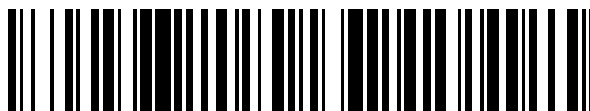


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 547 713**

51 Int. Cl.:

A61N 1/08 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.05.2010 E 10720213 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.08.2015 EP 2445577**

54 Título: **Derivación de dispositivo médico que incluye una bobina unifilar con una capacidad de transmisión del par de torsión mejorada y un calentamiento por RM reducido**

30 Prioridad:

26.06.2009 US 220658 P

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

08.10.2015

73 Titular/es:

**CARDIAC PACEMAKERS, INC. (100.0%)
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, Minnesota 55112, US**

72 Inventor/es:

**PERREY, CHRISTOPHER;
CLARK, BRYAN A. y
FOSTER, ARTHUR J.**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 547 713 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

Derivación de dispositivo médico que incluye una bobina unifilar con una capacidad de transmisión del par de torsión mejorada y un calentamiento por RM reducido

5

Campo técnico

La presente invención se refiere a dispositivos médicos implantables. Más en particular, la presente invención se refiere a construcciones de derivaciones de dispositivos médicos que incluyen una bobina unifilar con un recubrimiento polimérico.

10

Antecedentes

Los dispositivos médicos implantables para el tratamiento de diversas afecciones médicas con estímulos eléctricos se conocen bien. Los dispositivos médicos implantables incluyen generalmente una derivación eléctrica médica para proporcionar un estímulo eléctrico a un sitio dirigido dentro del cuerpo de un paciente tal como, por ejemplo, el corazón o el sistema nervioso de un paciente. Dichas derivaciones tienen generalmente un cuerpo aislante flexible y alargado, uno o varios conductores internos que se extienden a través de lúmenes formados en el cuerpo y uno o varios electrodos expuestos conectados a los extremos distales de los conductores.

15

20

Las derivaciones pueden introducirse en el interior de la vasculatura del paciente en un sitio de acceso venoso y guiarse por vía transvenosa a través de las venas a los sitios donde se implantarán o se pondrán en contacto de otro modo los electrodos de derivación en el sitio de terapia dirigida. Un generador de impulsos fijado a los extremos proximales de los conductores aplica una terapia por estímulo eléctrico al sitio dirigido a través de dicho o dichos conductores.

25

En el documento US2009/0149920 A1 se analizan derivaciones médicas implantables utilizadas en un entorno de RM. Se analiza la influencia del diámetro de filamento, el paso de rosca y el diámetro de la bobina. Resulta que la energía de RF absorbida aumenta como una función cuadrática con un mayor paso de rosca de la bobina.

30

En el documento US2008/0262584 también se describen derivaciones médicas compatibles con la RM. Se desvelan diversas realizaciones en las que se disponen conductores para inhibir, limitar y/o evitar un calentamiento no deseado.

35

Sumario

La presente invención se define en la reivindicación 1 y se refiere a un conjunto conductor para una derivación de dispositivo médico. El conjunto conductor incluye un conductor enrollado en espiral que incluye una pluralidad de vueltas que tienen un paso de rosca de la bobina y un diámetro exterior y que consiste en un filamento que tiene un diámetro de filamento. El paso de rosca de la bobina es de una a aproximadamente dos veces el diámetro de filamento, y el diámetro exterior es al menos 4,5 veces el paso de rosca de la bobina, para minimizar el calentamiento del conductor enrollado en espiral en presencia de un campo de RM. Se forma una envoltura polimérica sobre el conductor enrollado en espiral para que se mantenga el paso de rosca de la bobina del conductor enrollado en espiral unifilar. La envoltura polimérica se configura para aumentar una capacidad de transmisión del par de torsión del conductor enrollado en espiral. La derivación de dispositivo médico incluye un cuerpo de derivación aislado que incluye al menos un electrodo, y el conductor enrollado en espiral se acopla de forma eléctrica al al menos un electrodo.

40

45

El conductor enrollado en espiral, el paso de rosca de la bobina, y el diámetro exterior se seleccionan en función del diámetro de filamento para minimizar el calentamiento del conductor enrollado en espiral en presencia de un campo de RM. Se forma una envoltura polimérica alrededor del conductor enrollado en espiral para que se mantenga el paso de rosca de la bobina del conductor enrollado en espiral unifilar. La envoltura polimérica puede someterse a ablación parcial en un modelo a lo largo de la longitud de la envoltura polimérica que mejora la capacidad de transmisión del par de torsión del conductor enrollado en espiral.

50

55

Aunque se desvelan múltiples realizaciones, otras realizaciones más de la presente invención serán evidentes para los expertos en la materia a partir de la siguiente descripción detallada, que muestra y describe realizaciones ilustrativas de la invención. En consecuencia, los dibujos y la descripción detallada se considerarán de carácter ilustrativo y no restrictivo.

60

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una vista esquemática de un sistema de gestión del ritmo cardíaco que incluye un generador de impulsos acoplado a una derivación utilizada en el corazón de un paciente.

65

La Figura 2A es una vista en perspectiva de un conjunto conductor que incluye una bobina conductora unifilar y una envoltura polimérica de acuerdo con una realización de la presente invención.

La Figura 2B es una vista transversal del conjunto conductor mostrado en la Figura 2A.

La Figura 3A es una vista transversal de un conjunto conductor que incluye una envoltura polimérica sometida a ablación parcial de acuerdo con otra realización de la presente invención.

La Figura 3B es una vista en planta del conjunto conductor mostrado en la Figura 3A.

5 La Figura 4 es una vista en planta de un conjunto conductor que incluye una envoltura polimérica sometida a ablación con un modelo de tipo stent de acuerdo con otra realización de la presente invención.

10 Aunque la invención responde a diversas modificaciones y formas alternativas, se han mostrado realizaciones específicas a modo de ejemplo en los dibujos y se describen detalladamente a continuación. Sin embargo, la intención no es limitar la invención a las realizaciones particulares descritas. Por el contrario, la invención es como se define en las reivindicaciones adjuntas.

Descripción detallada

15 La Figura 1 es una vista esquemática de un sistema de gestión del ritmo cardíaco 10 que incluye un dispositivo médico implantable (DMI) 12 con una derivación 14 que tiene un extremo proximal 16 y un extremo distal 18. En una realización, el DMI 12 incluye un generador de impulsos tal como un marcapasos o un desfibrilador. El DMI 12 puede implantarse por vía subcutánea dentro del cuerpo, normalmente en un lugar tal como el pecho o abdomen del paciente, aunque son posibles otros lugares de implantación. El extremo proximal 16 de la derivación 14 puede acoplarse al DMI 12 o formar parte del mismo. A su vez, el extremo distal 18 de la derivación 14 puede implantarse en el lugar deseado en el corazón 20 o cerca del mismo.

20 Como se muestra en la Figura 1, una parte distal de la derivación 14 se coloca en el corazón de un paciente 20, que incluye una aurícula derecha 22, un ventrículo derecho 24, una aurícula izquierda 26, y un ventrículo izquierdo 28. En la realización ilustrada en la Figura 1, el extremo distal 18 de la derivación 14 se guía por vía transvenosa a través de la aurícula derecha 22, a través del orificio del seno coronario 29, y al interior de una bifurcación del seno coronario 31 o la gran vena cardíaca 33. La posición ilustrada de la derivación 14 puede utilizarse para detectar o para proporcionar ritmo y/o energía de desfibrilación al lado izquierdo del corazón 20, o para tratar arritmias u otros trastornos cardíacos que requieren la aplicación de terapia al lado izquierdo del corazón 20. Además, se entenderá que la derivación 14 también puede utilizarse para aplicar tratamiento en otras regiones del corazón 20 (por ejemplo, el ventrículo derecho 24).

25 Aunque la realización ilustrativa solamente representa una única derivación 14 implantada, debe entenderse que pueden utilizarse múltiples derivaciones para estimular de forma eléctrica otras áreas del corazón 20. En algunas realizaciones, por ejemplo, el extremo distal de una segunda derivación (que no se muestra) puede implantarse en la aurícula derecha 22, y/o el extremo distal de una tercera derivación (que no se muestra) puede implantarse en el ventrículo derecho 24. También pueden utilizarse otros tipos de derivaciones tales como las derivaciones epicárdicas además de la derivación 14 representada en la Figura 1 o en lugar de ella.

40 Durante el funcionamiento, la derivación 14 puede configurarse para transmitir señales eléctricas entre el DMI 12 y el corazón 20. Por ejemplo, en las realizaciones en las que el DMI 12 es un marcapasos, la derivación 14 puede utilizarse para aplicar estímulos eléctricos para marcar el ritmo del corazón 20. En las realizaciones en las que el DMI 12 es un desfibrilador cardíaco implantable, la derivación 14 puede utilizarse para aplicar choques eléctricos al corazón 20 en respuesta a un suceso tal como un ataque al corazón o una arritmia. En algunas realizaciones, el DMI 12 incluye tanto capacidades de marcación de ritmos como de desfibrilación.

50 Uno o varios conductores que se extienden a lo largo de la derivación 14 transmiten las señales eléctricas entre el DMI 12 y los electrodos en el extremo distal 18. El conductor o los conductores se acoplan de forma eléctrica a un conector adecuado para comunicarse con el DMI 12 en el extremo proximal 16 de la derivación 14, y a uno o varios electrodos en el extremo distal 18. De acuerdo con la presente invención, el conductor o los conductores se enrollan en espiral incluyendo una pluralidad de vueltas que tienen un paso de rosca de la bobina y un diámetro exterior y que consisten en un filamento que tiene un diámetro de filamento. El paso de rosca de la bobina y el diámetro exterior se seleccionan en función del diámetro de filamento para minimizar los efectos de las exploraciones por resonancia magnética (RM) sobre la funcionalidad y el funcionamiento de la derivación 14. Una envoltura polimérica se forma alrededor del conductor enrollado en espiral para que se mantenga el paso de rosca de la bobina del conductor enrollado en espiral unifilar. La envoltura polimérica también se configura para aumentar una capacidad de transmisión del par de torsión del conductor enrollado en espiral.

60 La Figura 2A es una vista en perspectiva, y la Figura 2B es una vista transversal, de un conjunto conductor 50 de acuerdo con la presente invención. El conjunto conductor 50 se extiende a través del interior de la derivación 14 e incluye una bobina 52 y una envoltura polimérica 54. La bobina 52 se acopla al DMI 12 mediante un conector en el extremo proximal 16 de la derivación 14 y a uno o más electrodos en el extremo distal 18 de la derivación 14. Aunque en la Figura 2A y la Figura 2B se muestra una única bobina 52, el conjunto conductor 50 puede configurarse para incluir múltiples bobinas 52, cada una capaz de emitir señales entre el DMI 12 y los electrodos en el extremo distal 18.

ES 2 547 713 T3

La bobina 52 incluye un único filamento 56 que se enrolla en espiral alrededor de un eje longitudinal del conjunto conductor 50. El filamento 56 tiene un diámetro d. Un lumen 58 se extiende a través del centro de la bobina 52 y es adecuado para recibir una herramienta para proporcionar la derivación 14, tal como un alambre guía o stent. La bobina 52 incluye una pluralidad de vueltas que tienen un diámetro exterior DE y un diámetro interior DI. La bobina 52 también tiene un paso de rosca de la bobina p que se extiende desde el centro de una vuelta de la bobina 52 al centro de una vuelta próxima de la bobina 52.

La exposición de la derivación 14 a campos de resonancia magnética (RM) puede ocasionar un calentamiento localizado de los electrodos en el extremo distal 18 debido a la excitación de los conductores de la derivación (por ejemplo, bobina 52). Los conductores con inductancia elevada ($> 1 \mu\text{H}$) son más resistentes a la excitación en campos de RM. La inductancia del conductor se determina según sus propiedades geométricas, incluyendo si el conductor es recto o bobinado. Para un conductor bobinado o enrollado, tal como la bobina 52, varios parámetros influyen en su inductancia, incluido el paso de rosca de la bobina p, el diámetro exterior DE, el área transversal de la bobina 52, y el número de filamentos que comprenden la bobina. De este modo, las dimensiones de la bobina 52 pueden seleccionarse para minimizar los efectos de los campos de resonancia magnética (RM) en el rendimiento y la respuesta de la derivación 14. De acuerdo con la invención, para un conjunto conductor 50 como el que se muestra que incluye una única bobina unifilar 52, un paso de rosca de la bobina p en el intervalo de uno a aproximadamente dos veces el diámetro de filamento d, y un diámetro exterior DE de al menos aproximadamente 4,5 veces el paso de rosca de la bobina p aumenta la inductancia de la bobina lo suficiente como para minimizar la energía recogida por la bobina 52.

La Tabla 1 a continuación ofrece ejemplos de dimensiones para la bobina 52 para minimizar el calentamiento de electrodos ocasionado por los campos de RM. Las dimensiones enumeradas son para una bobina 52 que tiene una longitud (extendiéndose desde el conector hasta el extremo distal 18) en el intervalo de aproximadamente 450 mm a aproximadamente 600 mm.

Tabla 1

Diámetro de filamento (d) mm (pulgadas)	Paso de Rosca de la Bobina (p) mm (pulgadas)	Diámetro Exterior (DE) de la Bobina mm (pulgadas)
0,013 (0,0005)	0,013 (0,0005)-0,020 (0,0008)	0,051 (0,002)
0,025 (0,001)	0,025 (0,001)-0,051 (0,002)	0,102 (0,004)
0,051 (0,002)	0,051 (0,002)-0,076 (0,003)	0,229 (0,009)
0,076 (0,003)	0,076 (0,003)-0,102 (0,004)	0,330 (0,013)
0,102 (0,004)	0,102 (0,004)-0,127 (0,005)	0,508 (0,020)
0,127 (0,005)	0,127 (0,005)-0,178 (0,007)	0,559 (0,022)
0,152 (0,006)	0,152 (0,006)-0,203 (0,008)	0,686 (0,027)
0,178 (0,007)	0,178 (0,007)-0,229 (0,009)	0,787 (0,031)
0,203 (0,008)	0,203 (0,008)-0,254 (0,010)	0,914 (0,036)
0,229 (0,009)	0,229 (0,009)-0,279 (0,011)	1,016 (0,040)
0,254 (0,010)	0,254 (0,010)-0,305 (0,012)	1,143 (0,045)
0,279 (0,011)	0,279 (0,011)-0,330 (0,013)	1,245 (0,049)

Estas dimensiones son adecuadas para un conjunto conductor 50 que incluye una única bobina unifilar 52. Las dimensiones enumeradas para el diámetro de filamento d, el paso de rosca de la bobina p, y el diámetro exterior DE de la bobina solamente se muestran a modo de ejemplo, y también se contemplan otras dimensiones que reducen el calentamiento de electrodos debido a los campos de RM a niveles adecuados. Además, para realizaciones del conjunto conductor 50 que incluyen múltiples bobinas unifilares coaxiales, estas dimensiones pueden cambiar para dar cuenta de la interacción de las bobinas entre sí en presencia de un campo de RM.

Puede que la bobina 52 con un pequeño diámetro DE y que tiene un pequeño paso de rosca p tenga tendencia a dañarse durante la construcción y el uso. Por ejemplo, en derivaciones de fijación activa, la bobina 52 está concebida para rotar relativamente al cuerpo de derivación e impulsar el par de torsión para extender la hélice de fijación dentro del tejido del corazón 20. Las bobinas unifilares, tales como la bobina 52, no suelen conducir bien el par de torsión, y las fuerzas que habitualmente encuentra la derivación 14 pueden provocar que la bobina 52 experimente concentraciones de tensión en partes de la bobina 52, lo que puede ocasionar una fatiga prematura de la bobina 52. Con el fin de mejorar la capacidad de transmisión del par de torsión de la bobina 52, así como de mantener la integridad del paso de rosca de la bobina p, la envoltura polimérica 54 se forma alrededor de la bobina 52 para que la envoltura polimérica 54 cubra o envuelva la bobina 52.

La envoltura polimérica 54 puede formarse sobre la bobina 52 para que las partes de la envoltura polimérica 54 se extiendan entre las vueltas de la bobina 52 con el fin de mantener un espacio adecuado de las vueltas de la bobina entre sí. En algunas realizaciones, la envoltura polimérica 54 es un manguito que se monta encima de la bobina 52 durante la fabricación. En otras realizaciones, la envoltura polimérica 54 se extruye sobre, se moldea alrededor de, se adhiere a, o se termorretrae sobre, la bobina 52. La envoltura polimérica 54 puede formarse sobre una bobina 52

con un lumen 58 abierto. Como alternativa, la bobina 52 puede bobinarse alrededor de un tubo o cilindro de material aislante, y la envoltura polimérica 54 puede formarse alrededor de la bobina 52 después.

La envoltura polimérica 54 es suficientemente gruesa y se compone de un material que es suficientemente rígido para aumentar la capacidad de transmisión del par de torsión y mantener el paso de rosca de la bobina p de la bobina 52, mientras sigue permitiendo que el conjunto conductor 50 se doble suficientemente durante el funcionamiento. En algunas realizaciones, el grosor g de la envoltura polimérica 54 es inferior a aproximadamente 0,051 mm (0,002 pulgadas) y se fabrica con un material seleccionado del grupo que consiste en politetrafluoroetileno expandido (PTFEe), PTFEe recubierto, politetrafluoroetileno (PTFE), copolímero de etileno-tetrafluoroetileno (ETFE), etileno propileno fluorado (FEP), silicona, poliuretano, copolímero de silicona-poliuretano, y un polímero poroso. Se entenderá que también son posibles otros materiales y otros grosores g.

La envoltura polimérica 54 puede adherirse a partes de la bobina 52 para evitar que la envoltura polimérica 54 se deslamine de la bobina 52. Con frecuencia, esto puede conseguirse aplicando un material adhesivo a la bobina 52 antes de formar la envoltura polimérica 54 sobre ella. Sin embargo, en algunos casos, el material utilizado para la envoltura polimérica 54 no se adhiere bien al material utilizado para la bobina 52. Con el fin de asegurar una buena adherencia, la bobina 52 puede recubrirse con un material que se una bien a la envoltura polimérica 54. Por ejemplo, el filamento 56 puede recubrirse en un polímero adecuado antes de bobinar el filamento 56 en la bobina 52. Como alternativa, la bobina 52 puede someterse al grabado, tal como el grabado por láser, con un modelo que permita una buena unión a la envoltura polimérica 54.

En algunos casos, pueden modificarse partes de la envoltura polimérica 54 para aumentar la flexibilidad de la envoltura polimérica 54. Por ejemplo, en una derivación en forma de J, la derivación tiene una curva pronunciada en el lugar de la parte en forma de J. La interacción entre determinados materiales para la envoltura polimérica 54 y la bobina conductora 52 en esta curva pronunciada puede provocar que el conjunto conductor 50 siga en forma de J, lo cual puede evitar la manipulación de la parte en forma de J durante la implantación.

La Figura 3A es una vista transversal y la Figura 3B es una vista en planta de un conjunto conductor 60 de acuerdo con otra realización de la presente invención que incluye elementos que mejoran la flexibilidad del conjunto conductor 60. El conjunto conductor 60 incluye una bobina 62 y una envoltura polimérica 64 con características materiales y dimensionales sustancialmente similares a la bobina 52 y la envoltura polimérica 54, respectivamente, analizadas anteriormente en relación con las Figuras 2A y 2B. En esta realización, la envoltura polimérica 64 se somete a ablación parcial con un modelo de ablación 70 a lo largo de una longitud de al menos una parte del conjunto conductor 60. La envoltura polimérica 64 se somete a ablación parcial en tanto que la envoltura polimérica 64 no se elimina completamente (es decir, la bobina 52 no está expuesta) en las partes sometidas a ablación de la envoltura polimérica 64. Por ejemplo, en una derivación en forma de J, la envoltura polimérica 64 puede someterse a ablación parcial a lo largo del radio interior de la curva pronunciada en la parte en forma de J. Al mejorar la flexibilidad del conjunto conductor 60, el grosor restante de la envoltura polimérica 64 en los lugares sometidos a ablación parcial sirve para mantener el paso de rosca p de la bobina 62 y mejorar la capacidad de transmisión del par de torsión de la bobina 62.

En la realización mostrada, el modelo de ablación 70 es un modelo en espiral que se enrolla alrededor de la envoltura polimérica 64, y aproximadamente el 20 % de la envoltura polimérica 64 se somete a ablación parcial. Sin embargo, se entenderá que el modelo de ablación 70 puede comprender cualquier forma, y cualquier porcentaje de la envoltura polimérica 64 puede someterse a ablación parcial, para mejorar la flexibilidad del conjunto conductor 60 mientras se mantiene el paso de rosca de la bobina p y se mejora la capacidad de transmisión del par de torsión del conjunto conductor 60.

La envoltura polimérica 64 puede someterse a ablación parcial con el modelo de ablación 70 utilizando varias técnicas. En algunas realizaciones, se forma una envoltura polimérica 64 sin modificar sobre la bobina 62 y después se modifica en el modelo deseado. El modelo de ablación 70 puede formarse mediante, por ejemplo, la ablación por láser del modelo de ablación 70 dentro de la envoltura polimérica 64. El modelo de ablación 70 puede formarse alternativamente grabando o forjando el modelo de ablación 70 en la envoltura polimérica 64.

La Figura 4 es una vista en planta de un conjunto conductor 80 de acuerdo con otra realización de la presente invención. El conjunto conductor 80 incluye una bobina 82 y una envoltura polimérica 84 que tienen características materiales y dimensionales sustancialmente similares a la bobina 52 y la envoltura polimérica 54, respectivamente, analizadas anteriormente en relación con las Figuras 2A y 2B. En esta realización, la envoltura polimérica 84 se somete a ablación con un modelo de tipo stent 90 a lo largo de una longitud de al menos una parte del conjunto conductor 80. El modelo de tipo stent 90 incluye partes sometidas a ablación 92 sustancialmente con forma de rombo y partes no sometidas a ablación 94. En algunas realizaciones, las partes sometidas a ablación 92 son ablaciones parciales que no se extienden completamente a través del grosor g de la envoltura polimérica 84. En otras realizaciones, las partes sometidas a ablación 92 se someten completamente a ablación a través del grosor g de la envoltura polimérica 84.

En resumen, la presente invención se refiere a un conjunto conductor para una derivación de dispositivo médico que incluye un conductor enrollado en espiral que incluye una pluralidad de vueltas con un paso de rosca de la bobina y

- un diámetro exterior y que consiste en un filamento que tiene un diámetro de filamento. El paso de rosca de la bobina y el diámetro exterior se seleccionan en función del diámetro de filamento para minimizar el calentamiento del conductor enrollado en espiral en presencia de un campo de RM. En algunas realizaciones, el paso de rosca de la bobina es de una a aproximadamente dos veces el diámetro de filamento, y el diámetro exterior es al menos 4,5
- 5 veces el paso de rosca de la bobina. Una envoltura polimérica se forma alrededor del conductor enrollado en espiral para que se mantenga el paso de rosca de la bobina del conductor enrollado en espiral unifilar. La envoltura polimérica se configura para aumentar una capacidad de transmisión del par de torsión del conductor enrollado en espiral. En algunas realizaciones, la envoltura polimérica se somete a ablación parcial en un modelo a lo largo de una longitud de la envoltura polimérica que mejora la capacidad de transmisión del par de torsión del conductor
- 10 enrollado en espiral. En una realización ejemplar, la derivación de dispositivo médico incluye un cuerpo de derivación aislado que incluye al menos un electrodo, y el conductor enrollado en espiral se acopla de forma eléctrica al al menos un electrodo.

REIVINDICACIONES

1. Una derivación de dispositivo médico (14) que comprende:

5 un cuerpo de derivación aislado que incluye al menos un electrodo;
un conductor enrollado en espiral (52) acoplado de forma eléctrica al al menos un electrodo, incluyendo el
conductor enrollado en espiral (52) una pluralidad de vueltas enrolladas en espiral alrededor de un eje
longitudinal, teniendo el conductor enrollado en espiral (52) un paso de rosca de la bobina y un diámetro
10 exterior, consistiendo el conductor enrollado en espiral (52) en un filamento (56) con un diámetro de filamento,
en donde el paso de rosca de la bobina es de una a aproximadamente dos veces el diámetro de filamento, y el
diámetro exterior es al menos 4,5 veces el paso de rosca de la bobina para minimizar el calentamiento del
conductor enrollado en espiral (52) en presencia de un campo de RM; y
una envoltura polimérica (54) formada sobre el conductor enrollado en espiral (52) para que se mantenga el
15 paso de rosca de la bobina del conductor enrollado en espiral unifilar (52), en donde la envoltura polimérica
(54) está configurada para aumentar una capacidad de transmisión del par de torsión del conductor enrollado
en espiral.

2. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 1, en la que la envoltura polimérica (54) se somete a
ablación parcial en un modelo a lo largo de una longitud de la envoltura polimérica (54) para aumentar la flexibilidad
20 del conjunto conductor (52) alrededor de la ablación parcial.

3. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 1, en la que el conductor enrollado en espiral (52)
está adaptado para favorecer la adherencia con la envoltura polimérica (54).

25 4. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 3, en la que el conductor enrollado en espiral (52)
está recubierto de un material que favorece la adherencia entre la envoltura polimérica (54) y el conductor enrollado
en espiral (52).

30 5. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 3, en la que una superficie del conductor enrollado en
espiral (52) está grabada para favorecer la adherencia con la envoltura polimérica (54).

35 6. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 1, en la que la envoltura polimérica (54) se compone
de un material seleccionado del grupo que consiste en politetrafluoroetileno expandido (PTFEe), PTFEe recubierto,
politetrafluoroetileno (PTFE), copolímero de etileno-tetrafluoroetileno (ETFE), etileno propileno fluorado (FEP),
silicona, poliuretano, copolímero de silicona-poliuretano, y un polímero poroso.

40 7. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 1, en la que el diámetro de filamento es inferior a
aproximadamente 0,127 mm (0,005 pulgadas) y el diámetro exterior es inferior a aproximadamente 0,889 mm (0,035
pulgadas).

8. La derivación de dispositivo médico (14) de la reivindicación 1, en la que un grosor de la envoltura polimérica (54)
es inferior a aproximadamente 0,051 mm (0,002 pulgadas).

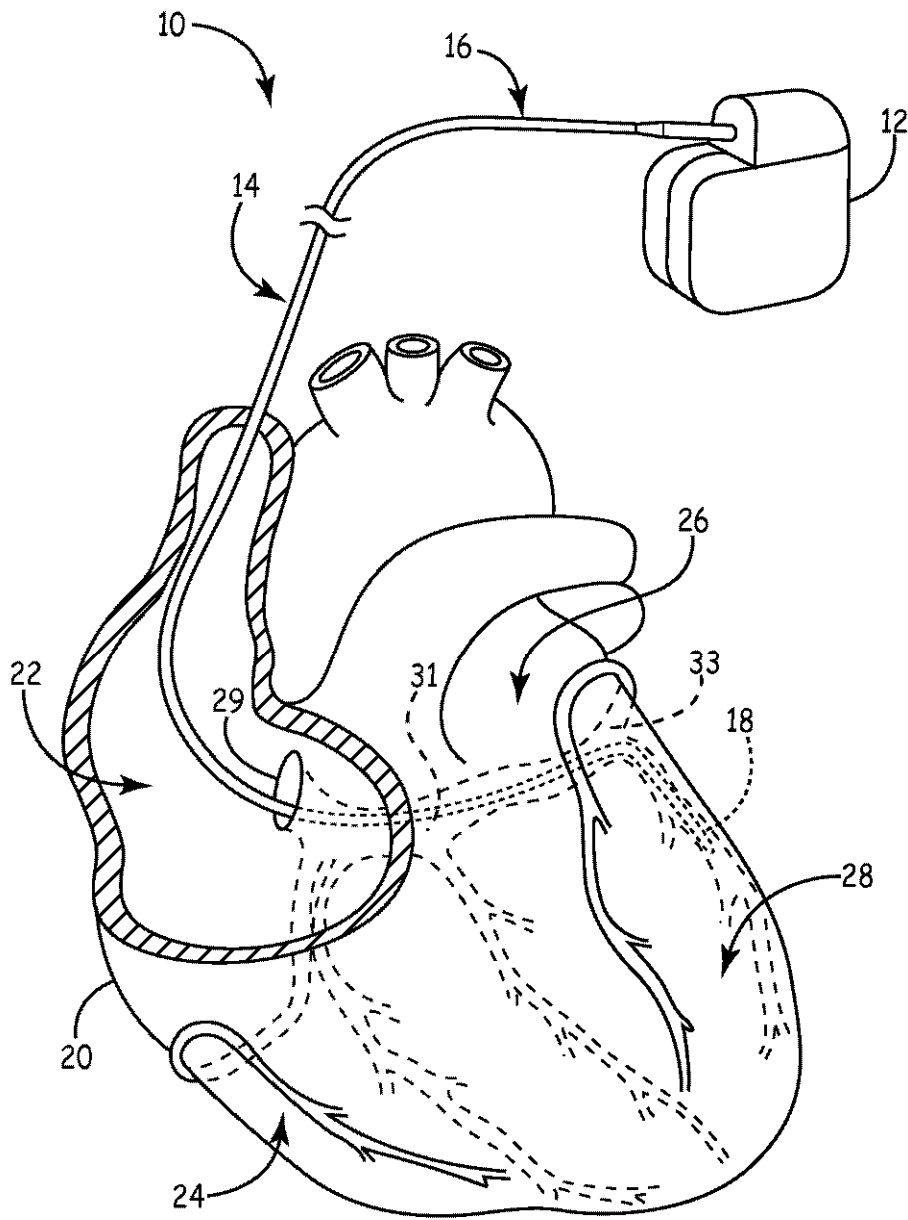


FIG. 1

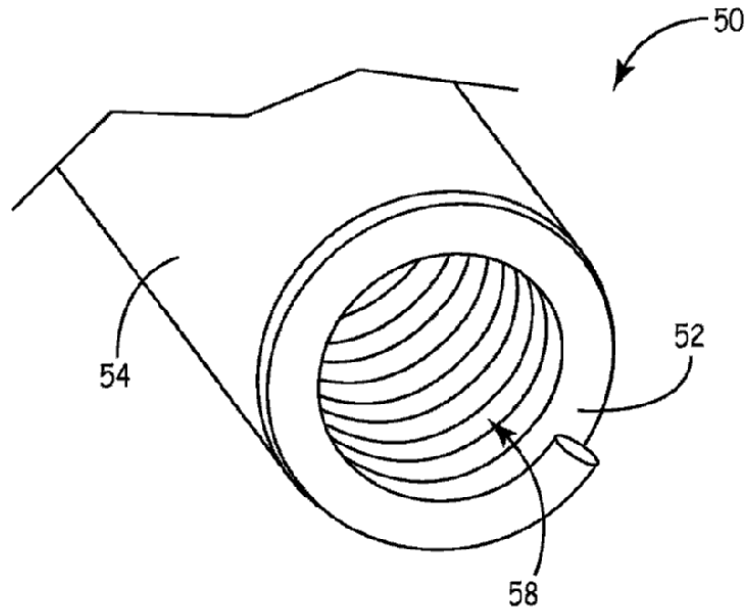


FIG. 2A

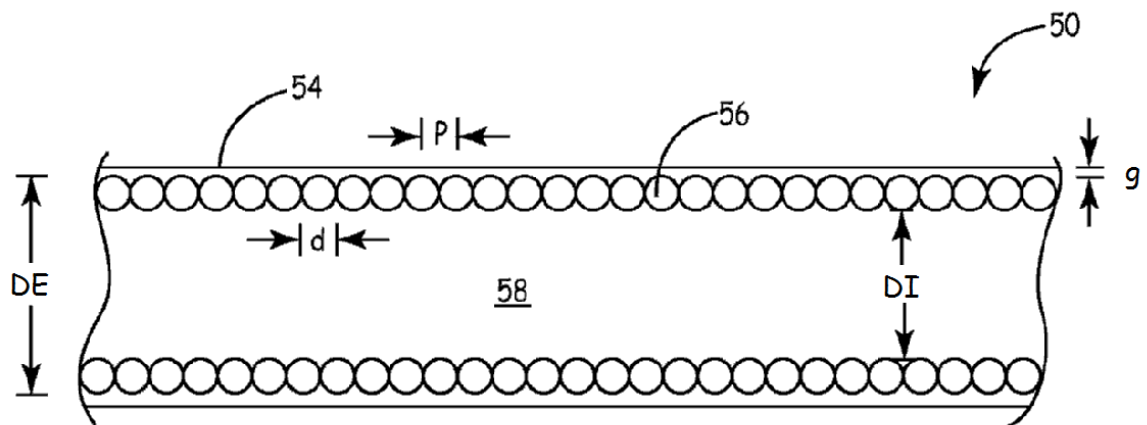


FIG. 2B

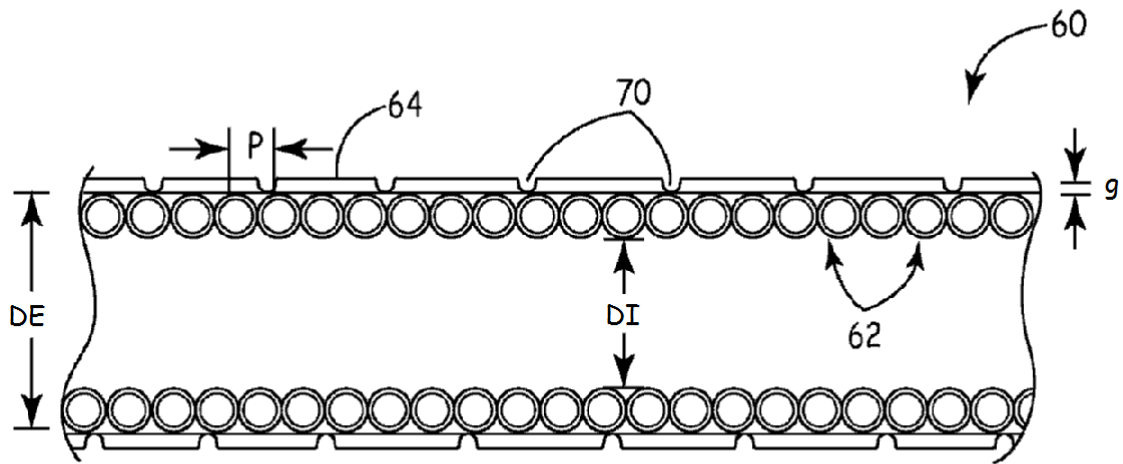


FIG. 3A

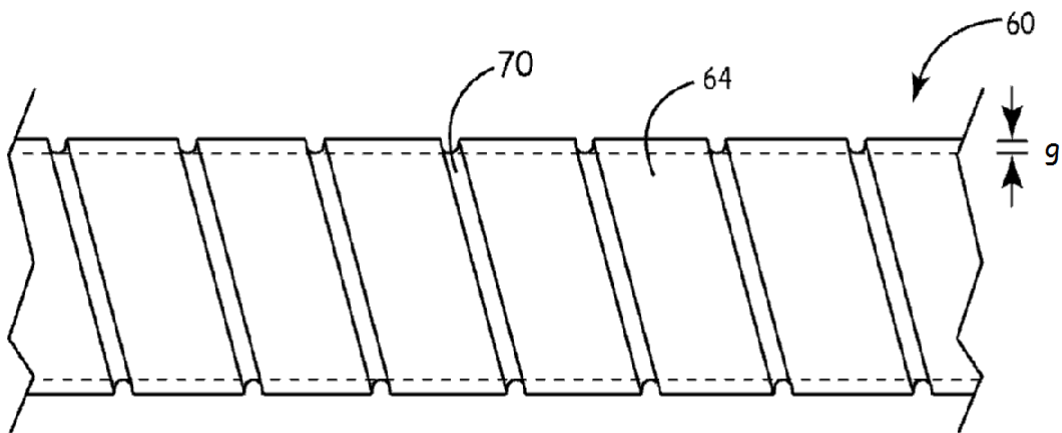


FIG. 3B

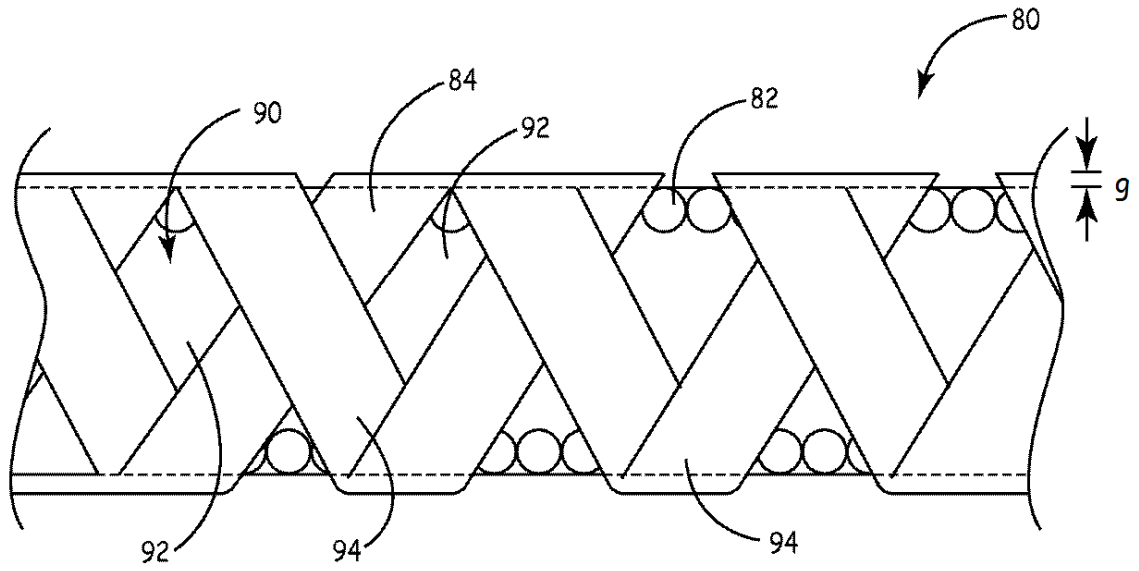


FIG. 4