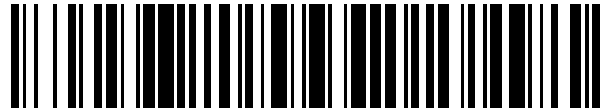


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 584 959**

51 Int. Cl.:

A61N 1/375 (2006.01)
A61N 1/378 (2006.01)
A61N 1/08 (2006.01)
H01M 4/06 (2006.01)
H01M 4/40 (2006.01)
H01M 4/66 (2006.01)
H01M 6/14 (2006.01)
H01M 4/70 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.12.2010 E 10801081 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.04.2016 EP 2519317**

54 Título: **Dispositivo implantable incluyendo una batería reductora de corrientes parásitas**

30 Prioridad:

31.12.2009 US 291585 P

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

30.09.2016

73 Titular/es:

**CARDIAC PACEMAKERS, INC. (100.0%)
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798**

72 Inventor/es:

**LYDEN, MICHAEL, J.;
ROOT, MICHAEL, J.;
KOSHIOL, KURT, E.;
SCHMALHURST, LISA, B.;
LI, YINGBO y
AMERI, MASOUD**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 584 959 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

Dispositivo implantable incluyendo una batería reductora de corrientes parásitas.

Antecedentes

5 Los dispositivos médicos implantables (IMDs) pueden realizar una diversidad de funciones de diagnóstico o terapéuticas. Por ejemplo, un IMD puede incluir una o más características de gestión de la función cardiaca, tales como monitorizar el corazón o proporcionar una estimulación eléctrica a un corazón o al sistema nervioso, tal como para diagnosticar o tratar un sujeto, tal como una o más anomalías eléctricas o mecánicas del corazón. Ejemplos de IMDs pueden incluir marcapasos, desfibriladores cardioversores implantables (ICDs) automáticos o dispositivos de terapia de resincronización cardiaca (CRT), entre otros. La formación de imágenes por resonancia magnética nuclear (MRI) es una técnica de formación de imágenes médicas que puede utilizarse para visualizar la estructura interna del cuerpo. La MRI es una herramienta de diagnóstico cada vez más común, pero puede suponer riesgos para una persona con un IMD, tal como un paciente que sufra una exploración MRI o una persona próxima a un equipo MRI, o para gente que tenga un implante conductivo.

15 En el campo MR un artículo, tal como un IMD, puede denominarse "Seguro para MR" si el artículo no supone ningún riesgo conocido en todos los ambientes MRI. En un ejemplo los artículos Seguros para MR pueden incluir materiales no conductores, no metálicos, no magnéticos, tales como vidrio, porcelana, un polímero no conductivo, etc. Un artículo puede denominarse "Condicional para MR" en el campo MR si se ha demostrado que el artículo no supone riesgos conocidos en un ambiente MRI especificado con condiciones especificadas de uso (por ejemplo, intensidad de campo magnético estático, gradiente espacial, campos magnéticos variables con el tiempo, campos RF, etc.). En ciertos ejemplos los artículos Condicionales para MR pueden etiquetarse con resultados de pruebas suficientes para caracterizar el comportamiento del artículo en un ambiente MRI especificado. Las pruebas pueden incluir, entre otras cosas, desplazamiento o par magnéticamente inducido, calentamiento, corriente o voltaje inducido o uno o más de otros factores. Un artículo conocido por suponer riesgos en todos los ambientes MRI, tal como unas tijeras ferromagnéticas, puede denominarse "Inseguro para MR".

25 La patente US No. 6,067,474 revela un sistema implantable, tal como un estimulador neural o un sistema de implante coclear, que incluye una configuración de batería recargable según la primera parte de la reivindicación 1, que tiene características de recarga y vida útil mejoradas. La batería está alojada dentro de la caja del implante y tiene unas placas de electrodo primera y segunda. Cada placa de electrodo tiene una pluralidad de hendiduras que se extienden a través de una porción sustancial del área superficial de la placa. Las hendiduras de las placas de electrodo reducen la magnitud de las corrientes parásitas inducidas en las placas por campos magnéticos externos de corriente alterna, lo que permite tiempos de recarga más rápida de la batería. Este documento revela también un método según la primera parte de la reivindicación 14.

Sumario

35 Los presentes inventores han reconocido, entre otras cosas, que es deseable que los IMDs incluyan una seguridad incrementada dentro de un ambiente MRI. Por ejemplo, los presentes inventores han reconocido que es deseable que los IMDs incluyan una respuesta disminuida a los campos magnéticos presentes dentro de un dispositivo MRI o próximos a éste de otra manera. Tales respuestas incluyen, pero sin limitación, calentamiento, vibración u otro movimiento inducido, voltajes inducidos y similares. En algunos ejemplos los presentes inventores han reconocido que es deseable reducir la respuesta al campo magnético de las baterías IMD.

40 La presente invención se refiere a una batería de dispositivo médico implantable como la que se expone en la reivindicación 1 y a un método como el que se expone en la reivindicación 14.

Este sumario está destinado a proporcionar una visión general del objeto de la presente solicitud de patente. No está destinado a proporcionar una explicación exclusiva o exhaustiva de la invención. Se incluye la descripción detallada para proporcionar información adicional acerca de la presente solicitud de patente.

45 Breve descripción de los dibujos

En los dibujos, que no está necesariamente trazados a escala, los números iguales pueden describir componentes similares en diferentes vistas. Los números iguales con sufijos de letras diferentes pueden representar casos diferentes de componentes similares. Los dibujos ilustran en general a modo de ejemplo, pero no a modo de limitación, diversas realizaciones discutidas en el presente documento.

50 La figura 1 ilustra una vista recortada de un IMD mostrando componentes básicos del IMD.

La figura 2 ilustra una vista recortada de una batería incluyendo un electrodo no segmentado.

La figura 3A ilustra una vista recortada de un ejemplo de una batería incluyendo un electrodo segmentado.

La figura 3B ilustra una vista lateral de dos electrodos de ejemplo de la batería de la figura 3A.

La figura 3C ilustra una vista lateral de dos electrodos de ejemplo de la batería de la figura 3A.

Las figuras 4-10 ilustran ejemplos de electrodos segmentados.

La figura 11 ilustra una vista en perspectiva de un ejemplo de un electrodo segmentado.

5 La figura 12 ilustra una vista lateral del electrodo segmentado de la figura 11.

La figura 13 ilustra una vista en perspectiva del electrodo segmentado de la figura 11 incluyendo un material aislante dentro de ranuras del electrodo segmentado.

La figura 14 ilustra una vista recortada de un ejemplo de una batería incluyendo un electrodo segmentado que incluye material aislante.

10 La figura 15 ilustra una vista lateral del electrodo segmentado de la figura 14.

La figura 16 ilustra una vista lateral de un ejemplo de un electrodo antes de prensar capas del electrodo una contra otra.

La figura 17 ilustra una vista lateral del electrodo de la figura 16 después de prensar las capas del electrodo una contra otra.

15 La figura 18 ilustra una vista lateral de un ejemplo de un electrodo antes de prensar capas del electrodo una contra otra.

La figura 19 ilustra una vista lateral del electrodo de la figura 18 después de prensar las capas del electrodo una contra otra.

20 La figura 20 ilustra una vista lateral de un ejemplo de un electrodo antes de prensar capas del electrodo una contra otra.

La figura 21 ilustra una vista lateral del electrodo de la figura 20 después de prensar las capas del electrodo una contra otra.

Descripción detallada

25 Los dispositivos de resonancia magnética nuclear (NMR) (por ejemplo, un escáner MRI, un espectrómetro NMR u otro dispositivo NMR) pueden producir campos magnéticos tanto estáticos como variables con el tiempo. Por ejemplo, un escáner MRI puede proporcionar un fuerte campo magnético estático, B_0 , de tal manera que se alineen núcleos dentro de un sujeto con respecto al eje del campo B_0 . El campo B_0 puede proporcionar una ligera magnetización neta (por ejemplo, una "polarización de espín") entre los núcleos en masa debido a que los estados de espín de los núcleos no están distribuidos aleatoriamente entre los posibles estados de espín. Debido a que la resolución obtenible por dispositivos NMR puede estar relacionada con la magnitud del campo B_0 , se puede utilizar un campo B_0 más fuerte para polarizar los espines de los núcleos del sujeto a fin de obtener imágenes de resolución más fina. Los dispositivos NMR pueden clasificarse según la magnitud del campo B_0 utilizado durante la formación de imagen, tal como un campo B_0 de 1,5 teslas, un campo B_0 de 3,0 teslas, etc.

35 Después de que se alineen los núcleos utilizando el campo B_0 , se pueden suministrar uno o más impulsos de excitación magnética por radiofrecuencia (RF) de tal manera que se altere la alineación de los núcleos especificados (por ejemplo, dentro de un volumen o plano particular a reproducir como imagen dentro del sujeto). La potencia, la fase y el rango de frecuencias de los uno o más impulsos de excitación RF pueden seleccionarse de tal manera que dependan de la magnitud del campo B_0 , el tipo de frecuencia resonante de los núcleos a reproducir como imagen o uno o más de otros factores. Después de que se desconecten los impulsos de excitación RF, se pueden utilizar uno o más receptores RF para detectar un campo magnético variable con el tiempo (por ejemplo, un flujo) desarrollado por los núcleos a medida que éstos se relajan volviendo a su estado de energía más baja, tal como el estado de espín polarizado inducido por el campo magnético estático, B_0 .

45 Se pueden proporcionar también uno o más campos magnéticos de gradiente durante la MR de tal manera que se cree una ligera variación dependiente de la posición en el campo de polarización estático. La variación en el campo de polarización estático altera ligeramente la frecuencia resonante de los núcleos en fase de relajación, tal como durante la relajación después de la excitación por los uno o más impulsos RF. La utilización del campo de gradiente junto con el campo estático puede proporcionar una "localización espacial" de señales detectadas por el receptor RF, tal como usando discriminación de frecuencia. La utilización de un campo de gradiente permite que se forme más eficientemente la imagen de un volumen o un plano. En un ejemplo de campo de gradiente las señales recibidas de los núcleos en fase de relajación pueden incluir energía en respectivos rangos de frecuencias

singulares correspondientes a las respectivas localizaciones de los núcleos.

5 Un equipo MRI activo puede inducir pares, fuerzas o calentamientos no deseados en un IMD u otro implante conductivo, o puede interferir con el funcionamiento del IMD. En ciertos ejemplos la interferencia puede incluir disrupción en la percepción por el IMD, interferencia en la comunicación entre el IMD y otros implantes o módulos externos durante la operación MRI o disrupción en la monitorización o la función terapéutica del IMD.

10 Durante una exploración MRI los uno o más impulsos de excitación RF pueden incluir energía suministrada a frecuencias de menos de 10 MHz a más de 100 MHz de tal manera que correspondan a las resonancias magnéticas nucleares de los núcleos del objeto a reproducir como imagen. El campo magnético de gradiente puede incluir energía suministrada a frecuencias inferiores a los impulsos de excitación RF, debido a que la mayoría de la energía CA incluida en el campo de gradiente se proporciona cuando el campo de gradiente está moviéndose en rampa (ramping) o “cambiando” (slewing). Los uno o más campos magnéticos de gradiente pueden disponerse en múltiples ejes de tal manera que incluyan campos de gradiente individuales variables con el tiempo dispuestos en cada uno de los ejes para proporcionar una formación de imagen en múltiples dimensiones.

15 En un ejemplo el campo estático, B_0 , puede inducir fuerzas o pares no deseados sobre materiales ferromagnéticos, tales como acero o níquel. Las fuerzas o pares pueden producirse incluso aunque los materiales no estén directamente dentro del “ánima” del equipo MRI – debido a que pueden existir campos significativos cerca del equipo MRI. Además, si se conecta o desconecta una corriente eléctrica en presencia del campo B_0 , se puede imponer súbitamente un par o fuerzas significativo en el plano de la circulación de la corriente, aun cuando el propio campo B_0 sea estático. La fuerza o par inducido puede ser mínimo para corrientes pequeñas, pero el par puede ser significativo para corrientes más grandes, tales como las suministradas durante una terapia de choque por desfibrilación. Por ejemplo, suponiendo que la corriente circulante esté circulando en un plano normal (por ejemplo, perpendicular) al campo estático, el par puede ser proporcional a la magnitud del campo B_0 multiplicada por el área de la superficie del bucle de corriente multiplicada por la corriente.

25 Los campos variables con el tiempo, tales como el campo de gradiente o el campo asociado con un impulso de excitación RF, pueden presentar riesgos diferentes a los del campo estático, B_0 . Por ejemplo, el comportamiento de un bucle de alambre en presencia de un campo magnético variable con el tiempo puede describirse utilizando la ley de Faraday, que puede representarse por

$$\varepsilon = - \frac{d\Phi_{B_1}}{dt}$$

30 en donde ε puede representar la fuerza electromotriz (por ejemplo, en voltios), tal como es desarrollada por un flujo magnético variable con el tiempo. El flujo magnético puede representarse como

$$\Phi_{B_1} = \iint_S B_1 \cdot dS$$

35 en donde B_1 puede representar un vector de densidad de flujo magnético instantáneo (por ejemplo, en webers por metro cuadrado o teslas). Si B_1 es relativamente uniforme sobre la superficie S , entonces el flujo magnético puede ser aproximadamente $\Phi_{B_1} = |B_1| A$, en donde A puede representar el área de la superficie S . El funcionamiento del equipo MRI puede reproducir un campo de gradiente variable con el tiempo dotado de una tasa de cambio (slew rate) en exceso de 100 teslas por segundo (T/s). La tasa de cambio puede ser similar a una

“pendiente” del campo de gradiente y es así similar a $\frac{d\Phi_{B_1}}{dt}$.

40 La fuerza electromotriz (EMF) de la ley de Faraday puede causar un efecto de calentamiento no deseado en un conductor – independientemente de si el conductor es ferromagnético. La EMF puede inducir un flujo de corriente en un conductor (por ejemplo, un alojamiento de un IMD, una o más de otras regiones conductoras dentro de un IMD o uno o más de otros implantes conductivos). La corriente inducida puede disipar energía y puede oponerse a la dirección del cambio del campo externamente aplicado (por ejemplo, dado por la ley de Lenz). La corriente inducida tiende a enroscarse hacia fuera de su dirección inicial, formando una “corriente parásita” sobre la superficie del conductor, tal como debido a fuerzas de Lorentz que actúan sobre electrodos que se mueven a través del conductor.

45 Debido a que los conductores no ideales tienen una resistividad finita, el flujo de corriente inducida a través del conductor puede generar calor. El calor inducido puede causar una significativa subida de la temperatura en o cerca del conductor a lo largo del tiempo de duración de la exploración. La deposición de potencia por corrientes parásitas puede ser proporcional al cuadrado de tanto la densidad de flujo pico como la frecuencia de la excitación. Si se produce un calentamiento significativo, esto puede causar daño o muerte del tejido.

Como se ha descrito anteriormente, los campos de gradiente MRI variables con el tiempo pueden inducir corrientes parásitas y calor dentro de componentes conductivos del IMD. Además, estas corrientes parásitas pueden generar un momento magnético que produce un par en la dirección que alinea el momento magnético de las corrientes parásitas con el campo B_0 MRI. Este par puede producir fuerzas diferenciales (y, a su vez, vibración) entre los componentes internos del IMD y/o su recinto. La vibración resultante de componentes internos puede causar fallos por fatiga cíclica, por ejemplo entre el terminal de la batería y su conexión eléctrica a subconjuntos electrónicos, tal como una placa de circuito híbrido microelectrónica, lo que puede hacer que el IMD deje de ser operativo y requiera una prematura sustitución quirúrgica. A la luz de esto, los presentes inventores han reconocido que el calor y la vibración inducidos pueden presentar riesgos para el paciente que tenga un IMD y esté sometido a un ambiente MRI.

En general, las corrientes inducidas, tales como las inducidas por el impulso de excitación magnético RF, pueden concentrarse cerca de la superficie de un conductor, un fenómeno que puede denominarse efecto pelicular. El efecto pelicular puede limitar tanto la magnitud como la profundidad de la corriente inducida, reduciendo así la disipación de potencia. Sin embargo, el campo de gradiente puede incluir energía a una frecuencia mucho más baja que la del campo de excitación magnético RF, el cual puede penetrar más fácilmente a través del alojamiento del IMD. A diferencia del campo derivado del impulso de excitación RF, el campo magnético puede inducir más fácilmente voluminosas corrientes parásitas en uno o más conductores dentro del alojamiento IMD, tal como dentro de uno o más circuitos, condensadores, baterías u otros conductores.

Aparte del calentamiento, la EMF inducida por el gradiente MRI puede crear, entre otras cosas, voltajes no fisiológicos que pueden causar una detección errónea de actividad eléctrica cardíaca, o bien la EMF puede crear un voltaje suficiente para despolarizar tejido cardíaco o hacer refractario al tejido cardíaco, posiblemente afectando a la terapia de estimulación cardíaca. En un ejemplo ilustrativo se puede conectar un IMD a uno o más cables, tal como uno o más cables subcutáneos o intravasculares para monitorizar el paciente o para proporcionar una o más terapias al paciente. En este ejemplo ilustrativo un área de la superficie de un "circuito" que incluye el cable, el alojamiento del IMD y un trayecto a través de tejido corporal al menos parcialmente conductivo entre un electrodo en el cable y el alojamiento IMD puede ser de más de 300 centímetros cuadrados o más de 0,03 metros cuadrados. Así, utilizando la ley de Faraday, la fuerza electromotriz (EMF) desarrollada a través del tejido corporal entre el electrodo (por ejemplo, un electrodo de punta o anillo distal) del cable y el alojamiento del IMD puede ser de más de 0,03 metros cuadrados multiplicados por 100 t/s o más de 3 voltios.

Los presentes inventores han reconocido, entre otras cosas, que es deseable que los IMDs incluyan una seguridad incrementada dentro de un ambiente MRI. Por ejemplo, los presentes inventores han reconocido que es deseable que los IMDs incluyan una respuesta disminuida a los campos magnéticos presentes dentro de un dispositivo MRI o próximos a éste de otra manera. Tales respuestas incluyen, pero sin limitación, calentamiento, vibración u otro movimiento inducido, voltajes inducidos y similares. En algunos ejemplos los presentes inventores han reconocido que es deseable reducir la respuesta al campo magnético de las baterías IMD.

Haciendo referencia a la figura 1, se muestra un ejemplo de un IMD 100. El IMD 100, en un ejemplo, incluye un cabezal 102 para fijar un componente tal como un cable al IMD. En un ejemplo el IMD 100 incluye un módulo electrónico 104 que incluye la electrónica del IMD 100 asociada con la operación y funcionamiento del IMD 100 dentro de un paciente. En algunos ejemplos el IMD 100 incluye una pila o batería 106. En diversos ejemplos uno o más de los componentes 102, 104, 106 u otros componentes de IMDs que no se muestran en la figura 1, tales como condensadores, cables, etc., pueden incluir una respuesta disminuida a campos magnéticos para proporcionar una seguridad incrementada dentro del ambiente MRI. Por tanto, la descripción de esta memoria, aunque describe primordialmente una respuesta MR disminuida en las baterías, puede aplicarse a cualesquiera componentes o combinaciones de componentes de un IMD, incluyendo también recintos metálicos o conductivos de otro tipo de los componentes del IMD o del propio IMD. Ejemplos de IMDs que pueden incluir recintos metálicos y/o componentes internos de gran área superficial incluyen, pero sin limitación, marcapasos cardíacos; desfibriladores cardioversores implantables automáticos (ICDs); dispositivos de terapia de resincronización cardíaca y desfibriladores (CRT-D); neuromoduladores, incluyendo estimuladores del cerebro profundo (DBS), diversos dispositivos de control del dolor y sistemas de cables para la estimulación de la médula espinal, músculos y otros nervios del cuerpo (tal como, por ejemplo, el nervio vago); dispositivos de diagnóstico implantables para monitorizar la función cardíaca; implantes cocleares; y bombas de fármaco para administrar una terapia farmacológica periódica o basada en la demanda. En general, se contempla que la presente descripción pueda referirse o aplicarse a cualesquiera IMDs que tengan recintos metálicos y/o incluyan componentes conductivos internos de área superficial relativamente grande que puedan dejar circular corrientes parásitas en respuesta a campos magnéticos de gradiente MRI variables con el tiempo para causar calor y/o vibración en el IMD.

Haciendo referencia a la figura 2, una batería 206 para un IMD incluye un alojamiento 208 que está parcialmente recortado para mostrar un electrodo 210 de la batería 206. En el electrodo 210 está representada una flecha 212 para ilustrar un ejemplo de corriente radial o corriente parásita del electrodo 210, tal como la que podría ser inducida por un campo de gradiente de un dispositivo MRI. En un ejemplo una corriente parásita inducida puede interactuar con el campo magnético estático y puede dar como resultado vibración u otro movimiento de la batería 206. En otro

ejemplo la corriente parásita inducida puede disiparse como calor para elevar la temperatura de la batería 206. Para un campo de gradiente dado variable con el tiempo, el par inducido y/o el calor generado son funciones del material y de la geometría del electrodo 210. Por ejemplo, el calentamiento y la vibración inducidos por corrientes parásitas son generalmente proporcionales al cuadrado del área de la superficie del conductor o, en el ejemplo de la figura 2, son generalmente proporcionales al área abarcada por la corriente parásita inducida mostrada por la flecha 212. Debido al área de superficie relativamente grande (y al bucle relativamente grande 212 de la corriente parásita) del electrodo de ejemplo 210, la batería 206 puede ser una fuente sustancial de calor y/o vibración cuando se la coloca dentro de un ambiente MRI. Por consiguiente, se contempla en esta memoria una reducción del tamaño del bucle de una corriente parásita inducida presente en, por ejemplo, un electrodo de una batería de un IMD para reducir el calentamiento y/o el movimiento inducidos en un IMD sometido a un ambiente MRI. Se describen seguidamente varios ejemplos de tales electrodos.

Haciendo referencia a la figura 3A, en un ejemplo una batería 306 para uso, por ejemplo, en un IMD incluye un alojamiento 308 que se muestra parcialmente recortado para ilustrar un electrodo segmentado 310 de la batería 306. En algunos ejemplos el electrodo segmentado 310 incluye secciones de alta resistencia para segmentar el electrodo 310. En algunos ejemplos las secciones de alta resistencia se forman cortando al menos parcialmente a través del electrodo 310. En otros ejemplos el electrodo segmentado 310 incluye una o más aberturas o ranuras 314. En un ejemplo el electrodo segmentado 310 incluye dos aberturas o ranuras 314 que se extienden desde un perímetro del electrodo 310 hasta una porción interior del electrodo 310. En otros ejemplos pueden estar formadas más o menos de dos ranuras en el electrodo. En otros ejemplos más las una o más ranuras pueden estar formadas en áreas diferentes del electrodo. En el ejemplo mostrado en la figura 3A las ranuras 314 proporcionan brechas en el área de la superficie del electrodo 310 que pueden dar como resultado bucles radiales más pequeños de corrientes parásitas (con relación al tamaño del bucle de la corriente parásita de un electrodo no segmentado, tal como el electrodo de ejemplo 210 de la figura 2), según se ilustra por las flechas 312A, 312B, 312C. Reduciendo el tamaño del bucle de las corrientes parásitas en el electrodo 310, en un ejemplo se pueden reducir el calentamiento y/o el movimiento inducidos por un ambiente MRI a un nivel en el que el IMD y/o la batería 306 del IMD se consideran Seguros para MRI. Debido a que la retirada del material del electrodo puede afectar en general adversamente a las prestaciones y la efectividad (longevidad, por ejemplo) de la batería 306, una consideración en la segmentación del electrodo 310 es una retirada mínima del material. En un ejemplo, optimizando un patrón de la segmentación del electrodo 310, se puede impactar mínimamente en las prestaciones de la batería 306, mientras que, al mismo tiempo, se minimiza suficientemente el tamaño del bucle de corriente parásita para dar como resultado una batería 306 Segura para MRI.

Haciendo ahora referencia a las figuras 3A y 3B, en un ejemplo la batería 306 incluye un primer electrodo 320. Un segundo electrodo (tal como el electrodo segmentado 310) es independiente del primer electrodo 320. En un ejemplo el segundo electrodo 310 incluye una primera superficie 310A que mira hacia el primer electrodo 320 y una segunda superficie opuesta 310B que mira hacia fuera del primer electrodo 320. En un ejemplo, los electrodos primero y segundo están separados por una distancia relativamente pequeña. En otro ejemplo los electrodos primero y segundo 320, 310 están separados por un separador de batería, tal como, por ejemplo, una membrana separadora. En un ejemplo los electrodos primero y segundo 320, 310 incluyen huellas sustancialmente similares. El segundo electrodo 310, en un ejemplo, incluye una o más ranuras 314 que se extienden a través del segundo electrodo 310 desde la primera superficie 310A hacia la segunda superficie 310B. En un ejemplo las una o más ranuras 314 se extienden completamente a través del segundo electrodo 310 desde la primera superficie 310A hasta la segunda superficie 310B. Las una o más ranuras 314, en un ejemplo, se extienden desde un perímetro del segundo electrodo 310 hasta un interior del segundo electrodo 310. Las una o más ranuras 314 pueden estar configuradas para segmentar al menos parcialmente un área de la superficie del segundo electrodo 310 a fin de reducir un tamaño de bucle de corriente radial (según se ilustra por las flechas 312A, 312B, 312C) en el segundo electrodo 310. En algunos ejemplos, dependiendo de la conductividad, el espesor y el número de primeros electrodos 320, puede ser deseable segmentar el primer electrodo 320 para reducir el calentamiento total de la batería hasta un nivel que dé como resultado un diseño condicionalmente seguro para MR. En otros ejemplos, dependiendo de los materiales constitutivos y la forma geométrica de los uno o más primeros electrodos 320, puede ser deseable segmentar los uno o más primeros electrodos 320.

En un ejemplo el primer electrodo 320 incluye un cátodo y el segundo electrodo 310 incluye un ánodo. En otros ejemplos, aunque se muestra en la figura 3B con un primer electrodo 320 y un segundo electrodo 310, la batería 306 puede incluir más de un primer electrodo 320 y/o más de un segundo electrodo 310, dependiendo de los requisitos de potencia del IMD u otro dispositivo dentro del cual ha de utilizarse la batería 306. En un ejemplo el primer electrodo 320 puede ser sustancialmente plano. En otro ejemplo el electrodo 310 puede ser sustancialmente plano. En otros ejemplos los electrodos primero y segundo 320, 310 pueden ser no planos.

Haciendo referencia a la figura 3B, en un ejemplo el segundo electrodo 310 incluye una primera capa 316 que forma la primera superficie 310A del segundo electrodo 310 y una segunda capa 318 que linda con la primera capa 316, formando la segunda capa 318 la segunda superficie 310B del segundo electrodo 310. En un ejemplo la primera capa 316 incluye litio. En algunos casos la segunda capa 318 puede incluir un material conductor. En un ejemplo la segunda capa 318 puede incluir níquel. En otro ejemplo la segunda capa 318 incluye acero inoxidable. En este ejemplo, debido a la maleabilidad del litio, es deseable una segunda capa relativamente rígida 318 para mantener la

primera capa 316 de litio en la forma deseada. Además, es deseable también un material no ferromagnético para disminuir aún más la respuesta magnética al ambiente MRI. Por al menos estas razones, se contempla la segunda capa 318 de acero inoxidable para uso en el segundo electrodo 310. Sin embargo, se contempla además en otros ejemplos que puedan utilizarse otros materiales para la segunda capa 318, siempre que los materiales proporcionen un miembro de respaldo rígido para la primera capa 316 de litio, mientras que, al mismo tiempo, proporcionan una respuesta disminuida a campos magnéticos presentes en el ambiente MRI.

En un ejemplo la segunda capa 318 puede ser un miembro de respaldo tipo malla para permitir un acoplamiento incrementado entre las capas primera y segunda 316, 318. Es decir, en un ejemplo, cuando la primera capa 316 de litio es prensada contra la segunda capa 318, el litio maleable se deforma dentro de los huecos de la segunda capa tipo malla 318 para acoplar las capas primera y segunda 316, 318. En otros ejemplos pueden utilizarse unas segundas capas 318 incluyendo otros patrones para el acoplamiento de las capas primera y segunda 316, 318. En otro ejemplo más la segunda capa 318 puede ser una hoja plana y se puede utilizar un adhesivo u otro compuesto de pegado para acoplar las capas primera y segunda 316, 318 del segundo electrodo.

En un ejemplo las una o más ranuras 314 se extienden a través de al menos la primera capa. En un ejemplo en el que la primera capa 316 incluye litio, es deseable que las una o más ranuras 314 se extiendan a través de la primera capa 316 de litio para disminuir la respuesta magnética del segundo electrodo 310. Debido a la alta conductividad del litio, la primera capa 316 de litio puede ser particularmente susceptible a calor y movimiento inducidos dentro de un ambiente MRI.

Por al menos esta razón, es deseable segmentar la primera capa 316 de litio del segundo electrodo 310. En un ejemplo en el que la segunda capa 318 incluye acero inoxidable, la segunda capa 318 no necesita segmentarse debido a una respuesta disminuida del acero inoxidable dentro del ambiente MRI. Sin embargo, en otro ejemplo las una o más ranuras 314 pueden extenderse a través de la segunda capa 318 y la primera capa 316. En un ejemplo las dos capas primera y segunda 316, 318 pueden segmentarse para facilitar la fabricación del segundo electrodo 310. Por ejemplo, cuando se utiliza un prensado en troquel para segmentar el segundo electrodo 310, las dos capas primera y segunda 316, 318 pueden segmentarse después de que se acoplen las capas primera y segunda 316, 318. En otro ejemplo la segunda capa 318 puede permanecer en forma no segmentada segmentando la primera capa 316 mediante el uso del prensado en troquel antes del acoplamiento de las capas primera y segunda 316, 318 y acoplando luego la primera capa segmentada 316 a la segunda capa no segmentada 318.

En diversos ejemplos la batería 306 puede incluir un segundo electrodo configurado de manera diferente al segundo electrodo 310 descrito anteriormente. La configuración del segundo electrodo puede depender de diversos factores, incluido los requisitos de prestaciones de la batería 306, el tipo de dispositivo que es alimentado por la batería 306 o similares. Haciendo referencia a la figura 3C, en un ejemplo la batería 306 puede incluir un segundo electrodo segmentado 310' que sea sustancialmente similar al segundo electrodo 310 anteriormente descrito, pero que incluya además una tercera capa 322 lindante con la segunda capa 318 a lo largo de una superficie de la segunda capa 318 que mira hacia fuera de la primera capa 316, de tal manera que la segunda capa 318 esté dispuesta entre las capas primera y tercera 316, 322. En un ejemplo la tercera capa 322 incluye un material similar al material de la primera capa 316. En otro ejemplo las dos capas primera y tercera 316, 322 incluyen litio. En otro ejemplo la tercera capa 322 puede incluir un material diferente del material de la primera capa 316. En un ejemplo la tercera capa 322 puede estar segmentada. Por ejemplo, el segundo electrodo 310' puede incluir, en un ejemplo, una o más ranuras 324 que se extiendan a través de la tercera capa 322. En un ejemplo las ranuras 324 de la tercera capa 322 están alineadas con las una o más ranuras 314 de la primera capa 316. En otro ejemplo las ranuras 324 de la tercera capa 322 están decaladas o fuera de alineación de otra manera con respecto a las una o más ranuras 314 de la primera capa 316.

Haciendo ahora referencia a las figuras 4-10, diversos ejemplos de segundos electrodos segmentados pueden incluir secciones o segmentaciones de alta resistencia con configuraciones diversas para romper áreas de la superficie de los segundos electrodos a fin de reducir el tamaño de los bucles de corriente radiales y reducir la respuesta de los segundos electrodos dentro del ambiente MRI.

Por ejemplo, con respecto a las figuras 4-6, unos segundos electrodos segmentados 410, 510, 610 pueden incluir ranuras 414, 514, 614 de diversas configuraciones, aunque se contempla que puedan utilizarse otras configuraciones de ranura o abertura distintas de las mostradas en esta memoria, siempre que las ranuras o aberturas proporcionen una segmentación y una respuesta disminuida de los segundos electrodos dentro del ambiente MRI.

Haciendo referencia a las figuras 7-9, en otros ejemplos unos segundos electrodos segmentados 710, 810, 910 pueden incluir un adelgazamiento de los segundos electrodos 710, 810, 910 a lo largo de unas líneas 714, 814, 914 para romper áreas de la superficie de los segundos electrodos 710, 810, 910. Tal adelgazamiento de los segundos electrodos 710, 810, 910 puede conseguirse, por ejemplo, por trepado, gofrado o corte de los segundos electrodos 710, 810, 910 a lo largo de las líneas 714, 814, 914.

Haciendo referencia a la figura 10, en otro ejemplo un electrodo segmentado 1010 incluye una o más secciones 1014 de alta resistencia. En diversos ejemplos las secciones 1014 de alta resistencia pueden crearse de diversas

maneras. En algunos ejemplos las una o más secciones 1014 de alta resistencia pueden crearse por oxidación u otras reacciones químicas. En algunos ejemplos se puede utilizar un enmascaramiento para controlar la oxidación u otras reacciones químicas utilizadas para crear las una o más secciones 1014 de alta resistividad.

5 En un ejemplo se puede aplicar un revestimiento fotorresistivo positivo al electrodo 1010. Se puede aplicar después una máscara al electrodo 1010 y se puede aplicar una fuente de luz, tal como, por ejemplo, una fuente de luz ultravioleta, para descomponer el revestimiento fotorresistivo que se expone a través de la máscara. Se puede someter luego el electrodo 1014 a una cámara de oxidación, tal como, por ejemplo, una cámara de plasma de oxígeno, para corroer y eliminar el electrodo que no está cubierto por el material fotorresistivo. Dependiendo del tiempo de exposición en la cámara de oxidación, se oxidará la porción expuesta creando las una o más secciones 1014 de alta resistencia que proporcionan un trayecto de mayor resistencia que el resto del electrodo segmentado 1010 y, a su vez, proporcionan una segmentación y una respuesta disminuida del electrodo segmentado 1010 dentro del ambiente MRI.

15 En otro ejemplo el electrodo segmentado 1010 incluye un aislamiento u otro material de resistencia relativamente alta incrustado en el electrodo segmentado 1010 para formar una o más secciones 1014 de alta resistencia. En otro ejemplo más el electrodo segmentado 1010 incluye un aislamiento u otro material de resistencia relativamente alta construido dentro del electrodo 1010 para formar una o más secciones 1014 de alta resistencia. En estos ejemplos las una o más secciones 1014 de alta resistencia proporcionan una segmentación y una respuesta disminuida del electrodo segmentado 1010 dentro del ambiente MRI. Es decir, las una o más secciones 1014 de alta resistencia puede romper el trayecto de corrientes parásitas inducidas por el campo de gradiente del ambiente MRI, disminuyendo así el calentamiento y/o la vibración de la batería.

25 Haciendo referencia a las figuras 11-15, en algunos ejemplos un segundo electrodo 1110 incluye un material aislante o separador 1140 dentro de una o más secciones de alta resistencia. En algunos ejemplos las una o más secciones de alta resistencia incluyen una o más aberturas o ranuras 1114 en el segundo electrodo 1110. El material separador 1140 puede incluirse dentro de las una o más ranuras 1114, por ejemplo, para inhibir un crecimiento dendrítico a través de las una o más ranuras 1114 o para ayudar a facilitar la fabricación, al tiempo que se retira una cantidad relativamente pequeña o mínima de material del electrodo. El crecimiento dendrítico del segundo electrodo 1110 puede dar como resultado una conexión renovada de porciones del segundo electrodo 1110 a través de las una o más ranuras 1114, lo que puede traducirse en mayores bucles de corriente radiales en el segundo electrodo 1114 y puede reducir la efectividad de la segmentación del segundo electrodo 1114. Es decir, el crecimiento dendrítico a través de las una o más ranuras 1114 puede permitir que una conexión conductiva de las porciones del segundo electrodo 1110 previamente separadas por las una o más ranuras 1114 toleren bucles de corriente radial relativamente grandes en el segundo electrodo 1110, dando como resultado una respuesta incrementada del segundo electrodo 1110 a un ambiente MRI. Dependiendo de la cantidad de crecimiento dendrítico, la segmentación del segundo electrodo 1110 puede hacerse inefectiva y dar como resultado un electrodo Inseguro para MRI. En un ejemplo, insertando un material aislante en las ranuras 1114, se pueden crear áreas de superficie separadas para reducir el radio del bucle de corriente mientras se mantiene todavía una cantidad relativamente alta de material en el electrodo. En diversos ejemplos el material separador 1140 puede estar configurado para mantener la separación del segundo electrodo 1110 a lo largo de un tramo de las una o más ranuras 1114 y para inhibir la posibilidad de crecimiento dendrítico a través de las una o más ranuras 1114 del segundo electrodo 1110.

35 En un ejemplo se puede cizallar una primera capa 1116 del segundo electrodo 1110 para crear una patilla 1115 realizada respecto de un plano de la primera capa 1116, como se ve en las figuras 11 y 12. El cizallado de la primera capa 1116 puede conseguirse, en un ejemplo, utilizando una operación de prensado en troquel. El cizallado de la primera capa 1116 puede crear las ranuras 1114 en la primera capa 1116 del segundo electrodo 1110. Una vez que esté realizada la patilla 1115, se puede posicionar el material separador 1140 entre la patilla realizada 1115 y el resto del segundo electrodo 1110, como se ve en la figura 13. Estando el material separador 1140 en su sitio, se puede prensar después nuevamente hacia abajo la patilla realizada 1115 hasta dejarla en un plano con el resto de la primera capa 1116 para capturar porciones del material aislante 1140 dentro de las ranuras 1114 a fin de proporcionar la separación de la primera capa 1116 a lo largo de un tramo de cada una de las ranuras 1114, como se muestra en las figuras 14 y 15. En diversos ejemplos se puede acoplar después con la primera capa 1116 un miembro de respaldo u otra segunda capa, tal como los descritos anteriormente. En otro ejemplo se puede aplanar la patilla 1115 y se puede acoplar la primera capa con la segunda capa en la misma operación de prensado. Segmentando el segundo electrodo 1110 de esta manera, se pierde poco o ningún material de la primera capa 1116, lo que puede limitar cualesquiera reducciones en la efectividad o las prestaciones del segundo electrodo 1110 resultante de la segmentación del segundo electrodo 1110. En algunos ejemplos unas porciones 1140A del material separador 1140 que solapan a la primera capa 1116 pueden enmascarar la primera capa 1116, lo que puede dar como resultado unas prestaciones o una efectividad disminuidas del segundo electrodo 1110. En un ejemplo, manteniendo la cantidad de solapamiento de las porciones 1140A en un mínimo, se pueden mantener en un mínimo las reducciones en las prestaciones o la efectividad del segundo electrodo 1110.

60 Haciendo referencia a las figuras 16 y 17, en otro ejemplo un segundo electrodo 1610 incluye una o más secciones de alta resistencia que incluyen un material aislante o separador 1640 dentro de una o más aberturas o ranuras

1614 del segundo electrodo 1610 para inhibir el crecimiento de material a través de las una o más ranuras 1614. En este ejemplo el segundo electrodo 1610 incluye un miembro de respaldo o segunda capa 1618 lindante con una primera capa 1616. En un ejemplo la segunda capa 1618 incluye una o más patillas 1619 que se extienden desde una superficie de la segunda capa 1618. En un ejemplo la segunda capa 1618 y/o las una o más patillas 1619 de la segunda capa 1618 proporcionan el material aislante o separador 1640 del segundo electrodo 1610. En otro ejemplo la primera capa 1616 incluye litio. En algunos ejemplos la segunda capa 1618 puede incluir un material conductor. En otro ejemplo la segunda capa 1618 puede incluir acero inoxidable. En otro ejemplo más la segunda capa 1618 puede incluir níquel. En otro ejemplo la primera capa 1616 puede posicionarse en correspondencia con la segunda capa 1618 de una manera sustancialmente apilada, como se muestra en la figura 16. En otro ejemplo la segunda capa 1618 puede incluir níquel. Las capas primera y segunda 1616, 1618 pueden prensarse después una contra otra en la dirección de las flechas mostradas en la figura 16. Durante la operación de prensado las una o más patillas 1619 pueden ser empujadas a través de la primera capa 1616, formando así una o más ranuras 1614 (el número y la localización de las una o más ranuras 1614 corresponden al número y la localización de las una o más patillas 1619 de la segunda capa 1618) en la primera capa 1616 y llenando al mismo tiempo las una o más ranuras 1614 con el material separador 1640, según se muestra en la figura 17, para inhibir el crecimiento del material a través de las una o más ranuras 1614. En un ejemplo la segunda capa 1618 y las una o más patillas 1619 de la segunda capa 1618 pueden formarse del mismo material, tal como, por ejemplo, acero inoxidable. En otro ejemplo las una o más patillas 1619 pueden formarse de un material diferente del material del resto de la segunda capa 1618, y las una o más patillas 1619 pueden acoplarse a la superficie de la segunda capa 1618 en la posición deseada.

Haciendo referencia a las figuras 18 y 19, en otros ejemplos un segundo electrodo 1810 incluye una o más secciones de alta resistencia que incluyen un material aislante o separador 1840 dentro de una o más aberturas o ranuras 1814 del segundo electrodo 1810 para inhibir el crecimiento del material a través de las una o más ranuras 1814. En este ejemplo el segundo electrodo 1810 incluye un miembro de respaldo o segunda capa 1818 lindante con una primera capa 1816. En un ejemplo la segunda capa 1818 incluye uno o más huecos 1819 en la segunda capa 1818. En otro ejemplo el segundo electrodo 1810 puede incluir una capa de separación 1850 que incluya el material aislante o separador 1840 del segundo electrodo 1810. La capa de separación 1850 puede incluir una o más patillas 1852 que se extienden desde una superficie de la capa de separación 1850. En un ejemplo adicional la primera capa 1816 incluye litio. En algunos ejemplos la segunda capa 1818 puede incluir un material conductor. En un ejemplo adicional la segunda capa 1818 puede incluir acero inoxidable. En un ejemplo adicional más la segunda capa 1818 puede incluir níquel. En este ejemplo la capa de separación 1850 no necesita formarse del mismo material que la segunda capa 1818 (por ejemplo, acero inoxidable) y puede formarse de cualquier material con propiedades suficientes para permitir el prensado de las una o más patillas 1852 a través de la primera capa 1816, según se describe más adelante, y para proporcionar una separación suficiente de la primera capa segmentada 1816. En un ejemplo la primera capa 1816, la segunda capa 1818 y la capa de separación 1850 pueden posicionarse de una manera sustancialmente apilada, como se muestra en la figura 18. En un ejemplo las una o más patillas 1852 de la capa de separación 1850 se alinean con un número correspondiente de huecos 1819 de la segunda capa 1818. La primera capa 1816, la segunda capa 1818 y la capa de separación 1850 pueden prensarse después una contra otra en la dirección de las flechas mostradas en la figura 18. Durante la operación de prensado las una o más patillas 1852 de la capa de separación pueden ser dirigidas a través de los uno o más huecos 1819 de la segunda capa 1818 y pueden ser empujadas a través de la primera capa 1816, formando así una o más ranuras 1814 (el número y la localización de las una o más ranuras 1814 corresponden al número y la localización de las una o más patillas 1852 de la capa de separación 1850) en la primera capa 1816 y llenando al mismo tiempo las una o más ranuras 1814 con el material separador 1840, según se muestra en la figura 19, para inhibir el crecimiento de material a través de las una o más ranuras 1814. En un ejemplo la capa de separación 1850 y las una o más patillas 1852 de la capa de separación 1850 pueden formarse del mismo material, tal como, por ejemplo, un material polímero. En otros ejemplos la capa de separación 1850 y las una o más patillas 1852 pueden formarse de un material plástico. En otro ejemplo las una o más patillas 1852 pueden formarse de un material diferente del material del resto de la capa de separación 1850, y las una o más patillas 1852 pueden acoplarse con la superficie de la capa de separación 1850 en la posición deseada.

Haciendo referencia a las figuras 20 y 21, en otro ejemplo un segundo electrodo 2010 incluye una o más secciones de alta resistencia que incluyen un material aislante o separador 2040 dentro de una o más aberturas o ranuras 2014 de una primera capa 2016 del segundo electrodo 2010 y dentro de una o más aberturas o ranuras 2024 de una tercera capa 2022 del segundo electrodo 2010 para inhibir el crecimiento de material a través de las una o más ranuras 2014 de la primera capa 2016 y las una o más ranuras 2024 de la tercera capa 2022. En este ejemplo el segundo electrodo 2010 incluye un miembro de respaldo o segunda capa 2018 lindante con la primera capa 2016 y la tercera capa 2022 y emparedado entre ellas. En un ejemplo la segunda capa 2018 incluye una o más patillas 2019 que se extienden desde una primera superficie de la segunda capa 2018 y una o más patillas 2019 que se extienden desde una segunda superficie de la segunda capa 2018. En un ejemplo la segunda capa 2018 y/o las una o más patillas 2019 de la segunda capa 2018 proporcionan un material aislante o separador 2040 del segundo electrodo 2010. En un ejemplo adicional las capas primera y tercera 2016, 2022 incluyen litio. En algunos ejemplos la segunda capa 2018 puede incluir un material conductor. En un ejemplo adicional la segunda capa 2018 puede incluir acero inoxidable. En un ejemplo adicional más la segunda capa 2018 puede incluir níquel. En un ejemplo

adicional las capas primera, segunda y tercera 2016, 2018, 2022 pueden posicionarse de una manera sustancialmente apilada, como se muestra en la figura 20. Las capas primera, segunda y tercera 2016, 2018, 2022 pueden prensarse después una contra otra en la dirección de las flechas mostradas en la figura 20. Durante la operación de prensado las una o más patillas 2019 de la primera superficie de la segunda capa 2018 pueden empujarse a través de la primera capa 2010 y las una o más patillas 2019 de la segunda superficie de la segunda capa 2018 pueden empujarse a través de la tercera capa 2022, formando así una o más ranuras 2014 (el número y la localización de las una o más ranuras 2014 corresponden al número y la localización de las una o más patillas 2019 de la primera superficie de la segunda capa 2018) en la primera capa 2016 y formando una o más ranuras 2024 (el número y la localización de las una o más ranuras 2024 corresponden al número y la localización de las una o más patillas 2019 de la segunda superficie de la segunda capa 2018) en la tercera capa 2022. Al mismo tiempo, esta operación de prensado puede llenar las una o más ranuras 2014 de la primera capa 2016 y las una o más ranuras 2024 de la tercera capa 2022 con el material separador 2040, según se muestra en la figura 21, para inhibir el crecimiento de material a través de las una o más ranuras 2014, 2024. En un ejemplo las una o más patillas 2019 de la primera superficie de la segunda capa 2018 se alinean sustancialmente con las una o más patillas 2019 de la segunda superficie de la segunda capa 2018. En otro ejemplo las una o más patillas 2019 de la primera superficie de la segunda capa 2018 están decaladas o no están alineadas de otra forma con respecto a las una o más patillas 2019 de la segunda superficie de la segunda capa 2018. En ejemplos adicionales el número de patillas 2019 de la primera superficie de la segunda capa 2018 puede ser mayor o menor que el número de patillas 2019 de la segunda superficie de la segunda capa 2018. En un ejemplo la segunda capa 2018 y las una o más patillas 2019 de cada una de las superficies primera y segunda de la segunda capa 2018 pueden formarse del mismo material, tal como, por ejemplo, acero inoxidable. En otro ejemplo las una o más patillas 2019 de cada una de las superficies primera y segunda de la segunda capa 2018 pueden formarse de un material diferente del material del resto de la segunda capa 2018, y las una o más patillas 2019 pueden acoplarse a cada una de las superficies primera y segunda de la segunda capa 2018 en la posición deseada. En otro ejemplo se contempla que puedan utilizarse materiales de respaldo con huecos correspondientes a las patillas 2019 de la segunda capa 2018 de una manera similar a la descrita anteriormente con respecto a las figuras 18 y 19.

Los ejemplos anteriormente descritos ilustran componentes segmentados de un IMD y métodos de fabricar tales componentes IMD segmentados, incluyendo tales componentes segmentados una respuesta reducida (en comparación con componentes no segmentados) a campos magnéticos presentes en un ambiente MRI. En algunos ejemplos tal segmentación puede incluirse en baterías IMD. En otros ejemplos los electrodos de baterías IMD, incluyendo ánodos y/o cátodos, pueden estar segmentados a fin de hacer a la batería IMD Segura para MRI. Segmentando los componentes IMD como se ha descrito anteriormente, los presentes inventores han reconocido que pueden reducirse las corrientes parásitas en los componentes IMD, dando como resultado un calentamiento y/o una vibración reducidos de los componentes segmentados cuando se exponen a un ambiente MRI. De esta manera, se pueden utilizar ejemplos de los componentes IMD segmentados y de los métodos, tales como los descritos anteriormente, en diversos IMDs para hacer a tales IMD Seguros para MRI.

REIVINDICACIONES

1. Una batería de dispositivo médico implantable que comprende:
un primer electrodo (320); y
un segundo electrodo (310; 710; 810; 910) independiente del primer electrodo (320), incluyendo el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) una primera superficie (310A) y una segunda superficie (310B), incluyendo el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) una sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia en el segundo electrodo (310) que se extiende desde la primera superficie (310A) hacia la segunda superficie (310B), extendiéndose la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia desde un perímetro del segundo electrodo (710; 810; 910) hasta un interior del segundo electrodo,
- 5
10 en donde la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia está configurada para romper un área de la superficie del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) a fin de reducir un tamaño de bucle de corriente radial en el segundo electrodo (310; 710; 810; 910),
caracterizada por que:
la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia se ha formado adelgazando el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) a lo largo de al menos una línea.
- 15
2. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en la que el primer electrodo (320) incluye un cátodo y el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) incluye un ánodo.
3. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en la que el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) es sustancialmente plano.
- 20
4. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en la que el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) incluye:
una primera capa (316) que forma la primera superficie (310A) del segundo electrodo (310; 710; 810; 910); y
una segunda capa (318) lindante con la primera capa (316), formando la segunda capa la segunda superficie del segundo electrodo (310; 710; 810; 910).
- 25
5. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 4, en la que la primera capa (316) incluye litio.
6. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 4, en la que la segunda capa (318) incluye acero inoxidable.
7. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 4, en la que la segunda capa (318) incluye níquel.
- 30
8. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 4, en la que la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia incluye una ranura que se extiende a través de al menos la primera capa (316).
9. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 4, en la que el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) incluye una tercera capa lindante con la segunda capa (318), estando dispuesta la segunda capa (318) entre las capas primera (316) y tercera.
- 35
10. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en la que la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia incluye un o más ranuras que se extienden completamente a través del segundo electrodo (310; 710; 810; 910).
11. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 10, en la que el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) incluye un material aislante dentro de la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia, incluyendo la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia una ranura que se extiende parcialmente a través del segundo electrodo (310; 710; 810; 910), estando configurado el material aislante para mantener la separación del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) a lo largo de un tramo de la ranura.
- 40
12. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 11, en la que el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) incluye:
una primera capa que forma la primera superficie del segundo electrodo (310; 710; 810; 910); y
una segunda capa lindante con la primera capa, formando la segunda capa la segunda superficie del segundo electrodo (310; 710; 810; 910), en donde la ranura se extiende a través de al menos la primera capa, incluyendo la
- 45

segunda capa una patilla que se extiende dentro de la ranura de la primera capa, incluyendo la patilla el material aislante.

13. La batería de dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en la que el adelgazamiento del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) se realiza por trepado, gofrado o corte del segundo electrodo (310; 710; 810; 910).

5 14. Un método que comprende:

10 apilar un primer electrodo (320) con un segundo electrodo (310; 710; 810; 910), en donde el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) es independiente del primer electrodo (320), incluyendo el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) una primera superficie (310A) y una segunda superficie (310B), incluyendo el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) una sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia en el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) que se extiende desde la primera superficie (310A) hacia la segunda superficie (310B), extendiéndose la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia desde un perímetro del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) hasta un interior del segundo electrodo (310; 710; 810; 910),

15 en donde la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia está configurada para romper un área de la superficie del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) a fin de reducir un tamaño de bucle de corriente radial en el segundo electrodo (310; 710; 810; 910),

caracterizado por que la sección (314; 714; 814; 914) de alta resistencia se forma adelgazando el segundo electrodo (310; 710; 810; 910) a lo largo de al menos una línea.

15 El método de la reivindicación 14, en el que el adelgazamiento del segundo electrodo (310; 710; 810; 910) se realiza por trepado, gofrado o corte del segundo electrodo (310; 710; 810; 910).

20

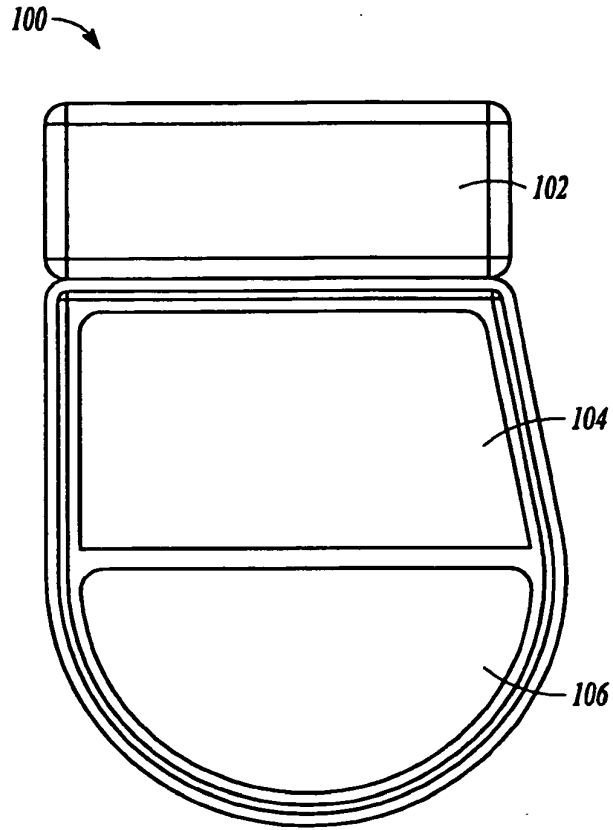


FIG. 1

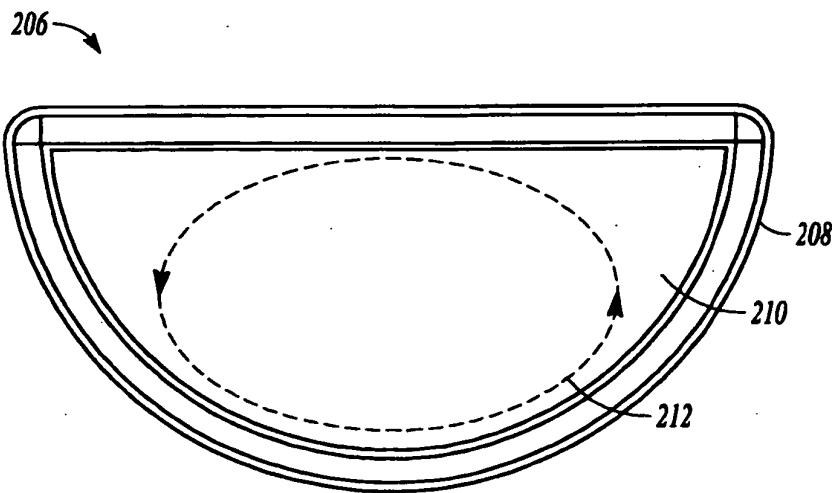


FIG. 2

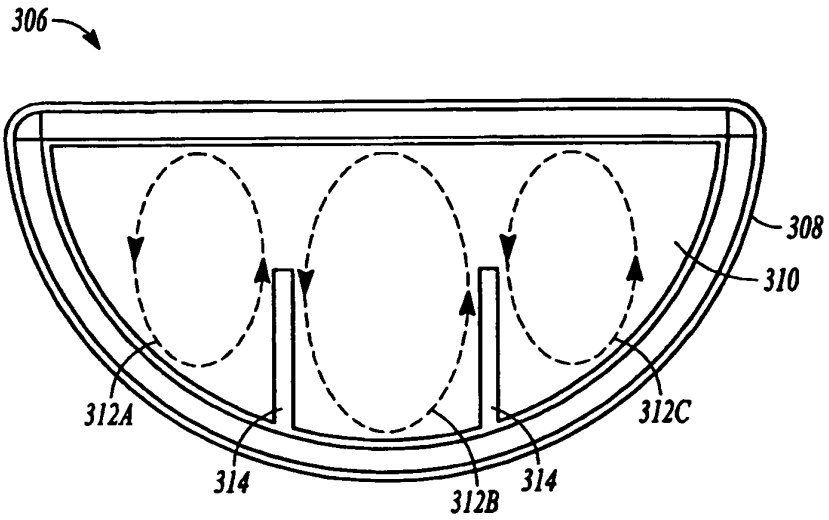


FIG. 3A

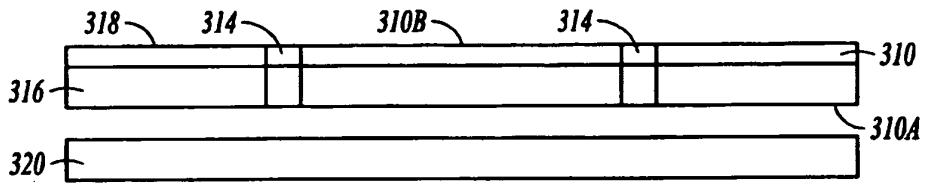


FIG. 3B

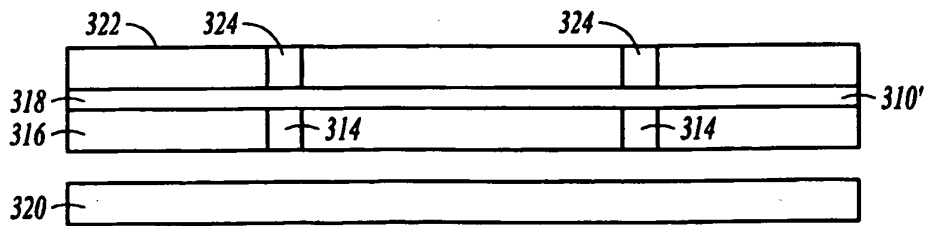
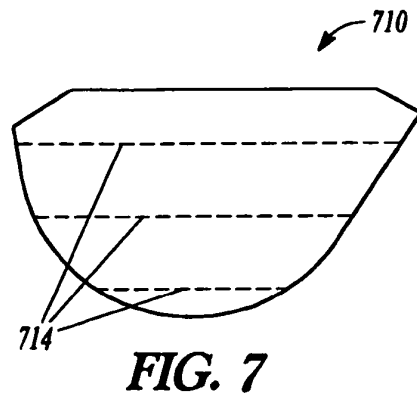
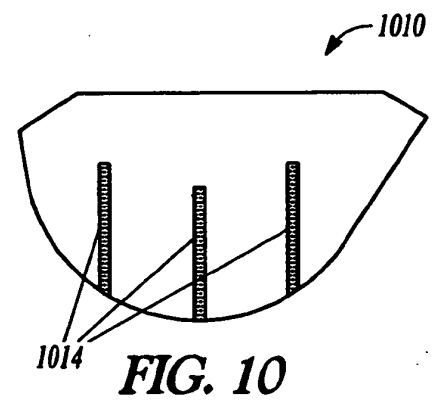
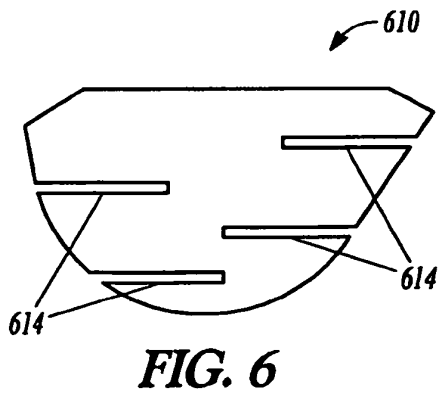
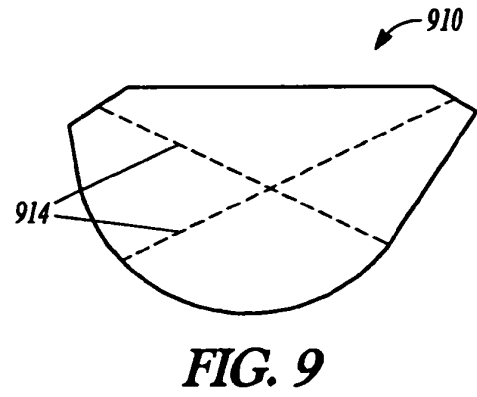
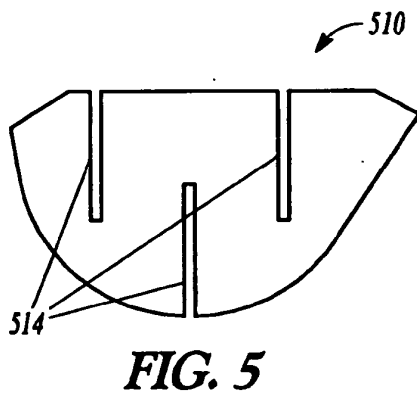
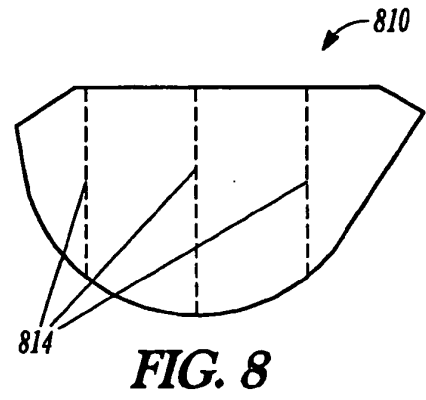
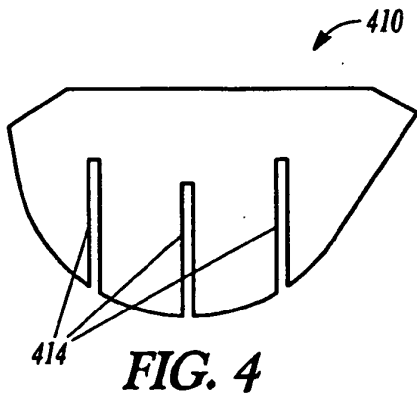


FIG. 3C



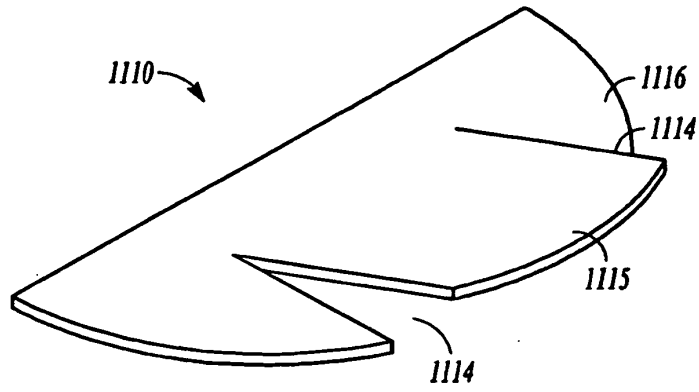


FIG. 11

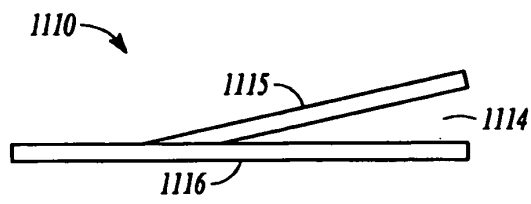


FIG. 12

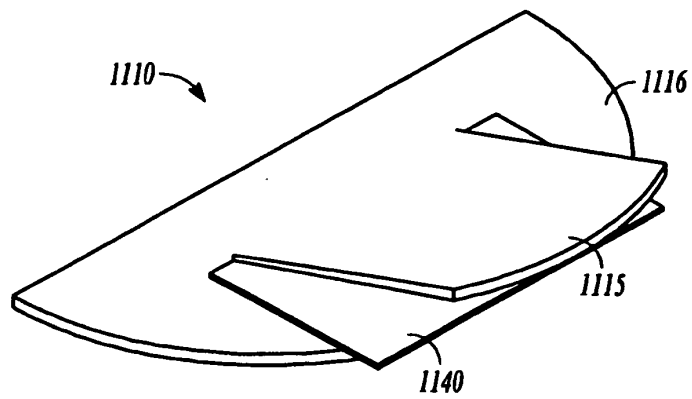


FIG. 13

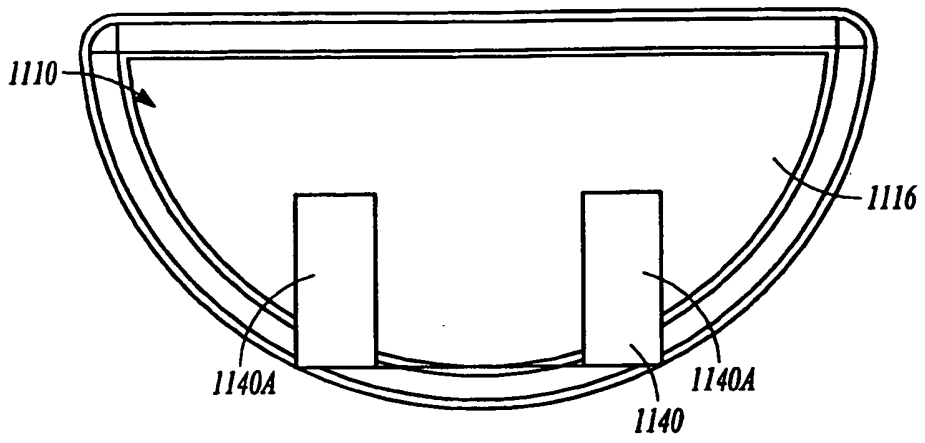


FIG. 14

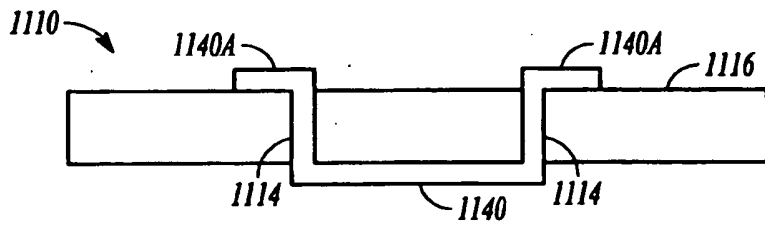


FIG. 15

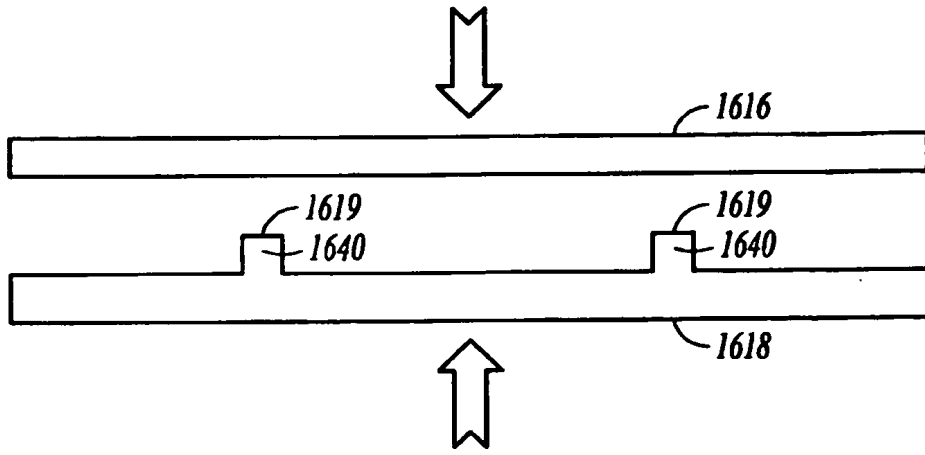


FIG. 16

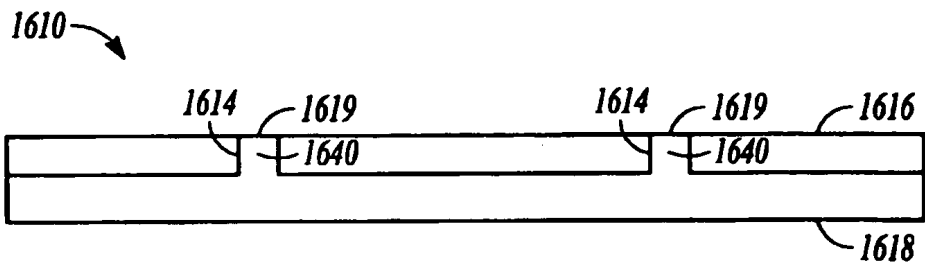


FIG. 17

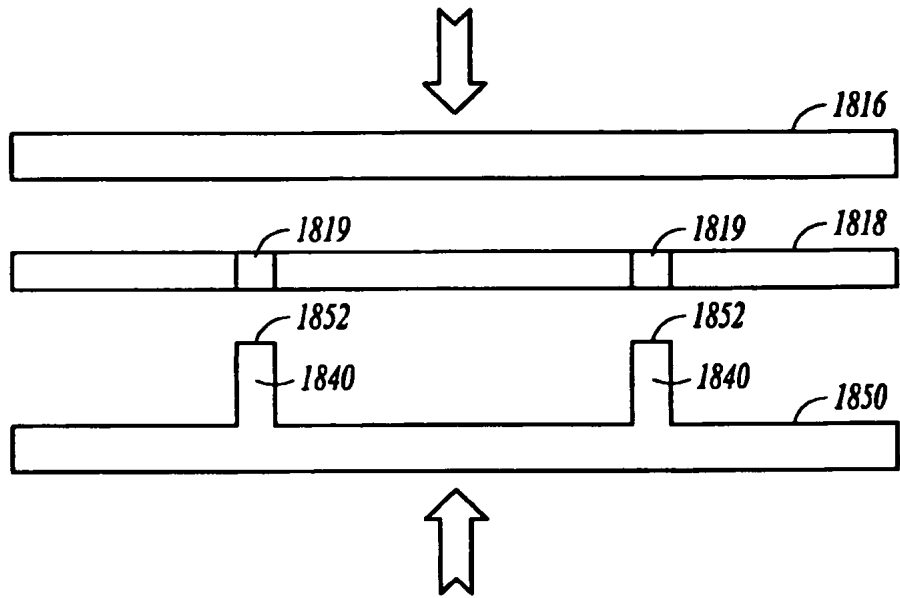


FIG. 18

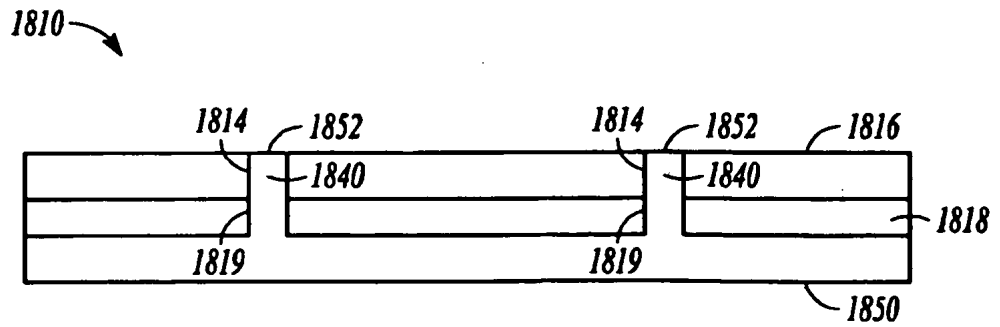


FIG. 19

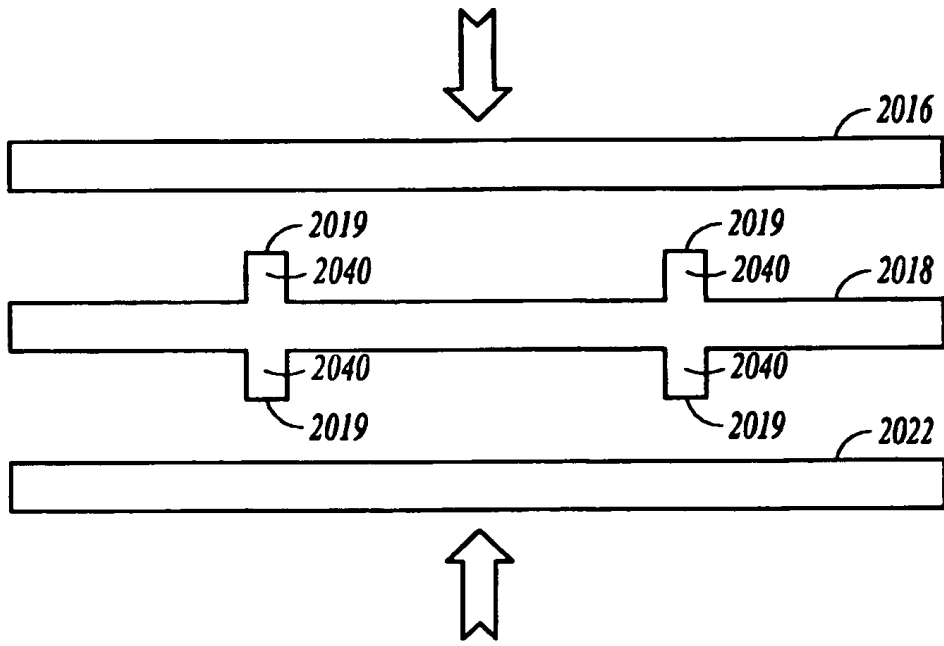


FIG. 20

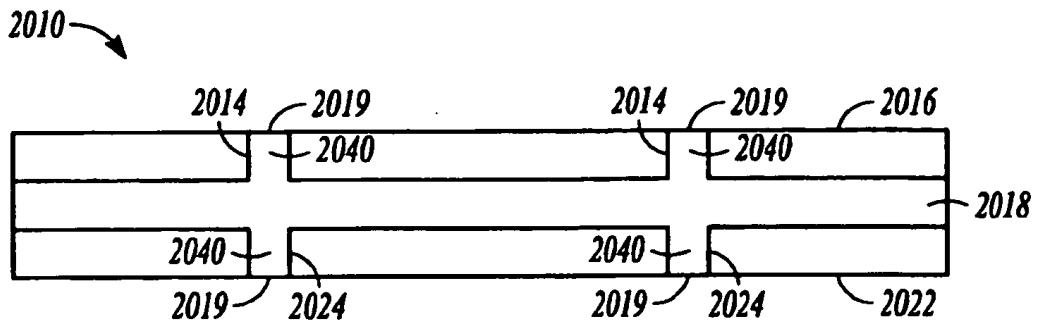


FIG. 21