

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 587 958**

51 Int. Cl.:

A61N 1/39 (2006.01)

A61N 1/37 (2006.01)

A61N 1/08 (2006.01)

H01G 9/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.12.2010 PCT/US2010/062348**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.07.2011 WO11082223**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.12.2010 E 10799262 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.05.2016 EP 2519319**

54 Título: **Dispositivo implantable que incluye un condensador reductor de la corriente de Foucault**

30 Prioridad:

31.12.2009 US 291591 P

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

27.10.2016

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**SCHMALHURST, LISA B.;
SHERWOOD, GREGORY J.;
AMERI, MASOUD y
LI, YINGBO**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 587 958 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 que incluye un condensador reductor de la corriente de Foucault

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 cardíaca tal como vigilar el corazón o proporcionar un estímulo eléctrico al corazón o al sistema nervioso tal como para diagnosticar o tratar a un sujeto tal como una o más anomalías eléctricas o mecánicas del corazón. Ejemplos de IMDs pueden incluir marcapasos, cardiovertidores-desfibriladores automáticos implantables (ICDs) o dispositivos de terapia de resincronización cardíaca (CRT), entre otros. La formación de imágenes por resonancia magnética nuclear (MRI) es
10 una técnica de formación de imágenes médica que se puede utilizar 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 sometido a una exploración por MRI o un equipo MRI cercano a la persona, o para personas que tienen un implante conductor.

15 En un campo de MR, a un elemento tal como un IMD se le puede aludir como "MR Seguro" si el elemento no representa ningún peligro conocido en todos los entornos de MRI. En un ejemplo, los elementos MR Seguros pueden incluir materiales no conductores, no metálicos, no magnéticos tales como vidrio, porcelana, un polímero no conductor, etc. A un elemento se le puede aludir como "MR Condicional" en el campo de MR si el elemento ha demostrado que no plantea peligros conocidos en un entorno de MRI especificado con condiciones de uso especificadas (p. ej., la intensidad de campo magnético estático, gradiente espacial, campos magnéticos variables
20 en el tiempo, campos de RF, etc.). En ciertos ejemplos, los elementos MR Condicionales pueden ser marcados con resultados de pruebas suficientes para caracterizar el comportamiento del elemento en un entorno de MRI especificado. Las pruebas pueden incluir, entre otras cosas, el desplazamiento inducido magnéticamente o el par, calentamiento, corriente o tensión inducida, o uno o más de otros factores. A un elemento que se sabe presenta riesgos en todos los entornos de MRI tal como una tijera ferromagnética, se le puede aludir como "MR Inseguro."

25 El documento EP1424098 describe un condensador dispositivo médico implantable de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

VISIÓN DE CONJUNTO

La presente invención se consigue con un condensador de dispositivo médico implantable de acuerdo con la reivindicación independiente.

30 Los autores de la presente invención han reconocido, entre otras cosas, que es deseable que los IMDs incluyan una seguridad incrementada en un entorno de MRI. Por ejemplo, los autores de la presente invención han reconocido que es deseable que los IMDs incluyan una respuesta disminuida a los campos magnéticos presentes dentro o de otra manera próximos a un dispositivo MRI. Tales respuestas incluyen, pero no se limitan a calentamiento, vibraciones u otros movimientos inducidos, tensiones inducidas y similares. En algunos ejemplos, los autores de la
35 presente invención han reconocido que es deseable reducir la respuesta de campo magnético de los condensadores presentes en IMDs.

La descripción detallada se incluye para proporcionar más información sobre la presente solicitud de patente.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

40 En los dibujos, que no están necesariamente dibujados a escala, números iguales pueden describir componentes similares en diferentes vistas. Los números iguales que tienen diferentes sufijos de letras pueden representar diferentes casos de componentes similares. Los dibujos ilustran generalmente, a modo de ejemplo, pero no a modo de limitación, diversas formas de realización comentadas en el presente documento.

La FIG. 1 ilustra una vista en corte de un IMD que muestra componentes básicos del IMD.

La FIG. 2 ilustra un ejemplo de un electrodo de no segmentado.

La FIG. 3 ilustra un ejemplo de un electrodo segmentado.

La FIG. 4 ilustra un ejemplo de un electrodo no segmentado que incluye una zona de interconexión.

La FIG. 5 ilustra un ejemplo de un electrodo segmentado que incluye una zona de interconexión.

5 La FIG. 6 ilustra un ejemplo de un electrodo segmentado que incluye una zona de interconexión.

La FIG. 7 ilustra un ejemplo de un electrodo segmentado que incluye una zona de interconexión.

La FIG. 8 ilustra un ejemplo de electrodos segmentados, incluyendo las zonas de interconexión, los electrodos segmentados incluyendo segmentaciones sustancialmente alineadas.

10 La FIG. 9 ilustra un ejemplo de electrodos segmentados, incluyendo las zonas de interconexión, los electrodos segmentados incluyendo segmentaciones sustancialmente desplazadas.

La FIG. 10 ilustra un ejemplo de electrodos segmentados, incluyendo las zonas de interconexión, incluyendo los electrodos segmentados segmentaciones sustancialmente desplazadas.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

15 Dispositivos de resonancia magnética nuclear (RMN) (p. ej., un escáner de MRI, un espectrómetro de RMN u otro dispositivo de RMN) pueden producir campos magnéticos tanto estáticos como variables en el tiempo. Por ejemplo, un escáner de MRI puede proporcionar un fuerte campo magnético estático, B_0 , tal como para alinear núcleos dentro de un sujeto al eje del campo B_0 . El B_0 puede proporcionar una ligera magnetización de la red (por ejemplo, una "polarización de espín") entre los núcleos a granel debido a que los estados de espín de los núcleos no están distribuidos al azar entre los posibles estados de espín. Debido a que la resolución alcanzable por los dispositivos de RMN puede estar relacionada con la magnitud del campo B_0 , se puede utilizar un campo B_0 más fuerte para hacer polarizar en espín núcleos del sujeto para obtener imágenes de resolución más fina. Los dispositivos de RMN se pueden clasificar de acuerdo con la magnitud del campo B_0 utilizado durante la formación de imágenes tal como un campo B_0 de 1,5 Tesla, un campo B_0 de 3,0 Tesla, etc.

25 Después de haber alineado los núcleos utilizando el campo B_0 , se pueden suministrar uno o más pulsos de excitación magnética de radiofrecuencia (RF) para alterar la alineación de núcleos especificados (p. ej., dentro de un volumen o plano particular a ser fotografiado en el sujeto). La potencia, la fase y el intervalo de frecuencias de los uno o más pulsos de excitación de RF se pueden seleccionar tal como dependiendo de la magnitud del campo B_0 , del tipo o de la frecuencia de resonancia de los núcleos a fotografiar, o uno o más de otros factores. Después de desconectar los pulsos de excitación de RF, se pueden utilizar uno o más receptores de RF para detectar un campo magnético variable en el tiempo (p. ej., un flujo) desarrollado por los núcleos mientras éstos se relajan de nuevo a un estado de energía inferior tal como el estado polarizado en espín inducido por el campo magnético B_0 estático.

35 También se puede proporcionar uno o más campos magnéticos de gradiente durante la MR, tal como para crear una ligera variación dependiente de la posición en el campo de polarización estática. La variación en el campo de polarización estática altera ligeramente la frecuencia de resonancia de los núcleos de relajación tal como durante la relajación después de la excitación por uno o más pulsos de RF. El utilizar el campo de gradiente junto con el campo estático puede proporcionar una "localización espacial" de señales detectadas por el receptor de RF tal como mediante el uso de discriminación de frecuencias. El utilizar un campo de gradiente permite representar en imágenes de manera más eficiente un volumen o plano. En un ejemplo de campo de gradiente, señales recibidas desde los núcleos relajantes pueden incluir la energía en los respectivos intervalos de frecuencias únicas que corresponden a las posiciones respectivas de los núcleos.

40 Un equipo de MRI activa puede inducir pares, fuerzas, o un calentamiento no deseados en un IMD u otro implante conductor, o puede interferir con el funcionamiento del IMD. En ciertos ejemplos, la interferencia puede incluir la interrupción en la detección por el IMD, la interferencia en la comunicación entre el IMD y otros implantes o módulos externos durante el funcionamiento de la MRI, o la interrupción en el control o la función terapéutica del IMD.

5 Durante una exploración por MRI, el uno o más impulsos de excitación de RF pueden incluir energía suministrada a frecuencias de menos de 10 MHz a más de 100 MHz tal como correspondiente a las resonancias magnéticas nucleares de los núcleos objeto a explorar. El campo magnético de gradiente puede incluir energía suministrada a frecuencias más bajas que los impulsos de excitación de RF, ya que la mayoría de la energía de AC incluida en el campo de gradiente se proporciona cuando el campo de gradiente está aumentando o "girando". El uno o más campos magnéticos de gradiente se pueden proporcionar en múltiples ejes, tal como la inclusión de campos de gradiente variables en el tiempo, proporcionados en cada uno de los ejes para proporcionar una formación de imágenes en múltiples dimensiones.

10 En un ejemplo, el campo B_0 estático puede inducir fuerzas o pares de torsión no deseadas en los materiales ferromagnéticos tal como el acero o níquel. Las fuerzas o los pares de torsión pueden producirse, incluso cuando los materiales no están directamente dentro del "agujero" del equipo de MRI, debido a que pueden existir campos significativos cerca del equipo de MRI. Además de ello, si una corriente eléctrica se conecta o desconecta en presencia del campo B_0 , un par de torsión o fuerza significativo se pueden imponer de repente en el plano de la circulación de la corriente, a pesar de que el propio campo B_0 es estático. La fuerza o el par de torsión inducido puede ser mínimo para corrientes pequeñas, pero el par de torsión puede ser significativos para corrientes mayores tales como las suministradas durante la terapia de choque de desfibrilación. Por ejemplo, suponiendo que la corriente circulante esté circulando en un plano normal (p. ej., perpendicular) al campo estático, el par de torsión puede ser proporcional a la magnitud del campo B_0 , multiplicado por el área de superficie del bucle de corriente, multiplicado por la corriente.

20 Campos variables en el tiempo tales como el campo de gradiente o el campo asociado al impulso de excitación de RF, pueden presentar riesgos diferentes al el campo B_0 estático. Por ejemplo, el comportamiento de un bucle de alambre en presencia de un campo magnético variable en el tiempo se puede describir utilizando la ley de Faraday, que puede representarse por

$$\mathcal{E} = - \frac{d\Phi_{B_1}}{dt},$$

25 en la que \mathcal{E} puede representar la fuerza electromotriz (p. ej., en voltios) tal como el desarrollado por un flujo magnético variable en el tiempo. El flujo magnético se puede representar como

$$\Phi_{B_1} = \iint_S \mathbf{B}_1 \cdot d\mathbf{S},$$

30 en la que \mathbf{B}_1 puede representar un vector de densidad de flujo magnético instantáneo (p. ej., en Webers por metro cuadrado, o Tesla). Si \mathbf{B}_1 es relativamente uniforme a lo largo de la superficie S , entonces el flujo magnético puede ser aproximadamente $\Phi_{B_1} = |\mathbf{B}_1|A$, en donde A puede representar el área de la superficie S . El equipo de MRI en funcionamiento puede producir un campo de gradiente variable en el tiempo que tiene velocidades de giro de más de 100 Tesla por segundo (T/s). La velocidad de giro puede ser similar a una "pendiente" del campo de gradiente, y

es por lo tanto similar a $\frac{d\Phi_{B_1}}{dt}$.

35 La fuerza electromotriz (EMF) de la ley de Faraday puede provocar 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 (p. ej., una carcasa de un IMD, una o más de otras regiones conductoras dentro de un IMD, o uno o más de otros implantes conductores). La corriente inducida puede disipar energía y puede oponerse a la dirección del cambio del campo aplicado externamente (p. ej., dada por la ley de Lenz). La corriente inducida tiende a curvarse lejos de su dirección inicial, formando una "corriente de Foucault" a lo largo de la superficie del conductor, tal como debido a fuerzas de Lorentz que actúan sobre electrones que se mueven a través del conductor. 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 provocar un aumento significativo de la temperatura en o cerca del conductor durante la duración de la exploración. La deposición de potencia de corriente de Foucault puede ser proporcional al cuadrado tanto de la densidad de flujo pico como la frecuencia de excitación.

5 Generalmente, las corrientes inducidas tales como inducidas por el pulso de excitación magnética de RF, pueden concentrarse cerca de la superficie de un conductor, un fenómeno al que se puede aludir como el efecto de la piel. El efecto de la piel 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 el campo de excitación magnético RF, que puede penetrar más fácilmente a través de la carcasa del IMD. A diferencia del campo del pulso de excitación de RF, el campo de gradiente puede inducir más fácilmente las corrientes de Foucault a granel en uno o más conductores dentro de la carcasa del IMD tal como dentro de uno o más circuitos, condensadores, baterías u otros conductores.

10 Aparte de calentamiento, la EMF inducida por el gradiente de MRI puede crear, entre otras cosas, voltajes no fisiológicos que pueden provocar la percepción errónea de la actividad eléctrica cardíaca, o el EMF puede crear una tensión suficiente para despolarizar el tejido cardíaco o hacer refractario al tejido cardíaco, posiblemente afectando a la terapia de estimulación. En un ejemplo ilustrativo, un IMD puede ser conectado a uno o más cables, tales como una o más derivaciones subcutáneas o intravasculares, posicionado para vigilar al paciente, o para proporcionar una o más terapias al paciente. En este ejemplo ilustrativo, una superficie de un "circuito", incluyendo el conductor, la carcasa del IMD y una trayectoria a través del tejido del cuerpo al menos parcialmente conductora entre un electrodo en el conductor y la carcasa de IMD, puede ser de más de 300 centímetros cuadrados, o más de 0,03 metros cuadrados. Por lo tanto, utilizando la ley de Faraday, la fuerza electromotriz (EMF) desarrolla a través del tejido corporal entre el electrodo (p. ej., una punta distal o electrodo de anillo) del conductor y la carcasa del IMD puede ser de más de 0,03 metros cuadrados veces 100 t/s, o más de 3 voltios.

20 Los autores de la presente invención han reconocido, entre otras cosas, que es deseable que los IMDs incluyan una mayor seguridad en un entorno de MRI. Por ejemplo, los autores de la presente invención han reconocido que es deseable que los IMDs incluyan una respuesta disminuida a los campos magnéticos presentes dentro o de otra manera próximos a un dispositivo de MRI. Tales respuestas incluyen, pero no se limitan a, calentamiento, vibración u otro movimiento inducido, tensiones inducidas, y similares. En algunos ejemplos, los autores de la presente invención han reconocido que es deseable reducir la respuesta de campo magnético de los condensadores presentes en los IMDs.

30 Con referencia a la FIG. 1, se muestra un ejemplo de un IMD 100. El IMD 100, en un ejemplo, incluye una cabecera 102 para la fijación de un componente, tal como un cable, al IMD. En un ejemplo, el IMD 100 incluye un módulo electrónico 104 incluyendo la electrónica del IMD 100 asociada con la operación y el funcionamiento del IMD 100 dentro de un paciente. En algunos ejemplos, el IMD 100 incluye una pila o batería 106. En algunos ejemplos adicionales, el IMD 100 incluye un condensador 108. En diversos ejemplos, uno de más de los componentes 102, 104, 106, 108 u otros componentes de IMDs que no se muestran en la FIG. 1, tales como cables, por ejemplo, puede incluir una respuesta disminuida a los campos magnéticos para aumentar la seguridad en el entorno del MRI. Como tal, la descripción en esta memoria, a pesar de que describe principalmente una respuesta disminuida de la MR en los condensadores, se puede aplicar a cualquiera de los componentes o combinaciones de componentes de un IMD, incluyendo también metal u otras envueltas conductoras de otro modo de los componentes del IMD o del propio IMD. Ejemplos de IMDs que pueden incluir recintos metálicos y/o componentes internos en la zona de gran superficie incluyen, pero no se limitan a marcapasos cardíacos; cardiovertidores-desfibriladores automáticos implantables (ICDs); dispositivos para la terapia de resincronización cardíaca y desfibrilador (CRT-D); neuromoduladores, incluyendo estimuladores profundos del cerebro (DBS), diversos dispositivos de control del dolor y sistemas de conductores para la estimulación de la médula espinal, los músculos, y otros nervios del cuerpo (tales como, por ejemplo, el nervio vago); dispositivos de diagnóstico implantables para la monitorización de la función cardíaca; implantes cocleares; y bombas de infusión para la administración de una terapia farmacológica periódica o basada en la demanda.

45 En diversos ejemplos, el condensador 108 incluye un recinto 109. En algunos ejemplos, el condensador 108 puede incluir una o más capas de ánodo, una o más capas de cátodo y uno o más separadores, que están cada uno en alineación apilada uno con el otro, dentro del recinto 109. Algunos ejemplos incluyen capas con miembros de conexión utilizados para interconectarse a otras capas. En diversos ejemplos, un miembro de conexión se extiende lejos de las capas apiladas, permitiendo la interconexión entre capas de condensador. Por ejemplo, un cierto número de elementos de conexión de ánodo se puede extender lejos de las capas de ánodo del condensador 108 para la interconexión de las capas de ánodo. En algunos ejemplos, los miembros de conexión se pueden utilizar para las capas de cátodo. Se señala que, aunque partes de la descripción que figuran a continuación se centran en sólo uno o dos electrodos, la descripción de las secciones puede ser aplicada a condensadores que incluyen más de una capa de ánodo y/o más de una capa de cátodo.

En diversos ejemplos, el condensador 108 puede incluir un condensador electrolítico de aluminio (AE). En algunos ejemplos, el condensador AE incluye al menos una capa de ánodo y al menos una capa de cátodo, incluyendo cada una de las capas de ánodo y cátodo aluminio. En un ejemplo, el condensador AE incluye una o más capas de ánodo incluyendo óxido de aluminio sobre un sustrato de aluminio. En un ejemplo adicional, el sustrato de aluminio está grabado. En un ejemplo, el condensador AE incluye una o más capas de cátodo, incluyendo titanio sobre un sustrato de aluminio. En ejemplos adicionales, un electrolito puede estar dispuesto entre cada una de las capas del condensador AE. En ejemplos adicionales, un separador tal como papel condensador puede estar dispuesto entre capas del condensador AE. Aunque los materiales de electrodos o de otros componentes de condensadores pueden no estar especificados en los ejemplos descritos a continuación, se observa que al menos algunos de los ejemplos que figuran a continuación se puede utilizar con respecto a condensadores AE, así como con otros tipos de condensadores y otros componentes de IMD.

Con referencia a la FIG. 2, en diversos ejemplos, un condensador (tal como el condensador 108 del IMD 100 de la FIG. 1) puede incluir un electrodo 210. Una flecha 212 se representa en el electrodo 210 para retratar un ejemplo de corriente radial o corriente de Foucault del electrodo 210, tal como la que podría ser inducida por un campo de gradiente de un dispositivo MRI. En un ejemplo, una corriente de Foucault inducida puede interactuar con el campo magnético estático y puede resultar en vibraciones u otros movimientos del electrodo 210 (y, a su vez, el condensador). En otro ejemplo, la corriente de Foucault inducida puede disiparse en forma de calor para elevar la temperatura del electrodo 210 (y, a su vez, el condensador). Para un campo de gradiente dado que varía con el tiempo, el par de torsión inducido y/o el calor generado son funciones del material y la geometría del electrodo 210. Por ejemplo, el calentamiento inducido por la corriente de Foucault y las vibraciones son generalmente proporcionales al cuadrado de la superficie del conductor, o, en el ejemplo de la FIG. 2, generalmente el área abarcada por la corriente de Foucault inducida se muestra por la flecha 212. Debido a la superficie específica relativamente grande (y el bucle 212 relativamente grande de la corriente de Foucault) del ejemplo de electrodo 210, un condensador de un IMD puede ser una fuente sustancial de calor y/o vibración cuando se coloca dentro de un entorno MRI. Por consiguiente, en esta memoria se contempla la reducción del tamaño del bucle de una corriente de Foucault inducida presente, por ejemplo, en un electrodo de un condensador de un IMD, para reducir el calentamiento y/o el movimiento inducido en un IMD sometido a un entorno MRI.

Por ejemplo, en ejemplos de condensadores AE, debido, al menos en parte, a la conductividad relativamente alta de aluminio, un electrodo del condensador AE puede ser relativamente muy sensible a los campos magnéticos de un entorno MRI, tales como el campo de gradiente de un dispositivo de MRI. Además de ello, en algunos ejemplos, dado que para los electrodos del condensador AE se pueden utilizar láminas delgadas de aluminio, los electrodos pueden tener una masa térmica limitada, lo cual puede contribuir a que estos electrodos se calienten de una forma relativamente rápida. El calentamiento y/o la vibración de los componentes de dispositivos implantados pueden ser peligrosos para un paciente que tiene un dispositivo implantado y que está sometido a un entorno MRI. Por ejemplo, el calentamiento y/o la vibración de los componentes de los dispositivos implantados pueden resultar en daño a los tejidos para el paciente. Como tal, los autores de la presente invención han reconocido que puede ser deseable reducir las superficies específicas de uno o más componentes de dispositivos implantables para limitar la respuesta (por ejemplo, el calentamiento y/o la vibración) de tales dispositivos implantables a un entorno de MRI, haciendo que el dispositivo implantable sea MRI Seguro. En algunos ejemplos, tal como se describe con mayor detalle más adelante, los autores de la presente invención han reconocido que un componente de un dispositivo implantable puede ser segmentado para reducir un superficie específica del componente, disminuyendo de ese modo el tamaño del bucle de corriente radial y reduciendo la respuesta del componente a un entorno de MRI. Varios ejemplos de tales componentes segmentados se describen a continuación.

Con referencia a la FIG. 3, se muestra un electrodo segmentado 310 de un condensador (tal como, por ejemplo, el condensador 108 de la FIG. 1) de acuerdo con algunos ejemplos. En algunos ejemplos, el electrodo 310 incluye una abertura o ranura 314 que se extiende desde un perímetro del electrodo 310 a un interior del electrodo 310. En otros ejemplos, el electrodo puede incluir más de una ranura. En el ejemplo mostrado en la FIG.3, la ranura 314 proporciona una rotura en la superficie específica del electrodo 310, que puede resultar en bucles de corriente radiales más pequeños de las corrientes de Foucault (en relación con el tamaño del bucle de la corriente de Foucault de un electrodo no segmentado, tal como el ejemplo de electrodo 210 de la FIG. 2) tal como se representa por las flechas 312A, 312B. Al reducir el tamaño del bucle de las corrientes de Foucault en el electrodo 310, en un ejemplo, el calentamiento y/o movimiento inducido por un entorno MRI se puede reducir a un nivel en el que el IMD y/o el condensador del IMD se consideran MRI Seguros. Debido a que la separación de material de electrodo generalmente puede afectar negativamente al rendimiento y la eficacia del condensador, una consideración en la segmentación del electrodo 310 es la separación de material mínima. En un ejemplo, mediante la optimización de un modelo de la segmentación del electrodo 310, el rendimiento del condensador puede verse afectado mínimamente,

mientras que, al mismo tiempo, se minimiza suficientemente el tamaño del bucle de corriente de Foucault para dar lugar a un condensador MRI Seguro.

Con referencia a la FIG. 4, un ejemplo de un electrodo segmentado 410 incluye una zona de interconexión 416. En diversos ejemplos, el área de interconexión 416 puede permitir la conexión del electrodo 410 con uno o más electrodos similares de un condensador. Por ejemplo, tal como se describe anteriormente, pueden conectarse dos o más capas de ánodo de un condensador y/o pueden conectarse dos o más capas de cátodo de un condensador. Sin embargo, en un ejemplo, si el electrodo 410 de la FIG. 4 ha de ser segmentado con una abertura o ranura 414 (mostrada en líneas de trazos), la corriente durante la carga y/o descarga del condensador tendría que fluir a través de una sección transversal reducida tal como se ilustra por la flecha X en la FIG. 4. Tal "embudo" de corriente a través de la sección transversal reducida X del electrodo 410, en algunos ejemplos, puede aumentar la resistencia en serie equivalente (ESR) del condensador, lo cual puede ser perjudicial para el rendimiento del condensador. Como tal, los autores de la presente invención han reconocido que puede ser deseable cambiar la posición de la zona de interconexión del electrodo.

Con referencia a la FIG. 5, en algunos ejemplos, un electrodo segmentado 510 incluye una abertura o ranura 514 y una zona de interconexión 516 recolocada en relación con la zona de interconexión 410 del ejemplo de electrodo 410 de la FIG. 4. En este ejemplo, la zona de interconexión 516 está sustancialmente situado en el centro entre las partes 510A, 510B del electrodo 510 a lo largo de un borde del electrodo 516 y sustancialmente próxima a un extremo de la ranura 514 dispuesta en un interior del electrodo 510. Es decir, la zona de interconexión 516 de este ejemplo se puede situar en o cerca de un área de sección transversal reducida entre un extremo interior de la ranura 514 y el borde del electrodo 510, de manera que la corriente puede fluir entre la zona de interconexión 516 y cada una de las partes 510A, 510B del electrodo 510 con poco o al menos un "embudo" reducido de la corriente, como puede estar presente en la configuración del ejemplo de electrodo 410 descrito anteriormente. De esta manera, se pueden reducir aumentos en el ESR y otros efectos perjudiciales de comportamiento del condensador debido a la sección transversal reducida del electrodo 510.

Con referencia a las FIGs. 6-8, en algunos ejemplos, un primer electrodo segmentado 610 incluye una primera ranura 614 que se extiende desde un perímetro del primer electrodo 610 a un interior del primer electrodo 610. En un ejemplo, el primer electrodo 610 puede ser utilizado como una capa de ánodo de un condensador, tal como, por ejemplo, un condensador de un IMD. En algunos ejemplos, un segundo electrodo segmentado 620 se puede separar del primera electrodo 610 una primera distancia tal como se muestra en la FIG. 8. En un ejemplo, el segundo electrodo 620 puede incluir una segunda ranura 624 que se extiende desde un perímetro del segundo electrodo 620 a un interior del segundo electrodo 620. En un ejemplo, el segundo electrodo 620 se puede utilizar como una capa de cátodo de un condensador tal como, por ejemplo, un condensador de un IMD. En un ejemplo, las primera y segunda ranuras 614, 624 se pueden configurar para que segmenten, al menos parcialmente, las superficies específicas de los electrodos primero y segundo 610, 620, respectivamente, para reducir un tamaño de bucle de corriente radial en cada uno de los electrodos primero y segundo 610, 620, de una manera similar a la descrita anteriormente con respecto al ejemplo de electrodo 310. En un ejemplo, uno o más pares de electrodos primero y segundo 610, 620 se pueden apilar (tal como se ve generalmente en la FIG. 8) para formar un condensador. En un ejemplo adicional, el condensador puede ser un condensador AE, tal como se describe anteriormente, en el que el primer electrodo 610 incluye un sustrato de aluminio, al menos parcialmente cubierto con óxido de aluminio. En un ejemplo adicional, el condensador puede ser un condensador AE, tal como se describe anteriormente, en el que el segundo electrodo 620 incluye un sustrato de aluminio, al menos parcialmente cubierto con titanio obtenido por pulverización catódica.

En otro ejemplo, el primer electrodo 610 puede ser sustancialmente paralelo al segundo electrodo 620 en una configuración apilada tal como se muestra generalmente en la FIG. 8. En un ejemplo, un separador puede estar dispuesta entre el primer electrodo 610 y el segundo electrodo 620. En un ejemplo adicional, el separador puede incluir papel condensador. En otro ejemplo, el separador puede incluir un material de electrolito.

En un ejemplo, la primera y segunda ranuras 614, 624 están generalmente alineadas entre sí con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada. En un ejemplo adicional, la primera y segunda ranuras 614, 624 pueden estar dispuestas sustancialmente a lo largo de un centro de los electrodos primero y segundo 610, 620, respectivamente. En otro ejemplo, la primera ranura 614 puede ser desplazada de la segunda ranura 624 con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada. Es decir, la primera y segunda ranuras 614, 624 pueden estar escalonadas con el fin de no estar una encima de la otra con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada. En un ejemplo, una configuración desplazada de este tipo puede reducir la cantidad de grandes volúmenes vacíos en los que potencialmente puede acumularse electrolito en el condensador, lo que potencialmente puede conducir un comportamiento reducido del condensador. En otro ejemplo, una configuración

desplazada de este tipo puede inhibir la posibilidad de un cortocircuito entre las capas de ánodo y cátodo, por ejemplo disminuyendo la probabilidad de un contaminante u otro objeto que se coloque a través del mismo y que permanece en contacto con cada uno de al menos un ánodo y un cátodo. En el ejemplo que incluye la configuración de la ranura alineada descrita anteriormente, la alineación de la primera y segunda ranuras 614, 624 puede proporcionar una zona para un contaminante u otro objeto a ser presentado o colocado de otra forma en contacto con y a través de cada uno de al menos un ánodo y un cátodo. Sin embargo, si, en algunos casos, una configuración de este tipo se considera deseable, la posibilidad de tales contaminantes que cortocircuitan el condensador puede reducirse con un cuidado añadido durante la fabricación del condensador.

De acuerdo con la invención, el primer electrodo 610 incluye una primera zona de interconexión 616 sustancialmente ubicada en el centro a lo largo de un borde del primer electrodo 610 y sustancialmente próxima a un extremo de la primera ranura 614 que está dispuesto en el interior del primer electrodo 610. Esto es, la primera zona de interconexión 616 puede estar situada próxima a la zona del primer electrodo 610 que tiene una sección transversal reducida, de una manera similar a la descrita con respecto al ejemplo anterior incluyendo la zona de interconexión 516. Además, de acuerdo con la invención, el segundo electrodo 620 incluye una segunda zona de interconexión 626 situada sustancialmente a lo largo de un borde del segundo electrodo 620 y sustancialmente próxima a un extremo de la segunda ranura 624 que está dispuesta en el interior del segundo electrodo 620. Es decir, la segunda zona de interconexión 626 puede ser situada próxima a la zona del segundo electrodo 620 que tiene una sección transversal reducida, de una manera similar a la descrita con respecto al ejemplo anterior, incluyendo la zona de interconexión 516. Tales zonas de interconexión 616, 626 permiten que dos o más primeros electrodos 610 (por ejemplo, capas de ánodo) sean conectadas utilizando un miembro de conexión y que dos o más segundos electrodos 620 (por ejemplo, capas de cátodo) sean conectados utilizando otro miembro de conexión. Mediante la colocación de la primera y segunda zonas de interconexión 616, 626 en o cerca de las secciones transversales reducidas de los electrodos primero y segundo segmentados 610, 620, se pueden reducir los incrementos en ESR y otros efectos de comportamiento perjudiciales del condensador debido a la sección transversal reducida de los primero y segundo electrodos 610, 620, de una manera similar a la descrita con respecto al ejemplo de electrodo 510 anterior.

Además, de acuerdo con la invención, la primera zona de interconexión 616 está desplazada de la segunda zona de interconexión 626 para permitir la interconexión de dos o más primeros electrodos 610 y para la interconexión de dos o más segundos electrodos 620, sin interferir o de otro modo ponerse en el camino de la primera zona de interconexión 616 de la segunda zona de interconexión 626 con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada. En pocas palabras, en un ejemplo, la primera y segunda zonas de interconexión 616, 626 no pueden ocupar el mismo espacio sin aumentar las complejidades de fabricación.

En un esfuerzo para simplificar la fabricación del condensador, en un ejemplo, la primera zona de interconexión 616 del primer electrodo 610 puede ser colocada ligeramente a un lado de un centro del primer electrodo 610 y la segunda zona de interconexión 626 del segundo electrodo 620 puede ser colocada ligeramente hacia el otro lado de un centro (alineado con el centro del primer electrodo 610 con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada) del segundo electrodo 620. De esta manera, dos o más primeros electrodos 610 se pueden interconectar sin interferir con la interconexión de dos o más segundos electrodos 620. En ejemplos adicionales, el primer electrodo 610 puede incluir un recorte 618 configurado para alinearse con la segunda zona de interconexión 626 del segundo electrodo 620, con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada, en donde el recorte 618 puede permitir que un miembro de conexión de un segundo electrodo 620 a otro segundo electrodo 620 pase por el primer electrodo 610 sin hacer contacto con el primer electrodo 610. De esta manera, el recorte 618 reduce preocupaciones de cortocircuito asociadas con la interconexión de segundos electrodos 620. En otros ejemplos, el segundo electrodo 620 puede incluir un recorte 628 configurado para alinearse con la primera zona de interconexión 616 del primer electrodo 610, con el primer y segundo electrodos 610, 620 en la configuración apilada, para reducir preocupaciones de cortocircuito asociadas con la interconexión de primeros electrodos 610 de una manera similar a la descrita con respecto al recorte 618.

Con referencia a las FIGs. 9 y 10, en algunos ejemplos, primero y segundo electrodos segmentado 910, 920 se muestran generalmente en una configuración apilada. En diversos ejemplos, tales electrodos primero y segundo 910, 920 pueden ser utilizados en un condensador para un IMD. En un ejemplo, el primer electrodo segmentado 910 incluye dos primeras ranuras 914, cada una de las cuales se extiende desde un perímetro del primer electrodo 910 a un interior del primer electrodo 910. En un ejemplo, el primer electrodo 910 puede utilizarse como una capa de ánodo de un condensador tal como, por ejemplo, un condensador de un IMD. En un ejemplo, el segundo electrodo segmentado 920 puede incluir una segunda ranura 924 que se extiende desde un perímetro del segundo electrodo 920 a un interior del segundo electrodo 920. En un ejemplo, el segundo electrodo 920 se puede utilizar como una capa de cátodo de un condensador tal como, por ejemplo, un condensador de un IMD. En un ejemplo, la primera y

segunda ranuras 914, 924 se pueden configurar para segmentar, al menos parcialmente, las superficies de los electrodos primero y segundo 910, 920, respectivamente, para reducir un tamaño de bucle de corriente radial en cada uno de los electrodos primero y segundo 910, 920, de una manera similar a la descrita en los ejemplos anteriores con respecto a los primero y segundo electrodos 610, 620.

5 El primer electrodo 910 puede incluir las dos primeras ranuras 914 por diversas razones. En un ejemplo, un espesor del primer electrodo 910 puede ser lo suficientemente grande de manera que es deseable una segmentación incrementada del primer electrodo 910 para reducir lo suficientemente el tamaño del bucle de las corrientes de Foucault en el primer electrodo 910 para reducir el calentamiento y/o el movimiento inducido por un entorno MRI a un nivel en el que el primer electrodo 910 se considera MRI Seguro. Por ejemplo, en un ejemplo, el espesor del primer electrodo 910 puede ser aproximadamente cuatro veces el espesor del segundo electrodo 920. En otro ejemplo, las dos primeras ranuras 914 pueden permitir que cada una de las primeras ranuras 914 se compensen desde la segunda ranura 924 con el primer y segundo electrodos 910, 920 en la configuración apilada. Es decir, la primera y segunda ranuras 914, 924 pueden estar escalonadas a fin de no estar una encima de la otra con el primer y segundo electrodos 910, 920 en la configuración apilada. En un ejemplo, una configuración desplazada de este tipo puede reducir la cantidad de grandes volúmenes vacíos en los que potencialmente puede acumularse electrolito en el condensador, lo que potencialmente puede conducir a una disminución del rendimiento del condensador. En otro ejemplo, una configuración desplazada de este tipo puede inhibir la posibilidad de un cortocircuito entre las capas de ánodo y cátodo, por ejemplo disminuyendo la probabilidad de un contaminante u otro objeto que queda colocado a través y que permanece en contacto con cada uno de al menos un ánodo y un cátodo. En el ejemplo que incluye la configuración de la ranura alineada descrita anteriormente, la alineación de la primera y segunda ranuras 914, 924 puede proporcionar una zona para un contaminante u otro objeto a ser presentado o de otra forma colocado en contacto con y a través de cada uno de al menos un ánodo y un cátodo.

En un ejemplo, el primer electrodo 910 puede incluir una primera zona de interconexión 916 situada a lo largo de un borde del primer electrodo 910 y sustancialmente equidistante de un extremo dispuesto interiormente de cada una de las primeras ranuras 914. De esta manera, la primera zona de interconexión 916 puede estar situada próxima a cada una de las zonas del primer electrodo 910 que tiene una sección transversal reducida. En un ejemplo adicional, el segundo electrodo 920 puede incluir una segunda zona de interconexión 926 sustancialmente situada centrada a lo largo de un borde del segundo electrodo 920 y sustancialmente próxima a un extremo de la segunda ranura 924 que está dispuesta en el interior del segundo electrodo 920. Es decir, la segunda zona de interconexión 926 puede estar situada próxima a la zona del segundo electrodo 920 que tiene una sección transversal reducida. Tales zonas de interconexión 916, 926 permiten que dos o más primeros electrodos 910 (por ejemplo, capas de ánodo) sean conectados utilizando un miembro de conexión y que dos o más segundos electrodos 920 (por ejemplo, capas de cátodo) sean conectados utilizando otro miembro de conexión. Mediante la colocación de las primera y segunda zonas de interconexión 916, 926 en o cerca de las secciones transversales reducidas de los electrodos primero y segundo 910, 920 segmentados, se pueden reducir los incrementos en ESR y otros efectos de rendimiento perjudiciales del condensador debido a la sección transversal reducida de los primero y segundo electrodos 910, 920, de una manera similar a la descrita con respecto al ejemplo de electrodo 510 anterior.

En un ejemplo, la primera zona de interconexión 916 puede estar situada ligeramente a un lado de un centro del primer electrodo 910, y la segunda zona de interconexión 926 puede estar situada ligeramente hacia el otro lado de un centro (alineado con el centro del primer electrodo 910 con el primer y segundo electrodos 910, 920 en la configuración apilada) del segundo electrodo 920. De esta manera, pueden interconectarse dos o más primeros electrodos 910 sin interferir con la interconexión de dos o más segundos electrodos 920. En otros ejemplos, el primer electrodo 910 puede incluir un recorte 918 configurado para alinearse con la segunda zona de interconexión 926 del segundo electrodo 920, con el primer y segundo electrodos 910, 920 en la configuración apilada, en donde el recorte 918 puede permitir que un miembro de conexión de un segundo electrodo 920 a otro segundo electrodo 920 pase por el primer electrodo 910 sin hacer contacto con el primer electrodo 910. De esta manera, el recorte 918 reduce las preocupaciones de cortocircuito asociadas con la interconexión de segundos electrodos 920. En otros ejemplos, el segundo electrodo 920 puede incluir un recorte 928 configurado para alinearse con la primera zona de interconexión 916 del primer electrodo 910, con el primer y segundo electrodos 910, 920 en la configuración apilada, para reducir preocupaciones de cortocircuito asociadas con la interconexión de primeros electrodos 910 de una manera similar a la descrita con respecto al recorte 918.

En un ejemplo, un método puede incluir apilar un primer electrodo con un segundo electrodo, en donde el segundo electrodo está separado del primer electrodo una primera distancia. En un ejemplo, el método puede incluir colocar un separador entre los electrodos primero y segundo. En un ejemplo, el separador incluye papel condensador. En un ejemplo adicional, el separador incluye un electrolito. El primer electrodo puede incluir una primera ranura que se extiende a través del primer electrodo desde un perímetro del primer electrodo a un interior del primer electrodo. El

5 segundo electrodo puede incluir una segunda ranura que se extiende a través del segundo electrodo desde un perímetro del segundo electrodo a un interior del segundo electrodo. La primera y segunda ranuras se pueden configurar para segmentar, al menos parcialmente, una superficie específica de los electrodos primero y segundo, respectivamente, para reducir un tamaño de bucle de corriente radial en cada uno de los electrodos primero y segundo. El método, en algunos ejemplos, puede incluir segmentar los electrodos primero y segundo para formar la primera y segunda ranuras. En un ejemplo adicional, el primer electrodo está segmentado para formar más de una primera ranura.

10 Con referencia a los ejemplos descritos anteriormente, se contemplan diferentes operaciones de fabricación para la producción de los electrodos segmentados. En un ejemplo, la segmentación de los electrodos primero y segundo incluye el troquelado de los electrodos primero y segundo para formar la primera y segunda ranuras. En un ejemplo adicional, el troquelado puede utilizarse para cortar los electrodos a un tamaño y forma deseados, mientras que, al mismo tiempo, formar una o más aberturas o ranuras en el electrodo. Con respecto a los condensadores AE, tal como se describe anteriormente, una capa de ánodo puede incluir óxido de aluminio, que puede ser relativamente frágil. Sin embargo, los autores de la presente invención han reconocido que el troquelado de un material frágil de este tipo se puede realizar con al menos una tasa de éxito adecuada.

20 Los ejemplos anteriormente descritos ilustran componentes segmentados de un IMD y métodos de fabricación de tales componentes segmentados de un IMD, incluyendo tales componentes segmentados una respuesta reducida (en comparación con los componentes no segmentados) a los campos magnéticos presentes en un entorno MRI. En algunos ejemplos, una segmentación de este tipo puede ser incluida en los condensadores IMD. En ejemplos adicionales, electrodos, incluidos los ánodos y/o cátodos, de los condensadores de IMD pueden segmentarse con el fin de hacer que el condensador de IMD sea MRI Seguro. Al segmentar componentes de IMD tal como se describe anteriormente, los autores de la presente invención han reconocido que se pueden reducir las corrientes de Foucault en los componentes de IMD, resultando con ello un calentamiento y/o vibración reducidos de los componentes segmentados cuando se exponen a un entorno de MRI. De esta manera, ejemplos de los componentes de IMD segmentados y métodos, tales como los descritos anteriormente, se pueden utilizar en diversas IMDs para hacer tales IMDs MRI Seguros.

REIVINDICACIONES

1. Un condensador de un dispositivo médico implantable, que comprende:
 un primer electrodo, que incluye:
 una primera ranura que se extiende desde un perímetro del primer electrodo al interior del primer electrodo;
 una primera zona de interconexión; y
 un segundo electrodo separado del primer electrodo una primera distancia, incluyendo el segundo electrodo:
 una segunda ranura que se extiende desde un perímetro del segundo electrodo al interior del segundo electrodo; y
 una segunda zona de interconexión, en donde la primera y segunda ranuras están configuradas para segmentar, al menos parcialmente, las superficies específicas de los primero y segundo electrodos, respectivamente, para reducir el tamaño de un bucle de corriente radial en cada uno de los primero y segundo electrodos, caracterizado por que
 la primera zona de interconexión está situada sustancialmente centrada a lo largo de un borde del primer electrodo y sustancialmente próxima a una zona de sección transversal reducida del primer electrodo entre el borde del primer electrodo y un extremo de la primera ranura, estando dispuesto el extremo en el interior del primer electrodo,
 la segunda zona de interconexión está situada sustancialmente centrada a lo largo de un borde del segundo electrodo y sustancialmente próxima a una zona de sección transversal reducida del segundo electrodo entre el borde del segundo electrodo y un extremo de la segunda ranura, estando dispuesto el extremo en el interior del segundo electrodo; y por que
 la primera zona de interconexión del primer electrodo está desplazada de la segunda zona de interconexión del segundo electrodo con los primero y segundo electrodos en una configuración apilada.
2. El condensador de un dispositivo médico implantable de la reivindicación 1, en donde:
 el primer electrodo incluye una primera zona recortada correspondiente a la segunda zona de interconexión del segundo electrodo con el primer y segundo electrodos en una configuración apilada; y
 el segundo electrodo incluye una segunda zona recortada correspondiente a la primera zona de interconexión del primer electrodo con el primer y segundo electrodos en una configuración apilada.
3. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en donde el primer electrodo incluye dos primeras ranuras, estando situada la primera zona de interconexión a lo largo del borde del primer electrodo y sustancialmente equidistante de un extremo de cada una de las primeras ranuras, estando los extremos dispuestos en el interior del primer electrodo.
4. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde el primer electrodo incluye un sustrato de aluminio, al menos parcialmente cubierto con óxido de aluminio.
5. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el segundo electrodo incluye un sustrato de aluminio, al menos parcialmente cubierto con titanio obtenido por pulverización catódica.
6. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el primer electrodo es sustancialmente paralelo al segundo electrodo en una configuración apilada.
7. El condensador de un dispositivo médico implantable de la reivindicación 6, en donde la primera ranura del primer electrodo está sustancialmente alineada con la segunda ranura del segundo electrodo.
8. El condensador de un dispositivo médico implantable de la reivindicación 6, en donde la primera ranura del primer electrodo está desplazada de la segunda ranura del segundo electrodo.
9. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, que comprende un separador dispuesto entre el primer electrodo y el segundo electrodo.
10. El condensador de un dispositivo médico implantable de la reivindicación 9, en donde el separador incluye un material de electrolito.
11. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde el primer electrodo incluye más de una primera ranura.

12. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en donde el primer y segundo electrodos son sustancialmente planos.

13. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en donde el primer electrodo incluye una capa de ánodo.

5 14. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en donde el segundo electrodo incluye una capa de cátodo.

15. El condensador de un dispositivo médico implantable de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14, en donde el primer electrodo incluye un espesor que es aproximadamente cuatro veces el espesor del segundo electrodo.

10

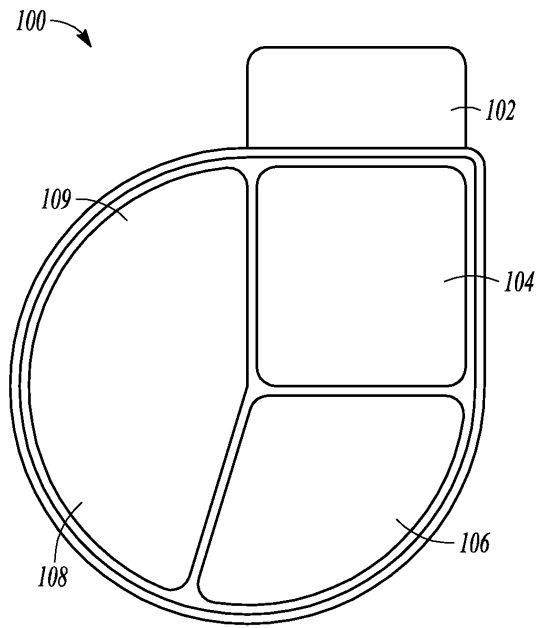


FIG. 1

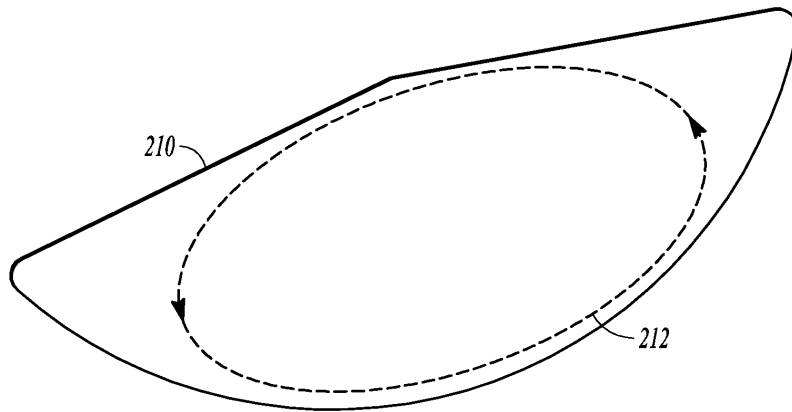


FIG. 2

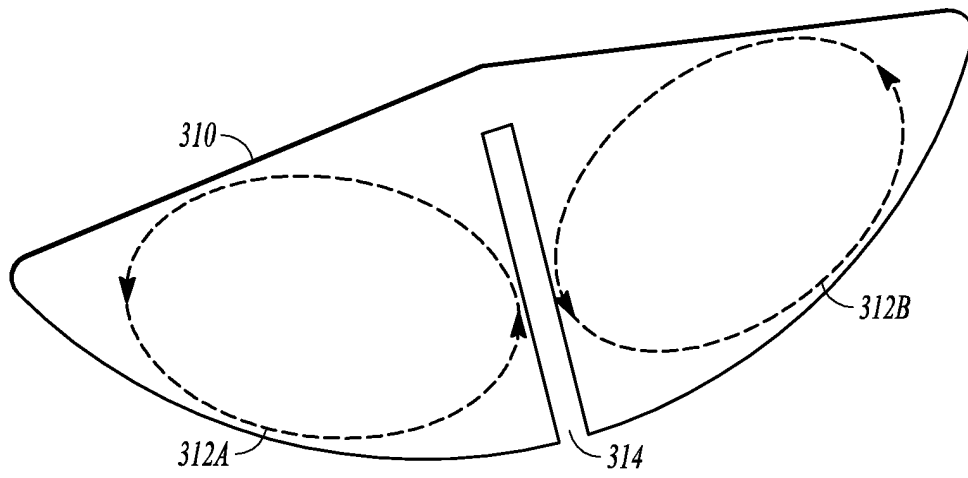


FIG. 3

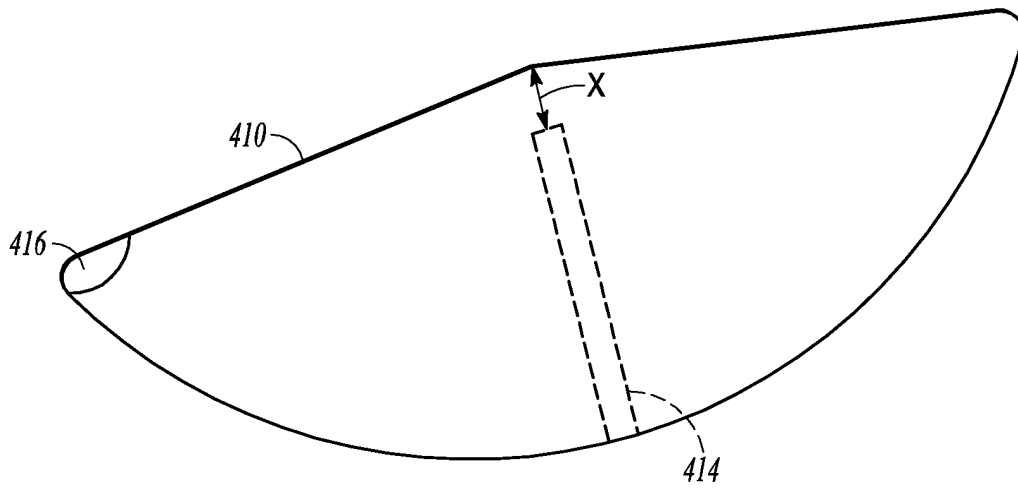


FIG. 4

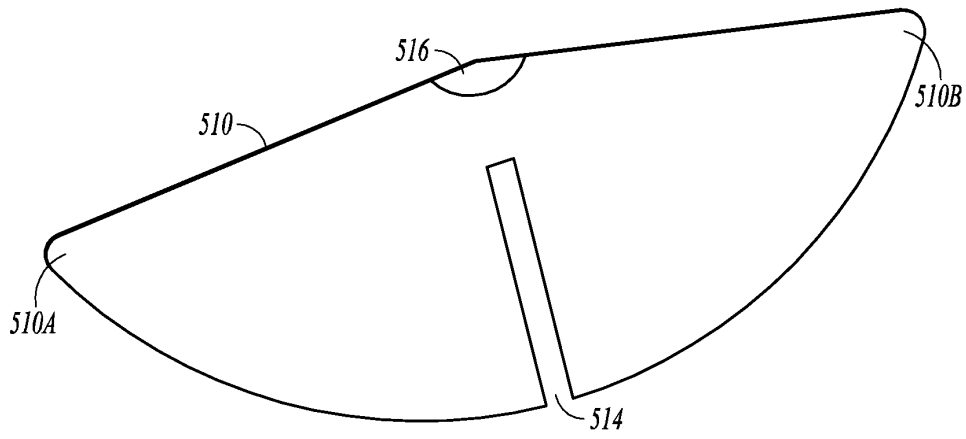


FIG. 5

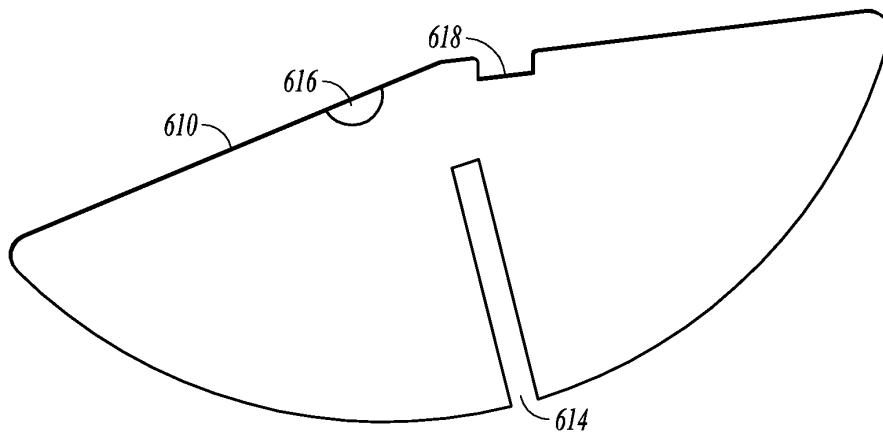


FIG. 6

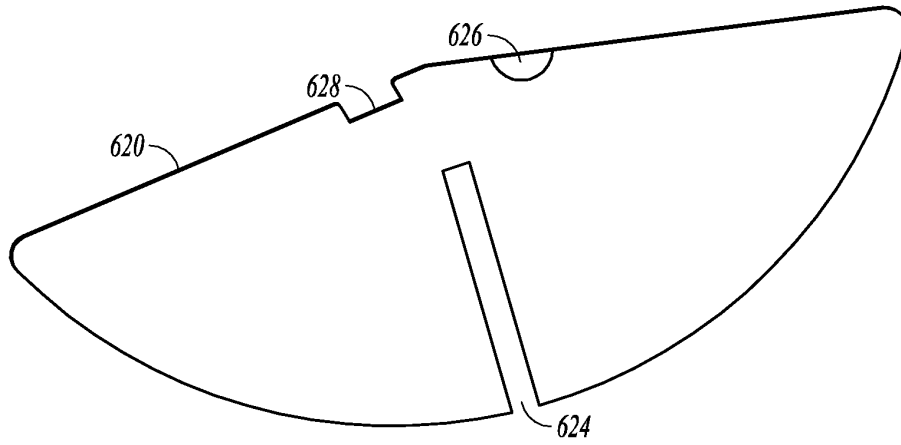


FIG. 7

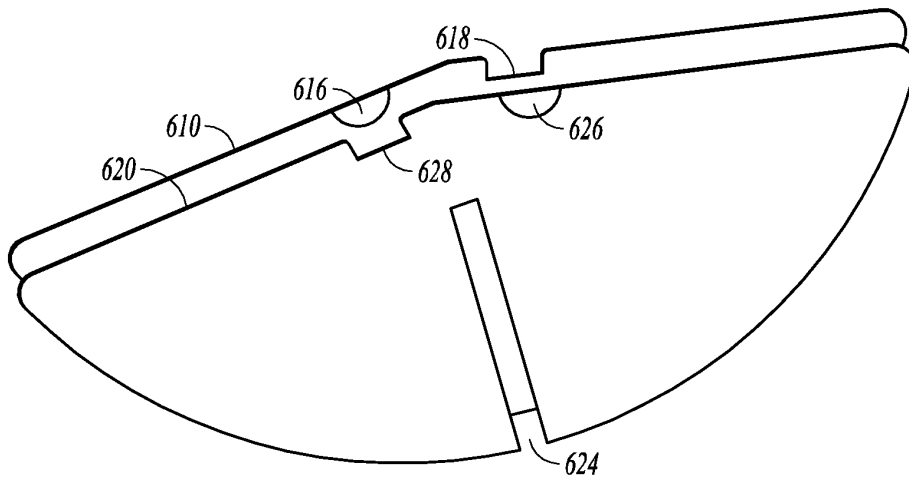


FIG. 8

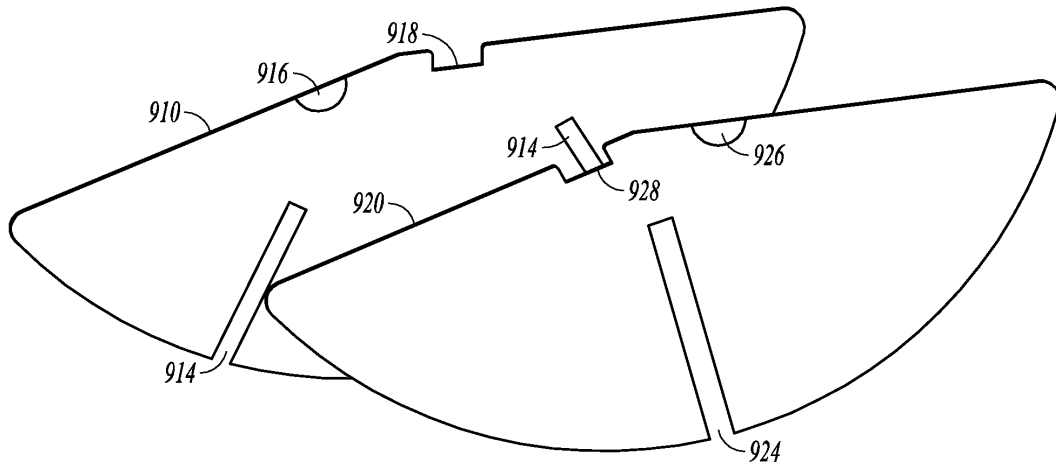


FIG. 9

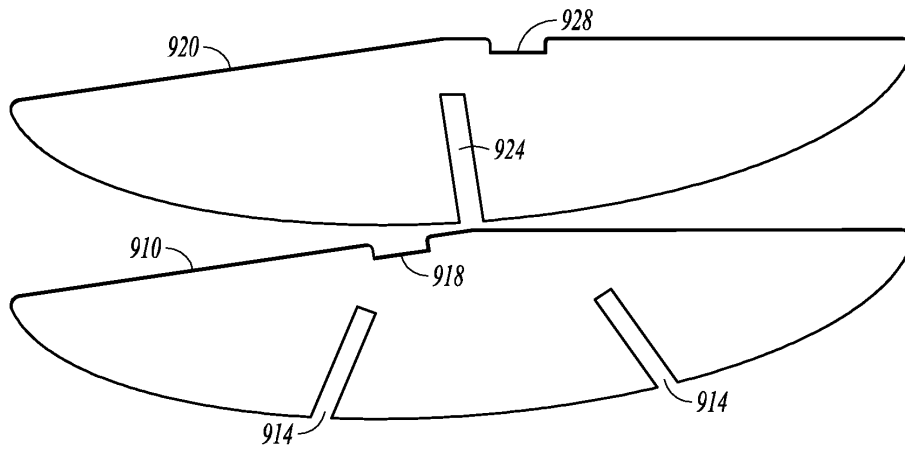


FIG. 10