertida en una región localizada del conductor entre la primera sección hacia delante y la invertida.
- 30 95. Un método según el aspecto 94, que además comprende colocar al paciente en un escáner de MRI para llevar a cabo el paso de generación, entonces transmitir una salida eléctrica al tejido local a través de un electrodo en comunicación con el al menos un conductor de las primeras secciones hacia delante e inversa e inhibir el electrodo de calentamiento indebido del tejido local en respuesta al paso de compensación por lo cual las primeras secciones hacia delante e inversa suprimen una corriente de modo común propagada al electrodo por el cable eléctrico.
- 35 96. Un sistema de cable adaptado para proporcionar considerable inmunidad a señales inducidas en virtud de la proximidad a una fuente de radiación electromagnética que comprende:
- al menos un conductor alargado que tiene una primera sección hacia delante alargada que se extiende en
- 40 una dirección longitudinal hacia delante durante una primera longitud física hacia delante, entonces gira para definir al menos una sección inversa que se extiende en una dirección longitudinal inversa considerablemente opuesta durante una longitud física inversa, entonces gira de nuevo para definir una segunda sección hacia delante con una longitud física hacia delante que se extiende en la dirección longitudinal hacia delante.
- 45 97. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde el conductor comprende al menos un segmento conductor en forma de serpentina.
98. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde al menos una de la primera sección hacia delante, la segunda sección hacia delante o la sección inversa del conductor comprende un segmento conductor bobinado.
- 50 99. Un sistema de cable según el aspecto 98, en donde la al menos una sección inversa tiene la misma, menor o mayor longitud eléctrica que el primer segmento hacia delante cuando se expone a campos electromagnéticos que tienen frecuencias entre alrededor de 1 MHz a al menos alrededor de 1 GHz.
100. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde el sistema de cable conecta un dispositivo médico externo a un dispositivo médico implantable.
- 55 101. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde el sistema de cable conecta dos dispositivos médicos externos en proximidad a un paciente durante una exploración de MRI.
- 60 102. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde la fuente de radiación electromagnética es una de RADAR, transmisión de comunicaciones, transmisión de televisión, transmisión por satélite, transmisión celular basada en extraterrestre y/o terrestre y transmisión radio.
103. El sistema de cable según el aspecto 96, en donde el sistema de cable es un sistema de cable implantable

humano que conecta un dispositivo implantable a un dispositivo interno o externo.

104. Un sistema de cable según el aspecto 96, en donde el sistema de cable interconecta dos dispositivos electrónicos, al menos uno de los cuales reside próximo a, pero fuera de, un cuerpo humano o animal.

105. Un cable compatible con RF/MRI que comprende al menos una longitud continua de conductor que tiene al menos una subparte donde el conductor gira de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces en una dirección longitudinal.

106. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable es un cable de electrofisiología intracardiaca.

107. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable que es un cable médico cardiaco implantable.

108. Un cable según el aspecto 107, en donde el conductor con los giros está en comunicación con un electrodo de tornillo para fijación activa.

109. Un cable según el aspecto 107, en donde el conductor con los giros está en comunicación con un electrodo distal y en donde el cable está configurado para fijación pasiva.

110. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable es un cable intracerebral intervencional o implantable.

111. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable es un cable de estimulación de médula espinal.

112. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable es un cable médico externo.

113. Un cable según el aspecto 105, en donde el cable es un cable médico con una parte externa y una parte interna.

114. Un cable según el aspecto 105, en donde la subparte está configurada de manera que un segmento inverso tiene una longitud física de entre alrededor de 2-10 cm.

115. Un cable según el aspecto 105, en donde el conductor gira de vuelta sobre sí mismo al menos dos veces en al menos cuatro ubicaciones longitudinales diferentes sobre su longitud.

116. Un cable configurado para uso en o próximo a una cavidad de Escáner de MR, el cable que comprende al menos un conductor configurado para girar sobre sí mismo al menos dos veces en una dirección longitudinal para definir un cable resistente al calentamiento inducido por RF.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Estos y otros rasgos de la presente invención se comprenderán 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 cuales:

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 (seg) frente a la temperatura (C) en el electrodo mostrado en la Figura 1 en base a una exploración de MRI de SAR de entrada de pico de 4,5 W/kg.

La Figura 3 es una ilustración esquemática de tres diferentes configuraciones de conductor según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 4 es una ilustración esquemática de dos diferentes configuraciones de cable según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 5 es una ilustración esquemática de un conductor único que tiene un segmento hacia delante e inverso según las 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 según las 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 según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 7 es una ilustración esquemática de un cable con un conductor y electrodo, con el conductor que tiene una pluralidad de segmentos hacia delante e inverso separados en una dirección longitudinal según las realizaciones de la presente invención.

Las Figura 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) según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 9 es una ilustración esquemática de un cable con múltiples conductores estrechamente separados, los conductores que tienen los segmentos inverso y hacia delante según las realizaciones de la presente invención.

5 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 según las 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 inverso y hacia delante según las realizaciones de la presente invención.

10 La Figura 12A es una fotografía digital de un cable flexible prototipo según las 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.

15 Las Figuras 13A y 13B son gráficas de cambio de temperatura (C) con el tiempo (segundos) para sistemas de cables de cuatro electrodos y cuatro conductores según las realizaciones de la presente invención.

Las Figuras 14A-14M son ilustraciones esquemáticas de configuraciones de conductor según las realizaciones de la presente invención.

20 Las Figuras 15A y 16 son gráficas de impedancia (Ohmios) frente a la frecuencia (MHz) para algunos cables ejemplares medidos en solución salina según 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 esquemático 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 según algunas realizaciones de la presente invención.

25 Las Figuras 17 y 18 son gráficas de cambio de temperatura (C) frente al tiempo (segundos) de cables ejemplares en un Escáner de MRI para un escáner de MRI de 1,5T y un escáner de MRI de 3,0T, 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).

30 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 según las 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 co-devanados según las realizaciones de la presente invención.

35 La Figura 21D es una vista lateral parcial de una parte extrema proximal (o distal) de un cable según las 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 según las realizaciones de la presente invención.

40 Las Figuras 22B y 22C son vistas laterales de configuraciones de un 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 co-devanados con una configuración apilada de dos capas según las realizaciones de la presente invención.

45 La Figura 22D es una vista lateral de una configuración de cable de CSM de dos conductores apilados de dos capas según las 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 según las realizaciones de la presente invención.

50 La Figura 22F es una vista de despiece 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) según las 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 según las realizaciones de la presente invención.

55 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 método ejemplar para medir impedancia de un módulo de supresión de corriente de una configuración de múltiples conductores según algunas realizaciones de la presente invención.

60 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, cada conductor que tiene módulos de supresión de corriente de tres capas (alrededor de 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 pico de 4,3 W/kg en un Escáner de MR de 3T. La Figura 25B corresponde al cable en un objeto de prueba en gel en un Escáner de MR de 1,5T a una SAR pico 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 alrededor de 61 cm con dos conductores, cada uno que tiene alrededor de 12 segmentos de CSM apilados de dos capas que tienen una longitud de alrededor de 5,7 cm. Los datos de temperatura/tiempo fueron obtenidos para el cable en un objeto de prueba en gel en un Escáner de MR de 1,5T a una SAR de la secuencia de pulsos de 4,3W/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 aquella 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 apilada (tres capas) según las realizaciones de la presente invención. La Figura 29B también ilustra una capa externa sobre el cable para proporcionar un cable de diámetro externo considerablemente constante según las 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 apilada (dos capas). La Figura 29D también ilustra una capa externa sobre el cable para proporcionar un cable de diámetro externo considerablemente constante según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 30A es una ilustración esquemática de un sistema DBS con al menos un cable, IPG y electrodos según 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 el sistema que 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 según las 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 MR que pueden estar configurados con los módulos de supresión de corriente según las 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 según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 33 es una ilustración esquemática de configuraciones de un cable de múltiples conductores según algunas realizaciones de la presente invención.

Las Figuras 34 y 35 son ilustraciones esquemáticas de cables de múltiples conductores con cada conductor que tiene múltiples módulos de supresión de corriente según algunas realizaciones de la presente invención.

La Figura 36 es una ilustración esquemática de aún otra configuración de cable 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 según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 37 es una ilustración esquemática de un cable con al menos un conductor interno configurado para girar considerablemente de manera libre con respecto al cuerpo del cable según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 38 es una ilustración esquemática de un cable similar a aquel mostrado en la Figura 37 pero con el conductor del electrodo proximal que comprende una(s) trampa(s) de RF a lo largo de la longitud del cable según algunas realizaciones de la presente invención.

La Figura 39 es una ilustración esquemática de un cable que comprende tres conductores con algunos co-devanados con otros para formar al menos algunos módulos de supresión de corriente para los conductores respectivos según 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 según algunas realizaciones de la presente invención.

La Figura 41 es una ilustración esquemática de aún otra configuración de cable con múltiples conductores, cada uno que tiene módulos de supresión de corriente, con un conductor del electrodo distal que es considerablemente concéntrico a y/o dentro de los conductores de electrodo de choque/estimulación según 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 considerablemente recto según las realizaciones de la presente invención. 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 según las 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 según las 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 bobinadora de bobinas (mostrada con dos conductores co-devanados) según 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 bobinadora de bobinas según 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 según las realizaciones de la presente invención.

Las Figuras 48A-48D son imágenes digitales de un molde usado para formar el cuerpo del cable flexible del(de los) conductor(es) devanado(s) mostrado(s) en las Figuras 47A-47C según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 49 es una imagen digital de un conductor flexible con una capa externa sobre moldeada y el(los) conductor(es) devanado(s) según las 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 según las 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 según las 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 según las 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 según las 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 según las 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 según las 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 adecuado para ser un cable de ICD de fijación activa según las 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 se pueden usar para formar cables con MCSM según las realizaciones de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES DE LA INVENCION

La presente invención se describirá ahora más completamente en lo sucesivo con referencia a los dibujos anexos, en los que se muestran las realizaciones de la invención. Esta invención puede, no obstante, ser realizada de muchas formas diferentes y no se debería interpretar como limitada a las realizaciones expuestas en la presente memoria; más bien, estas realizaciones se proporcionan de manera que esta descripción será minuciosa y completa y trasladará completamente el alcance de la invención a los expertos en la técnica. Números iguales se refieren a elementos iguales hasta el final. Se apreciará que aunque se trate con respecto a una cierta realización, los rasgos o la operación pueden aplicarse a otras.

En los dibujos, el espesor de las líneas, capas, rasgos, componentes y/o regiones pueden estar exagerados por claridad y las líneas discontinuas ilustran rasgos u operaciones opcionales, a menos que se especifique de otro modo. Además, la secuencia de operaciones (o pasos) no se limita al orden presentado en las reivindicaciones a menos que se indique específicamente de otro modo. Se entenderá que cuando un rasgo, tal como una capa, región o sustrato, se refiera como que está "sobre" otro rasgo o elemento, puede estar directamente sobre el otro elemento o también pueden estar presentes elementos que intervienen. En cambio, cuando un elemento se refiere como que está "directamente sobre" otro rasgo o elemento, no hay presentes elementos que intervienen. También se entenderá que, cuando un rasgo o elemento se refiere como que está "conectado" o "acoplado" a otro rasgo o

elemento, puede estar conectado directamente al otro elemento o pueden estar presentes elementos que intervienen. En cambio, cuando un rasgo o elemento se refiere como que está “directamente conectado” o “directamente acoplado” a otro elemento, no hay presentes elementos que intervienen. Aunque se describió o mostró con respecto a una realización, los rasgos así descritos o mostrados pueden aplicarse a otras realizaciones.

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

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

El término “cable” se refiere a un conjunto alargado que incluye uno o más conductores. El cable típicamente conecta dos componentes separados, tales como, por ejemplo, una fuente de alimentación y/o entrada a una parte extrema y un electrodo y/o un sensor a otra posición, tal como a una parte extrema distal o electrodos en ambas partes extremas. El cable es típicamente flexible. El cable puede ser considerablemente tubular con una forma cilíndrica, aunque se pueden usar otras formas. El cable puede tener un cuerpo sólido o hueco y puede incluir opcionalmente uno o más lúmenes. En realizaciones particulares, un cable puede ser un cable implantable relativamente largo que tiene una longitud física de más de alrededor de 10 cm (hasta, por ejemplo, 1 m o incluso más largo). El término “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 típicamente 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 en las partes extrema tanto proximal como distal) y en algunas realizaciones particulares, al menos un electrodo puede ser un electrodo de registro o detección o un electrodo tanto 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 eléctricamente conductivo. Un conductor también se puede configurar como un manojo estrechamente separado de filares o hilos. El conductor puede ser de una longitud continua única. El conductor puede estar formado de 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 métodos de fabricación para formar trayectos eléctricos conductivos. El conductor puede estar aislado. El conductor también puede comprender cualquier material compatible (y biocompatible) con MRI tal como, por ejemplo, tubo relleno estirado MP35N con un núcleo de plata y un aislamiento ETFE en el tubo estirado.

El término “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, típicamente dispuesto en ubicaciones diferentes a lo largo de al menos algo, típicamente considerablemente toda, de su longitud. Los términos “hacia atrás” e “inverso” y derivados de los mismos se usan de manera intercambiable en la presente memoria para referirse a una dirección longitudinalmente o longitudinal que es considerablemente 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 la presente memoria y se refieren a subpartes discretas de un conductor o cable.

El término “compatible con MR” significa que el material se selecciona para ser no ferromagnético y no causar incompatibilidad operación con MR y también se puede seleccionar para no causar artefactos indebidos en

imágenes de MR. El término “seguro a RF” significa que el dispositivo, cable o sonda está configurado para operar dentro de límites de seguridad relacionados con el calor aceptado cuando se expone a señales de RF normales asociadas con frecuencias (RF) objetivo tales como aquellas frecuencias asociadas con sistemas o escáneres de MRI convencionales.

5 El término “alta impedancia” significa una impedancia que es suficientemente alta para reducir, inhibir, bloquear y/o eliminar el flujo de corriente inducida por RF en un(os) intervalo(s) de frecuencia objetivo. La impedancia tiene una resistencia y reactancia asociadas como es bien conocido por los expertos en la técnica. Algunas realizaciones del cable y/o conductores de la invención inmediata pueden proporcionar una impedancia de al menos alrededor de 100 Ohmios, típicamente entre alrededor de 400 Ohmios a alrededor de 600 Ohmios, tal como entre alrededor de 450 Ohmios a alrededor de 500 Ohmios, mientras que otras realizaciones proporcionan una impedancia de entre alrededor de 500 Ohmios a alrededor de 1000 Ohmios o más altas.

15 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 MRI, tales como al menos dos de 0,7T, 1.0T, 1,5T, 2T, 3T, 7T, 9T y similares, que permiten un uso seguro en estos entornos (compatibilidad de sistemas de Escáner de MRI estándar futuro e inverso).

20 El término “sintonizado” con respecto a una bobina, significa sintonizado para definir una impedancia mínima deseada en una(s) cierta(s) banda(s) de frecuencia tal(es) como aquellas asociadas con uno o más sistemas de Escáner de MRI 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 tiene una alta impedancia a una o más frecuencias o bandas de frecuencia objetivo, típicamente que incluyen una o más frecuencias de operación de MRI.

25 El término “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 considerablemente constante o un diámetro variable o combinaciones de los mismos. El término “segmentos co-devanados” significa que los conductores afectados pueden estar bobinados considerablemente concéntricamente en los mismos o diferentes radios, *por ejemplo*, en la misma capa o uno por encima del otro. El término “co-devanado” 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*, los segmentos bobinados no se requiere que estén devanados concurrentemente o juntos, pero pueden estar así formados).

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

40 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, pero no limitado 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 considerablemente la misma o diferentes longitudes físicas.

50 El término “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 es una función de la potencia de entrada asociada con una fuente de entrada de RF particular y el objeto expuesto a ella y se mide típicamente en unidades de Vatios por kilogramo (W/kg) tomada sobre volúmenes de 1 gramo de tejido o promediada 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 pico y/o medio en todo el cuerpo. Diferentes Escáneres de MRI pueden medir la SAR pico de diferentes formas provocando alguna variación como es bien conocido por los expertos en la técnica, mientras que los valores medios del cuerpo entero son típicamente más consistentes entre diferentes fabricantes de Escáneres de MR.

60 La medición de SAR de entrada pico es una estimación de la energía de RF de entrada máxima depositada en el tejido durante una exploración de MRI. Para medir la SAR pico, se puede emplear la siguiente metodología que usa un objeto de prueba adecuado. La(s) temperatura(s) de SAR pico se mide(n) típicamente cerca de la superficie. El objeto de prueba puede ser de cualquier forma, tamaño y/o volumen y está típicamente considerablemente relleno con un medio que simula el tejido, *por ejemplo*, el medio tiene conductividad eléctrica que corresponde con aquella del tejido – típicamente entre alrededor de 0,1-1,0 siemens/metro. El medio puede ser un gel, lodo o similar, como es bien conocido y tiene mecanismos de transferencia de calor por conducción y/o convectivos. La SAR de entrada pico se estima en base a la elevación de temperatura medida por los sensores colocados cerca de la superficie/lados del

objeto de prueba y se calcula por la Ecuación 1 como se indica más adelante. Ver también, la F2182-02A estándar de ASTM, que describe una forma para medir la SAR de entrada.

$$dT/dt = SAR/C_p \quad \text{Ecuación (1)}$$

5

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).

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

15

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 como se muestra en la **Figura 49**. En algunas realizaciones, el cable, cuando se mantiene suspendido en una ubicación intermedia es suficientemente flexible de manera que los segmentos de longitud opuestos caigan o se inclinen hacia abajo juntos (no mantienen una configuración específica).

20

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 aquella 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 alrededor de 8-9 Hz (que es relativamente rápido comparado con una tasa de latidos del corazón humano media, en descanso de alrededor de 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 los ciclos de prueba. Los cables se puede probar sumergidos en un líquido (solución salina normal) usando un aparato de prueba que gira un cable a través de una carrera traslacional de alrededor de 7,366 cm (2,9 pulgadas). 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 cardiaco para cables cardiacos) o ciclo respiratorio para cables que residen sobre la región pulmonar y similares. El cable también se puede configurar para resistir una rotación de alrededor de 180 grados/medio ciclo.

25

30

35

Un aparato de prueba automatizada 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 gira una rueda 380. Una barra de conexión 381 conecta la rueda 380 a un bloque de corredera lineal 393 que se desliza linealmente sobre el tablón 395. El bloque deslizante 393 también está conectado a un elemento de rotación 375 tal como un conjunto de engranajes, *por ejemplo*, un engranaje de rotación 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 la cual tira de la barra de conexión y de la corredera lineal conectada atrás y adelante haciendo al engranaje 390 girar impartiendo de esta manera fuerzas lineales y rotacionales sobre el cable subyacente 20.

40

45

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 imparten directamente al cable 20. El movimiento se lleva a cabo automáticamente usando el sistema de accionamiento automatizado 370 que gira automáticamente la muestra de ensayo 20 repetida y continuamente a través de un ciclo de carrera a una tasa/frecuencia deseada.

50

55

Como se muestra en las Figuras 54A, la barra 390 está parcialmente inmersa en un baño de agua circulada, a temperatura controlada de Solución salina normal, mientras que cable 20 está completamente inmerso. 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 aperturas 382 dimensionadas y configuradas para recibir de forma deslizante el perno de montaje 383 (Figura 54C). Las aperturas 382 se desplazan radialmente a diferentes distancias del centro de la rueda 380. Colocando la barra de conexión/muñequilla 383 en una apertura 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 un ubicación ajustable en las ranuras 377 (Figura 54B). Un engranaje de diámetro de tamaño diferente

60

390 (ver, 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) en base al movimiento lineal del tablón 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 de bobinas apiladas de tres capas fueron probadas con este aparato y resistieron por encima de 2 millones de ciclos y por encima de 15 millones de ciclos, respectivamente.

Como se señaló 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 cardiacos, estimulación cardiaca (CP), neuroestimulación o neuromodulación (periférica, cerebral profunda o espinal), catéteres EP, guía hilos, SCS o cualquier cable o conductores, particularmente aquéllos que operan en un Escáner de MR y similares.

Los cables pueden ser sistemas de cables multipropósito compatibles con MRI, 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 MRI 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, típicamente estimulación cerebral profunda. Algunas realizaciones de sondas se pueden configurar para estimular una región deseada de la cadena nerviosa simpática. Otras realizaciones se pueden dirigir a otras estructuras anatómicas, órganos o rasgos incluyendo el corazón. Por ejemplo, los cables de la presente invención se pueden configurar para uso en procedimientos de intervención o como cables implantables para tratar órganos o regiones del cuerpo cardiacas, gastrointestinales, urinarias, espinales u otros. 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 entregan un pulso de estimulación del IPG/ICD al tejido cardiaco.

Mientras que la descripción de más adelante se dirige en primer lugar a usos médicos, el alcance de la invención no se pretende que 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 alrededor de 1 MHz a al menos alrededor de 1THz, típicamente entre 1MHz y 1GHz. 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 tanto para uso 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 descarga terapéutica tal a una fuente de alimentación externa, unidad de control o suministro) o un cable médico externo que conecta dos dispositivos externos (tales como una plataforma de conexión a tierra a un generador de RF para un procedimiento de ablación EP (electrofisiología)).

De modo general, las realizaciones de la invención se dirigen a cables de conductores múltiples o únicos donde el(los) conductor(es) del cable se disponen para reducir la captura de RF por el cable durante la exposición a campos electromagnéticos, tales como, pero no limitados a, aquéllos asociados con secuencias de pulsos de RF usados con Escáneres de MRI. 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, 5-30 Ohmios, mientras que en otras realizaciones, los CSM pueden tener una impedancia de más de alrededor de 50 Ohmios, *por ejemplo*, una impedancia de al menos 100 Ohmios, tal como al menos alrededor de 200 ohmios, a frecuencias de MRI y la longitud eléctrica se puede configurar para ser de alrededor 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 MRI 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 MRI, 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 alrededor de 64 MHz. Este campo es perpendicular a los campos magnéticos estáticos del escáner de MRI 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 MRI 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 un voltaje 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 voltaje y corriente que se induzcan en los conductores del cable pueden hacerlos calentarse resistivamente. Los cables para uso con dispositivos, monitores e IPG implantados se diseñan típicamente para la conducción de corriente continua (DC) o de señales de frecuencia de audio (AF) y están típicamente aislados eléctricamente a lo largo de su longitud excepto para los contactos de electrodos. No obstante, tal aislamiento de DC/AF típicamente 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 los voltajes inducidos y las corrientes inducidas en tales cables o dispositivos implantados se puedan depositar en el tejido adyacente al cable, electrodo(s) y dispositivos implantados. En caso donde el(los) electrodo(s) 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 los voltajes inducidos son más altos 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 voltajes inducidos pueden dañar concebiblemente el dispositivo.

Los dispositivos que incorporan diseños y adaptaciones de cables implantables de conducción según las realizaciones de la invención pueden aminorar significativamente la sensibilidad a corrientes de RF inducidas y deposición de potencia de RF y/u otros fenómenos de calentamiento basados en RF o MRI. Estas adaptaciones pueden reducir la magnitud de la corriente y/o voltajes de RF inducidos, suprimiendo por ello 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(los) electrodo(s)). Por esto, se reduce la elevación de temperatura local en el tejido adyacente al cable y/o electrodo(s).

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

Si bien no se desea que sea unida a cualquier 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 por ello 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 tratarán además más adelante, en las realizaciones de la invención detalladas en la presente memoria.

Como se señaló anteriormente, los cables se pueden usar en diversas 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, tales como, por ejemplo, pero no limitado a, RADAR, radio, teléfonos o comunicaciones inalámbricas (celulares) e instalaciones/equipos (fijos o móviles) de transmisión y recepción de TV, dispositivos de RF, así como MRI. 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 MRI médicas, tales como, por ejemplo, durante un procedimiento de intervención guiado por MRI o durante procedimientos de imágenes de diagnóstico de MRI.

Si bien no se desea que sea unida a cualquier 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 MRI y un pulso de campo magnético de RF externo se aplica al cuerpo para excitar el tejido para MRI 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 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 como se muestra en la Figura 1. Debido a que los campos de excitación aplicados serán en general considerablemente 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 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 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 es una 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 es una 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 considerablemente 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 considerablemente la misma o la misma. Ahora, se verán, según 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*, formado 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 por ello la corriente total, que fluye a los extremos de estos conductores. No obstante, 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. Según las realizaciones de la presente invención, la longitud eléctrica de secciones inversas se modifican 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 en base a 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 MRI de 1,5T que opera a alrededor de 64 MHz, fue medido un cambio de temperatura local de alrededor de 20°C en el tejido adyacente al electrodo (*ver*, la Figura 8C). Por el contrario, modificando la configuración del conductor 2 de 27 cm como se muestra por el conductor 3 con el conductor 3 girado sobre sí mismo (en secciones de alrededor de 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 considerablemente menor, medida como menos de alrededor de 1°C durante la misma exploración de MRI llevada a cabo para un conductor 2, que es similar a aquella vista con un conductor 5 que tiene un conductor de 9 cm como se muestra por la configuración de conductor inferior. El conductor 5 tiene una longitud física de alrededor de 9 cm y puede tener una longitud eléctrica de alrededor de $\lambda/4$ o menos. La reducción de temperatura se cree que 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 todas las tres secciones del conductor 3 de 27 cm girado. No obstante, de nuevo según una teoría de operación contemplada, la corriente en una sección hacia delante 9_1 del conductor 3 se puede considerar como que 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) 9_1 consistente con este conductor 3 que produce considerablemente el mismo calentamiento que el conductor 5 de longitud más corta (9 cm), solo. No obstante, otros mecanismos de operación o adicionales pueden ser responsables del calentamiento reducido.

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”. No obstante, en la práctica, se pueden considerar varios factores que son dependientes de la frecuencia. En particular, en RF de alrededor de 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, 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 (9_1 , 9_2 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 de supresión de corriente inducida por RF individuales 8 que sean pequeños comparado 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 preferiblemente no más de alrededor de $\lambda/4$, típicamente 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 operacional del escáner de MRI). De modo general, 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 considerablemente 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. Según una teoría de mecanismo de supresión de corriente de modo común, estas magnitudes y direcciones similares de las corrientes inducidas en las secciones hacia delante y hacia atrás se pueden considerar que se encuentran unas con otras en los extremos de cada sección, provocando una cancelación considerable de la corriente, a diferencia de los cables rectos convencionales en donde la(s) corriente(s) puede(n) 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 es una 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 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*, como se muestra en la Figura 4, un conductor recto de 9 cm (*por ejemplo*, hilo magnético) 9 es equivalente eléctricamente en longitud a un hilo 10 que tiene una sección recta de 3,5 cm 10s y una bobina de 1,5 cm 10c formada del conductor (*por ejemplo*, hilo magnético (ID de diámetro de 0,1016 cm (0,040"))); y a unos ~2,5 cm del mismo conductor (*por ejemplo*, hilo magnético) bobinado 10c a un ID de 0,1016 cm (0,040") (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 alrededor de 5 cm para proporcionar considerablemente la misma longitud eléctrica que la sección hacia delante 9, mostrada aquí con una longitud lineal (recta) de alrededor de 9 cm.

Como se tratará además más adelante, uno o ambos de los segmentos FS 9 y/o BS 10 de cada o algunos CSM 8 en un cable puede estar cada uno bobinado o comprender segmentos bobinados. Según las 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 considerablemente equivalentes eléctricamente y si el campo EM es el mismo a través de las longitudes de ambas secciones, entonces la cancelación debería ser completa. No obstante, 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(s) corriente(s) de modo común dentro de límites aceptables. Las pruebas de calentamiento de tejido *in vitro* de cables configurados como se muestra en la Figura 7 provocaron cambios de temperatura local en el gel que rodea el cable de prueba de ~1°C como se muestra en las Figuras 8A y 8B.

Al considerar que los mecanismos por los cuales se inducen corrientes se aminoran según las realizaciones de la presente invención, se reconocerá además que las partes de FS y BS 9, 10 de los módulos de supresión de corriente propuestos 8 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. Se entenderá por los expertos en la técnica que el término "bobina" puede incluir inductores de circuito discreto (que son típicamente bobinas micro devanadas; no magnéticas y compatibles con MRI para aplicaciones de MRI) además de aquellas 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, 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 según las realizaciones de la presente invención. La reactancia es un determinante de la longitud de onda EM en las secciones y sus longitudes eléctricas como se trató 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 que 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 serie formada considerablemente por las bobinas incorporadas en las secciones y por la capacitancia 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, como se ejemplifica en las Figuras 5, 6A-6E, 9 y 10, las secciones considerablemente rectas 9 en conjunto con la sección bobinada BS 10c se pueden considerar como que forma un circuito LC que proporciona un efecto de filtro de RF. Como se muestra esquemáticamente en las Figura 6A, la sección bobinada 10c puede ser un equivalente eléctrico de un inductor 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 configuraciones de capacitancia ejemplares según las realizaciones de la presente invención. En estas realizaciones, la capacitancia/condensadores se usan en conjunto 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. Señalar que de éstas, las Figuras 6C y 6D, puede no ser adecuado para aplicaciones implicar el paso de corrientes continuas (DC) o corrientes de baja frecuencia para marcapasos, etc...., debido a la presencia de las capacitancias serie. Un propósito de las capacitancias 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 ser co-devanadas con el conductor de la FS 9 próximo al conductor de la BS 10 a considerablemente 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 posee 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 consumir justo formando el conductor 3 en las bobinas de la FS 9c y las bobinas de la BS 10c.

Se verá ahora que estos conceptos y principios de realizaciones descritas en la presente memoria 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, como se representa y 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 alrededor de 36 cm de longitud) con un electrodo único 4 que muestra cuatro de seis módulos de supresión de corriente inducida por RF 8 cada uno con dos FS 9 con una longitud L_2 (tal como alrededor de 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 alrededor de 5 cm) incluyendo una longitud recta más larga L_4 (de alrededor de 3,5 cm) y un segmento de longitud bobinada más corta (de alrededor de 1,5 cm) 10c. En las realizaciones mostradas, el conductor está formado de hilo magnético de diámetro 0,01778 cm (0,007") y las secciones bobinadas 10c tienen un diámetro interno de 0,1016 cm (0,040"). 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 contribuida 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 considerablemente los mismos campos E locales y tener considerablemente la misma dirección de corriente de RF inducida en ellas en un momento dado, de manera, según la discusión anterior, la corriente depositada en 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 dentro de los tejidos adyacentes comparado con aquella que ocurre sin los CSM 8.

El prototipo mostrado en la Figura 7, sometido a pruebas de calentamiento de tejido *in vitro* en un escáner de MRI de

1,5T que opera a 64 MHz colocándolo en un medio de gel que tiene propiedades eléctricas similares que un músculo sano (conductividad, 0,7 Siemens/m). La elevación de la temperatura local en varias secciones (esto es 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 (seg) 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 según 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 bajo las mismas condiciones. El calentamiento en el electrodo es ligeramente más alto para el cable de 27 cm, en alrededor de 1°C, pero permanece dentro de un intervalo aceptable y se reduce extremadamente comparado con los 20°C vistos en algunos cables convencionales (Figura 8C).

Otra realización de un CSM 8 según 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 considerablemente la longitud entera de la misma, por ejemplo, alrededor de 2,5 cm, más que alrededor de 1,5 cm, 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 co-devanar para proporcionar secciones bobinadas co-devanadas 10c de las secciones 10 para contar las corrientes de modo común. Otras configuraciones son posibles incluyendo, por ejemplo, formar la bobina 10 fuera y rodeando las FS 9 y las BS 10, de manera que cada conjunto de cables invierte las direcciones y recorre de vuelta a través de la mitad de la bobina a sus extremos opuestos para proporcionar el efecto de cancelación tratado anteriormente. 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 serie, lo cual, junto con la capacitancia parásita 7 con otras secciones 9 y/o entorno circundante, proporcionan 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 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 de 58 cm 20 y cinco CSM 8 de 12 CSM de conductores de un sistema de cable de 64 cm. Para prototipos del diseño mostrado en la Figura 11, cada cable 20 fue hecho con cuatro conductores, esto es hilos magnéticos de 0,0127 cm (0,005") (4 hilos), cada uno que tiene una FS 9 recta de alrededor de 9 cm de longitud y una BS bobinada 10c (también intercambiamente llamada una "CBS") de alrededor de 4,3 cm de longitud. Las bobinas 10c tenían un ID de 0,11684 cm (0,046") con segmentos bobinados respectivos 10c de diferentes conductores que están considerablemente co-devanados. 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 MRI de 1,5T (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 MRI que tienen una entrada de SAR pico 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 típicamente entre alrededor de 2-100 conductores 3 y/o electrodos 4, pero incluso números mayores de conductores 3 y/o electrodos 4 que se pueden formar según las realizaciones descritas en la presente memoria se incluyen dentro del alcance de la presente invención.

En las realizaciones de la presente invención, uno o más de tales 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 como que tiene 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. Alternativamente, realizaciones de múltiples electrodos y/o múltiples conductores (>2 conductores) de la presente invención pueden incluir conductores que tienen módulos de supresión separados 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 coinciden en espacio y el diámetro de cable máximo no llega a ser excesivo. También se pueden usar combinaciones de secciones bobinadas co-devanadas y no co-devanadas y conductores agrupados o no agrupados. En algunas realizaciones, cada segmento bobinado de un conductor respectivo pueden estar axialmente (longitudinalmente desplazado) con respecto a otros, mientras que en

otras realizaciones algunos o todos los conductores se12 CSM de conductores pueden apilar uno sobre el otro y/o co-devanar.

5 Los detalles de configuración de los conductores 3 y CSM 8 son para propósitos de ilustración solamente y no suponen limitar el alcance de la presente invención. Si bien no se desea que sea unida 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, contrarrestar 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.

15 Las Figuras 12A es una fotografía digital de un cable flexible prototipo según las 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.

20 Las Figuras 13A y 13B son gráficas de cambio de temperatura (C) con el tiempo (segundos) para sistemas de cables prototipo de cuatro electrodos y cuatro conductores según las 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 es un sistema de cable de 4 electrodos con 4 conductores y 11 módulos CSM que tienen una longitud de alrededor de 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.

30 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 según 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 considerablemente 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 tratado anteriormente. La FS 9 que pasa a través de la bobina puede pasar a través de cualquier parte interior de la bobina, provocando por ello 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 de co-devanados, por ejemplo con respecto a la Figura 9, recorriendo un manojo de FS 9 de cables a través del medio de la bobina co-devanada 10c, para minimizar el diámetro del cable. La Figura 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 aguas 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 según los mecanismos de operación tratados anteriormente, creando esencialmente por ello una bobina/inductancia como en la Figura 14A, pero con el eje de la bobina rotado alrededor de 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 considerablemente co-devanadas pero con cada bobina en direcciones opuestas o bobinadas una sobre o alrededor de la otra o próximas entre sí para acoplarse eléctricamente, producir potencialmente cancelación de corriente en el extremo de la BS y puede generar impedancia aumentada, tal como, por ejemplo, al menos alrededor de 100 Ohmios y típicamente alrededor de 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 considerablemente de su longitud entera y es típicamente el mismo conductor al menos a lo largo de la longitud de un CSM 8 respectivo.

55 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, análogo a los giros o bucles axiales/longitudinales introducidos en las realizaciones de la Figura 14C y 14D. Esta configuración es similar a aquella en 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 aún otras configuraciones 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(de los) conductor(es) se extiende en su totalidad, de manera que los bucles axiales y/o longitudinales están co-devanados y forman un único módulo. Esto se puede obtener, por ejemplo, formando un bucle plano de conductor en el centro del módulo 8, entonces doblar el bucle varias veces y ponerlo contra las dos FS 9. Una realización alternativa es envolver 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 según se conecta al electrodo 4 para reducir además 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 inmerso en una solución salina fisiológica. El CSM comprende Secciones de Hacia Atrás Bobinadas (CBS) de 4,3 cm y secciones hacia delante (FS) (rectas) de 9 cm. El CSM tiene 4 conductores co-devanados (para propósitos de prototipo, hilos magnéticos, de diámetro 0,0127 cm (0,005")) con la CBS que tiene alrededor de un diámetro interno de 0,11684 cm (0,046 pulgadas). 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 inmerso en una solución salina fisiológica. El cable es un sistema de 4 electrodos con la FS que tiene una longitud de alrededor de 9 cm y la CBS que tiene una longitud de alrededor de 4,3 cm y un diámetro interno de alrededor de 0,11684 cm (0,046 pulgadas). El uso de múltiples CSM puede alterar la dispersión de la impedancia según 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 DC y alrededor de 60-300 Ohmios de impedancia a frecuencias de RF, aunque un pico de alrededor de 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 alrededor de 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, según 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 objetivo. En algunas realizaciones particulares, los CSM 8 pueden presentar una impedancia de al menos alrededor de 100 Ohmios sobre su respectiva longitud a una radiofrecuencia objetivo de interés. Las secciones FS y BS 9, 10, respectivamente, se pueden configurar de manera que al menos un máximo de impedancia local coincida considerablemente con al menos una frecuencia (o banda de frecuencia) de interés (*por ejemplo*, 64 MHz para 1,5T, 128 MHz para 3T, etc.) dentro de ese intervalo. Debido a que los máximos locales son relativamente anchos, la banda de frecuencia objetivo puede estar dentro de +/- alrededor de 5 MHz de la frecuencia de RF típica de un escáner de MRI. En algunas realizaciones particulares, los máximos locales de impedancia objetivo 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 MRI: secuencia FSPGR, TE=4,2, TR=17,3, BW=125, FA=170, matriz de imágenes 256=128; TG=155 – SAR de entrada pico ~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 MRI de 1,5T que opera a 64 MHz. El método 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 MRI de 3T con SAR de entrada pico medida = 4,2 W/kg. La frecuencia de RF de MRI en este caso es 128 MHz. El cable corresponde a aquél analizado con respecto a las Figuras 16 y 17 y fue usado el mismo método 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 MRI de 64 y 128 MHz. Sin embargo las Figuras 17 y 18 muestran que los cables son aún 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 en las frecuencias de interés. También, el mismo cable puede ser efectivo en limitar el calentamiento a dos frecuencias de escáner de MRI, *por ejemplo*, tanto a la frecuencia de 1,5T como a la frecuencia de 3T y proporcionar por ello potencialmente supresión del calentamiento del cable potencialmente perjudicial y/o daños del dispositivo en escáner de MRI y/o entornos de RF múltiples. En particular, los conductores 3 pueden proporcionar rechazo de voltajes y corrientes inducidos sobre una banda ancha de RF en el intervalo entre alrededor de 10 MHz y alrededor de 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 MRI 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 que genera alrededor de 1000 Ohmios a entre alrededor de 70-80 MHz y que genera por encima de 200 Ohmios entre alrededor de 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).

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 deseables.

Además se señala que los conductores 3 y/o módulos de supresión de corriente 8 pueden incorporar una o más de las anteriores configuraciones descritas anteriormente y/u otros rasgos, tales como, por ejemplo, pero no limitados 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(de los) conductor(es) 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 el no 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 métodos, por enumerar unos pocos, *por ejemplo*, aislando conductores con polímeros rellenos con metales de conducción dopados para conductividad, un recubrimiento trenzado y similares.

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

4) Unos diferentes de los módulos de supresión de corriente inducida por RF 8 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 de supresión de corriente inducida por RF 8 del mismo se pueden configurar para proporcionar la longitud de onda de $\lambda/4$ o menor a una frecuencia de escáner de MRI diferente a otras, permitiendo compatibilidad con diferentes campos altos, para compatibilidad futura o compatibilidad hacia atrás.

5) El cable puede estar entre 1 French a alrededor de 40 French. Para cables cardiacos, el tamaño puede estar entre alrededor de 1 French a alrededor de 10 French. El cable y los conductores pueden ser planos o tener una forma geométrica, tubular o de otro modo. El cable es típicamente flexible pero se puede configurar para ser considerablemente 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. Ver, Atalar et al., Patente de EE.UU. N° 6.284.971, titulada, *Enhanced Safety Coaxial Cables*. Ver también, Ladd et al., *Reduction of resonant RF heating in intravascular catheters using coaxial chokes*, Magn Reson Med 2000; 43(4): 615-619. Ver 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*. De modo general, 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 en 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.

5 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:

- 10 1) Longitudes físicas de cada módulo de supresión de corriente 8 de un conductor entre alrededor de 1 cm a 3 m de longitud, pero típicamente alrededor de 4 cm a alrededor de 10 cm.
- 15 2) Número de CSM por conductor: típicamente entre alrededor de 1-100 y más típicamente entre alrededor de 1-25.
- 3) Separación transversal de cada uno o algunos CSM de un conductor respectivo puede ser de alrededor de 0,1 mm a alrededor de 20 cm y típicamente entre alrededor de 1 cm a alrededor de 9 cm.
- 4) Impedancia de RF de un CSM puede ser cualquier valor adecuado, desde baja impedancia a alta impedancia, tal como por encima de alrededor de 5 Ohmios, típicamente > 20 Ohmios y en algunas realizaciones alrededor de 100 Ohmios o mayor a lo largo de la longitud de un CSM respectivo a las frecuencias de RF de interés.
- 5) Impedancia de RF total del conductor y/o cable puede ser cualquier valor adecuado, pero, en algunas realizaciones, puede ser alrededor de ≥ 100 Ohmios.
- 6) Resistencia de DC baja (que permite requisitos de potencia bajos y/o vida de batería más larga en algunas realizaciones).
- 7) Anchura de sección transversal, típicamente diámetro, del(de los) conductor(es): 0,000254 cm (0,0001 pulgadas) a alrededor de 1,27 cm (0,5 pulgadas), típicamente entre alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,508 cm (0,2 pulgadas) y más típicamente entre alrededor de 0,00508 cm (0,002 pulgadas) a alrededor de 0,254 cm (0,1 pulgadas). 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 aplican al conductor, no cambian la forma.
- 9) Los conductores pueden comprender cualquier material MR y biocompatible, incluyendo, por ejemplo, Au, Ag, Nitinol, Ti, Pt, Ir o aleaciones de los mismos, MP35N, SST, DFT (tubo relleno estirado, típicamente 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 cables 20 compuestos de múltiples capas apiladas 8m que forman los CSM 8 del conductor 3. La Figura 23 muestra un cable 20 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 de capa interna 16 como una FS 9c, una segunda sección hacia atrás bobinada de capa intermedia 17 (10c) y una tercera sección hacia delante bobinada de capa externa 18 (9c). La Figura 21B ilustra una configuración apilada triple o de tres capas de conductor único 8m mientras que la Figura 21C ilustra una configuración apilada triple de dos conductores 3₁, 3₂, 8m. 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 17 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 co-devanar para formar las tres capas, análogo a la Figura 9, como se muestra, por ejemplo, en la Figura 21C que ilustra una configuración de CSM apilados de dos conductores 3₁, 3₂ 8-2. 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 se muestra).

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 lumen abierto (no se muestra). 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*, mediante moldeado u otro método adecuado). La longitud del manguito externo corto 199 puede variar, pero en algunas realizaciones puede estar entre alrededor de 0,5 cm a alrededor de 2 cm de longitud.

Las Figuras 22B y 22C también ilustran un CSM apilado múltiple de dos capas 8m, con la Figura 22B que ilustra un CSM de conductor único 8 y la Figura 22C que ilustra un CSM de dos conductores 3₁, 3₂ 8-2. 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. 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(los) conductor(es) en su posición, tal como para fijar uno o más electrodos/sensores o transductores al cuerpo del cable (no se muestra).

En algunas realizaciones, los cables son cables de múltiples conductores 20, tales como, por ejemplo, pero no limitados a, cables que tienen entre alrededor de 2-100 conductores 3, típicamente entre alrededor de 2-50 conductores 3 y más típicamente entre alrededor 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 co-devanados se pueden devanar entonces para formar una segunda capa intercalada con y/o sobre la primera capa, entonces 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 según 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 considerablemente 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 considerablemente el mismo paso. En algunas realizaciones, la(s) bobina(s) de la primera capa puede(n) 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 un(os) conductor(es) respectivo(s) puede tener un espesor relativamente delgado que corresponde al tamaño del conductor (con aislamiento), tal como entre alrededor de 0,000254 cm (0,0001 pulgadas) a alrededor de 0,508 cm (0,2 pulgadas). En algunas realizaciones, cada capa tiene un espesor de alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,01524 cm (0,006 pulgadas), tal como, por ejemplo alrededor de 0,006604 cm (0,0026 pulgadas), para un espesor total del cable que es menor que alrededor de 0,508 cm (0,20 pulgadas) (dependiendo del espesor de la capa de recubrimiento externa), tal como, por ejemplo, entre alrededor de 0,0381 cm (0,015 pulgadas) a 0,0508 cm (0,020 pulgadas).

Las diferentes subpartes bobinadas estrechamente separadas y/o apiladas de un conductor único 3 se pueden devanar con el mismo paso o diferente para formar un CSM 8 y/o un CSM así como la parte de conducción 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 considerablemente continuos a lo largo de una longitud de un conductor respectivo (o, donde se usen, múltiples conductores co-devanados durante la misma configuración de devanado) y se pueden formar devanando considerablemente continuamente o intermitentemente un conductor respectivo usando una bobinadora 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 (*por ejemplo*, hilos/filares) 35N LT-DTF de diámetro de 0,01778 cm (0,007") con núcleo de plata (cable 19 filar, OD del conductor de 0,0127 cm (0,005") y aislamiento ETFE de pared de 0,00254 cm (0,001")), con los

conductores (*por ejemplo*, hilos, filares) co-devanados paralelos uno con otro y bobinados en tres capas. La primera capa (sección hacia delante bobinada) tiene un diámetro interno de 0,05842 cm (0,023”), 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 la 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 #	Dirección de Devanado	Dirección de rotación	Paso	Longitud
Capa #1	Izquierda a Derecha	Sentido horario	0,127 cm (0,050”)	4,7 cm
Capa #2	Derecha a Izquierda	Sentido horario	0,127 cm (0,050”)	4,7 cm
Capa #3	Izquierda a Derecha	Sentido horario	0,0508 cm (0,020”)	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). 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 co-devanados 8m a lo largo de la longitud del cable, fue probado en caliente en escáneres de MRI de 1,5T (64 MHz) y 3T (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 pico de 4,3 W/kg, 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/co-devanan en secciones hacia delante hacia atrás hacia delante. Como se muestra, dos bobinas 16, 17 están en la misma capa adyacentes e intercaladas una con otra y la otra bobina 18 reside sobre la capa interna. Típicamente 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 adhesivamente 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 como con la bobina de BS 10c que está dentro de la segunda capa 8o con la FS de bobina 9c. La Figura 22C ilustra dos conductores 3₁, 3₂ bobinados para formar un CSM de doble pila de dos conductores 8-2 8m 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 trató 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 típicamente 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 típicamente. Se pueden usar otros manguitos dimensionados. El diámetro externo del manguito 190 se dimensiona típicamente 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 sobre capa que define un diámetro externo considerablemente constante). El manguito 190 típicamente tiene una pared externa cerrada continua, pero puede ser discontinua y/o tener poros o aperturas abiertas. En algunas realizaciones, el manguito 190 que es biocompatible puede comprender cualquier material adecuado, típicamente un polímero tal como PTFE o Nailon (tal como Vestamid® L2140) y puede tener cualquier tamaño adecuado, tal como, pero no limitado a, un diámetro externo de entre alrededor de 0,0254 cm (0,01 pulgadas) a alrededor de 0,254 cm (0,1 pulgadas), típicamente entre alrededor de 0,0254 cm (0,01pulgadas) a alrededor de 0,127 cm (0,05 pulgadas), más típicamente alrededor de 0,06096 cm (0,024 pulgadas), un espesor de pared de entre alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,0508 cm (0,02 pulgadas) y puede incluir un diámetro interno de lumen pasante de entre alrededor de 0,00254 cm (0,001 pulgadas) a alrededor de 0,0635 cm (0,025 pulgadas), típicamente entre alrededor de 0,0254cm (0,010 pulgadas) a alrededor de 0,0508 cm (0,02 pulgadas), tal como alrededor de 0,03556 cm (0,014 pulgadas). El cable 20 se puede configurar de manera que los MCSM se extiendan considerablemente la longitud entera 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 cardiacas. 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

desdevanado/movimiento de una bobina, una pequeña pieza o longitud de tubo de contracción por calor (*por ejemplo*, alrededor de 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 alrededor de 0,508 cm (0,2 pulgadas) para finalizar a unas pocas últimas vueltas, *por ejemplo*, 5-15 vueltas, a un paso más grande tal como alrededor de 1,7780 cm (0,7 pulgadas) 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 (0,007") de diámetro, por ejemplo, hilos/filares con núcleo de plata, cable de 19 filares, OD de cable de 0,0127 cm (0,005") y aislante ETFE de pared de 0,00254 cm (0,001"), con conductores co-devanados 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 (0,023") y un paso de 0,127 cm (0,05"), 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 alrededor de 5 cm y 5,7 cm. Los detalles de los devanados son como se enumera en la Tabla II de más adelante.

Tabla II: CSM de dos capas ejemplar

Capa #	Dirección de Devanado	Dirección de rotación	Paso	Longitud	Comentarios
Devanado #1	Izquierda a Derecha	Sentido Horario (CW)	0,127 cm (0,050")	5,7 cm	Capa #1
Devanado #2	Derecha a Izquierda	Sentido Anti horario (CCW)	0,127 cm (0,050")	5,7 cm	Capa #1
Devanado #3	Izquierda a Derecha	Sentido Anti Horario (CCW)	0,0508 cm (0,020")	5,7 cm	Capa #2

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 CW, CCW, CCW, CSM dos, el módulo CCW, CW, CW, 3, CW, CCW, CCW...). Según el conductor 3 sale de la sección hacia delante superior continúa para formar la sección hacia delante inferior del siguiente CSM adyacente 8.

La impedancia eléctrica de este CSM de 5,7 cm 8 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 MRI de intensidad de campo de 1,5T con SAR de entrada pico 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 considerablemente continuamente de bobinas que forman un CSM 8m según las realizaciones de la presente invención. La Figura 29B ilustra una capa de recubrimiento externo que define un diámetro externo considerablemente 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 considerablemente continuamente de las bobinas que forman un CSM 8m según las realizaciones de la presente invención. La Figura 29D ilustra una capa de recubrimiento externo que define un diámetro externo considerablemente 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, típicamente 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 MRI a 64 MHz (MRI de 1,5T) y 128 MHz (MRI de 3T), se pretende que las aplicaciones de la presente invención a MRI incluirán MRI sobre el intervalo completo de RF ofrecido por los escáneres de MRI,

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 1,5T, escáneres de 3T (128 MHz), escáneres de 1T (42 MHz), escáneres de 0,5T (21 MHz), escáneres de 4T (170 MHz) y escáneres de 7T (300 MHz).

5 También se contempla e incluye en la presente invención que las realizaciones que implican cables implantados incluyen 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
10 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, fortaleza, 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),
15 incluyendo pero no limitado a: conexiones a IPG, electrodos de DBS, marcapasos cardiacos, electrodos cardiacos, estimuladores nerviosos, electrodos, monitores EEG y EKG (dispositivos con cualquiera o ambos cables interno y externo), 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
20 control para bio sustratos implantados o dispositivos de descarga de encima (*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 (típicamente dos cables) con CSM 8 y un IPG y electrodos 4 según algunas realizaciones de la presente invención. Opcionalmente, 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 alrededor de 2-15 cm, típicamente entre alrededor de 5-10 cm. La parte/extensión más grande 20e puede proporcionar resistencia de fatiga o par aumentada u otro refuerzo estructural próximo a un cuerpo rígido, tal como, por ejemplo, un IPG. La parte proximal o extensión del cable 20e puede incluir uno o más CSM 8 o puede no incluir ningún CSM 8. Alternativamente, la extensión del cable 20e 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 alrededor de 2-15 cm, típicamente entre
40 alrededor de 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. Aún en otras realizaciones, 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 sanguínea 50₂. Aún en otras realizaciones, al menos una parte extrema del al menos un conductor 3 está conectada a un transductor de monitorización de oxígeno en sangre 50₁ y al menos otro extremo está conectado a un dispositivo de monitorización de oxígeno en sangre 50₂.
55

La Figura 30E es una ilustración esquemática de un Escáner de MR 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
60

implantable para colocar e implantar cables de DBS usando guiado de MR mientras que el paciente permanece en la cavidad magnética 500b. La Figura 30G es un ejemplo de una herramienta quirúrgica, un soporte de cabezal sin bastidor 510, con los cables 20 configurados con al menos un CSM 8 según las realizaciones de la presente invención.

5 Descritos más adelante están 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/MRI 20 pueden incluir uno o más conductores 3 del cable dispuestos en múltiples CSM 8 donde cada CSM tiene una longitud de entre alrededor de 1,5 cm a alrededor de 6 cm y cada CSM 8 está dispuesto de manera que tiene una impedancia que excede alrededor de 100 Ohmios a las frecuencias de MRI objetivo (por ejemplo, 128 y 64 MHz).

15 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 MRI seguras y/o RF segura, según las 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.

25 Los cables de bradiarritmia o cables de marcapasos (Figura 31A, 31B) típicamente 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 típicamente co-devanados/bobinados a lo largo de la longitud del cable 20. En los cables de fijación pasiva, el electrodo distal 31 puede ser un contacto conductivo; 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.

30 Los cables de taquiarritmia (Figura 32A y 32B) típicamente 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 co-devanadas de conductores no aislados y están conectadas a los electrodos/IPG proximales por los conductores 39 y 41.

35 Ahora según las 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 MRI, 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 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 solapanán típicamente 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 unos de otros. Cuando el cable 20 está montado, los CSM 8 de los dos conductores 3₁, 3₂, se alternan.

50 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 considerablemente 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 3₁. 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 cardiaco.

60 La Figura 36 muestra una realización de cable de bradiarritmia de fijación pasiva con el conductor de electrodo distal 3 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 de alta impedancia de RF 48 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 que incorpora trampas de RF 49 a lo largo de la longitud de la pantalla. La impedancia de la trampa de RF puede exceder típicamente alrededor de 300 Ohmios y se pueden colocar una o más trampas a lo largo de la longitud del cable.

5 La Figura 37 muestra una realización de la invención en un cable de bradiarritmia de fijación activa 20 con el conductor de electrodo distal 3₁ 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 (WRT) cuerpo del cable. El conductor del electrodo proximal 3₂ está dispuesto en unos CSM 8 y está considerablemente concéntricamente fuera del conductor del electrodo distal 3₁.

10 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 del electrodo proximal 3₂ 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 cardiaco.

20 La Figura 39 ilustra otro cable 20 de taquiarritmia (fijación pasiva) donde tres conductores 3₁, 3₂, 3₃ son co-devanados 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 co-devanados 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 co-devanados para formar algunos CSM 8 y en la parte distal solamente el conductor del electrodo distal 3₂ está dispuesto para formar unos CSM 8.

30 La Figura 40 ilustra un cable de taquiarritmia (fijación pasiva) donde los tres conductores 3₁, 3₂, 3₃ son co-devanados 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 desfibrilación de choque del ICD.

35 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 del electrodo distal 3₁ está en el centro del cable y concéntrico a los conductores del electrodo de choque 3₂, 3₃. Este diseño puede reducir el acoplamiento del conductor del electrodo distal con los conductores de choque durante la operación de choque del ICD.

40 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.

45 La Figura 43 ilustra un cable 20 de taquiarritmia de fijación activa 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 estimulación/choque 3₂, 3₃ son considerablemente rectos a lo largo de la longitud del cable 20.

50 La Figura 44 muestra un cable 20 de taquiarritmia de fijación activa 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 3₂, 3₃ están dispuestos a fin de tener unos CSM 8 a lo largo de la longitud del cable.

55 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 MRI. Este conductor puede ser más largo que $\lambda/4$ a frecuencias de MRI 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 estent 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.

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

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.

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. Como se muestra, se puede formar una capa externa 21 de un material biocompatible adecuado sobre los CSM 8 para definir un diámetro externo considerablemente constante.

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. 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 aguas arriba del CSM de dos conductores 8-2 que se funde en la punta del electrodo 31t.

Las Figuras 57A y 57B ilustran otro cable 20 que puede ser particularmente adecuado para un cable de marcapasos de fijación activa. Como se muestra, la punta distal del cable 20t puede comprender un electrodo de tornillo 31s que se funde en un muelle de expansión 135 en comunicación con un conductor interno único 3i que tiene uno o más CSM 8 (como se muestra, el conductor interno 3i tiene una configuración de CSM apilada 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. Como se muestra, se puede configurar un conductor externo único 3o en una o más configuraciones de CSM apilado triple externo 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 un lumen definido por el cable. En realizaciones particulares, el manguito interno 80 puede ser un manguito de contracción 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(de los) conductor(es) externo(s)/CSM 8. Una tuerca 131 se puede unir al extremo distal del manguito 85. Aunque se muestran como configuraciones de CSM externas e internas de conductor único y se ilustran como un CSM 8 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 como se describe en la presente memoria con respecto a otras figuras.

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 unos 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 aguas arriba 31. De nuevo, se pueden usar diferentes números de conductores y diferentes adaptaciones o configuraciones de CSM para formar el cable de ICD.

Las Figuras 45-53 describen métodos de fabricación de dispositivos y sistemas o aparatos de fabricación asociados según la presente invención. De esta manera, las Figuras 45-45E ilustran dos conductores que están co-devanados en un mandril de bobinado para formar el CSM de tres capas apiladas 8m (*ver, por ejemplo*, la Figura 21A). Un sustrato alargado de hilo de cobre u otro material adecuado, típicamente pero opcionalmente, cubierto con un tubo o manguito puede formar el mandril. Las Figuras 46A-46F ilustran un diseño de conductor de CSM apilado de dos capas 8m durante la fabricación (*ver, por ejemplo*, la Figura 22A). La bobinadora de bobinas y/o los conductores 3 se muestran moviéndose atrás y adelante en el mandril para bobinar los conductores en las direcciones hacia delante e inversa (*ver, 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 sobre moldeada por encima del mismo. Las Figuras 48A-48D ilustran que el subconjunto se puede colocar en un molde y un material dirigido dentro del mismo (mostrado como que se inyecta cuando el molde está cerrado en la Figura 48B). La Figura 48C y 48D ilustran el cable moldeado después de que se quita la tapa del molde. La Figura 49 ilustra un cable 20 sobre moldeado 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(los) conductor(es) bobinado(s) 30. El molde tiene una parte superior e inferior 101, 102 que juntas forman una cavidad de molde poco profunda 103 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 conductor (hilo(s)) flexible relativamente largo 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 el 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 de lengüetas de sujeción o conos. Sobre envolver el subconjunto antes de la colocación en la cavidad del molde 103 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 sobre molde adecuados incluyen, pero 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 puertos 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 puerto 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 (1/10 pulgada) de diámetro interno) y/o estar formado por un hilo de cobre o SST recubierto 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(s) operación(es) 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 longitudinalmente 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 longitudinalmente 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 del paso de moldeo (bloque 240). En algunas realizaciones el mandril se coloca en el molde con el subconjunto de cable y quita (tira del cuerpo del cable) después de alrededor de 10-30 minutos o más (*por ejemplo*, 1-3 horas) después de que el material de revestimiento de polímero se coloca en el molde y el material del molde se calienta o cura como se desee.

La capa de superficie externa puede tener un diámetro considerablemente 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 sobre moldeo 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 considerablemente constante biocompatible adecuado (para al menos una parte del cable). En algunas realizaciones, el diámetro externo no es constante, sino que 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. Según 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 sobre capa formada sobre ellos según sea adecuado, típicamente usando moldeo de inyección líquida. Otra alternativa es el uso de moldeo de 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.

Aún otro proceso que se puede usar es reducción caliente. Este proceso emplea un troquel caliente que es estirado a través de un tubo extruido termoplástico (tal como Pellethane™), para hacer al material del tubo volver a fluir. Según 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 entonces se puede cargar en una máquina de retracción tal como una fabricada por Interface Associates de Laguna Niguel, CA. El diámetro interno del troquel (el diámetro externo deseado final del cable) es menor que el diámetro externo del tubo. El troquel se calienta a una

temperatura que hace al material termoplástico fluir. El troquel se estira a través de la longitud del cuerpo de devanado del conductor haciendo al material producir un diámetro externo liso y considerablemente constante sobre la longitud del cuerpo.

5 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 componente implantable o externo (*por ejemplo*, IPG).

10 El(los) conductor(es) puede(n) ser devanado(s) sobre el mandril (delgado) directamente o a través de un manguito sobre el mandril (bloque 205). Es decir, más que devanar el(los) conductor(es) 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 considerablemente constante pero con mínima compresión.

15 Las operaciones de devanado se pueden llevar a cabo desde dos de las bobinas considerablemente 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 horario, la segunda en una dirección en sentido anti horario y la tercera en la dirección de sentido anti horario (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 alrededor de 0,01778 cm (0,007 pulgadas) de O.D, con un O.D. de devanado de inicio (tamaño de mandril) de alrededor de 0,05842 cm (0,023 pulgadas). El(los) conductor(es) se pueden devanar durante alrededor de 30-60 vueltas a la derecha (sentido horario) típicamente alrededor de 32-45 vueltas, a un paso de alrededor de 0,127 cm (0,05 pulgadas) seguido por alrededor de 30-60 vueltas a la izquierda (con el devanado cambiado a sentido anti horario), típicamente alrededor de 32-45 vueltas, con el conductor que cae en el hueco en el espacio de la primera bobina sobre el mandril, seguido devanando más de 60 vueltas a la derecha (sentido anti horario), típicamente alrededor de 78-110 vueltas a la derecha, a un paso de alrededor de 0,0508 cm (0,02 pulgadas). En alguna realización particular, para un cable que tiene una longitud de alrededor de 57,5 cm puede haber alrededor de 10 CSM 8.

35 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 típicamente mayor que alrededor de 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).

45 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). La primera y segunda bobinas pueden tener considerablemente el mismo paso y la tercera puede tener un paso menor (más cercano) (bloque 213). La primera, segunda y tercera bobinas pueden estar todas devanadas en la misma dirección de rotación (cualquiera de las direcciones en sentido horario o sentido anti horario) (bloque 214). El cabezal de alimentación cambia de manera serie 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 permanece la misma. En algunas realizaciones, el devanado o giro se puede llevar a cabo usando un conductor (*por ejemplo*, hilo) de alrededor de 0,01778 cm (0,007 pulgadas) de O.D, con un O.D. de devanado de inicio (tamaño de mandril) de alrededor de 0,05842 cm (0,023 pulgadas). El devanado se puede llevar a cabo devanando el(los) conductor(es) alrededor de 20-60 vueltas en una primera dirección para la primera capa, *por ejemplo*, a derechas (sentido horario) con un paso de alrededor de 0,127 cm (0,05 pulgadas), típicamente alrededor de 32 a alrededor de 38 vueltas a derechas, entonces devanando alrededor de 20-60 vueltas en la dirección opuesta para la segunda capa, *por ejemplo*, a izquierdas a un paso de alrededor de 0,127 cm (0,05 pulgadas), típicamente alrededor de 32 a alrededor de 38 vueltas a izquierdas, entonces devanando la tercera capa en la primera dirección de nuevo, *por ejemplo*, a derechas, durante entre alrededor de 30-110 vueltas a derechas, típicamente alrededor de 78-94 vueltas, a un paso de alrededor de 0,0508 cm (0,02 pulgadas). La tercera capa típicamente tiene un número de vueltas aumentado con respecto a la primera y segunda capas.

60 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*, alrededor de 0,1778 cm (0,070 pulgadas) con respecto a las vueltas del resto de la capa que, en algunas realizaciones es de alrededor de 0,0508 cm (0,20 pulgadas)). Algunas configuraciones de múltiples conductores

resultantes pueden tener un tamaño de sección transversal apilado de múltiples capas que está entre alrededor de 0,0635 cm (0,025 pulgadas) a alrededor de 0,254 cm (0,1 pulgadas), típicamente entre alrededor de 0,14224 cm (0,056 pulgadas) a alrededor de 0,2032 cm (0,080 pulgadas). 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 considerablemente continuamente 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 alrededor de 72 cm, los CSM 8 pueden tener una longitud de alrededor de 4 cm y el cable puede tener alrededor de 17 CSM 8.

Si bien no se desea que sea unida a cualquier método de formación de los MCSM del conductor, se proporciona un conjunto ejemplar de operaciones más adelante 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 Bobinadora de Bobinas

1.1.1 Encender la bobinadora 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 bobinadora de bobinas a alrededor de 20 PSI, hacer girar el pedal/actuador varias veces y reajustar según sea necesario.

1.1.4 Cargar dos carretes de hilo de cobre en el carro de la bobinadora 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 horario 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 la presente memoria a orientación en la bobinadora de bobinas son desde enfrente a la bobinadora 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 llega a ser el extremo distal y el extremo derecho llega a ser 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 bobinadora 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 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 Bobinadora de Bobinas

1.1.8.1 Confirmar que el interruptor de palanca está ajustado a "CW" (sentido horario)

1.1.8.2 Confirmar que la guía de hilo de bobina está unida a la bobinadora 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 (0,090") 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").

1.1.8.6 Ajustar el rodillo guía de tensión a 30.

1.1.9 Ajustes del Control de la Bobinadora de Bobinas

1.1.9.1 Desde el escritorio del controlador de la bobinadora de bobinas, seleccionar la carpeta: "cables de 2 conductores", entonces seleccionar el fichero de aplicación "Bobinadora9".

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 datos.

- 1.1.9.4 Colocar la valla de seguridad en la posición de más a la derecha.
- 1.1.10 Confirmar las RPM correctas de la bobinadora de bobinas según los siguientes pasos:
- 5 1.1.10.1 Cuando se sugiera, presionar “w”.
- 1.1.10.2 Simultáneamente presionar “entrar” en el teclado e iniciar el cronómetro.
- 1.1.10.3 Permitir a la bobinadora de bobinas funcionar durante 60 segundos, entonces desengranar el embrague de seguridad para detener la bobinadora de bobinas.
- 1.1.10.4 Confirmar en el monitor que el “Contador de Vueltas” es igual a 60 ± 5 RPM.
- 10 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 los pasos anteriores hasta que se alcance la velocidad deseada.
- 1.1.11 Reiniciar la bobinadora de bobinas apagando la alimentación, entonces encender. Cerrar la ventana “bobinadora9” en el controlador de la bobinadora de bobinas.
- 15 1.1.12 Realizar la “marcha del objeto de prueba” para calentar la bobinadora de bobinas según los siguientes pasos.
- 1.1.12.1 Ajustar los ajustes del controlador de la bobinadora de bobinas como se perfiló anteriormente.
- 20 1.1.12.2 Cuando se sugiera, presionar “w”, entonces presionar “entrar”.
- 1.1.12.3 Permitir a la bobinadora 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 superior; 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 bobinadora de bobinas y bajo el mandril.
- 25 1.1.13 Tirar suavemente sobre los hilos de cobre asegurando que hay una ligera tensión sobre el hilo.
- 30 1.1.14 Con los hilos de cobre que van bajo el mandril de bobinas/tubo del 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 bobinadora de bobinas como se perfiló anteriormente.
- 1.1.16 Cuando se sugiera, presionar “w” y presionar “entrar” para iniciar el proceso de bobinado de la bobina.
- 35 1.1.17 Observar el proceso de bobinado de la bobina para irregularidades.
- 1.1.18 A la terminación de la bobina de MCSM de cobre, quitar los MCSM de cobre de la bobinadora de bobinas e inspeccionar la bobina de MCSM de cobre:
- 40 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;
- 45 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 bobinadora de bobinas.
- 50 1.1.21 Tirar suavemente sobre el cable DFT asegurando que hay una ligera tensión sobre el cable.
- 1.2 Conjunto de MCSM
- 55 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 según los pasos perfilados anteriormente.
- 1.2.3 Ajustar los ajustes del controlador de la bobinadora de bobinas como se perfiló anteriormente.
- 60 1.2.4 Cuando se sugiera, presionar “w” y presionar “entrar” 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 (típicamente 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 bobinadora de bobinas, quitar el conjunto de bobina de la bobinadora de bobinas y deslizar un 0,1778 cm (0,070") ID PET HST 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 PET HST, contraer el tubo PET HST para asegurar los cables y la bobina al tubo/revestimiento interno. Si el PET HST fue dañado durante el proceso de contracción por calor, quitar el PET HST y aplicar una nueva sección de PET HST 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.

1.3 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 Electrodo

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 Electrodo 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 se necesite, 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 PET HST de 0,10668 cm (0,042") 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 comenzando 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 termina el aislamiento en el 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, comenzando 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 PET HST de 0,10668 cm (0,042") 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 técnica 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. También, 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 especificación, han sido descritas 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 precedente es ilustrativo de la presente invención y no se tiene que interpretar como que limita la misma. Aunque se han descrito unas pocas realizaciones ejemplares de esta invención, los expertos en la técnica apreciarán fácilmente que son posibles muchas modificaciones en las realizaciones ejemplares sin apartarse materialmente de las nuevas enseñanzas y ventajas de esta invención. Por consiguiente, tales modificaciones se pretende que estén incluidas dentro del alcance de esta invención según se define en las reivindicaciones. En las reivindicaciones, las cláusulas medios más función, donde se usan, se pretende que cubran las estructuras descritas en la presente memoria como que realizan la función recitada y no solamente equivalentes estructurales sino también estructuras equivalentes. Por lo tanto, se tiene que entender que lo precedente es ilustrativo de la presente invención y no tiene que ser interpretado como limitado a las realizaciones específicas descritas y que las modificaciones a las realizaciones descritas, así como otras realizaciones, se pretende que estén incluidas dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. La invención se define por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de cable seguro de MRI que comprende:
 - 5 un cable flexible alargado con una pluralidad de conductores que tienen una longitud con partes extremas proximal y distal opuestas, los conductores cada uno que tiene una pluralidad de módulos de supresión de corriente que se extienden a lo largo de la longitud del conductor, en donde cada módulo de supresión de corriente se configura y dispone para suprimir considerablemente corriente inducida por RF utilizada durante un procedimiento de MRI; y una pluralidad de electrodos, uno o más de los conductores en comunicación con uno respectivo de los electrodos;
 - 10 **caracterizado por que** cada módulo de supresión de corriente comprende una primera sección hacia delante que se extiende en la dirección hacia delante axialmente, entonces retrocede para definir una segunda sección inversa que se extiende en una dirección axial considerablemente opuesta, entonces gira de nuevo para definir una tercera sección hacia delante que se extiende en la dirección hacia delante axialmente, en donde al menos una de las secciones primera hacia delante, segunda inversa o tercera hacia delante comprende un segmento bobinado que tiene una pluralidad de bobinas, en donde al menos una parte de una de las secciones primera hacia delante, segunda inversa o tercera hacia delante se dispone dentro de las bobinas del segmento bobinado.
- 20 2. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde el sistema de cable está configurado para inhibir una elevación de temperatura no deseada en el tejido local a menos de alrededor de 10 grados Celsius cuando se expone a frecuencias de RF asociadas con el escáner de MRI a una SAR pico de entrada de entre alrededor de 4 W/kg a al menos alrededor de 10 W/kg y/o una SAR media del cuerpo entero de entre alrededor de 2 W/kg a al menos alrededor de 5 W/kg.
- 25 3. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde las secciones primera hacia delante, segunda inversa y tercera hacia delante de un módulo de supresión de corriente respectivo tienen una longitud eléctrica de alrededor de $\lambda/4$ o menos en un escáner de MRI y en donde las secciones primera hacia delante, segunda inversa y tercera hacia delante cada una tiene una longitud física longitudinal de entre alrededor de 1-25 cm.
- 30 4. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde las segundas secciones inversas de los módulos de supresión de corriente tienen una longitud física que está entre alrededor del 30-70% de la de una longitud física de una primera o tercera sección hacia delante adyacente.
- 35 5. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde la pluralidad de módulos de supresión de corriente está entre alrededor de 4-40.
- 40 6. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde la pluralidad de módulos de supresión de corriente está entre alrededor de 6-20.
7. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde la pluralidad de conductores está entre alrededor de 2-100 y en donde los conductores se configuran de manera que los segmentos bobinados de al menos algunos de los módulos de supresión de corriente están co-devanados con al menos otro conductor.
- 45 8. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde el cable está entre alrededor de 1 French a alrededor de 10 French.
9. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde los conductores comprenden una parte extrema distal con al menos uno de los módulos de supresión de corriente que termina en un segmento bobinado hacia delante que conecta a uno de los electrodos.
- 50 10. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde la segunda sección inversa comprende el segmento bobinado.
- 55 11. Un sistema de cable según la reivindicación 10, en donde una parte de la primera sección hacia delante se dispone dentro del segmento bobinado de la segunda sección inversa.
12. Un sistema de cable según la reivindicación 10, en donde una parte de la tercera sección hacia delante se dispone dentro del segmento bobinado de la segunda sección inversa.
- 60 13. Un sistema de cable según la reivindicación 1, en donde la tercera sección hacia delante comprende el segmento bobinado.
14. Un sistema de cable según la reivindicación 13, en donde una parte de la segunda sección inversa se dispone

dentro del segmento bobinado de la tercera sección hacia delante.

15. Un sistema de cable según la reivindicación 13, en donde una parte de la primera sección hacia delante se dispone dentro del segmento bobinado de la tercera sección hacia delante.

5

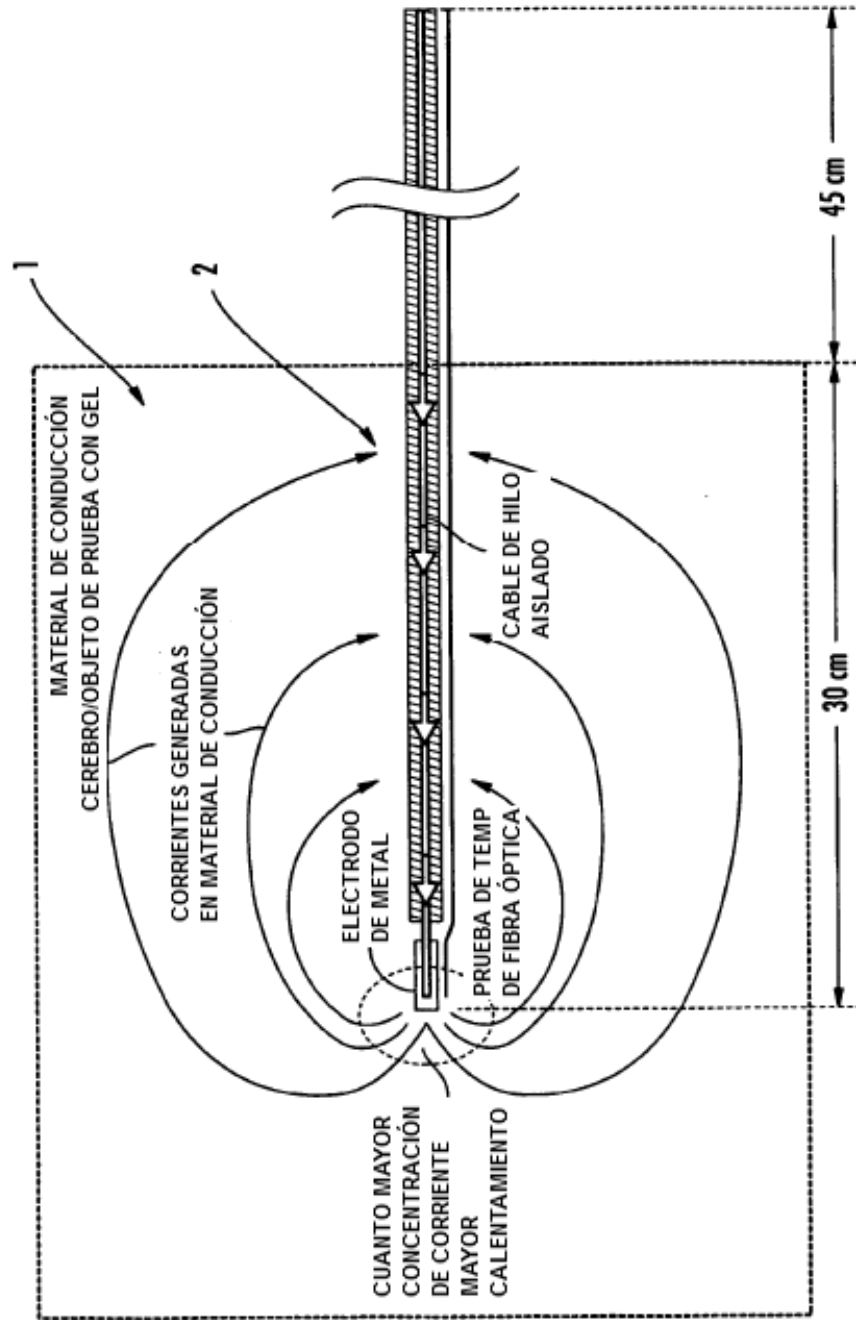


FIG. 1

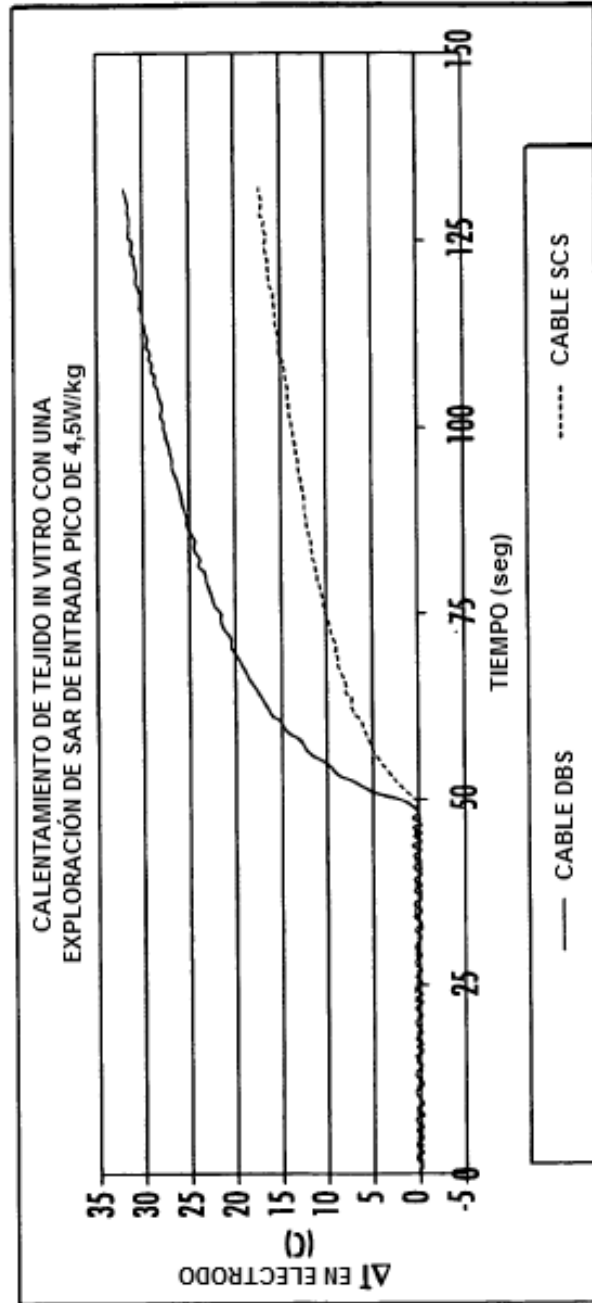


FIG. 2

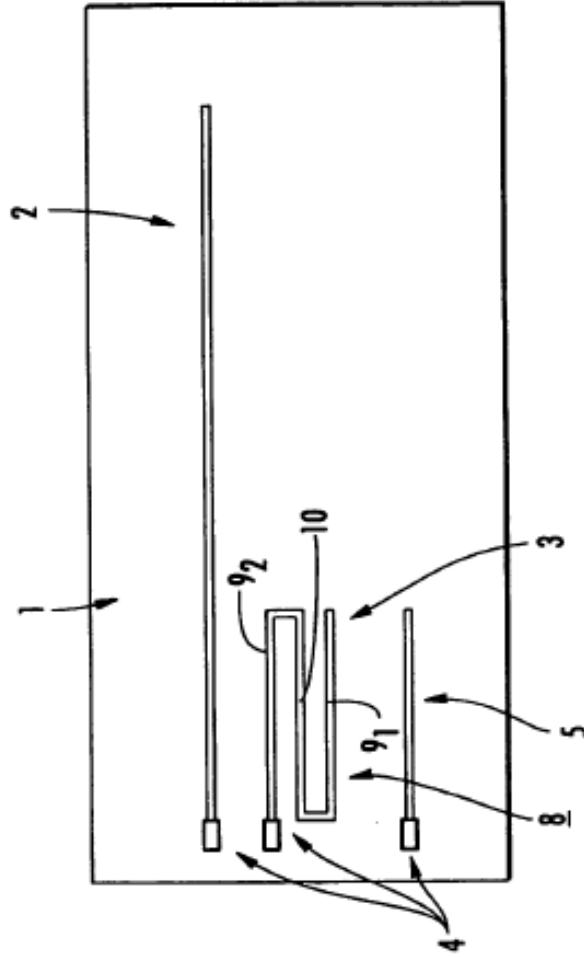


FIG. 3

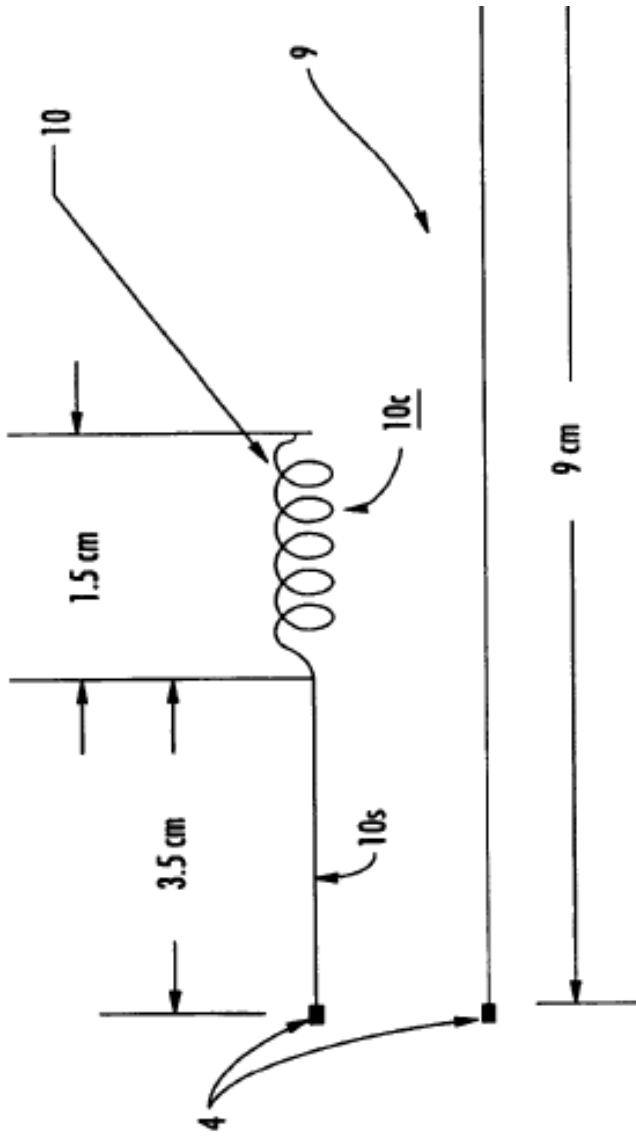
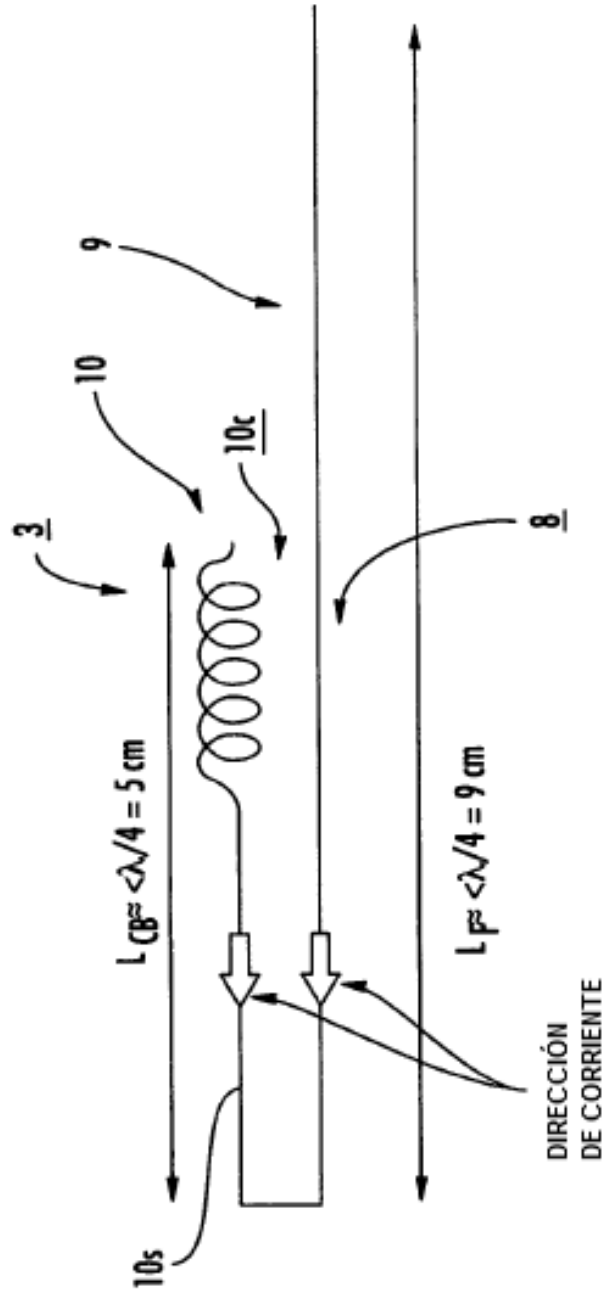


FIG. 4



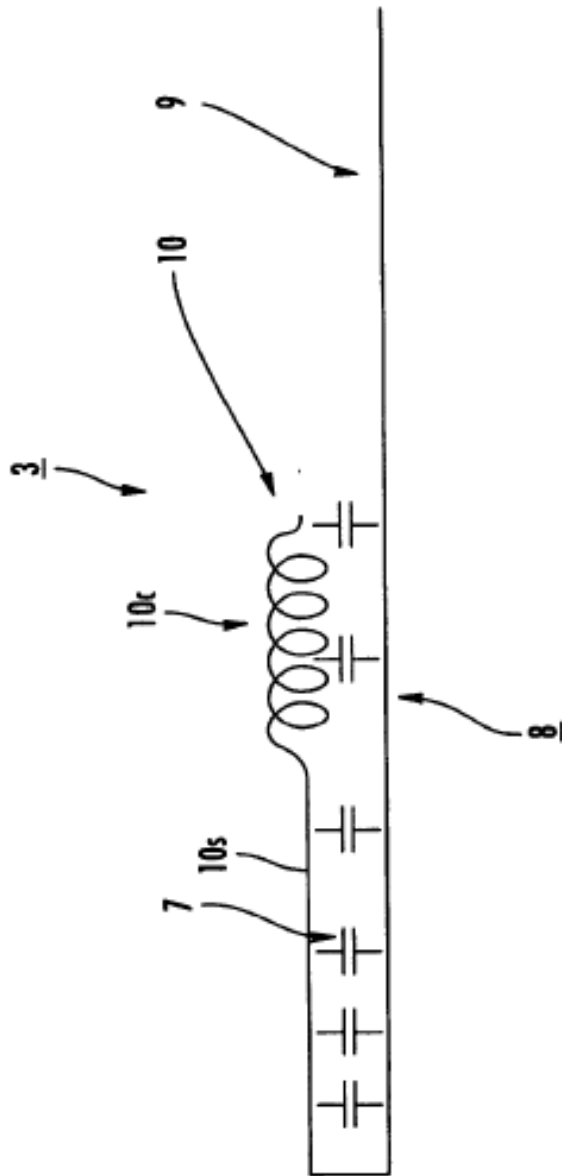


FIG. 6A

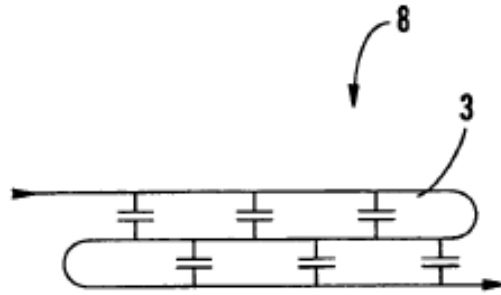


FIG. 6B

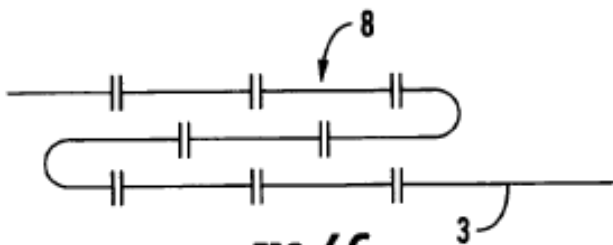


FIG. 6C

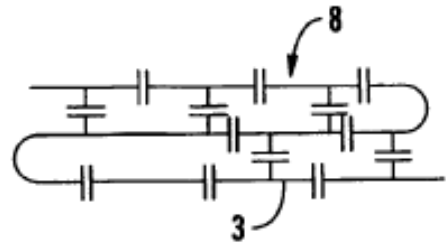


FIG. 6D

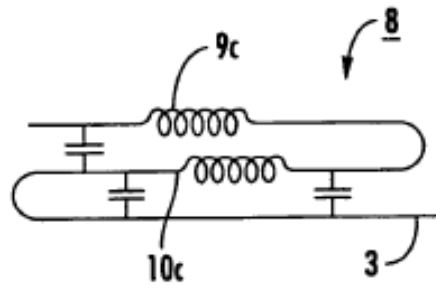


FIG. 6E

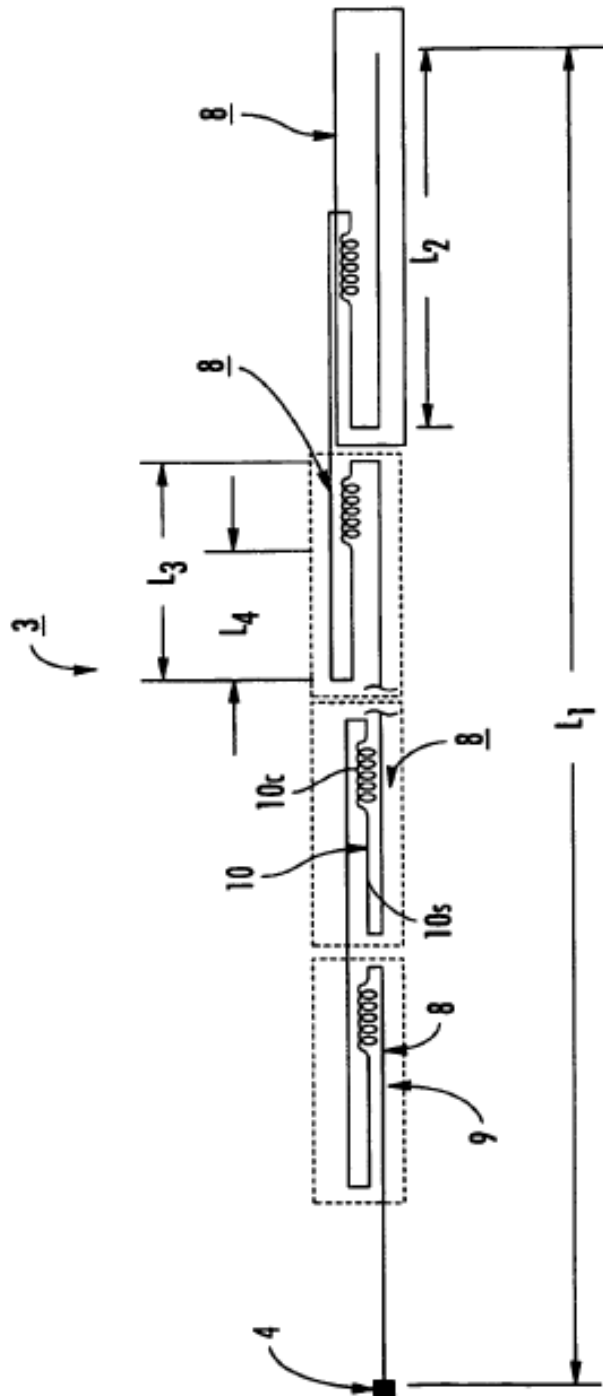


FIG. 7

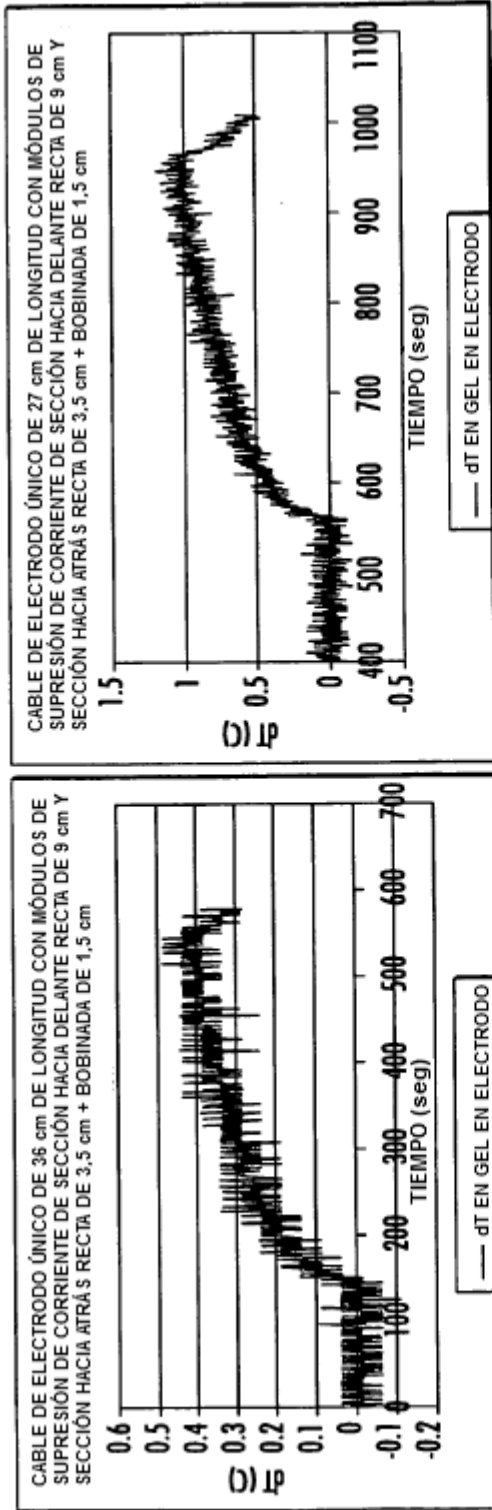


FIG. 8A

FIG. 8B

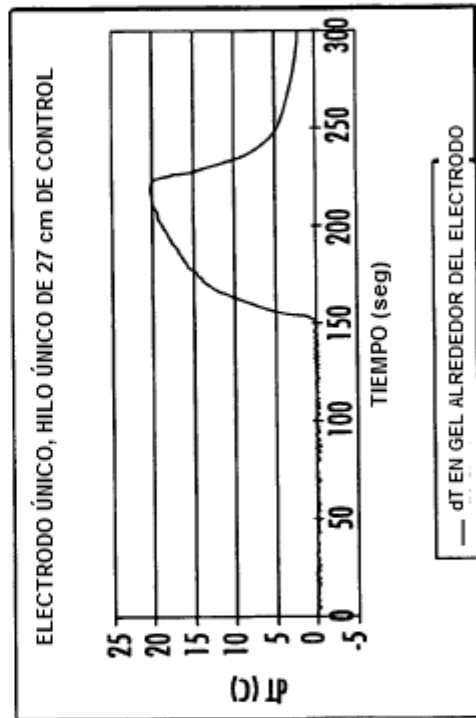


FIG. 8C

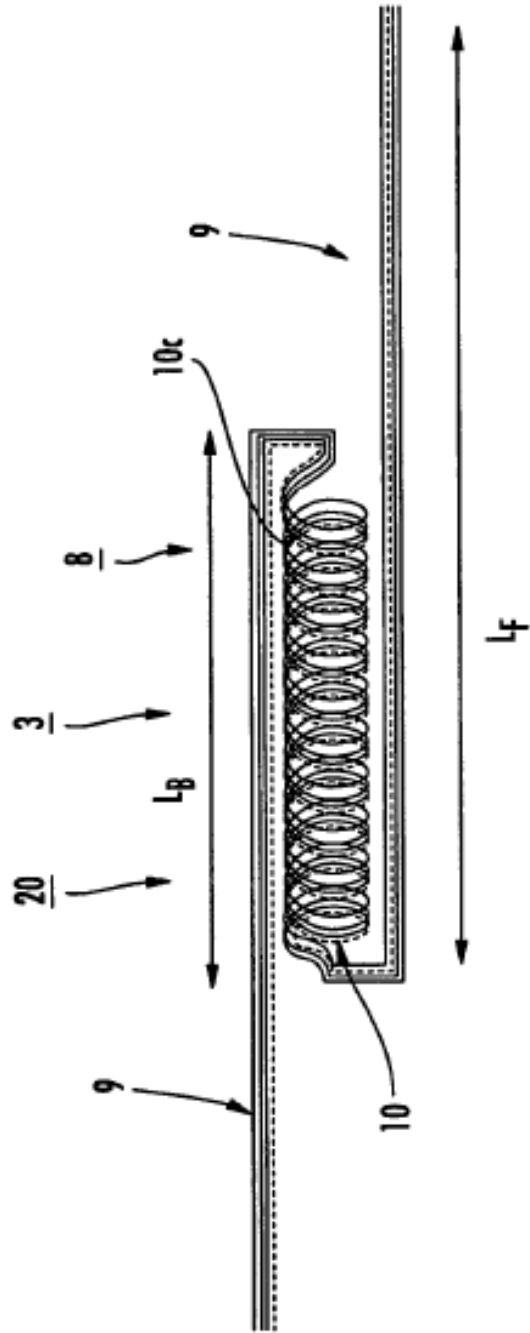


FIG. 9

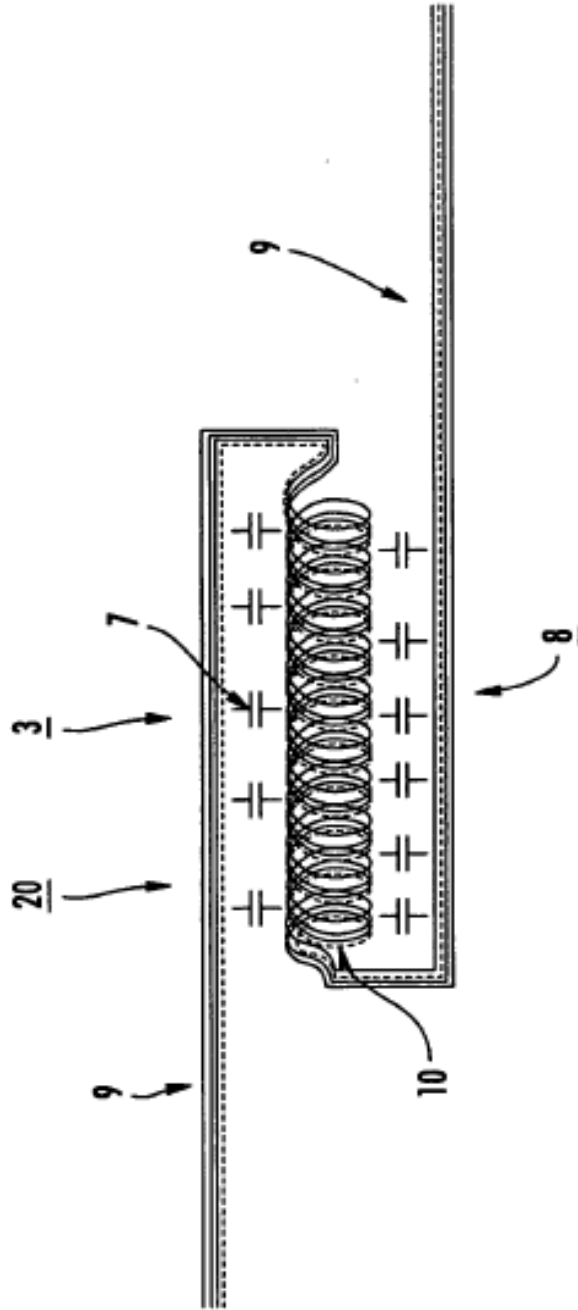


FIG. 10

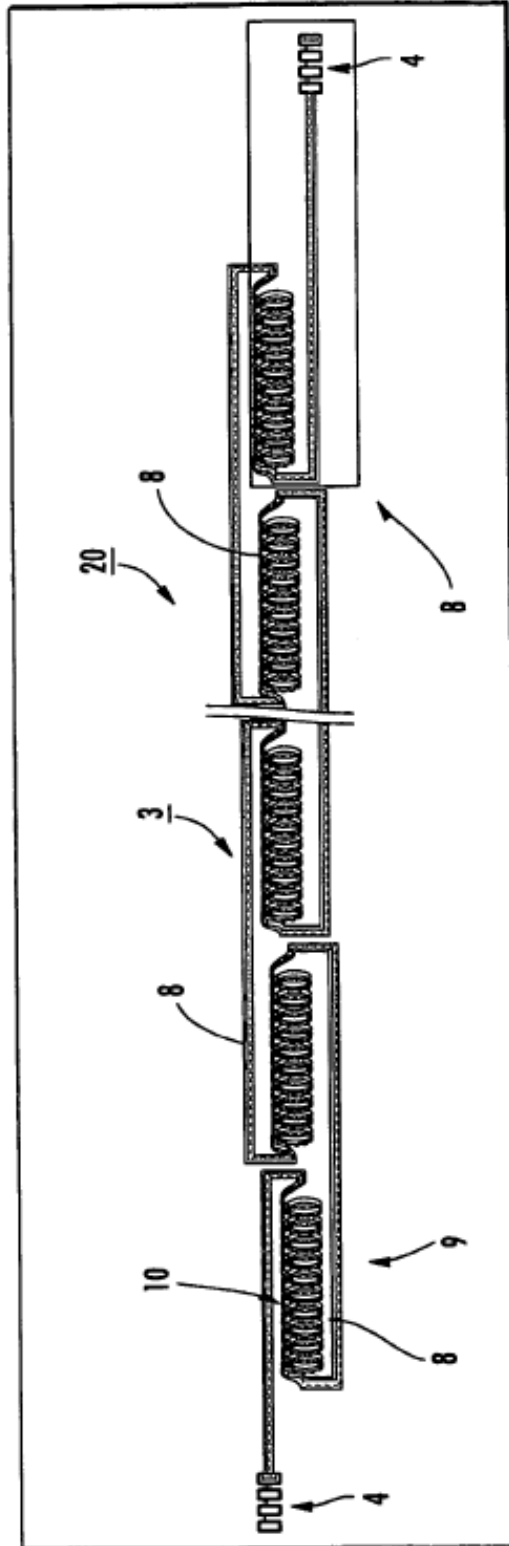
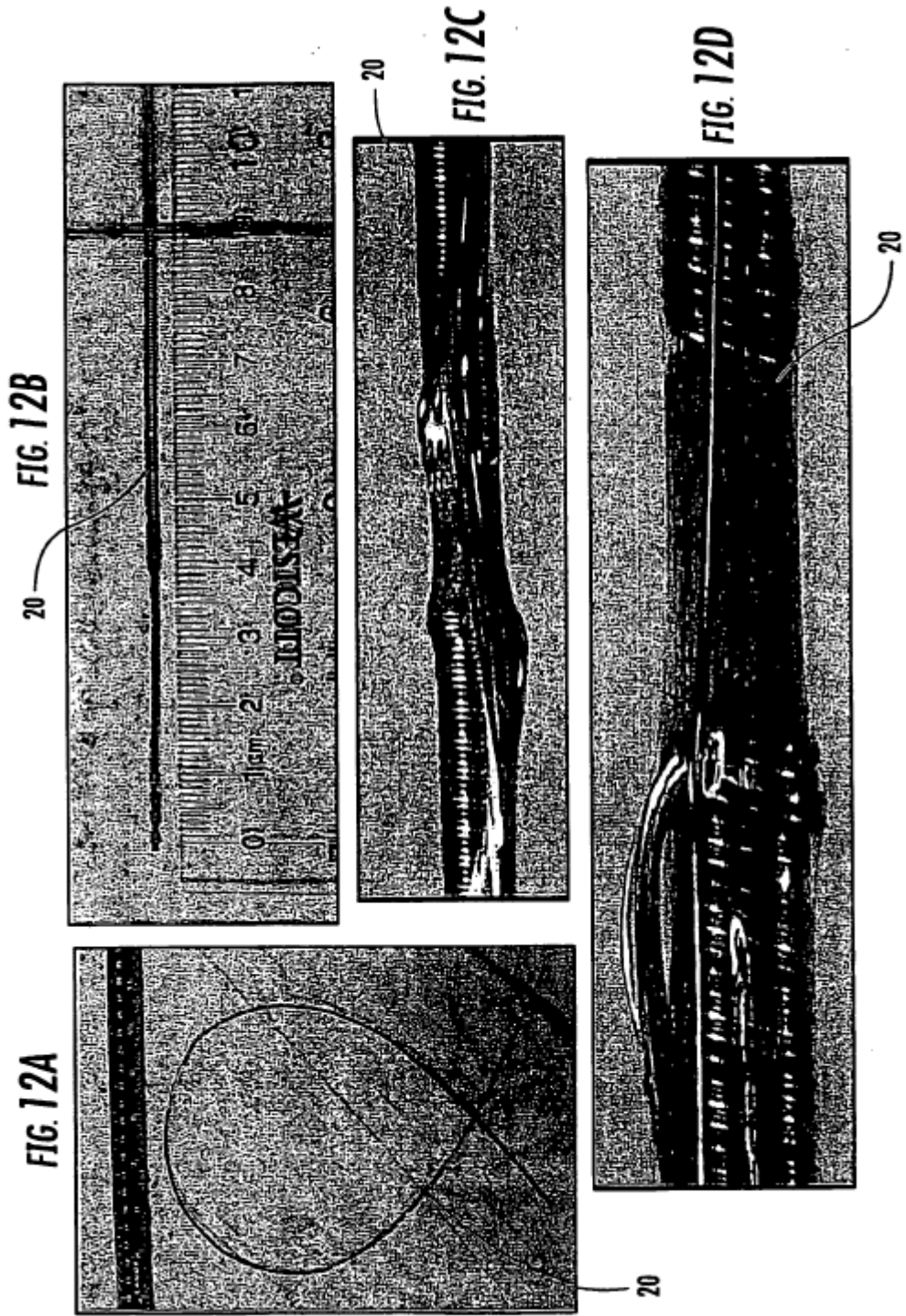


FIG. 17



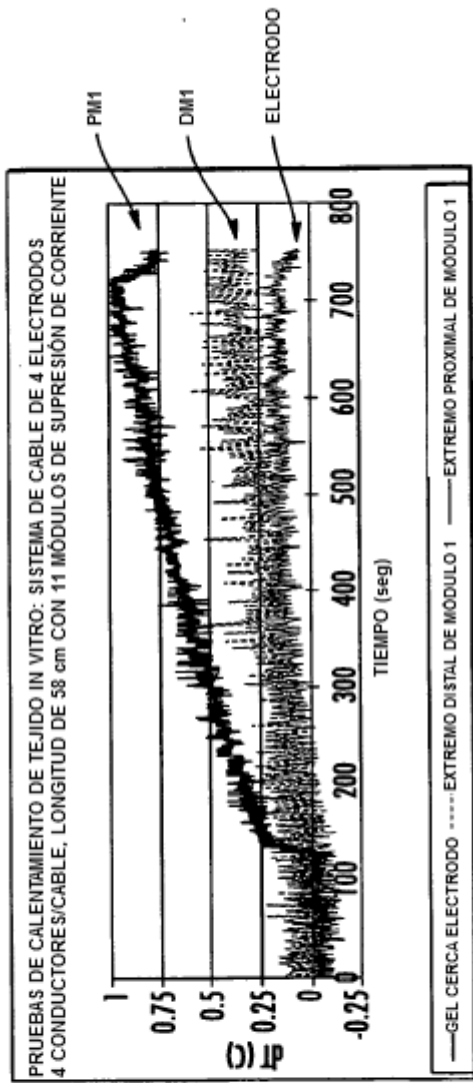


FIG. 13A

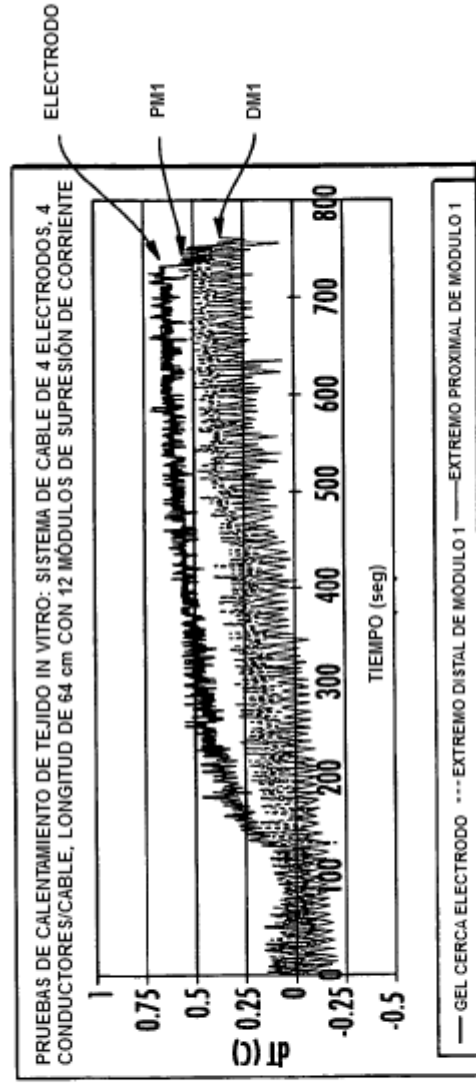
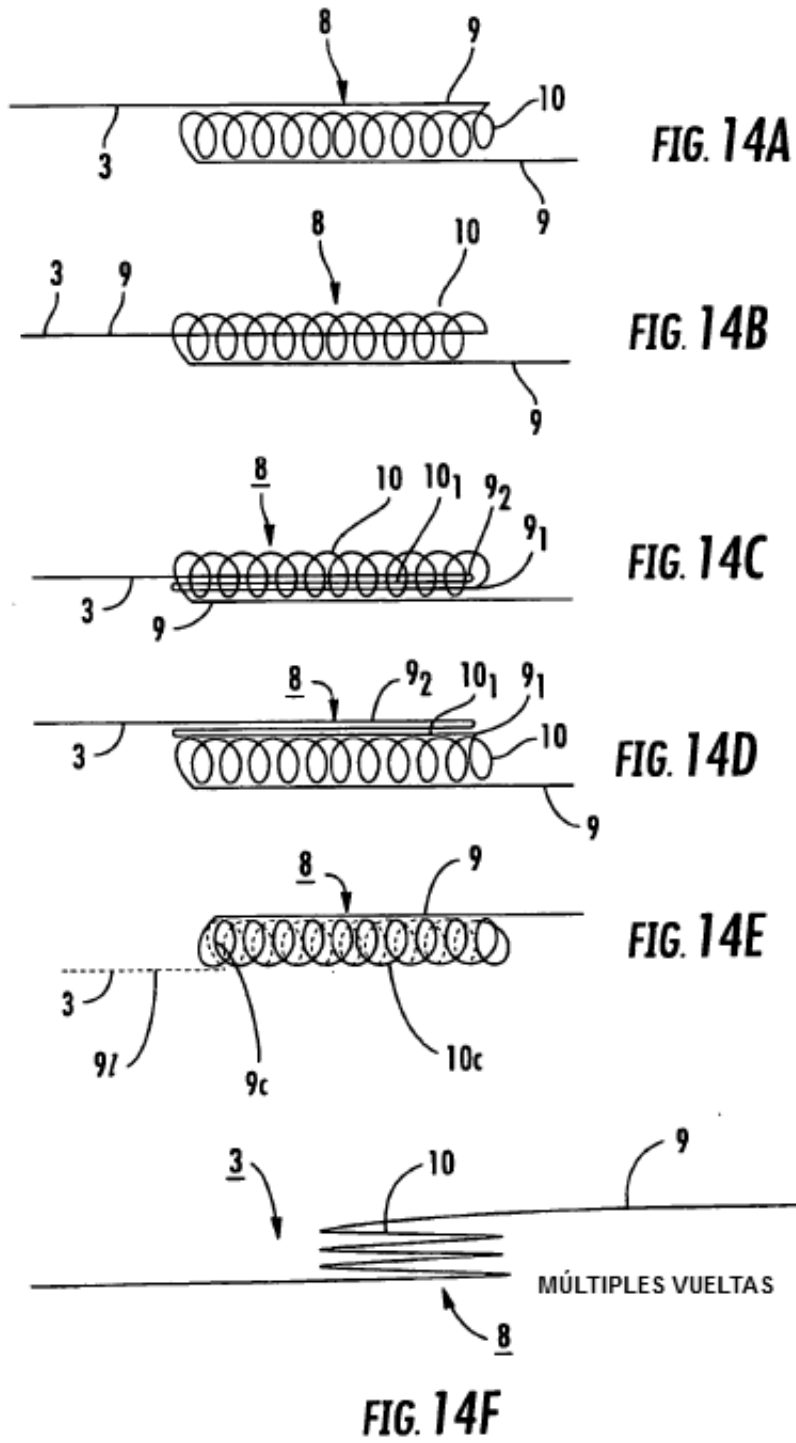


FIG. 13B



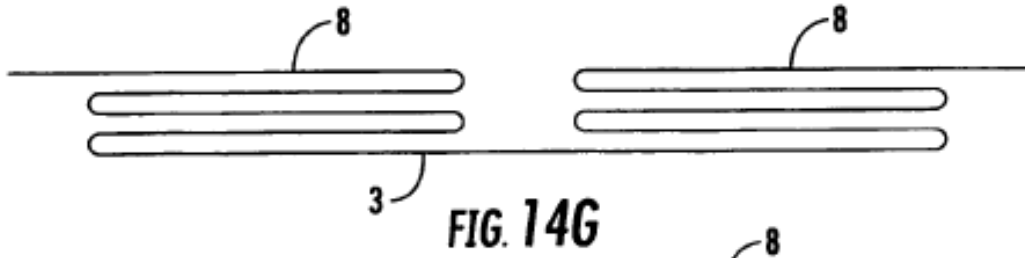


FIG. 14G

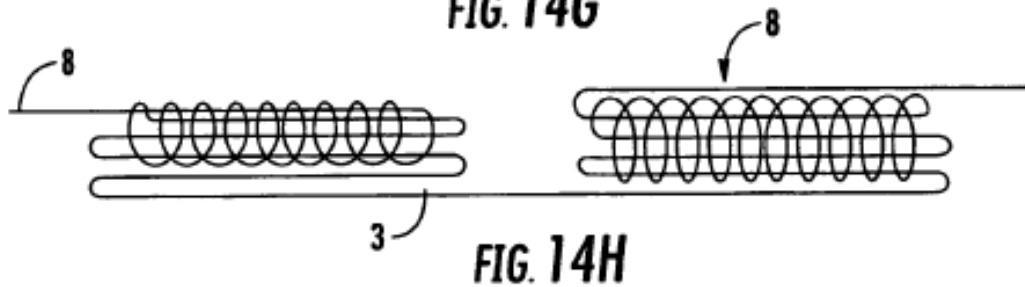


FIG. 14H

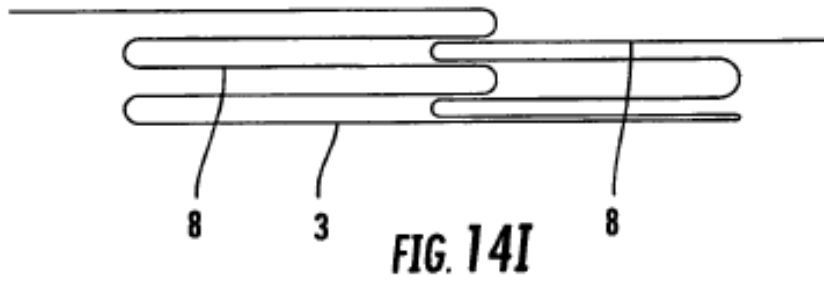


FIG. 14I

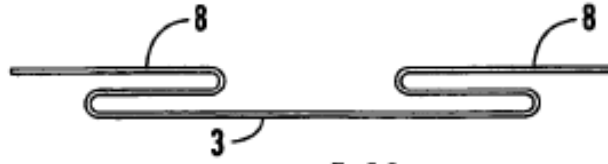


FIG. 14J

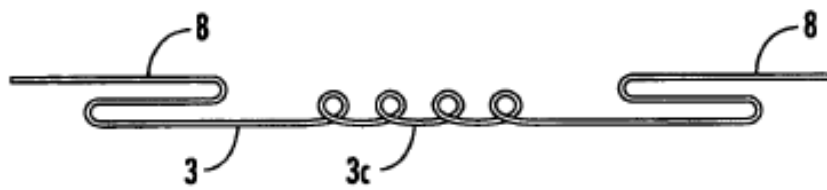


FIG. 14K

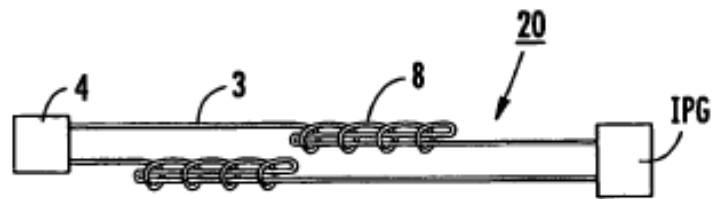


FIG. 14L

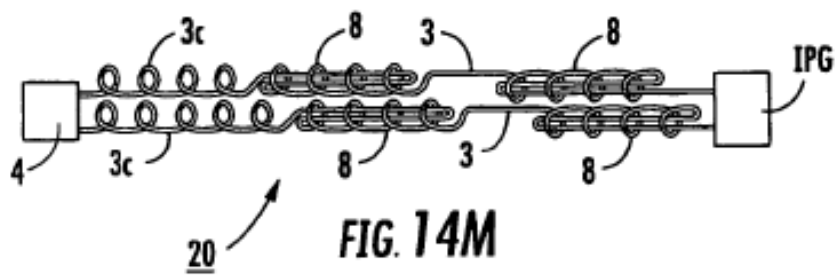
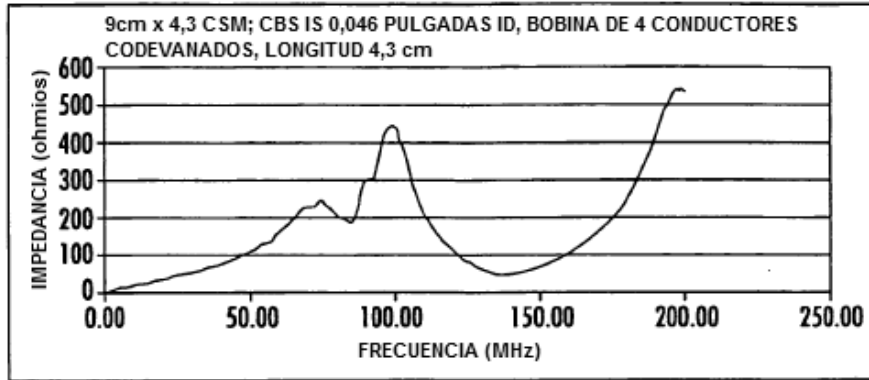


FIG. 14M



ESTA IMPEDANCIA SE MIDE CONECTANDO LA Sonda DE MEDIDA COMO SE MUESTRA EN LA FIGURA DE MÁS ABAJO.

FIG. 15A

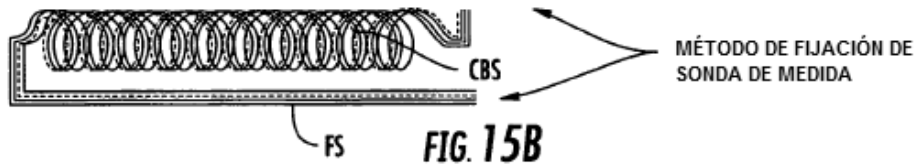


FIG. 15B

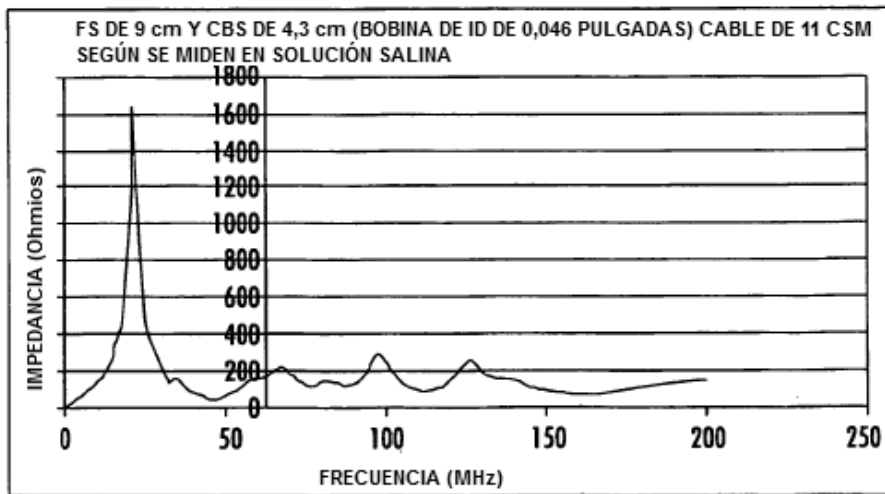
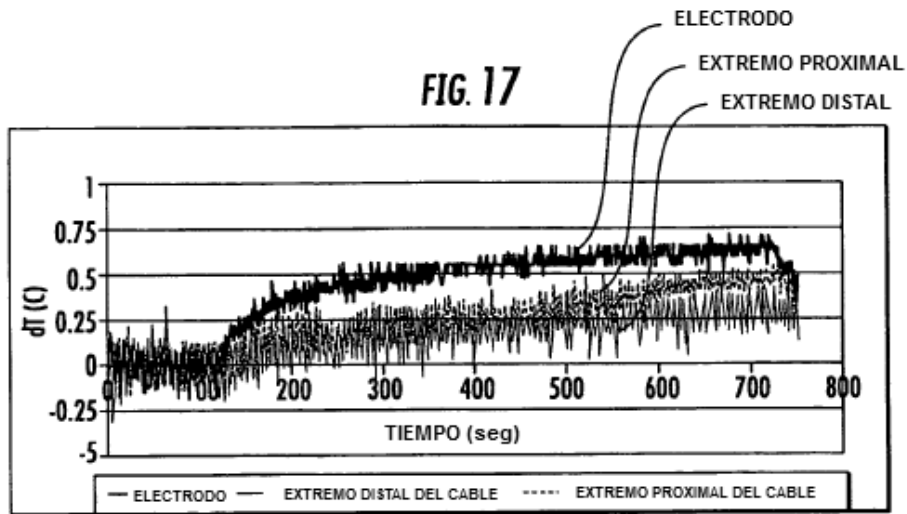
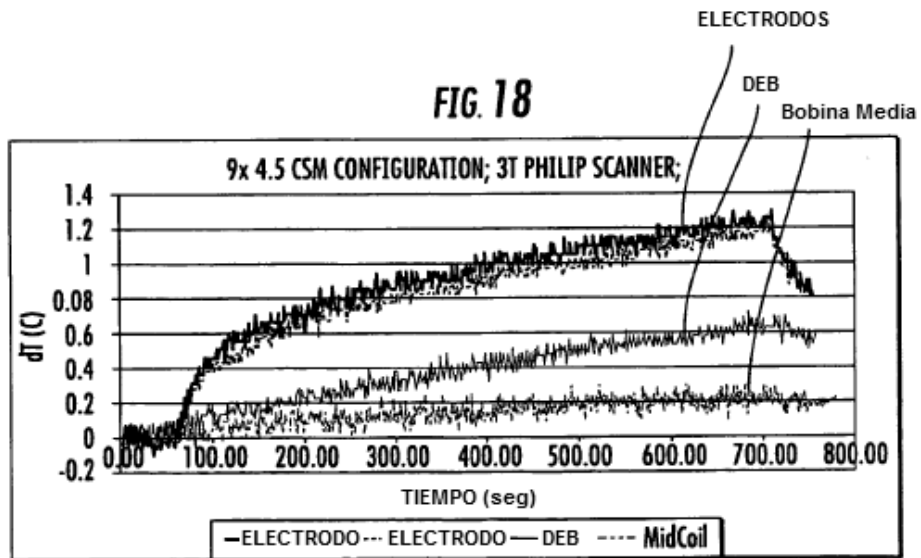


FIG. 16



SECUENCIA FSPGR, TE=4,2, TR=17,3, BW=125, FA=170, 256=128 MATRIZ DE IMÁGENES;
TG=155- SAR PICO= 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 MRI DE 1,5T.



SAR DE ENTRADA PICO MEDIDA=4,2 W/Kg

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

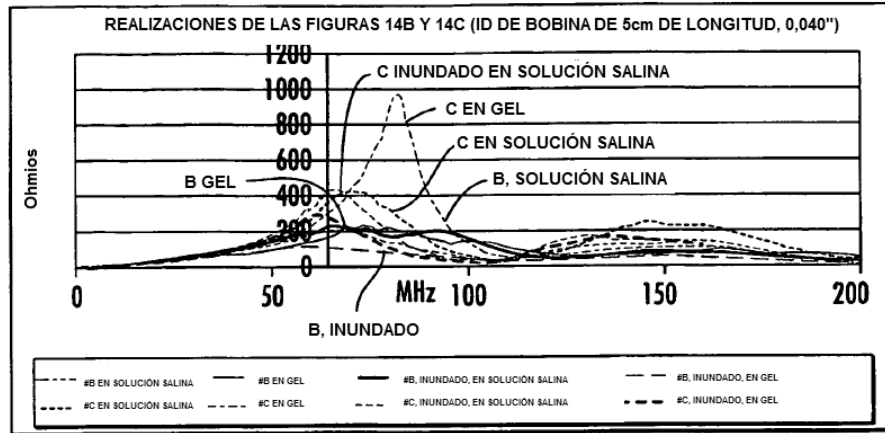


FIG. 19

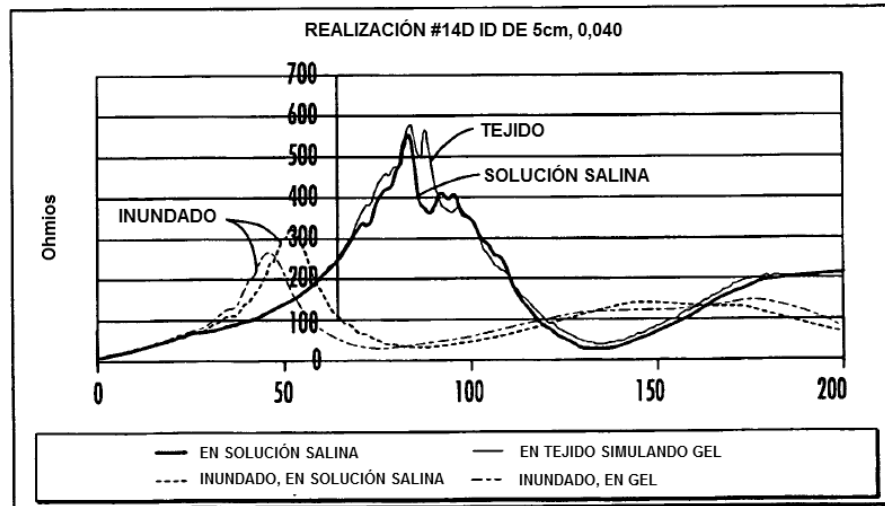


FIG. 20

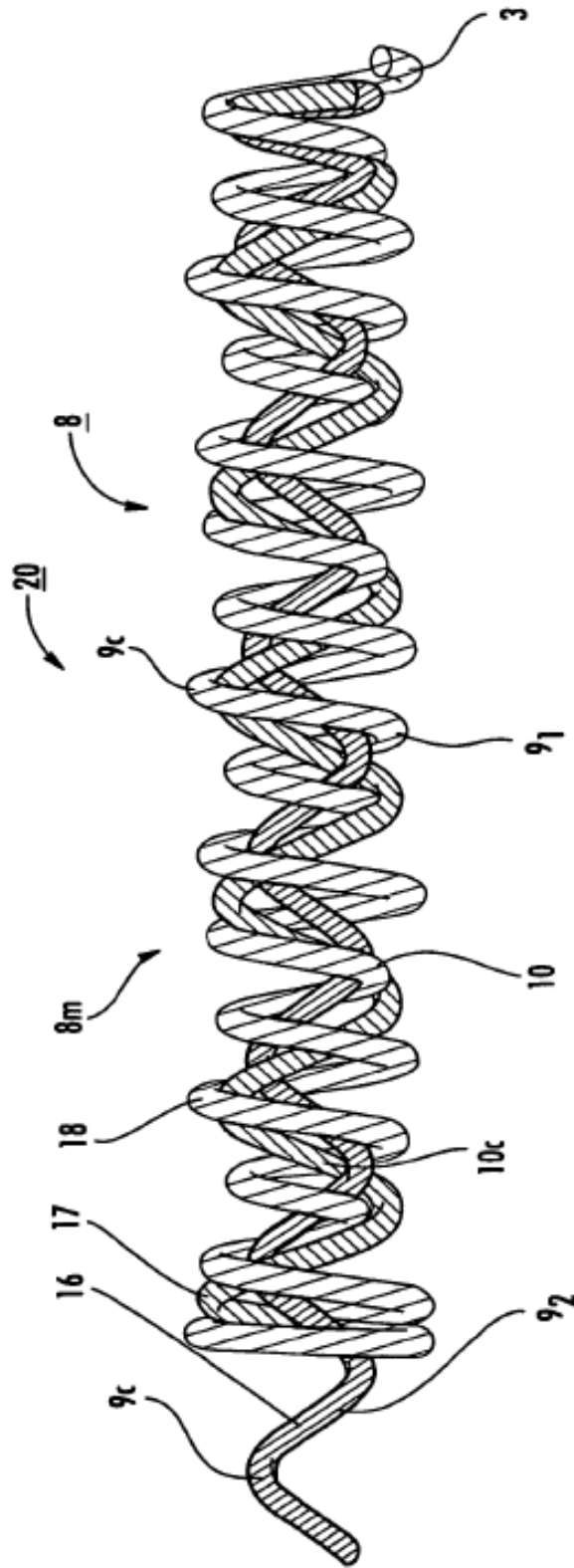
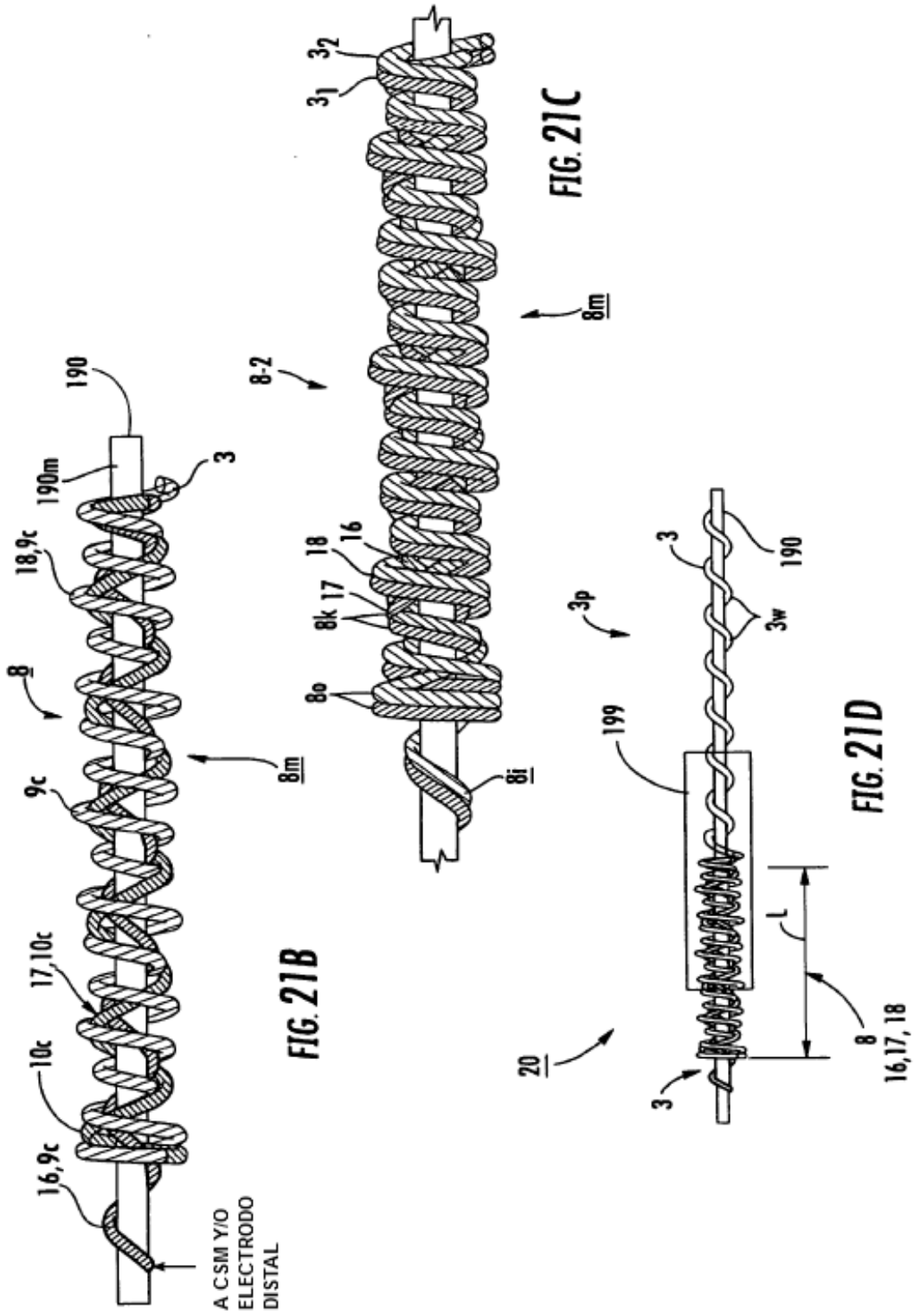


FIG. 21A



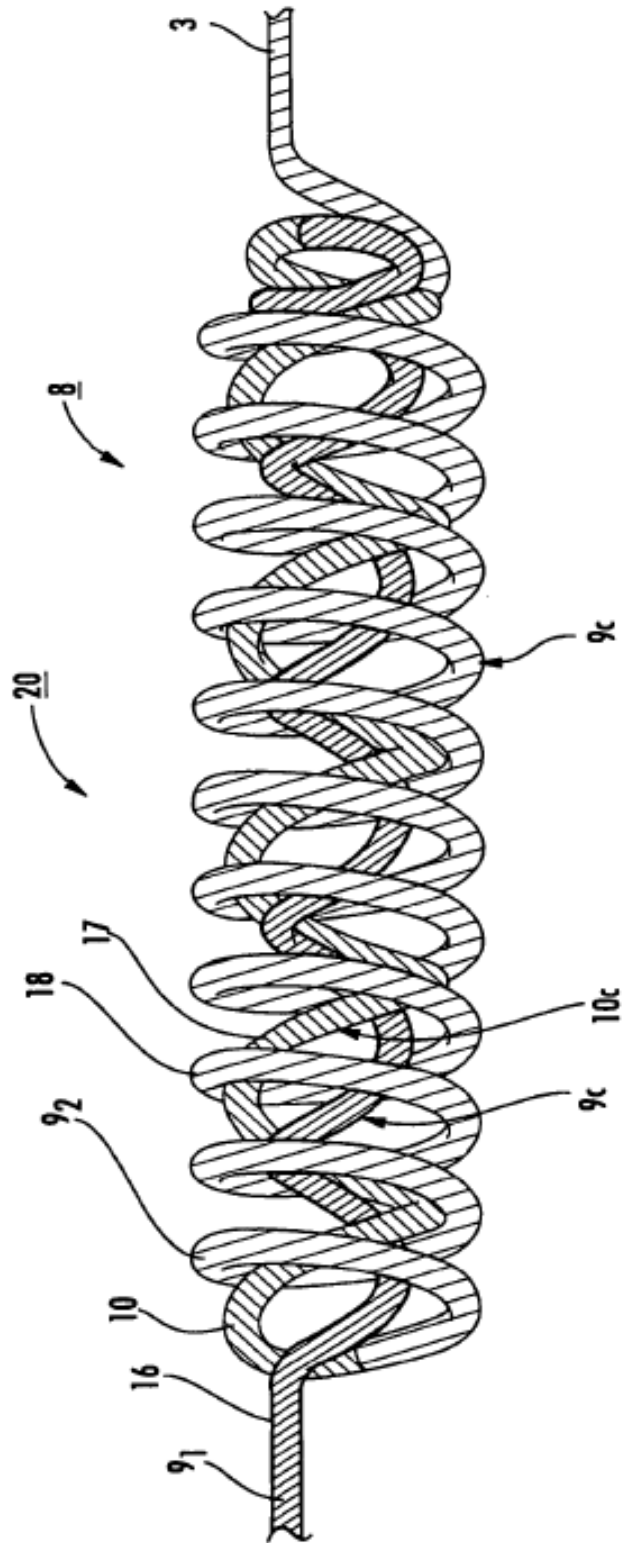
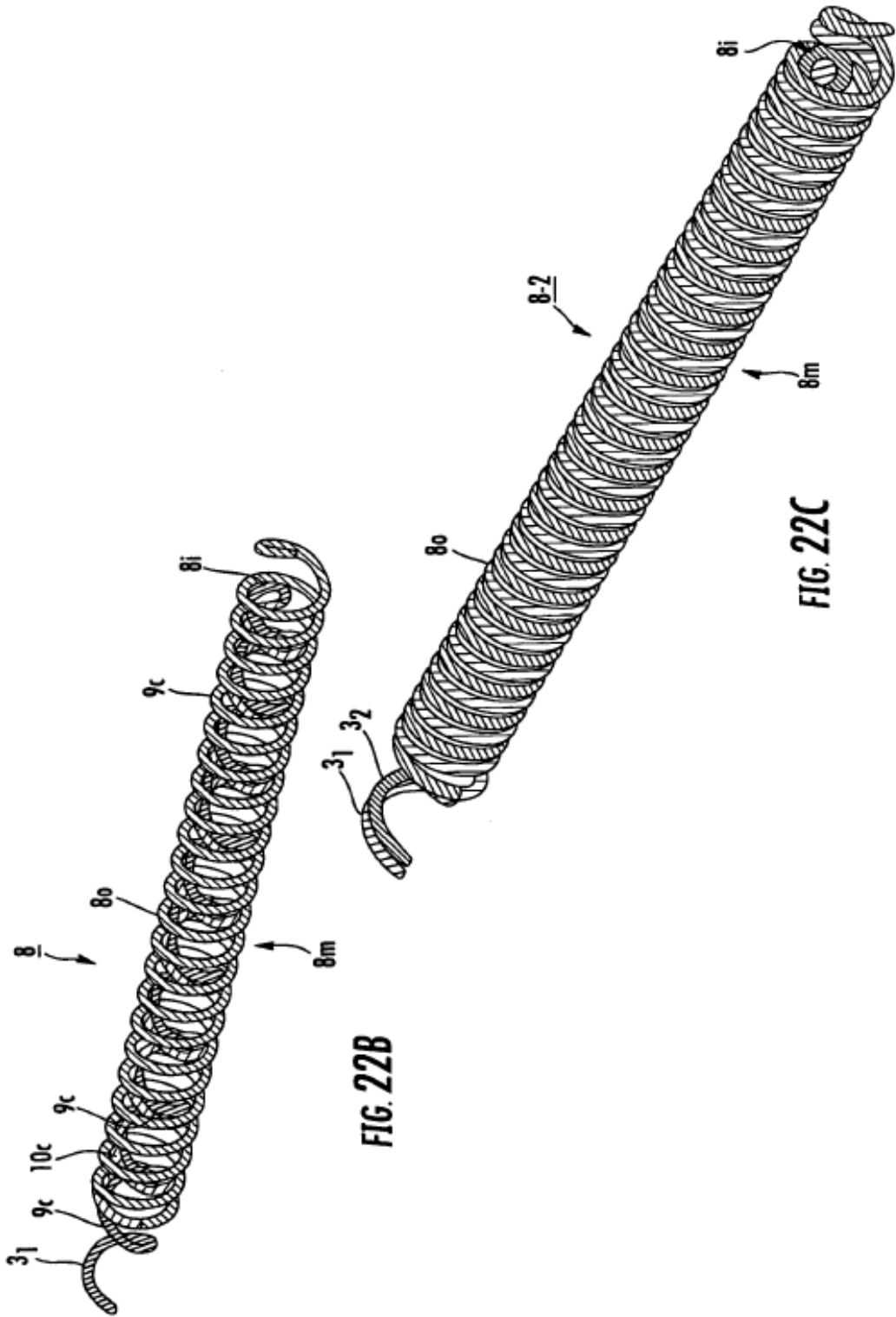


FIG. 22A



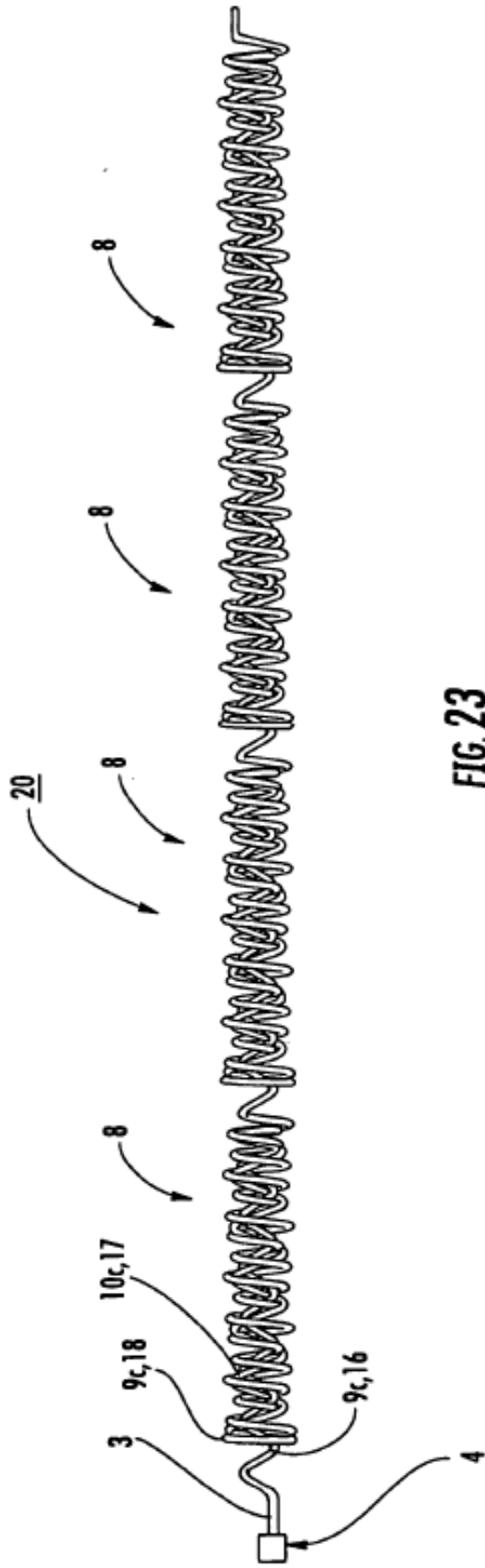


FIG. 23

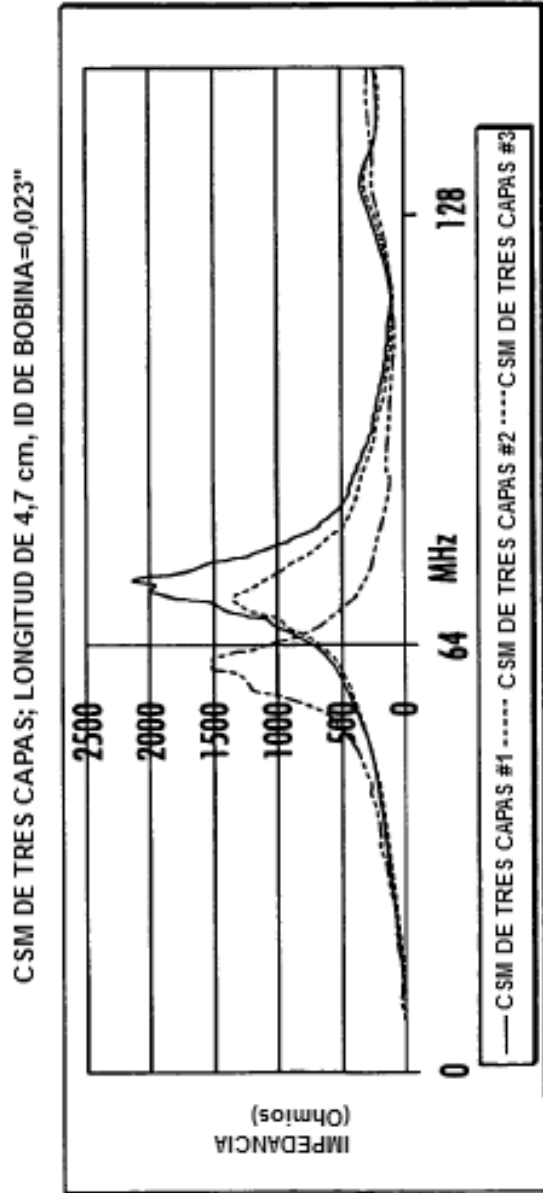


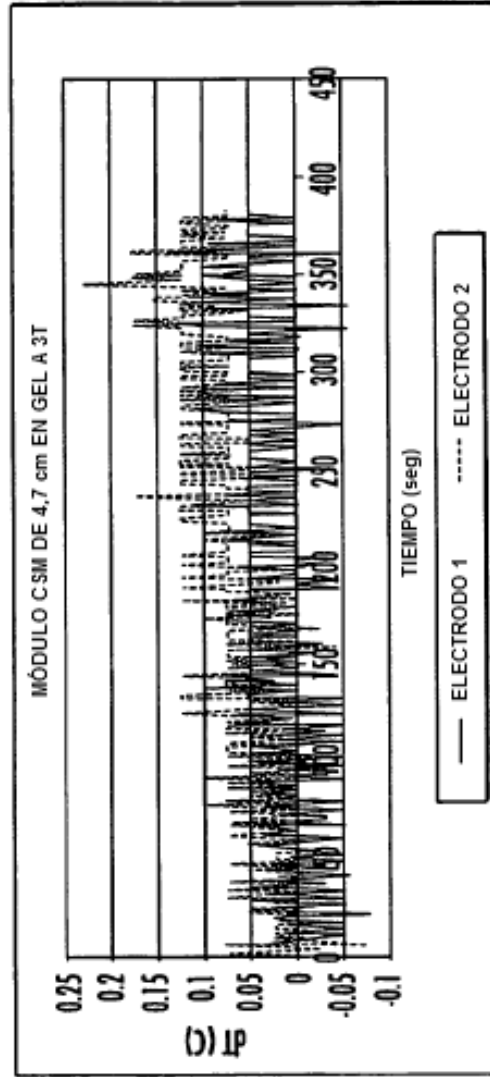
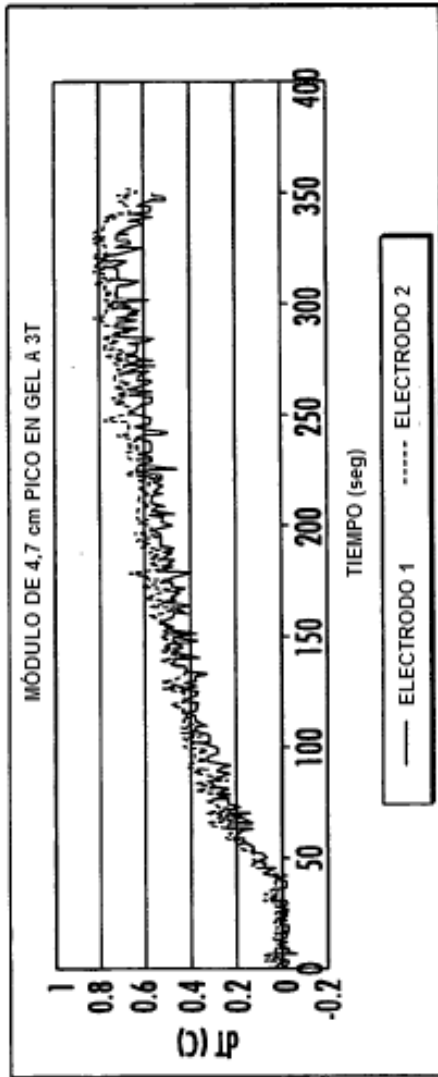
FIGURA 24A: IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA DE UN DISEÑO DE C-SM DE TRES CAPAS

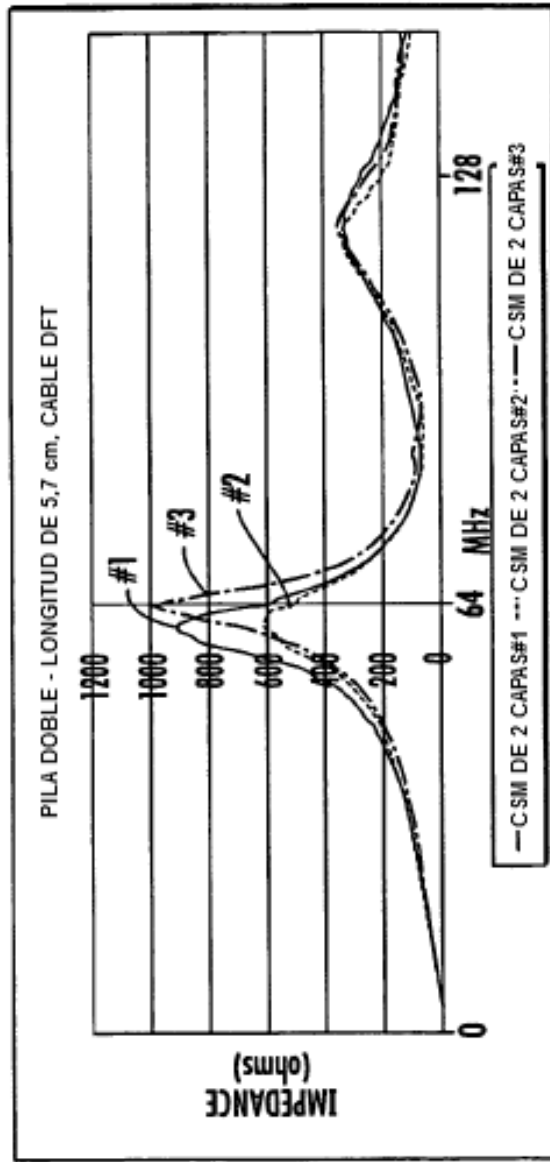
FIG. 24A



FIG. 24B

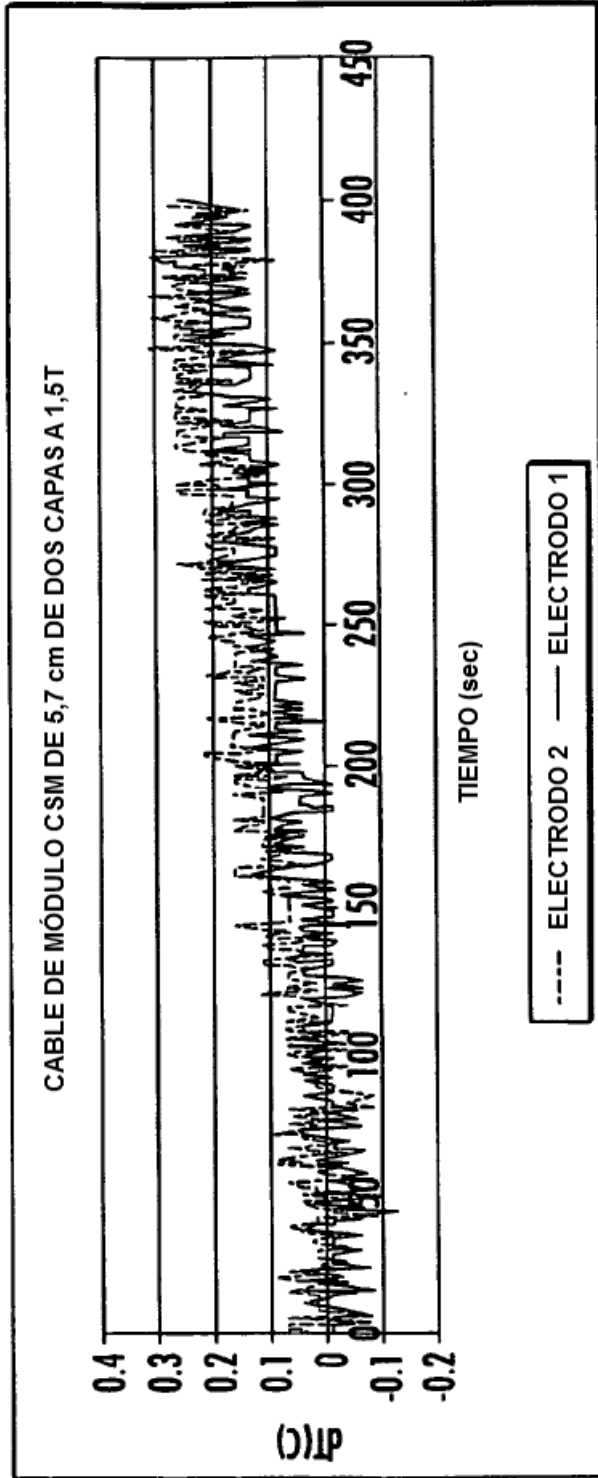
CALENTAMIENTO DE TEJIDO IN VITRO EN LOS ELECTRODOS DE UN CSM DE TRES CAPAS.
 LA SAR DE ENTRADA PICO DE LA SECUENCIA ES 4,3 W/KG.





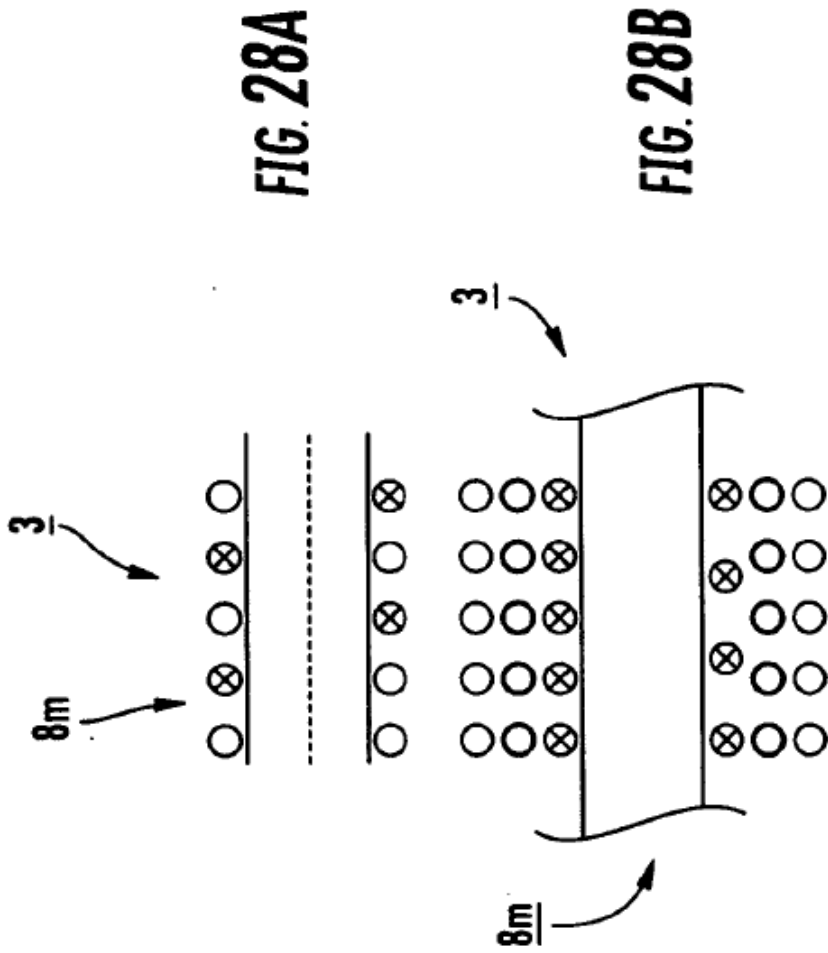
LA IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA DEL CSM DE 2 CAPAS CON CFS PRIMERO Y CBS BOBINADA OPUESTA UNA CON OTRA.

FIG. 26



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

FIG. 27



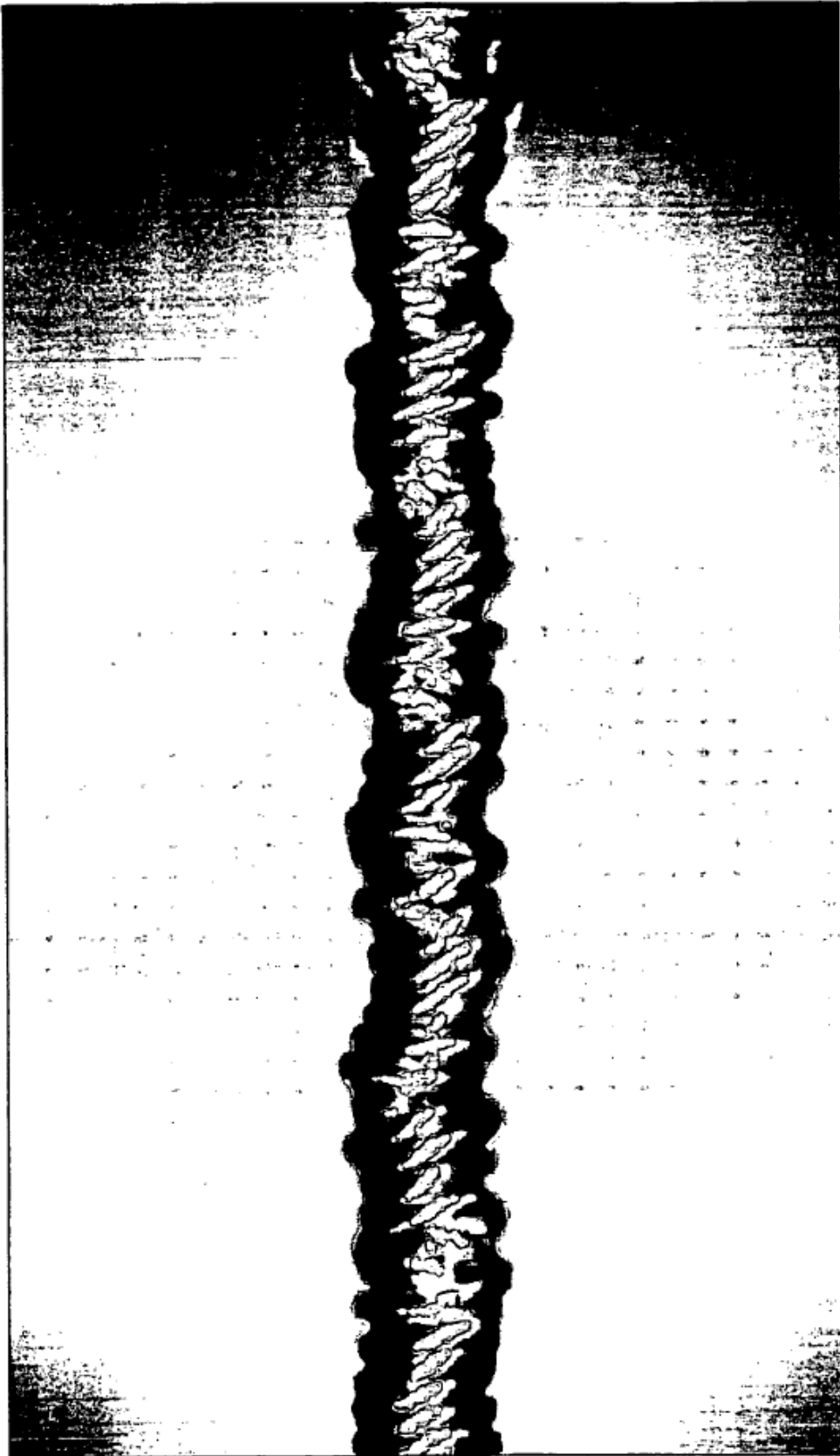


FIG. 29A



FIG. 29B

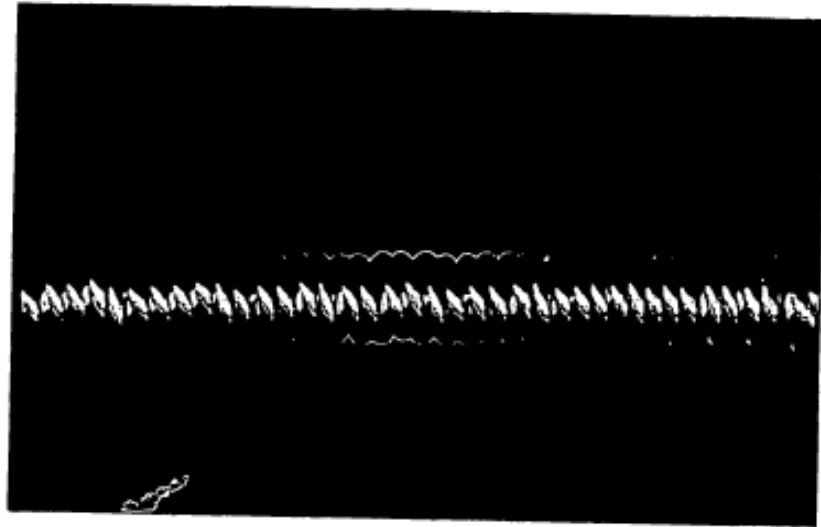


FIG. 29C

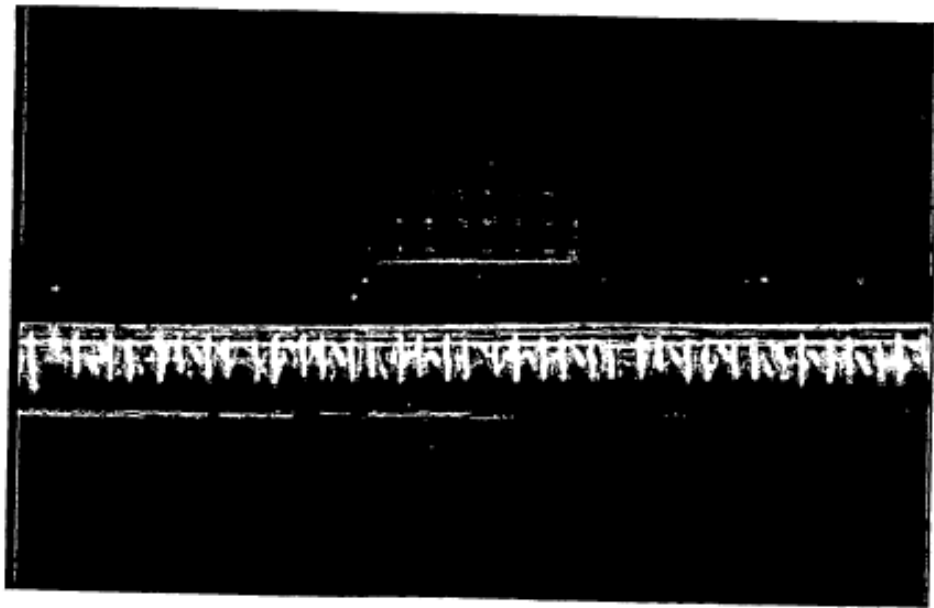


FIG. 29D

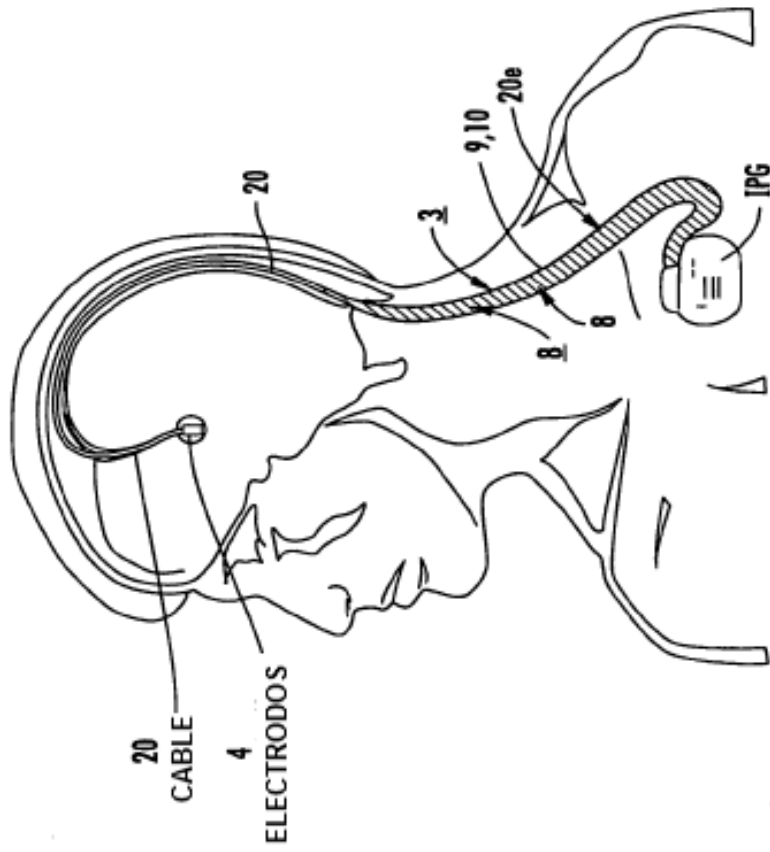


FIG. 30A

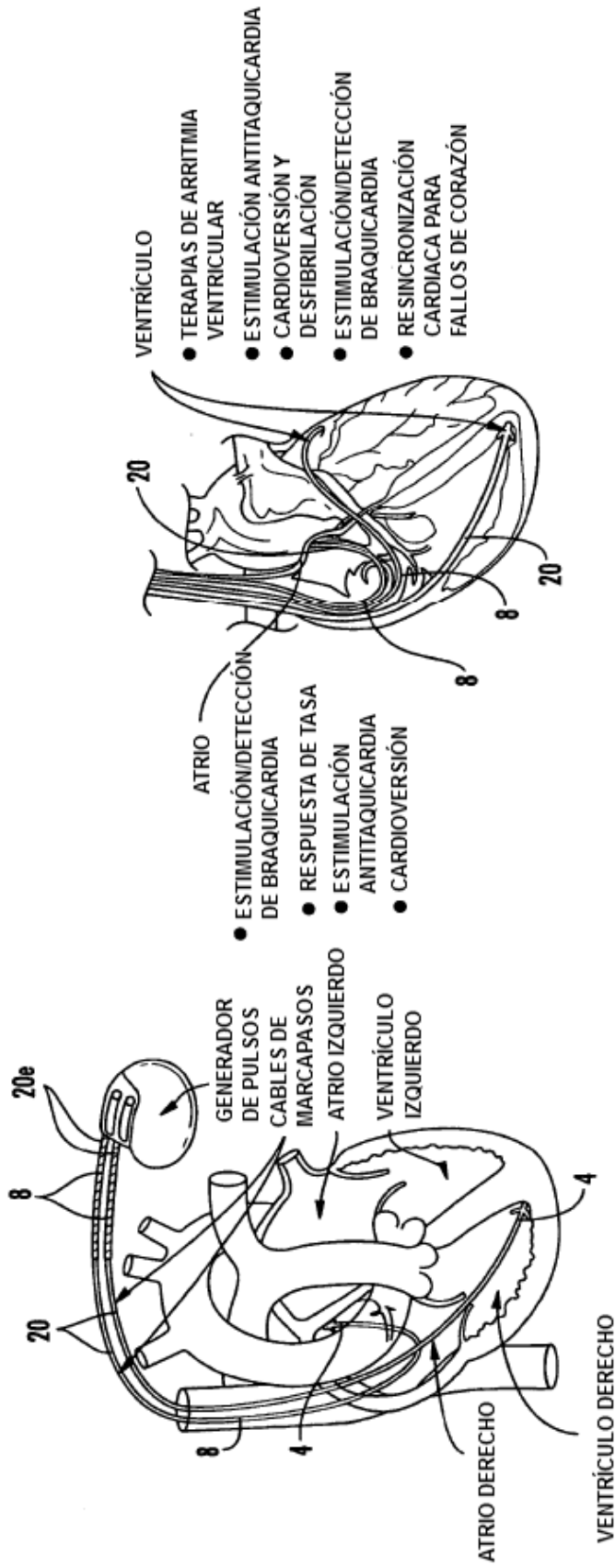


FIG. 30B

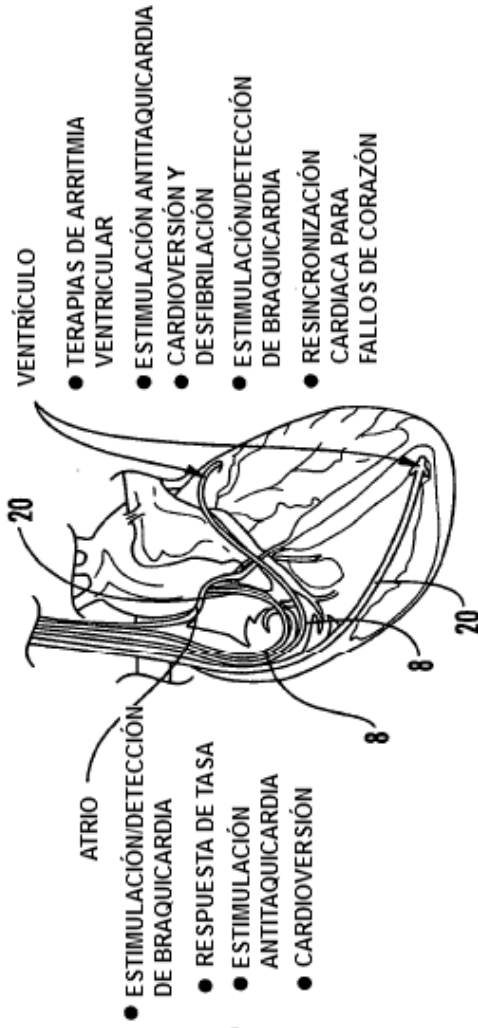


FIG. 30C

- ESTIMULACIÓN/DETECCIÓN DE BRAQUICARDIA
 - RESPUESTA DE TASA
 - ESTIMULACIÓN ANTITAQUICARDIA
 - CARDIOVERSIÓN
- ATRIO
- TERAPIAS DE ARRITMIA VENTRICULAR
 - ESTIMULACIÓN ANTITAQUICARDIA
 - CARDIOVERSIÓN Y DE FIBRILACIÓN
 - ESTIMULACIÓN/DETECCIÓN DE BRAQUICARDIA
 - RESINCRONIZACIÓN CARDIACA PARA FALLOS DE CORAZÓN
- VENTRÍCULO

TERAPIAS DE MARCAPASOS E ICD PARA TRATAMIENTO DE ARRITMIAS CARDIACAS Y PARO CARDIACO.
 SISTEMAS DE CABLES DE BRADIARRITMIA Y
 TAQUIARRITMIA SEGUROS DE RF/IRI

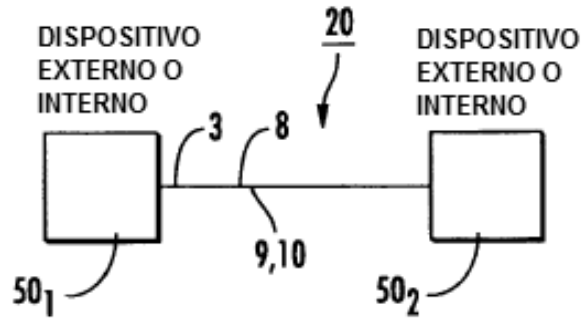
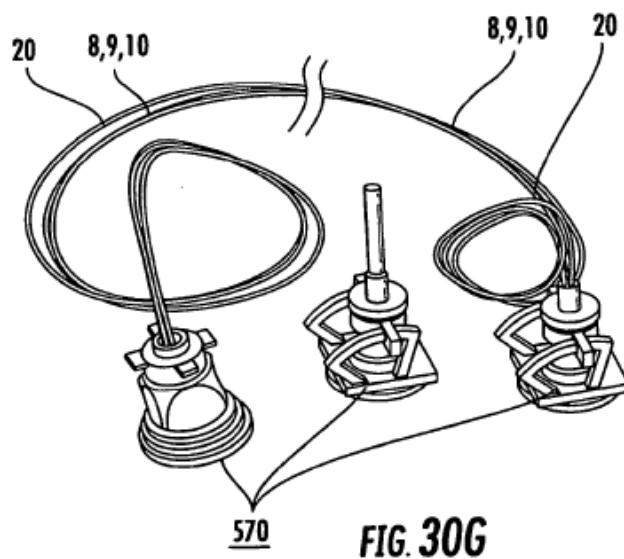
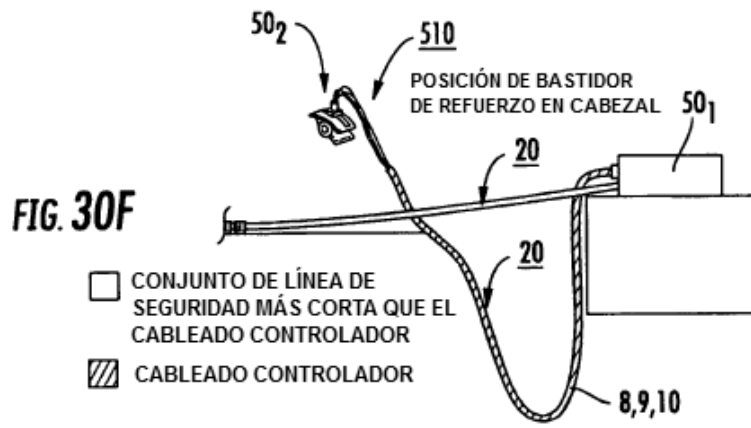
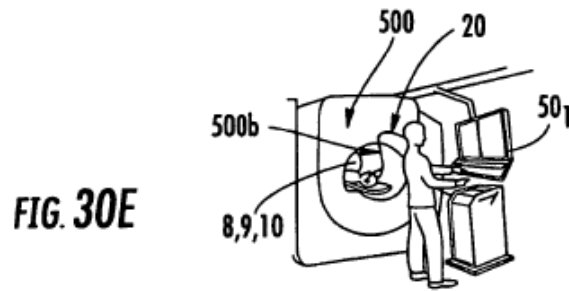
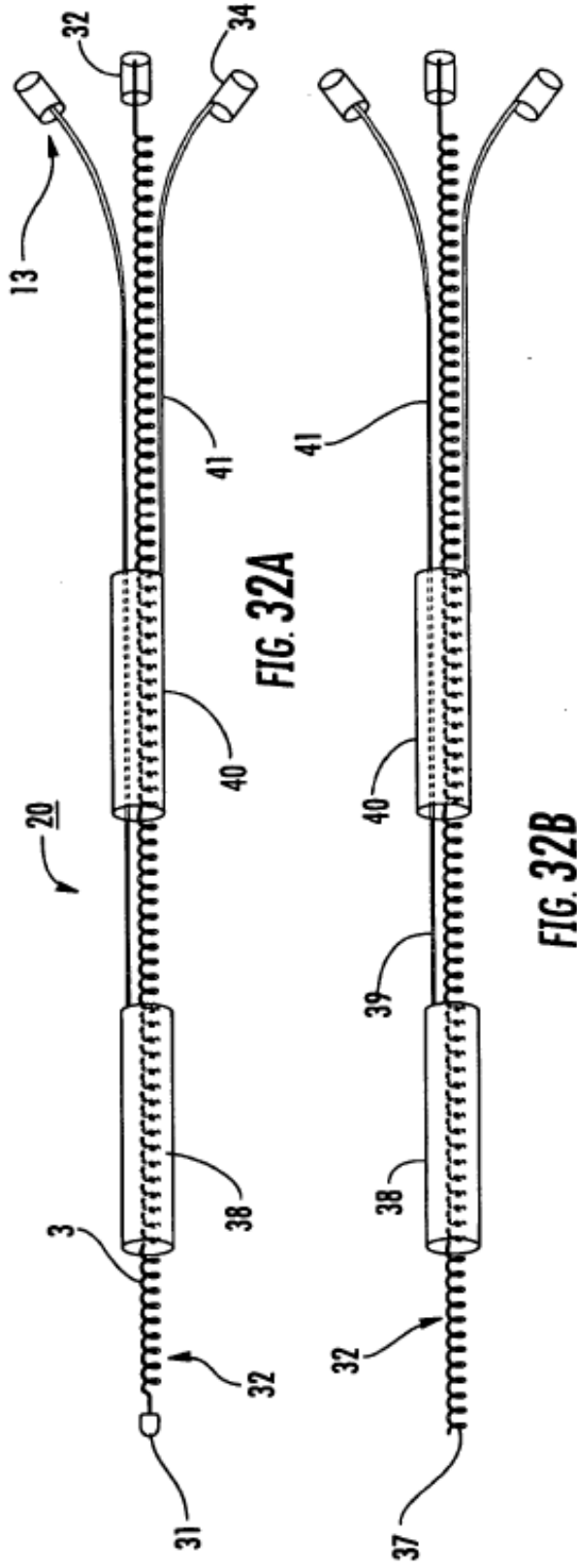
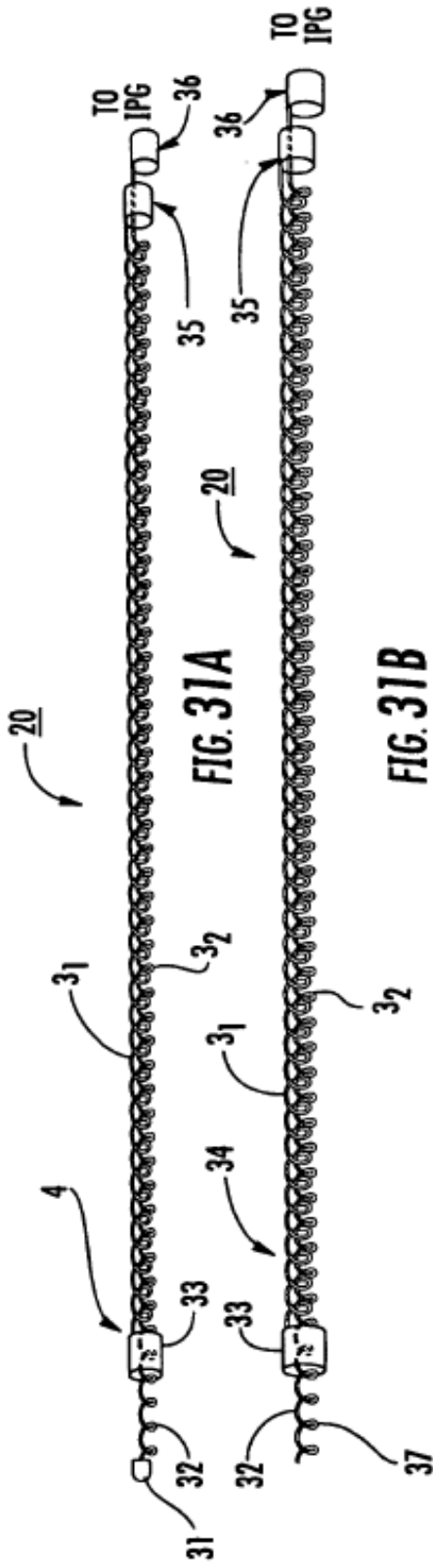


FIG. 30D





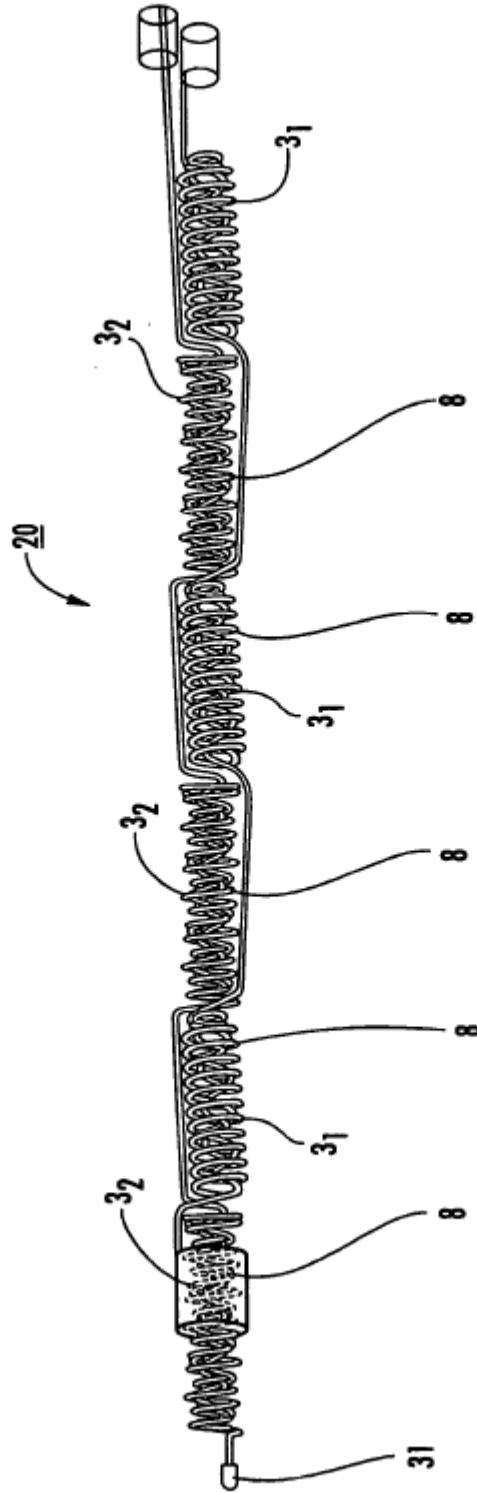
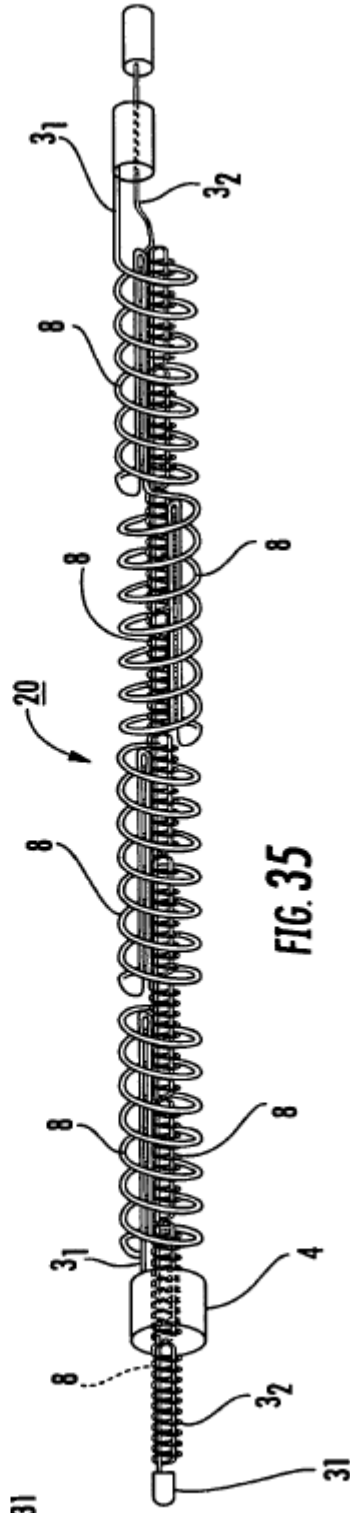
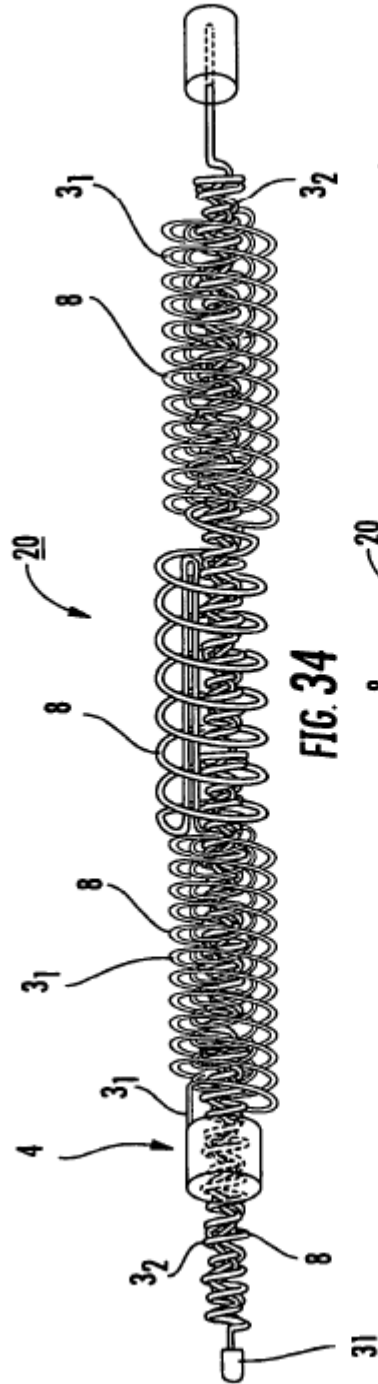


FIG. 33



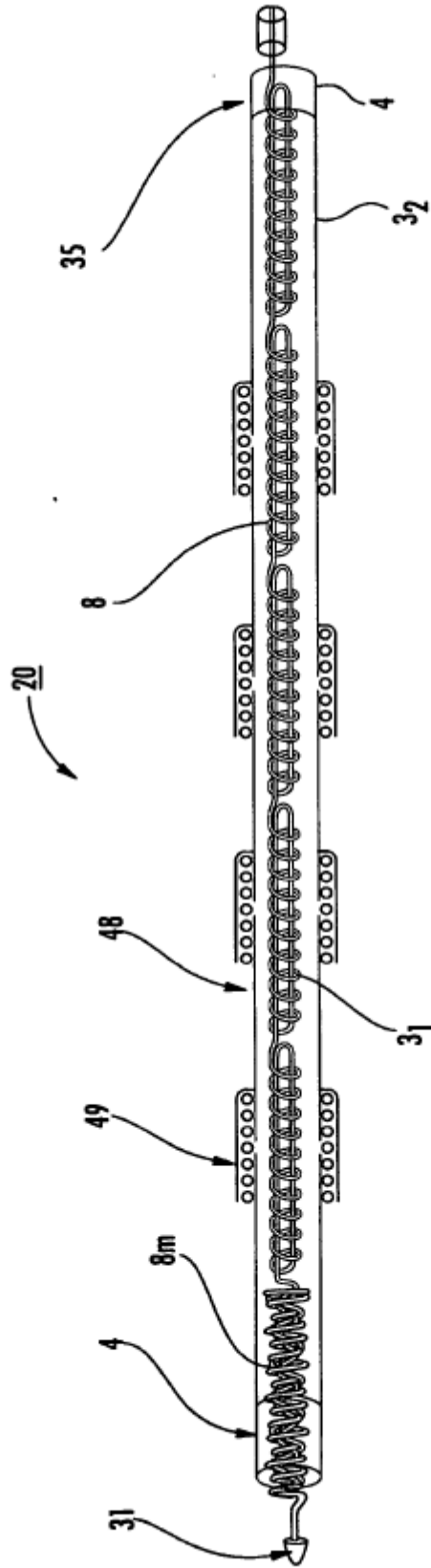


FIG. 36

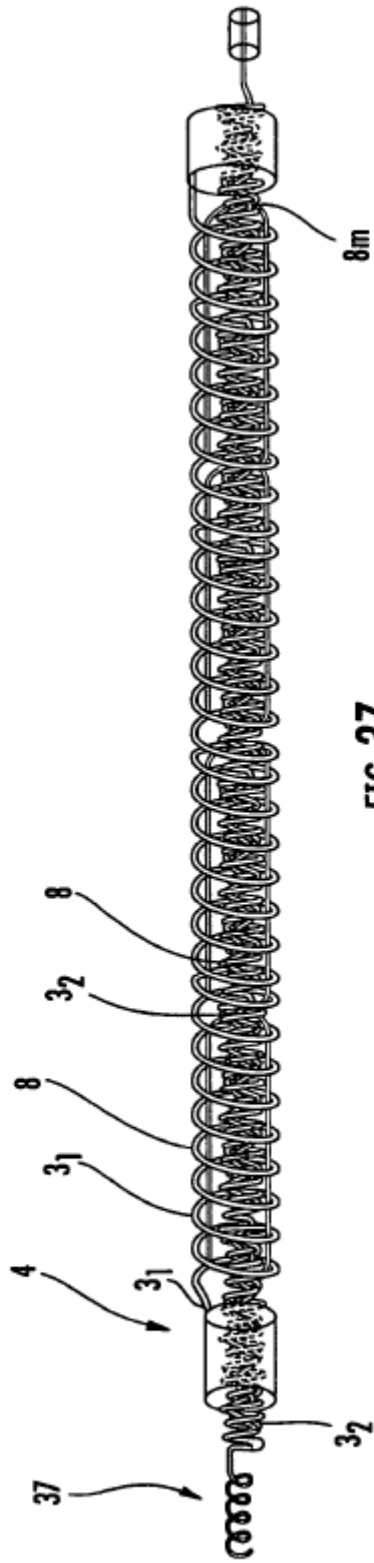


FIG. 37

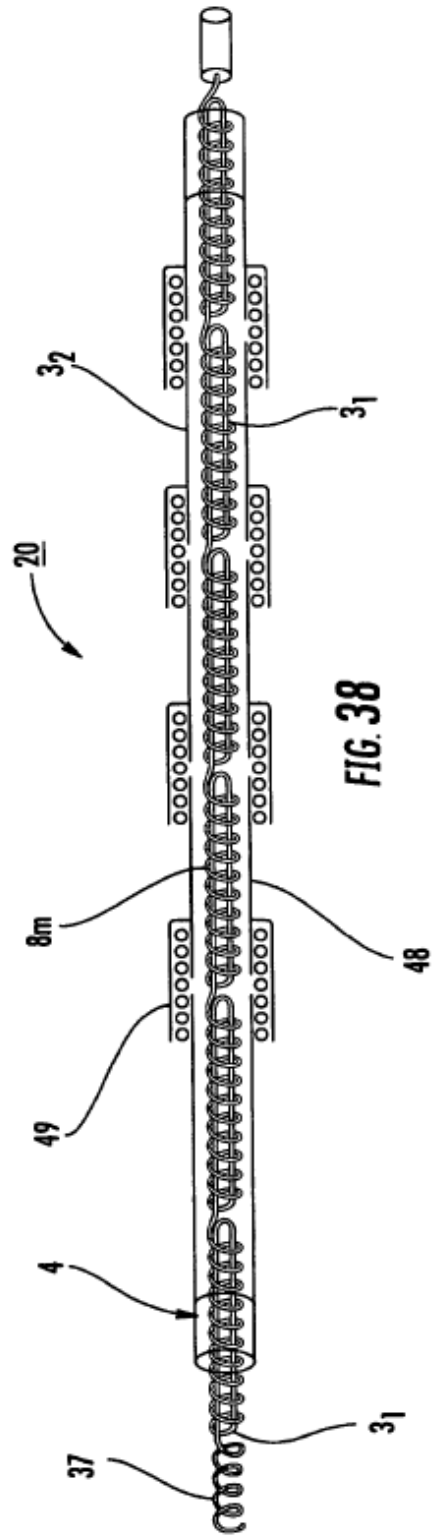


FIG. 38

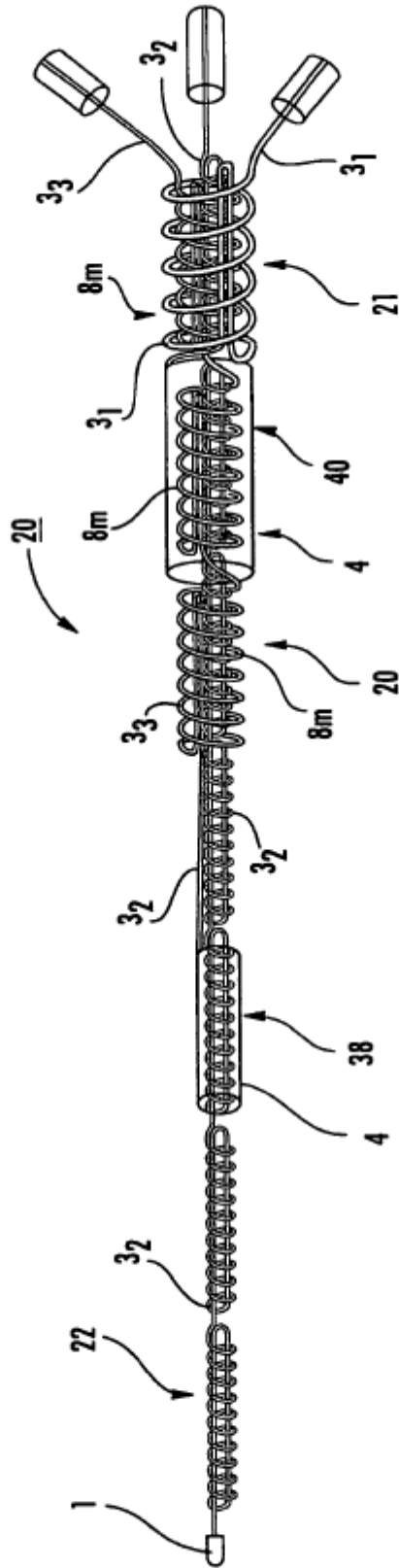


FIG. 39

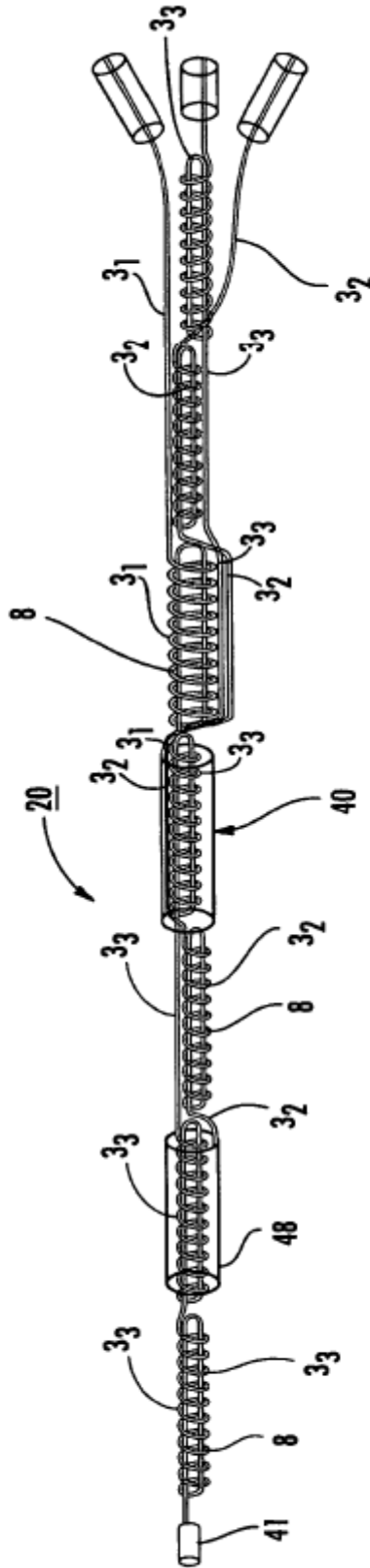


FIG. 40

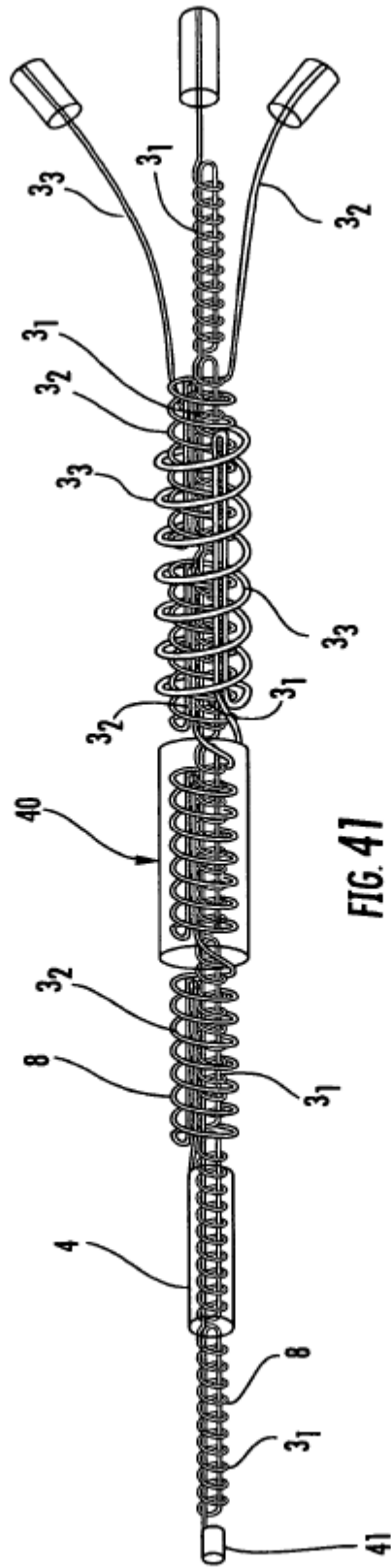


FIG. 41

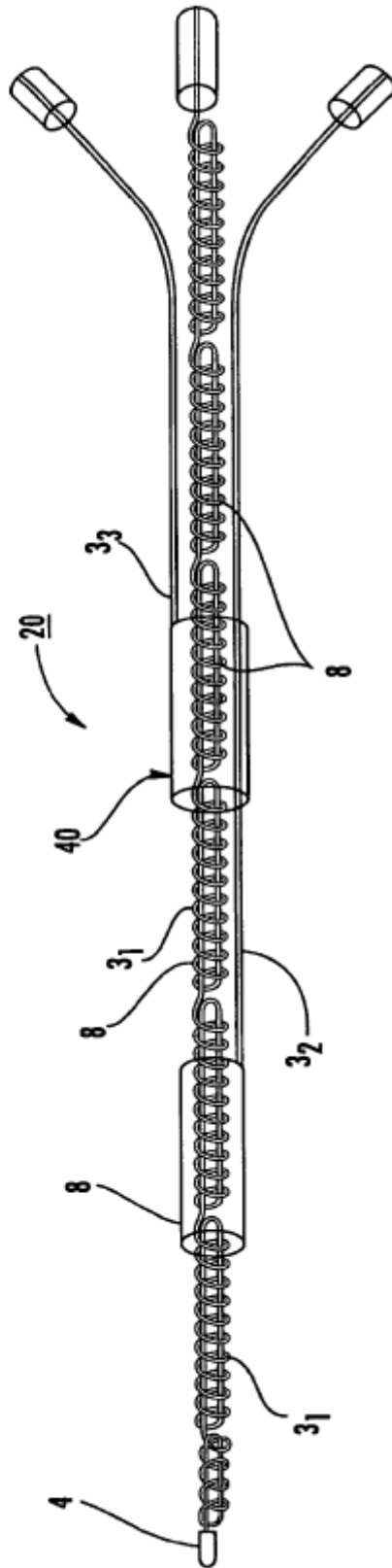


FIG. 42

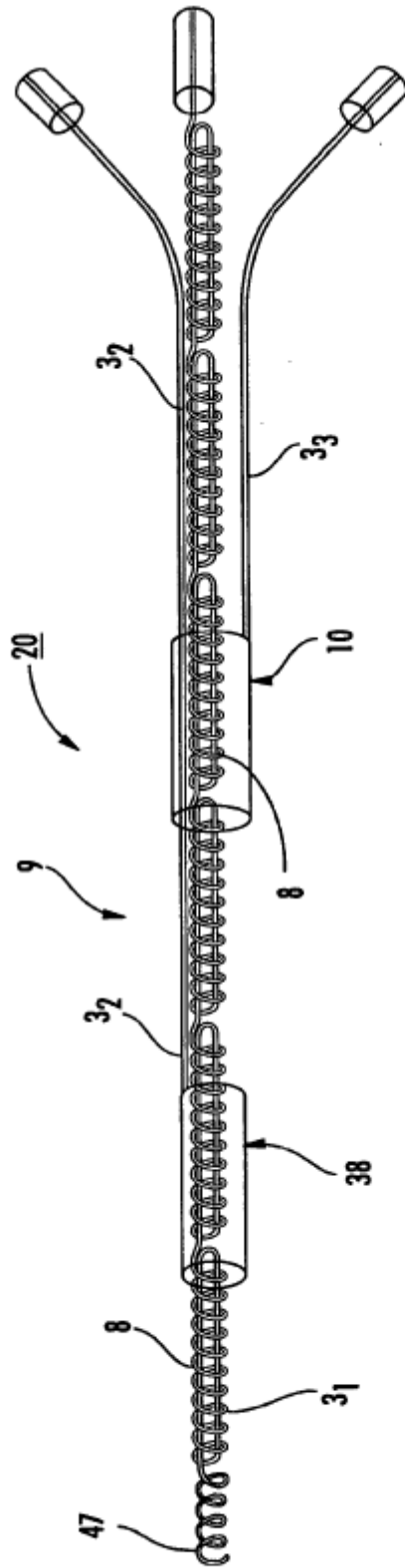


FIG. 43

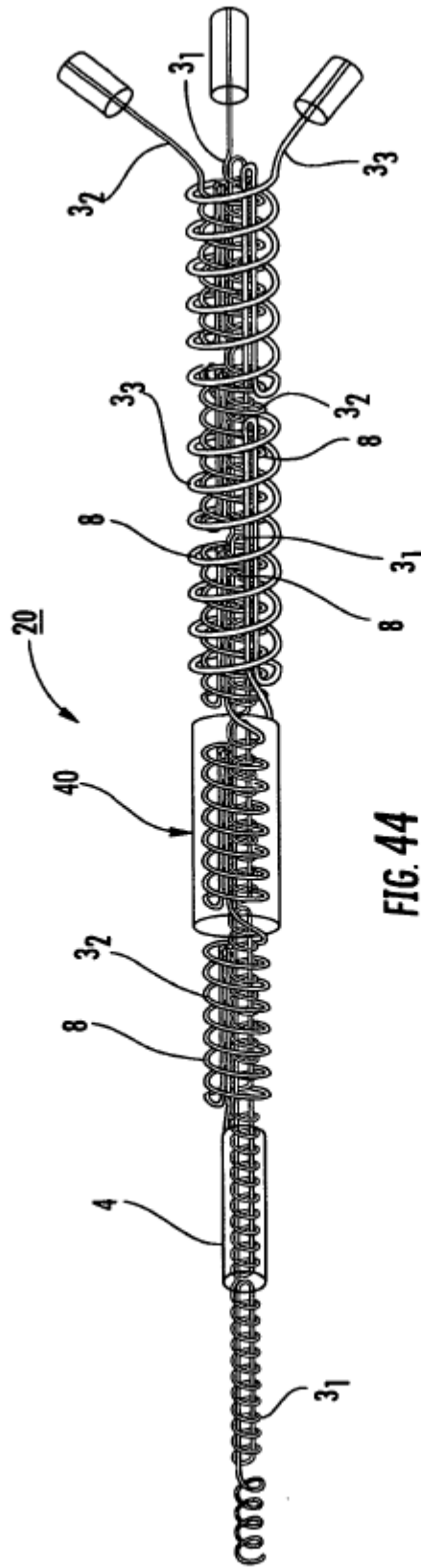


FIG. 44

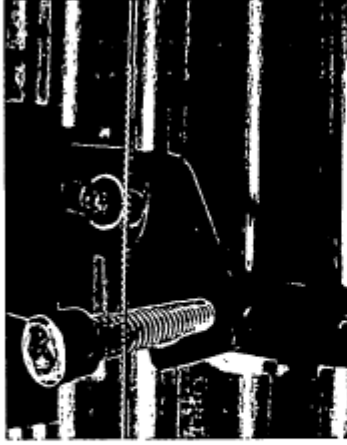


FIG. 45C

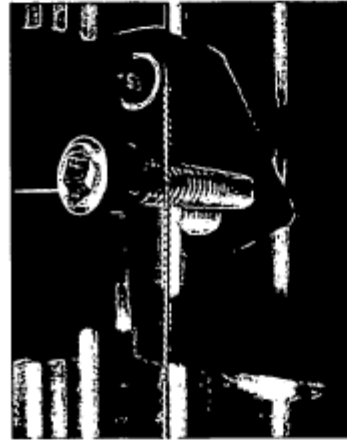


FIG. 45B

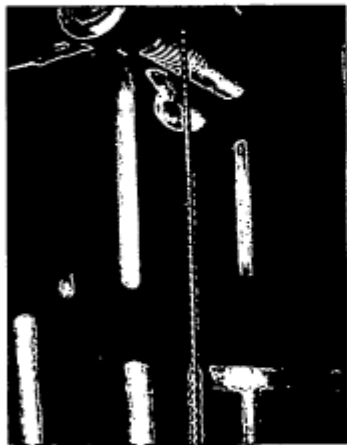


FIG. 45A

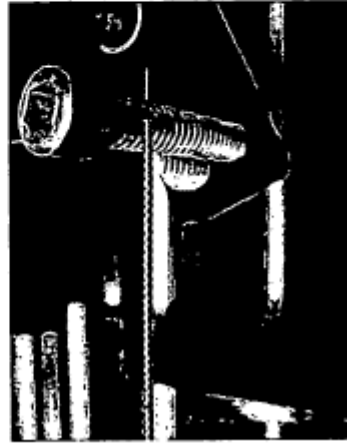


FIG. 45E

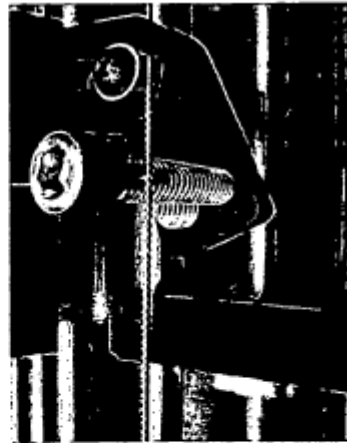


FIG. 45D

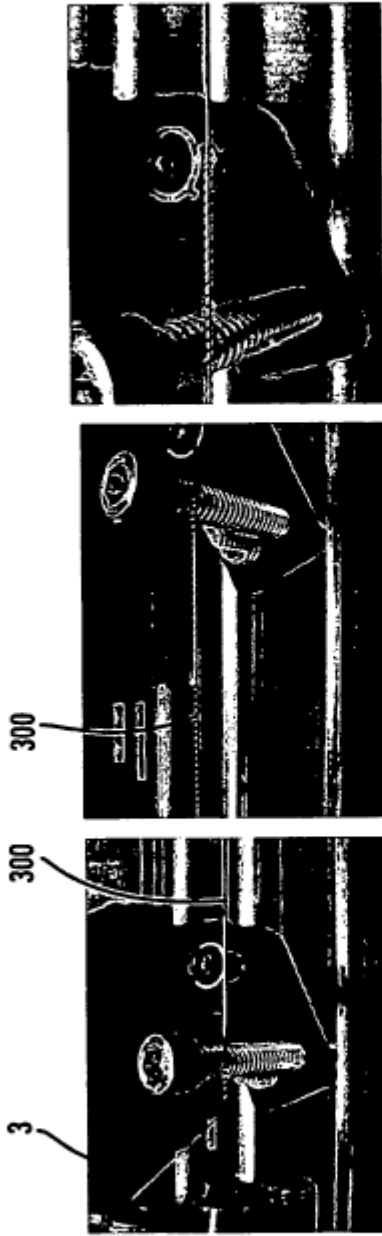


FIG. 46C

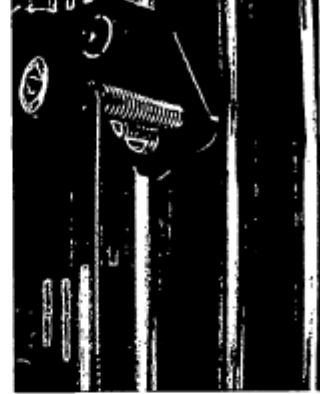


FIG. 46F

FIG. 46B

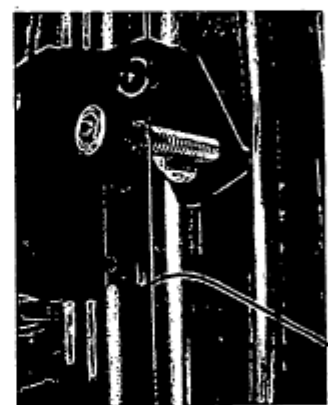


FIG. 46E

FIG. 46A

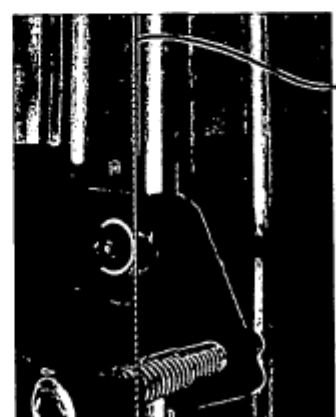


FIG. 46D



FIG. 47C

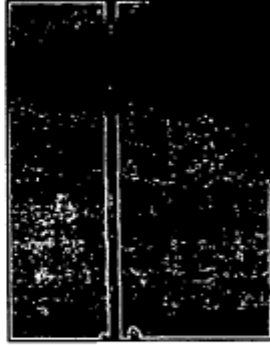


FIG. 48C

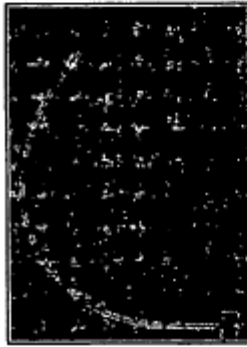


FIG. 47B



FIG. 48B

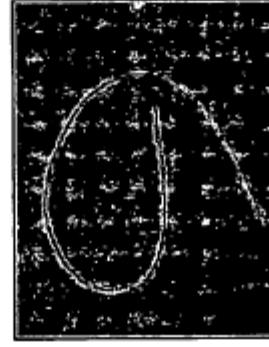


FIG. 49



FIG. 47A

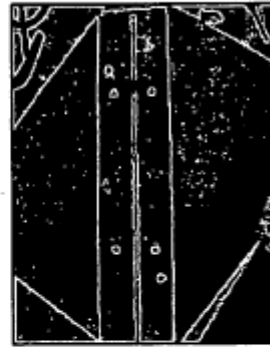


FIG. 48A



FIG. 48D

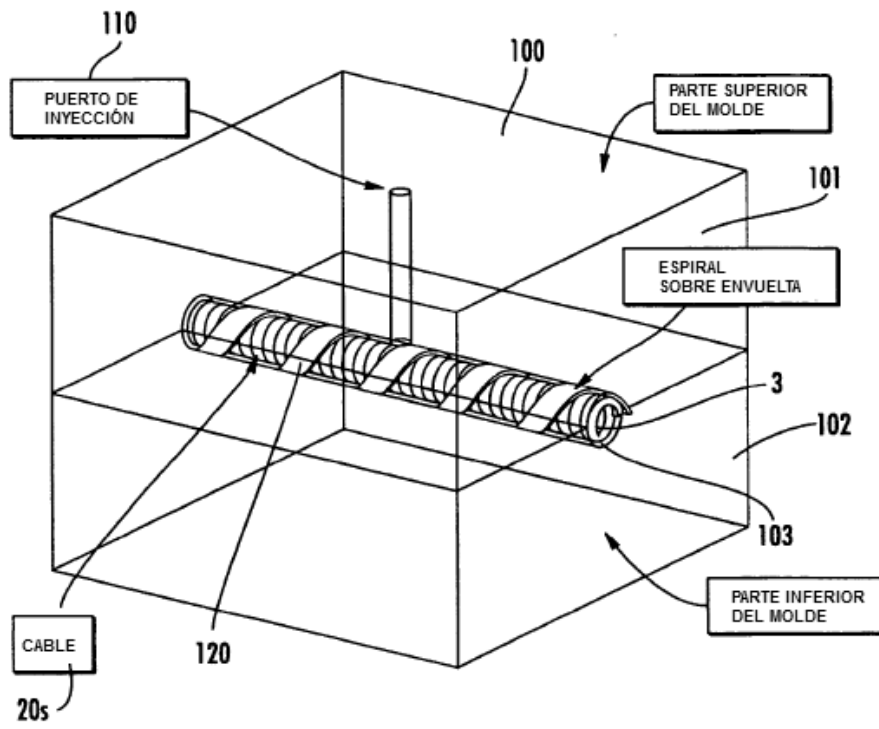


FIG. 50

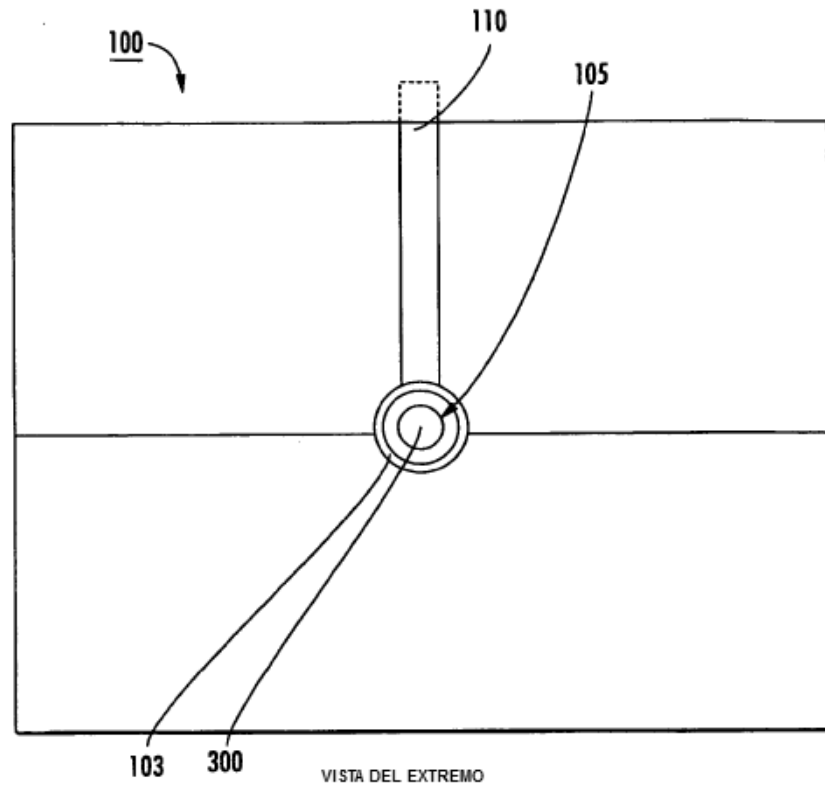


FIG. 51

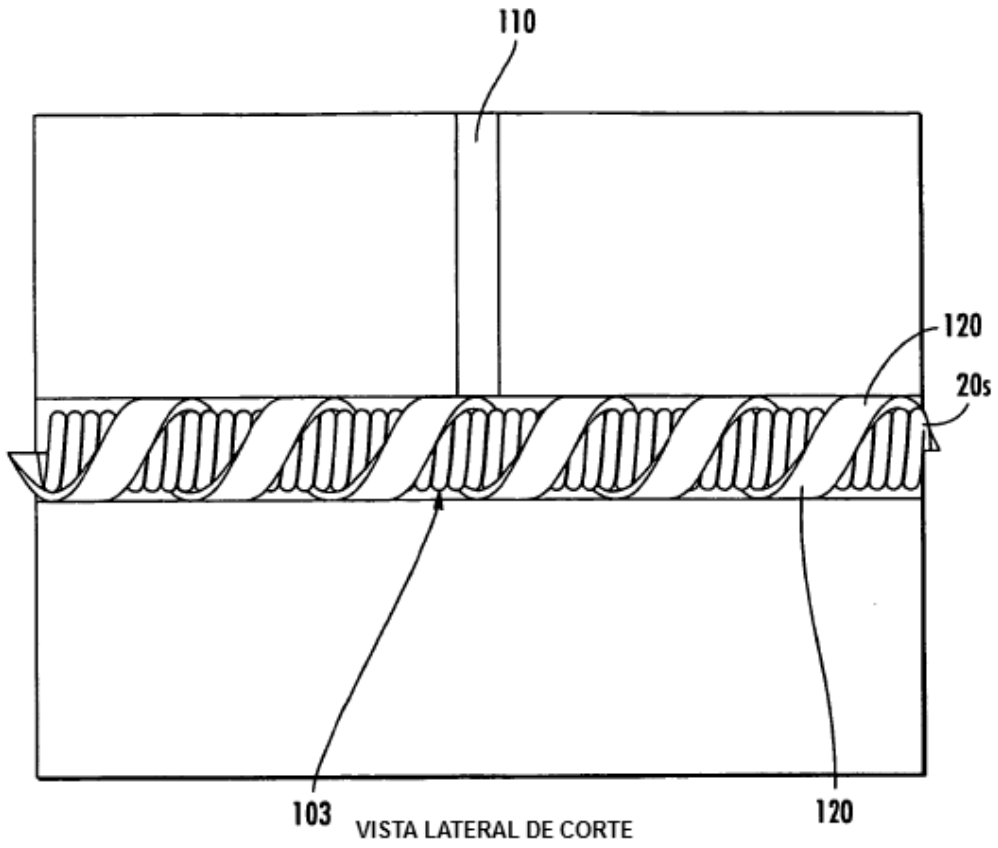
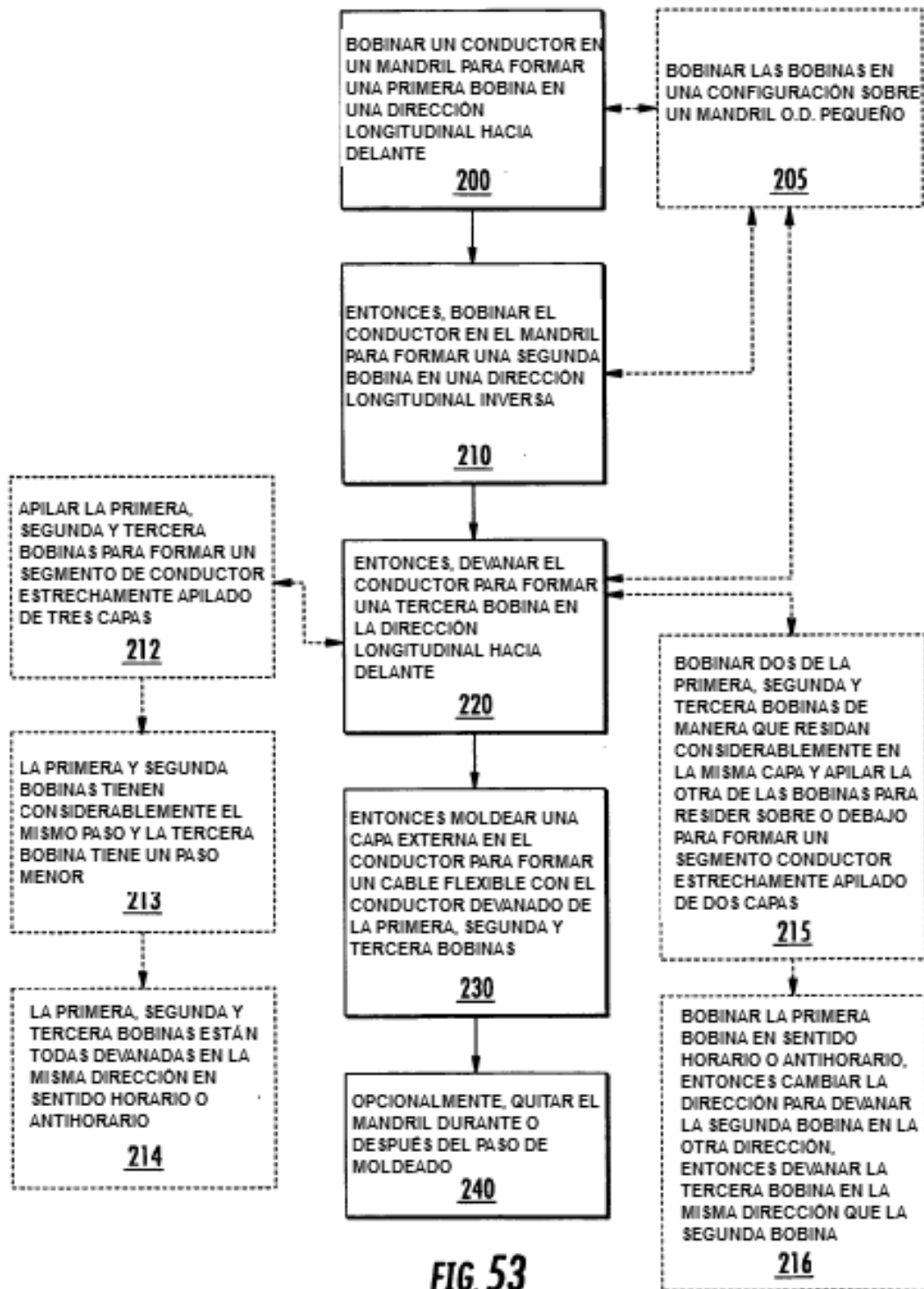


FIG. 52



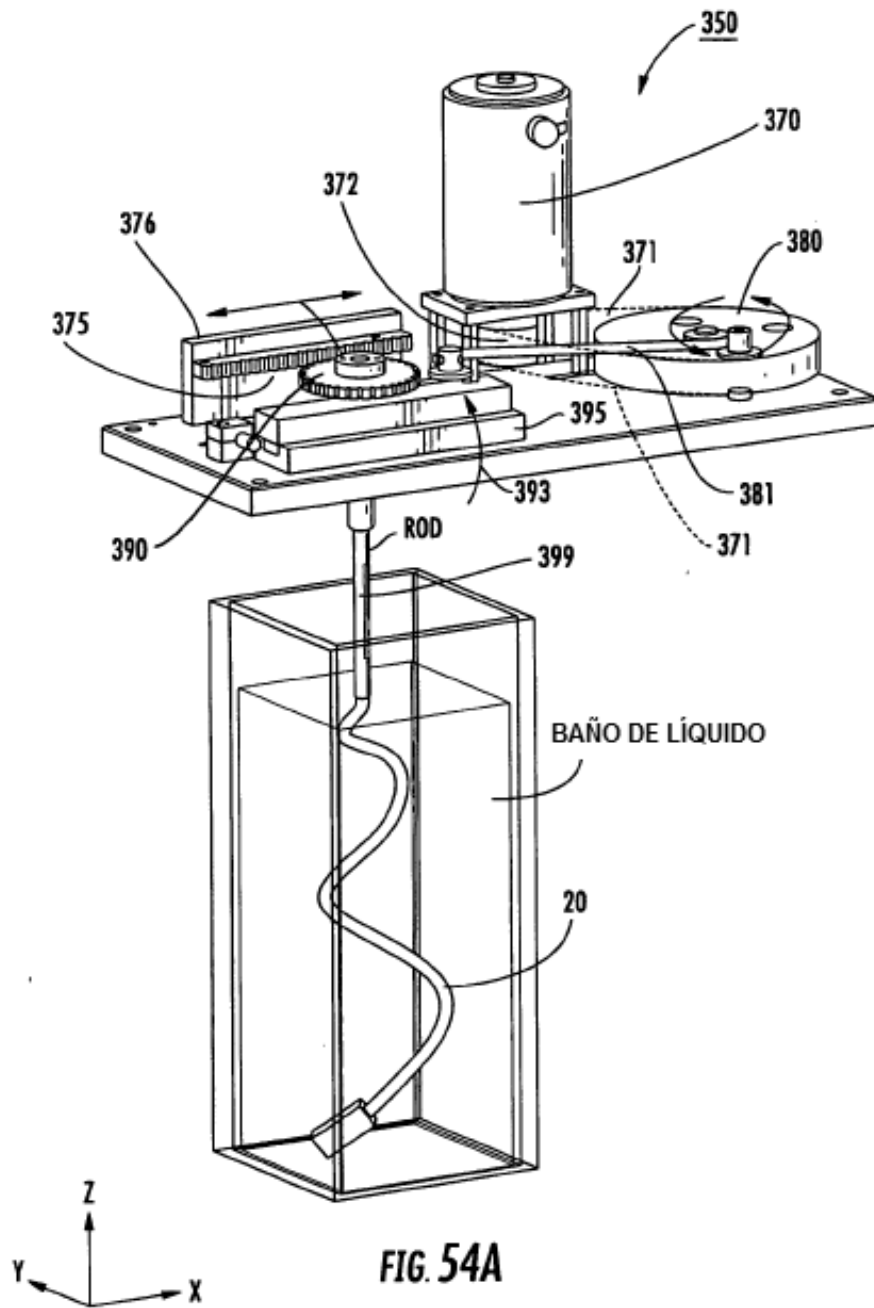
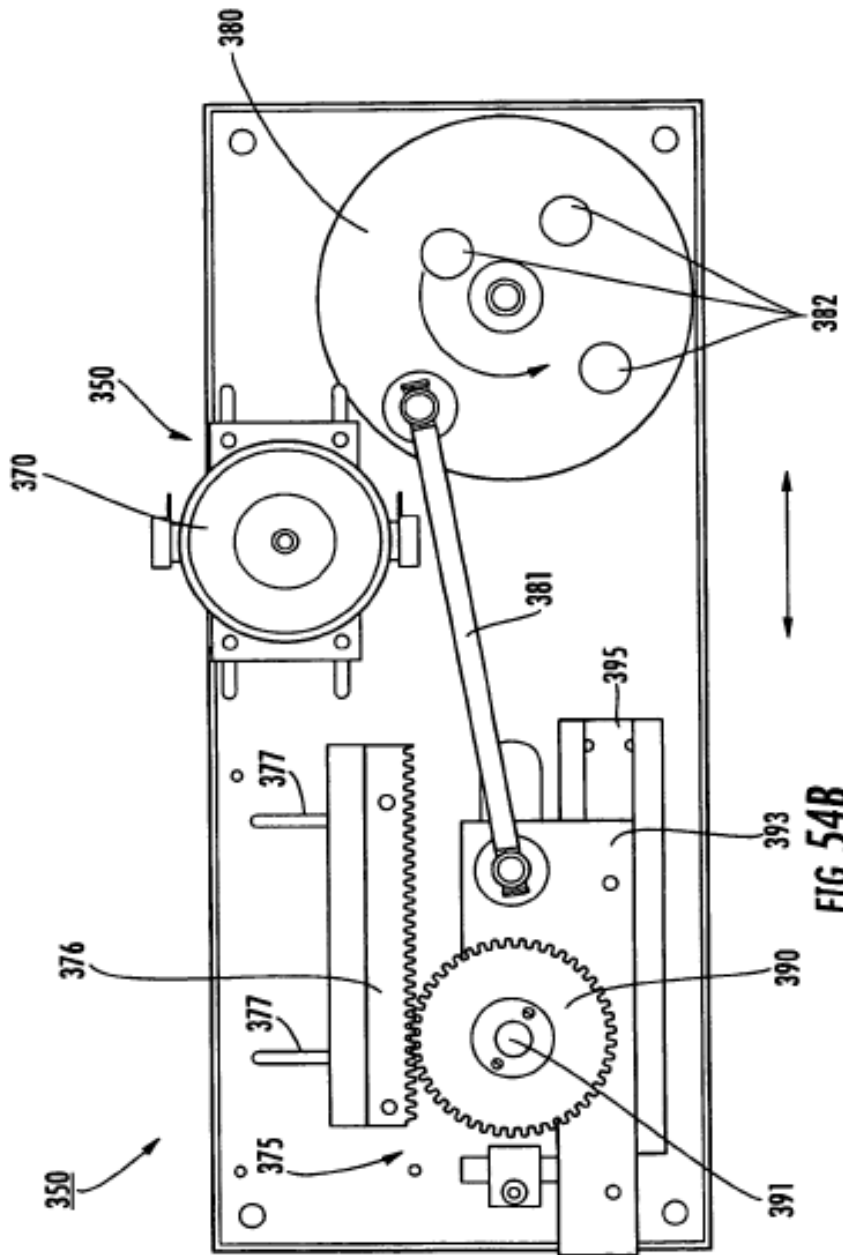
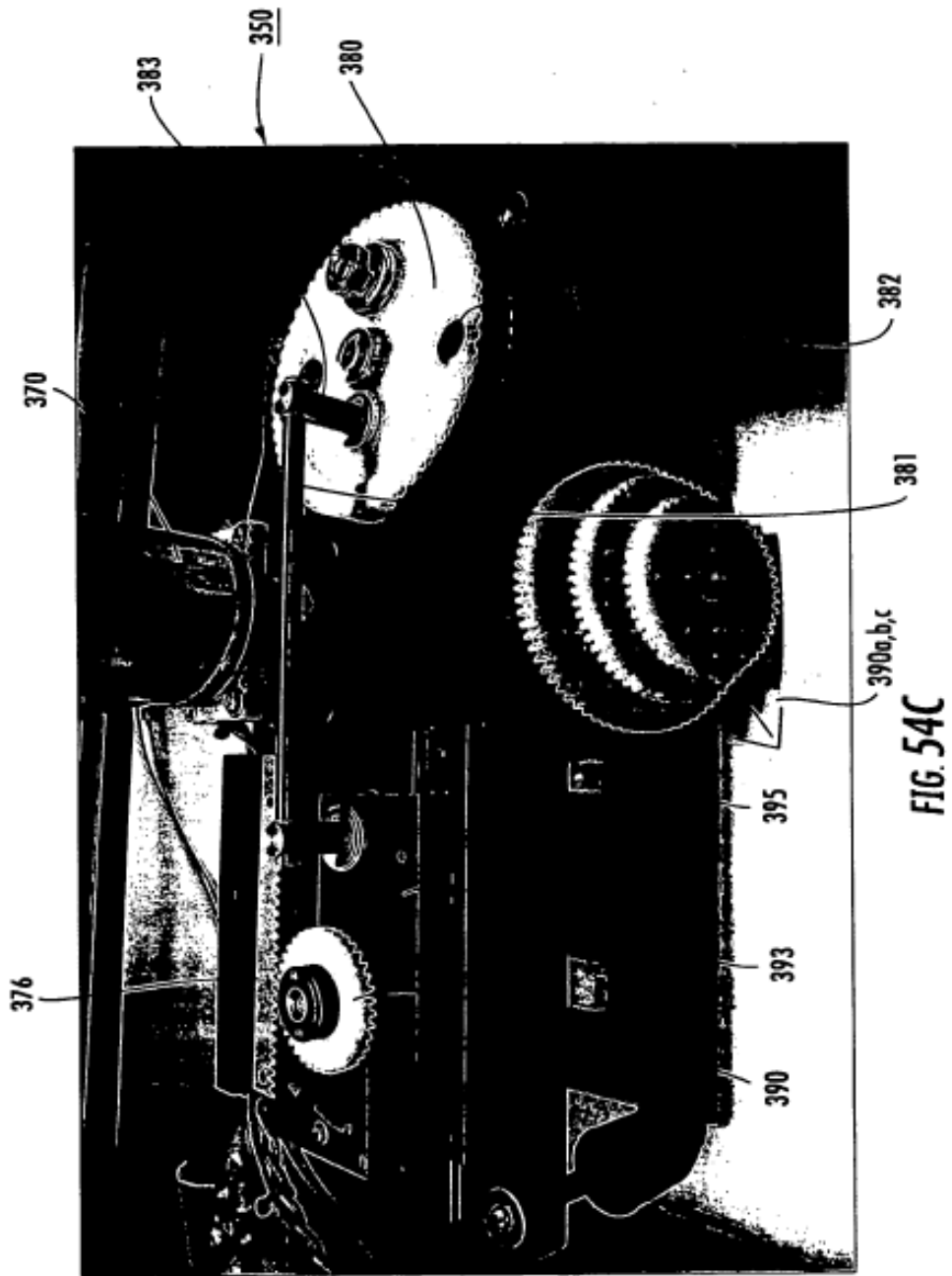


FIG. 54A





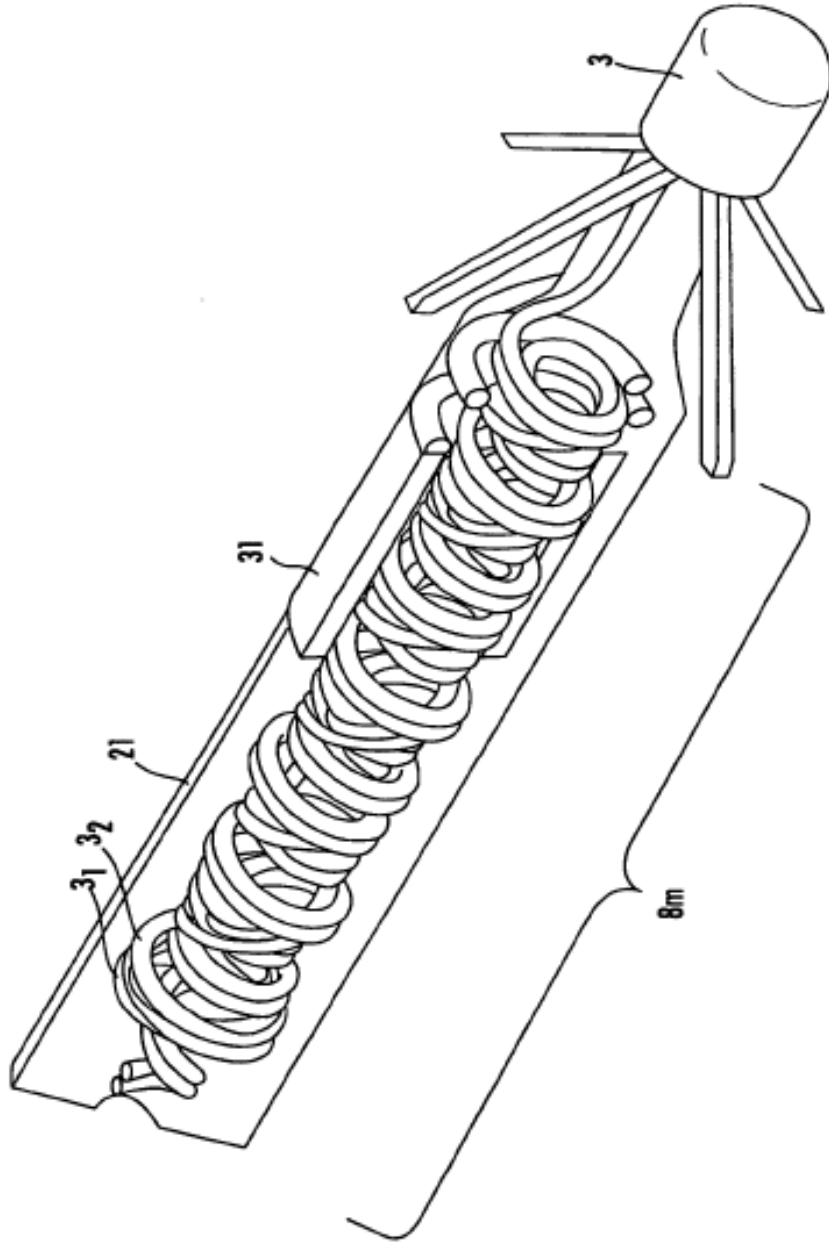


FIG. 55B

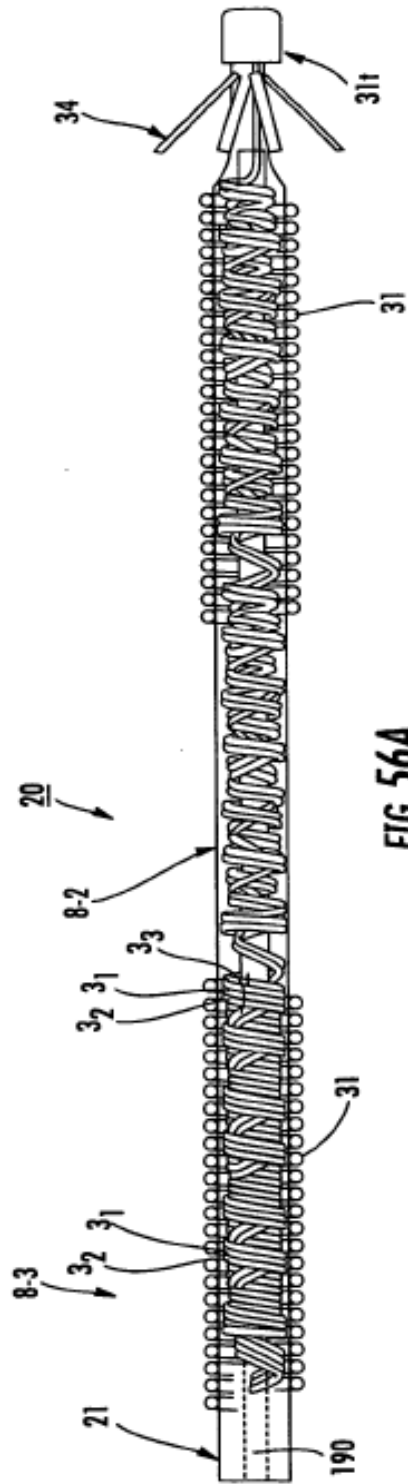


FIG. 56A

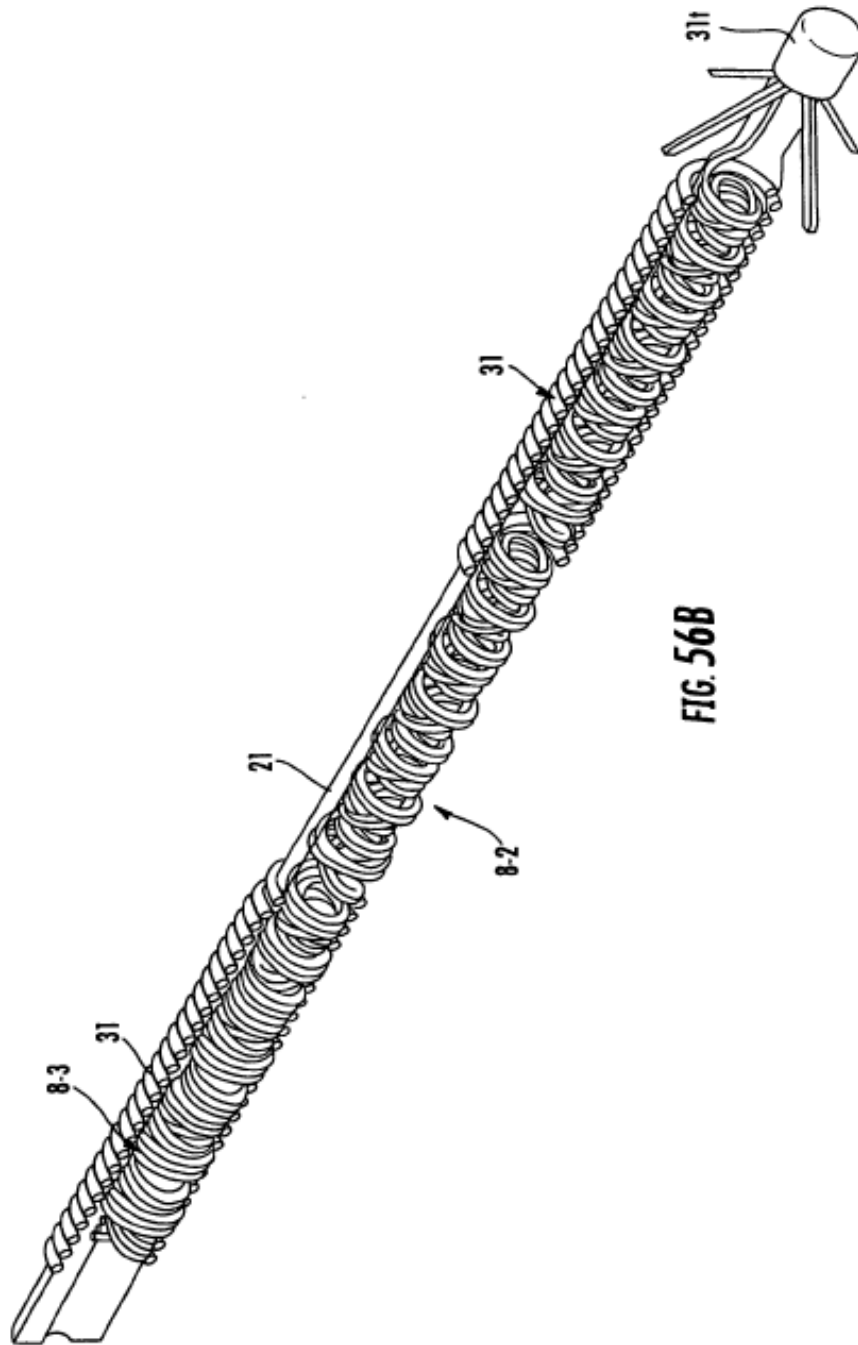


FIG 56B

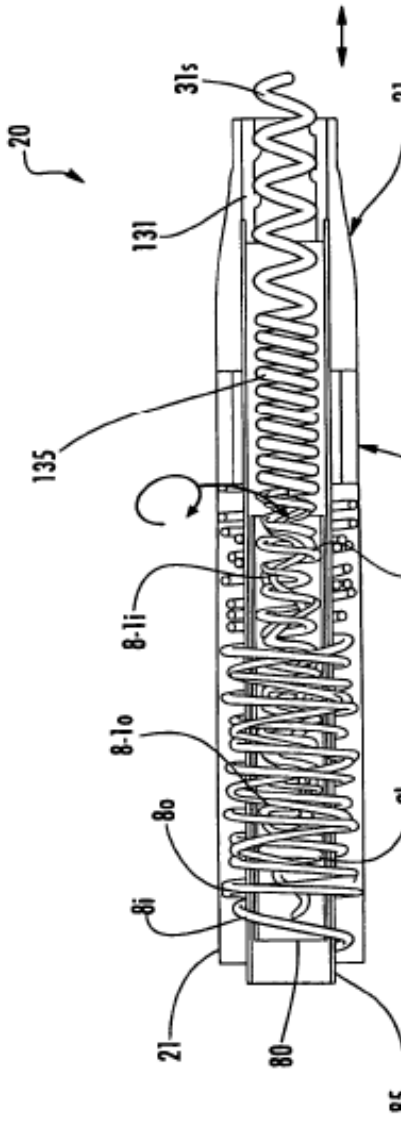


FIG. 57A

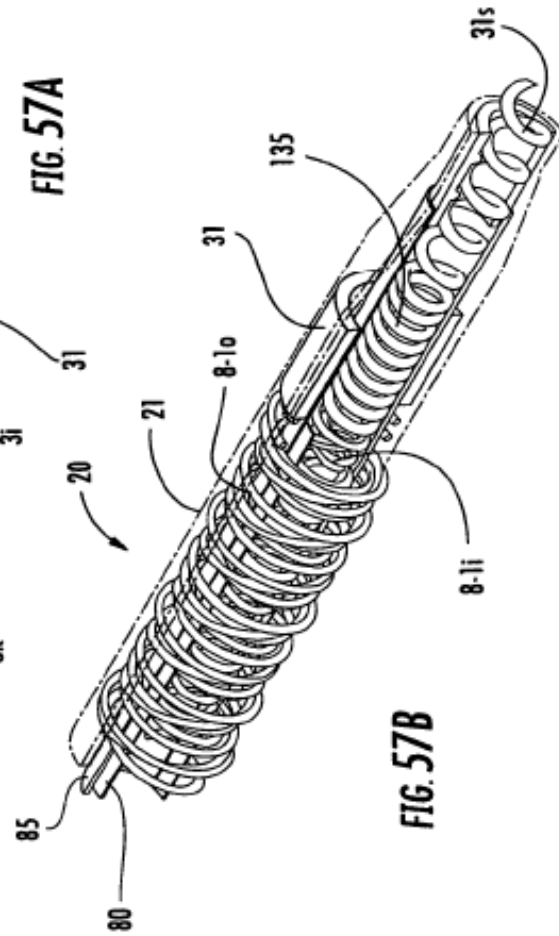


FIG. 57B

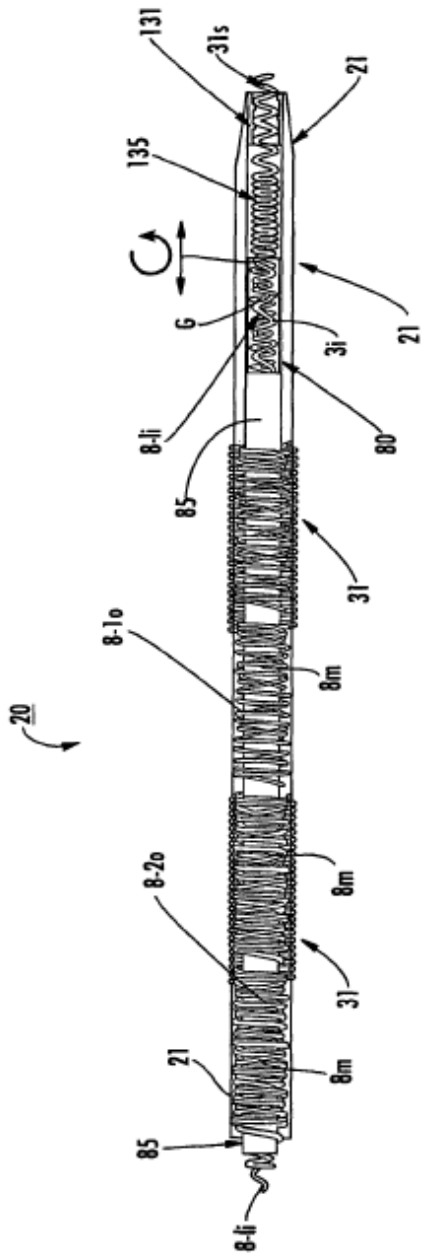


FIG. 58A

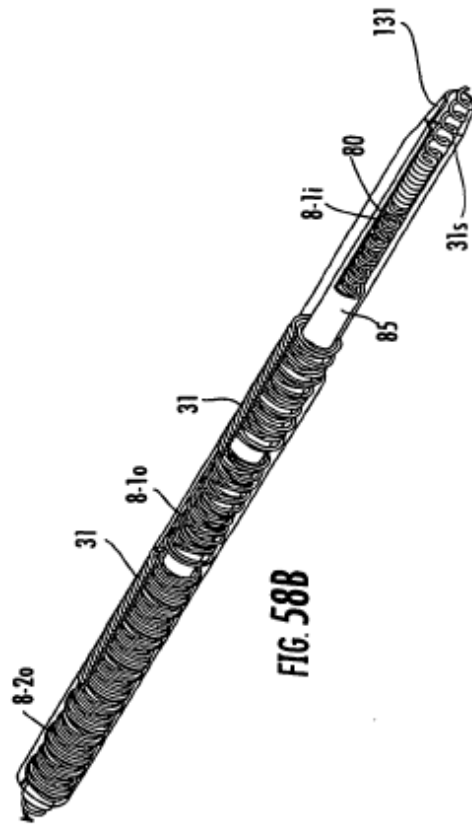


FIG. 58B