

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 806 450**

51 Int. Cl.:

<b>A61N 1/36</b>	(2006.01) <b>H01Q 21/00</b>	(2006.01)
<b>A61N 2/00</b>	(2006.01) <b>H04B 13/00</b>	(2006.01)
<b>A61B 5/055</b>	(2006.01)	
<b>A61B 5/107</b>	(2006.01)	
<b>A61N 1/372</b>	(2006.01)	
<b>G06F 17/50</b>	(2006.01)	
<b>A61N 1/375</b>	(2006.01)	
<b>H01Q 1/27</b>	(2006.01)	
<b>H01Q 1/36</b>	(2006.01)	
<b>H01Q 5/40</b>	(2015.01)	

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.10.2015 PCT/GB2015/052897**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **07.04.2016 WO16051206**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.10.2015 E 15782028 (3)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.06.2020 EP 3200873**

54 Título: **Antena para implantes y aparatos y procedimientos asociados**

30 Prioridad:

**03.10.2014 US 201462059596 P**  
**24.02.2015 GB 201503040**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**17.02.2021**

73 Titular/es:

**CAMBRIDGE CONSULTANTS LIMITED (100.0%)**  
**Science Park Milton Road**  
**Cambridge, Cambridgeshire CB4 0DW, GB**

72 Inventor/es:

**VENKATASUBRAMANIAN, ARUN y**  
**LEOTIS AHIYYA, LONNELL**

74 Agente/Representante:

**SALVÀ FERRER, Joan**

ES 2 806 450 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Antena para implantes y aparatos y procedimientos asociados

- 5 **[0001]** La presente invención se refiere generalmente a antenas adecuadas para dispositivos para implantación en un cuerpo humano o animal, y a aparatos y procedimientos asociados. La invención tiene una relevancia particular, aunque no exclusiva, para las antenas utilizadas con dispositivos médicos implantables, tales como, pero sin limitación, marcapasos y dispositivos de neuroestimulación.
- 10 **[0002]** Los dispositivos médicos implantables (DMI) para cuerpos humanos o animales son ahora omnipresentes. Anualmente se implantan más de un millón de marcapasos, más de doscientos mil desfibriladores, y más de ciento cincuenta mil dispositivos de neuroestimulación para el manejo del dolor, la epilepsia, el Parkinson y muchas otras indicaciones.
- 15 **[0003]** Dichos DMI a menudo utilizan tecnología inalámbrica (radiofrecuencia, "RF") para mejorar la versatilidad de los dispositivos médicos implantables al permitir la monitorización remota de dichos DMI y la optimización de los tratamientos que los utilizan. La integración de la tecnología inalámbrica con los DMI representa un desafío importante debido a las restricciones de diseño sustanciales, interrelacionadas y, a menudo, conflictivas impuestas a los DMI que incluyen, por ejemplo, restricciones relacionadas con: el tamaño; el consumo de energía/eficiencia; la fiabilidad; la durabilidad; la frecuencia operativa; la biocompatibilidad; la seguridad del paciente; y/o similares.
- 20 **[0004]** Por ejemplo, ya sea que se coloquen por vía subcutánea o dentro de la cavidad peritoneal, los DMI son necesariamente pequeños, para permitir que quepan en el compartimento apropiado en el cuerpo de un paciente, con tamaños que varían desde unos pocos milímetros (mm) hasta unas pocas decenas de centímetros (cm). El tamaño de la batería generalmente define el tamaño del DMI y, por lo tanto, las restricciones sobre el tamaño del DMI limitan inherentemente la elección de la fuente de alimentación. La electrónica y la batería generalmente están encerradas en un recipiente de titanio herméticamente sellado con un cabezal de tectano o epoxi.
- 30 **[0005]** Uno de los principales desafíos que se enfrenta el diseño de DMI inalámbrico es el diseño de antena, sobre todo porque la distribución anatómica, junto con las diferentes propiedades eléctricas y la configuración de los diversos tejidos de un cuerpo humano o animal, pueden afectar significativamente al rendimiento de la antena. Específicamente, el pequeño tamaño necesario de la antena y la proximidad de la antena al tejido corporal con pérdida pueden dar como resultado tanto la atenuación de la señal como la desintonización de la antena por parte del tejido corporal local.
- 35 **[0006]** Las antenas conocidas, en dispositivos tales como marcapasos y dispositivos de neuroestimulación, residen en un cabezal del implante. La mayoría de las antenas DMI conocidas son bucles o antenas planares en F invertida (PIFA). Los bucles son antenas alimentadas por corriente y producen principalmente un campo magnético (modo eléctrico transversal (TE)). Las PIFA, por otro lado, son antenas dipolo de cuarto de longitud de onda (o algún múltiplo de un cuarto de longitud de onda), alimentadas por voltaje que generan tanto un campo eléctrico como magnético. Ambas antenas tienen un único modo de corriente dominante.
- 40 **[0007]** La potencia irradiada por las antenas generalmente es de naturaleza compleja con un elemento real y un elemento reactivo (o "imaginario"). La potencia real sale de la antena y nunca regresa, mientras que la potencia reactiva tiende a rebotar en torno a una posición fija (dentro de una longitud de onda media llamada radianesfera) de la antena e interactúa con la antena y el entorno circundante, afectando así al funcionamiento de la antena. Generalmente, el diseño de la antena trata a un cuerpo humano o animal como una carga con pérdida que desintoniza la antena y, por lo tanto, busca minimizar la energía reactiva resonante y no radiante alrededor de la antena, y mantener dicha energía lejos del tejido, reduciendo así los efectos de desintonización de modo que la antena pueda funcionar a la frecuencia deseada sin necesidad de resintonización. Para aplicaciones médicas de mayor potencia, dicha contención de la energía resonante se considera beneficiosa porque puede minimizar los efectos del calentamiento por RF locales que de otro modo podrían causar problemas de biocompatibilidad (por ejemplo, cuando un aumento de la temperatura local de solo unos pocos grados puede afectar al desarrollo y metabolismo de las células adyacentes a un implante).
- 55 **[0008]** El documento US2010/0015918A1 describe un aparato y un procedimiento para la comunicación magnética inalámbrica de campo cercano (NFMC) de información (por ejemplo, voz o datos) a distancias moderadas (de centímetros a unos pocos kilómetros). La transmisión puede proceder de un transmisor inductivo de bobina a un dispositivo receptor magnetoeléctrico (ME), o entre dos dispositivos ME. La energía eléctrica también se puede transmitir y/o recibir usando el mismo dispositivo. En un caso, la energía y los datos se transmiten desde una bobina de inducción a un dispositivo ME distante que recoge energía y transmite datos de vuelta a la bobina de transmisión de energía. En otro caso, la transferencia inalámbrica de datos puede realizarse entre dos dispositivos ME. Los dispositivos ME pueden diseñarse para transmitir o recibir datos y para recibir energía eléctrica a través de una diversidad de frecuencias cambiando sus dimensiones, su composición y configuración de materiales, configuraciones de electrodos, y/o sus modos de resonancia (longitudinal, transversal, flexión, cizallamiento, etc.).
- 65

- [0009]** KWON ET AL: "Small Printed Ultra-Wideband Antennas Combining Electric- and Magnetic-Type Radiators", ULTRA-WIDEBAND, SHORT PULSE ELECTROMAGNETICS 9: CONFERENCE ON ULTRA-WIDEBAND, SHORT-PULSE ELECTROMAGNETICS; 9 (LAUSANNE): 21-25/07/2008, SPRINGER, 1 de enero de 2010  
5 (01/01/2010), páginas 425-431, describen pequeñas antenas impresas de banda ultra ancha (UWB) que combinan radiadores de tipo eléctrico y de tipo magnético. Se informa que la combinación de los dos tipos de radiadores extiende la banda de paso en la dirección de frecuencia más baja en comparación con las antenas de cualquier tipo individual. Además, informa que las antenas combinadas pueden diseñarse para ofrecer una mayor ganancia al permitir que los campos eléctricos irradiados por las fuentes eléctricas y magnéticas se combinen en fase en la dirección deseada.
- [0010]** GUPTA SHULABH ET AL: "Magnetolectric Dipole Antenna Arrays", IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, EE.UU., vol. 62, n.º 7, 1 de julio de 2014 (01/07/2014), páginas 3613-3622, describen un conjunto de antenas dipolo magnetoeléctrico (ME) planar. La estructura propuesta opera líneas de transmisión compuestas a la derecha/izquierda en condiciones equilibradas para formar radiadores magnéticos de alta ganancia, combinados con radiadores eléctricos convencionales radiales, donde la estructura general es excitada por una sola alimentación diferencial. Se informa que la naturaleza del tipo de onda progresiva de la antena dipolo ME propuesta permite la formación de matrices directivas con características de alta ganancia y capacidad de exploración.
- [0011]** El documento WO2011/100618A1 describe antenas de campo compuestas planares (de doble cara) e impresas (de una sola cara). El documento se refiere, en particular, a antenas de bucle compuestas que tienen radiadores de campo eléctrico coplanar y bucles magnéticos con campos eléctricos ortogonales a campos magnéticos que logran beneficios de rendimiento en mayor ancho de banda (menor Q), mayor intensidad de radiación/potencia/ganancia, y mayor eficiencia. Otras realizaciones se refieren a una antena de campo compuesta de  
25 contrapeso autónoma que incluye una transición formada en el bucle magnético y que tiene un ancho de transición mayor que el ancho del bucle magnético. La transición aísla sustancialmente un contrapeso formado en el bucle magnético opuesto o adyacente al radiador de campo eléctrico.
- [0012]** El documento US2011/0082523A1 describe un sistema y un procedimiento para enviar de forma  
30 inalámbrica información electromagnéticamente a una de una primera o una segunda frecuencia operativa especificada desde un medio biológico, o recibir información electromagnéticamente en una de la primera o segunda frecuencias operativas especificadas en el medio biológico, usando una antena implantable que incluye una porción serpenteante que tiene múltiples segmentos. La primera frecuencia operativa especificada y la segunda frecuencia operativa especificada pueden proporcionarse usando los múltiples segmentos. La presente invención busca  
35 proporcionar una configuración mejorada para una antena (tal como una antena de transmisión) de un implante y procedimientos y aparatos relacionados.
- [0013]** La presente invención tiene como objetivo, en particular, proporcionar, pero sin limitación, uno o más de los siguientes beneficios en comparación con la tecnología existente: un tamaño de antena más pequeño (para un  
40 rendimiento de antena similar); una mayor distancia de comunicación entre el implante y el dispositivo externo (especialmente para profundidades de implante de 2 cm a 12 cm); una sensibilidad reducida a los cambios en la morfología corporal después de la implantación (tal como un paciente que gana o pierde peso); una tasa de absorción específica reducida (permitiendo así que la radio implantada transmita a una potencia de radio más alta sin exceder los límites normativos para el calentamiento tisular); y una eficiencia de radiación mejorada (y, por lo tanto, una  
45 duración de la batería para el implante o baterías más pequeñas para una vida útil específica del implante). Aún otros objetos y ventajas de la invención serán evidentes a partir de la descripción detallada y los dibujos.
- [0014]** En un ejemplo, se proporciona una antena para un dispositivo de implante para implante en un cuerpo humano o animal, comprendiendo la antena: una porción de radiador de campo magnético; y una porción de radiador  
50 de campo eléctrico acoplada a la porción de radiador de campo magnético en una ubicación predeterminada en la porción de radiador de campo magnético; donde dicha ubicación predeterminada en la porción de radiador de campo magnético está predeterminada para ser una ubicación que da como resultado la generación, por la antena, de al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal en el tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal de tal manera que dicho tejido corporal con pérdida actúe como una  
55 guía de ondas para dicha al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal, optimizando así al menos una de la eficiencia de la antena y la ganancia de campo lejano de la antena.
- [0015]** El radiador de campo magnético puede comprender un bucle, formado por un primer elemento conductor, que tiene una clavija de alimentación en un extremo y un punto a tierra en el otro. El radiador de campo  
60 magnético puede configurarse para generar un campo magnético en una frecuencia de interés a medida que la corriente fluye desde la clavija de alimentación al punto a tierra. El radiador de campo magnético puede configurarse para generar una onda de fuga eléctrica transversal en una frecuencia de interés en dicho tejido corporal con pérdida.
- [0016]** El radiador de campo eléctrico puede estar formado por un segundo elemento conductor que está  
65 conectado al primer elemento conductor en dicha ubicación predeterminada. El radiador de campo eléctrico puede

estar conectado a dicho radiador de campo magnético en una ubicación específica en el perímetro del bucle, por ejemplo, para minimizar la corriente reflejada de nuevo al bucle y que interrumpe la corriente magnética que fluye a través del bucle para reducir así una diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético generados en el tejido corporal con pérdida.

5

**[0017]** La antena puede comprender además un tercer elemento conductor acoplado capacitivamente a un perímetro del primer elemento conductor para reducir así una diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético. El tercer elemento conductor puede estar conectado al perímetro del bucle de tal manera que el segundo y el tercer elementos conductores estén ubicados apropiadamente para generar múltiples modos de ondas de fuga eléctricas transversales y magnéticas transversales.

10

**[0018]** La antena puede comprender además un alojamiento para alojar la porción de radiador de campo magnético y la porción de radiador de campo eléctrico donde dicho punto a tierra puede ser una clavija conectada a un potencial de tierra en dicho alojamiento. La antena puede comprender además una placa de circuitos que comprende circuitería para controlar el funcionamiento de dicho dispositivo de implante donde dicho punto a tierra puede ser una clavija conectada a un potencial de tierra en dicha placa de circuitos.

15

**[0019]** La antena puede estar formada por al menos uno de corte por láser, estampado de un material metálico, y estructuración directa (por ejemplo, estructuración directa por láser (LDS)) en un elemento dieléctrico. La antena puede comprender además un cabezal de implante, donde dicha antena puede formarse por estructuración directa en un elemento dieléctrico de dicho cabezal de implante.

20

**[0020]** La antena puede estar formada por al menos uno de titanio, cobre, platino e iridio.

25

**[0021]** El bucle magnético puede comprender una abertura capacitiva configurada para reducir una frecuencia resonante del bucle. Un tercer elemento conductor puede extenderse cerca de la abertura capacitiva, donde el elemento conductor puede tener una longitud configurada de manera que una impedancia de entrada de dicho bucle coincida con la impedancia de un conjunto de chips de radio.

30

**[0022]** La antena puede configurarse de tal manera que, cuando se implanta, el tejido corporal mejora la eficiencia de la antena. La antena puede configurarse de tal manera que, cuando se implanta, el tejido corporal aumenta la apertura efectiva de la antena.

**[0023]** En un ejemplo, se proporciona un dispositivo de implante que comprende un transmisor dotado de una antena como se ha mencionado anteriormente.

35

**[0024]** La clavija de alimentación de la antena puede estar conectada, en un extremo a la antena en un cabezal del dispositivo de implante, y un extremo puede estar conectado a un circuito de adaptación para adaptar la impedancia de la antena a la salida del transmisor. El circuito de adaptación puede ser eléctricamente sintonizable.

40

**[0025]** En un ejemplo se proporciona un procedimiento para diseñar una antena, para un dispositivo de implante para implante en un cuerpo humano o animal, comprendiendo el procedimiento: generar un diseño inicial, para su uso como un diseño actual de dicha antena, dirigido a lograr al menos un objetivo de diseño predeterminado; generar un modelo corporal para modelar tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal; simular el rendimiento de una antena formada según dicho diseño actual, y situada dentro de un cuerpo correspondiente a dicho modelo corporal; comparar el rendimiento simulado de dicha antena con dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado para determinar si dicho diseño actual cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado; modificar dicho diseño actual, cuando el diseño actual no cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado, y repetir dicha simulación y dicha comparación para dicho diseño actual modificado de este modo; y confirmar dicho diseño actual como base para la fabricación de una antena cuando el diseño actual cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado; donde dicha confirmación confirma un diseño actual como base para la fabricación que está configurado para dar como resultado una antena que genera, cuando está en funcionamiento y situada en dicho cuerpo humano o animal, al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal en el tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal de tal forma que dicho tejido corporal con pérdida actúe como una guía de ondas para dicha al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal.

45

50

55

**[0026]** En un ejemplo, se proporciona un procedimiento para fabricar una antena para un dispositivo de implante para implantar en un cuerpo humano o animal, comprendiendo el procedimiento: generar un diseño como base para la fabricación de dicha antena usando el procedimiento mencionado anteriormente; fabricar dicha antena con respecto a dicho diseño.

60

**[0027]** En un ejemplo, se proporciona una antena para un dispositivo de implante para implante en un cuerpo humano o animal, fabricada usando el procedimiento anterior.

65

**[0028]** En un ejemplo, se proporciona un procedimiento para transmitir una señal de radio desde un dispositivo de implante, comprendiendo el procedimiento: ubicar dicho dispositivo de implante en un cuerpo humano o animal; generar, en un transmisor de dicho dispositivo de implante, dicha señal de radio; generar, en una antena de dicho transmisor, al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal, correspondiente a dicha señal de radio, en tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal; y usar dicho tejido corporal con pérdida como una guía de ondas eficaz para dicha al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal, optimizando así al menos una de la eficiencia de la antena y la ganancia de campo lejano de la antena.

10 **[0029]** Los aspectos de la descripción se extienden a productos de programas informáticos tales como medios de almacenamiento legibles por ordenador que tienen instrucciones almacenadas en los mismos que son operativas para programar un procesador programable para realizar un procedimiento como se describe en los aspectos y posibilidades que se han expuesto anteriormente o mencionados en las reivindicaciones, y/o para programar un ordenador adaptado adecuadamente para proporcionar el aparato mencionado en cualquiera de las reivindicaciones.

15 **[0030]** Las realizaciones se describirán ahora a modo de ejemplo solo con referencia a las figuras adjuntas en las que:

20 la figura 1 ilustra, en una visión general simplificada, un sistema de implante médico;

la figura 2 ilustra, de forma simplificada, mecanismos clave de propagación de ondas electromagnéticas en un cuerpo humano;

25 la figura 3 es un gráfico de la constante dieléctrica típica y la conductividad para la piel, la grasa y los músculos;

la figura 4 ilustra planos constantes de amplitud y fase de una onda en propagación en el tejido corporal y el aire;

la figura 5 es un diagrama de dispersión para partes real e imaginaria de un número de onda complejo en un modelo corporal cilíndrico para grasa y tejido cutáneo;

30 la figura 6 muestra diagramas de dispersión eléctrica transversal (TE) y magnética transversal (TM) para diferentes espesores de grasa;

35 las figuras 7(a) y 7(b) ilustran un dispositivo de implante adecuado para el sistema de implante médico de la figura 1;

las figuras 8(a) y 8(b) ilustran otro dispositivo de implante adecuado para el sistema de implante médico de la figura 1;

40 la figura 9 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento que puede usarse para diseñar una antena tal como las antenas de los implantes mostrados en las figuras 7 y 8;

45 las figuras 10(a) y 10(b) muestran la ganancia de la antena medida en función del ángulo en el plano de elevación para una antena compuesta;

la figura 11 muestra las partes real e imaginaria de una impedancia de entrada de una antena en función de la frecuencia; y

50 la figura 12 muestra la pérdida de retorno simulada y medida de una antena en función de la frecuencia.

### **Visión general**

**[0031]** La figura 1 muestra, en una visión general simplificada, un sistema de implante médico generalmente con 100. El sistema de implante comprende un dispositivo de implante 102 que comprende un transmisor para transmitir señales de radiofrecuencia, y un programador asociado fijo o móvil (por ejemplo, una tableta) 104-1, 104-2 que comprende un receptor para recibir señales transmitidas desde el dispositivo de implante para permitir que el programador 104 monitorice el dispositivo de implante 102 cuando el dispositivo de implante 102 se implanta en un paciente y está operativo.

60 **[0032]** El dispositivo de implante 102 comprende un recipiente de implante que encierra la circuitería analógica, la circuitería de radio y la batería del dispositivo. La circuitería de radio del dispositivo de implante 102 está configurada para transmitir señales en una de las porciones industriales, científicas y médicas (ISM (*Industrial, Scientific and Medical*)) del espectro de radio o cualquier otra parte adecuada del espectro. En el ejemplo que se muestra en la figura 1, el transmisor está configurado para transmitir señales en una banda de frecuencia ISM de 2,4 GHz a 2,5 GHz centrada en 2,45 GHz (adecuada para la comunicación por Bluetooth). Sin embargo, se apreciará que, en otros

ejemplos, el transmisor se puede configurar para la transmisión en una o más bandas de frecuencia diferentes, dependiendo, por ejemplo, de las preferencias locales o los requisitos normativos (por ejemplo, en la banda del servicio de comunicación de implantes médicos (MICS (*Medical Implant Communication Service*)) entre 402 y 405 MHz). Para facilitar la transmisión en la banda de radio apropiada, el transmisor del dispositivo de implante 102 está dotado de una antena configurada apropiadamente 106 a través de la cual transmitir señales para su recepción por el receptor del programador 104.

**[0033]** En la figura 1, el dispositivo de implante se muestra implantado dentro del cuerpo 112 de un paciente (mostrado en sección transversal simplificada) acostado boca arriba en una mesa de operaciones 122, o similar. En este ejemplo, el implante se encuentra en el área de los glúteos (típicamente debajo de la línea del cinturón) de un paciente con una cintura grande (por ejemplo, -60 pulgadas). El cuerpo del paciente 112 comprende muchos tipos diferentes de tejido, incluidas las vértebras 114 (es decir la región de la columna vertebral) rodeadas predominantemente por la región muscular 116, que a su vez está rodeada por una capa de grasa 118 y una capa de piel externa 120.

**[0034]** En este ejemplo, el programador 104 se encuentra a cierta distancia (típicamente de 2 m a 3 m) del paciente, efectivamente en el campo lejano (diez longitudes de onda o más) del transmisor del dispositivo de implante 102. A modo de ejemplo, a 2,45 GHz, la longitud de onda del espacio libre es de aproximadamente 12,5 cm (en comparación con una longitud de onda guiada en la región de 1,7 cm en el músculo). Por consiguiente, cuando el implante es un marcapasos, o similares, implantado aproximadamente a 8 cm debajo de la piel, el marcapasos estará a unas 25 longitudes de onda del receptor en el programador 104 (que está firmemente en el campo lejano).

**[0035]** Como se explica con más detalle más adelante, existen diferencias significativas entre la constante dieléctrica y la conductividad (o tangente de pérdida) de la grasa (por ejemplo, en términos de contenido de agua) en comparación con la piel y el músculo para las bandas de frecuencia de interés (por ejemplo, tanto la banda Bluetooth de 2,4 GHz a 2,5 GHz o la banda MICS de 402 a 405 MHz). Esto conduce a dos mecanismos clave de propagación, como se muestra en la figura 2, que ilustra, de forma simplificada, mecanismos clave de propagación de ondas electromagnéticas en un cuerpo humano para señales de radiofrecuencia de un dispositivo de implante como el ilustrado en la figura 1.

**[0036]** Como se ve en la figura 2, en un primer mecanismo de propagación 212 comprende propagación de ondas guiadas y de fuga en la capa de grasa 118 y un segundo mecanismo de propagación 214 comprende propagación de ondas superficiales en la capa de piel. En más detalle, las ondas electromagnéticas que se propagan desde la capa de grasa a la capa de piel o desde la capa de grasa a la capa de músculo se propagan desde un medio más raro (constante dieléctrica inferior) a un medio más denso (constante dieléctrica superior), lo que da como resultado que una porción de la energía se refleje de nuevo en (y después alrededor de) la capa de grasa y que una porción de energía se transmita a la capa de piel o la capa de músculo. En la tecnología de implantes conocida, esto puede inhibir significativamente (o incluso impedir) que las ondas electromagnéticas salgan del cuerpo como se muestra en 216.

**[0037]** Beneficiosamente, la antena 106 de este ejemplo es una antena compuesta implantable que tiene una combinación de un bucle y un monopolo configurada de modo que la ganancia de la antena aumente aproximadamente 4 dB en comparación con una antena de bucle estándar. La antena implantable 106 está diseñada utilizando un procedimiento particularmente ventajoso en el que el diseño de la antena está diseñado específicamente para mejorar la ganancia de campo lejano del transmisor, utilizando un modelo del cuerpo del paciente, para aprovechar la naturaleza electromagnética del cuerpo humano y, en particular, para utilizar, en lugar de suprimir, los efectos de los mecanismos de propagación exhibidos en el cuerpo. Específicamente, la antena compuesta implantable 106 está diseñada utilizando un nuevo procedimiento que tiene el potencial de permitir el uso exitoso de antenas compuestas, que están inmersas en medios dispersivos con pérdida tal como tejido del cuerpo humano, para una comunicación efectiva con transceptores externos que se encuentran a una distancia significativamente mayor, en comparación con la de las tecnologías de comunicación de implantes conocidas, del transmisor (en el campo lejano). Durante el funcionamiento, la antena 106 excita los campos eléctrico y magnético en medios dieléctricos con pérdida (como el músculo y la grasa) de modo que logren una mayor eficiencia de radiación en comparación con las antenas dipolo estándar o antenas de bucle.

**[0038]** En efecto, el procedimiento da como resultado un diseño de antena que aprovecha el tejido corporal, como una guía de ondas dieléctrica con pérdida, para excitar los modos de onda de fuga en la capa de grasa y piel, de manera que la energía irradiada por la antena del implante no queda atrapada dentro del cuerpo, sino que, en su lugar, se acopla eficientemente al medio de aire que rodea el cuerpo, para lograr una mayor eficiencia de radiación.

**[0039]** Esto contrasta con un diseño de antena de implante más convencional en el que la impedancia del punto de alimentación de la antena simplemente se sintoniza para que coincida la impedancia de la antena con la impedancia del transceptor, ya sea midiendo la potencia localmente en el implante o usando control de bucle cerrado con el dispositivo externo. Si bien esto puede implicar medir la carga del tejido corporal en la antena del implante, no utiliza el tejido corporal para mejorar la eficiencia de la radiación.

**[0040]** La antena 106 de la figura 1, el procedimiento para diseñarla, y los otros ejemplos descritos en esta invención, tienen el potencial de proporcionar una o más de las siguientes ventajas: un tamaño de antena más pequeño; una distancia de comunicación maximizada entre el implante y el dispositivo externo para profundidades de implante de 2 cm a 12 cm; sensibilidad reducida a los cambios en la morfología corporal después de la implantación (el paciente aumenta o pierde peso), baja tasa de absorción específica (permite que la radio del implante transmita a una potencia de radio más alta sin exceder los límites normativos para el calentamiento tisular), y una duración de la batería del implante mejorada o baterías más pequeñas para la vida útil del implante fijo.

10 **[0041]** Se apreciará que, si bien las técnicas descritas en esta invención son particularmente beneficiosas para el diseño de antenas compuestas, la metodología puede ampliarse de manera beneficiosa de modo que cualquier tipo de antena pueda diseñarse para excitar modos de onda de fuga en los diferentes tejidos corporales aumentando así de manera eficaz la apertura de la antena para mejorar la eficiencia de radiación de la antena.

15 **Propagación de radio en el cuerpo humano**

**[0042]** Mientras que los expertos en la técnica estarán familiarizados con los mecanismos de propagación de radio en el cuerpo humano, ahora se proporcionará un breve resumen de la ciencia de dichos mecanismos, y cómo se aplica de manera beneficiosa en la tecnología descrita en esta invención, solo a modo de ejemplo, para facilitar la comprensión.

**[0043]** La propagación de ondas de radio en el cuerpo humano está bastante involucrada ya que el cuerpo es un medio dieléctrico con pérdida dispersivo con una constante dieléctrica compleja  $\epsilon_r$  dada por el llamado modelo Cole-Cole de 4 polos:

25

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (1)$$

donde  $\omega$  es la frecuencia angular para la onda de radio,  $\epsilon_\infty$  es la permitividad a altas frecuencias (en el rango de frecuencia THz con  $\omega\tau_n \gg 1$ ),  $\epsilon_0$  es la permitividad del espacio libre,  $\sigma_i$  es la conductividad iónica para cada región de dispersión,  $\tau_n$  es el tiempo de relajación,  $\alpha_n$  es un parámetro de distribución que causa un ensanchamiento de la dispersión (0 para agua,  $>0$  para la mayoría de los tejidos, insignificante para fluidos corporales), y  $\Delta\epsilon_n$  la diferencia entre la permitividad de baja frecuencia  $\epsilon_s$  ( $\omega\tau_n \ll 1$ ) y la permitividad de alta frecuencia.

**[0044]** Los valores de estas variables para diferentes tipos de tejido se dan en [17].

35

**[0045]** La figura 3 muestra una gráfica de la constante dieléctrica (en Faradios/metro) y la conductividad (en Siemens/metro) para piel, grasa y músculo. La figura 3 ilustra la diferencia significativa en la constante dieléctrica y la conductividad (o tangente de pérdida) de la grasa en comparación con la piel y el músculo, tanto en la banda MICS de 402 y 405 MHz como en la banda Bluetooth de 2,4 a 2,5 GHz. Específicamente, se puede ver que tanto la piel como el músculo exhiben constantes dieléctricas similares para estas bandas de frecuencia generalmente en el rango de 50 F/m a 70 F/m. En contraste, se puede ver que la grasa tiene una constante dieléctrica mucho más baja en la región de 5 a 10 F/m. Esto conduce a los dos mecanismos de propagación clave descritos anteriormente con referencia a la figura 2, concretamente: (1) propagación de ondas guiadas y de fuga en la capa de grasa, y (2) propagación de ondas superficiales en la capa de piel.

45

**[0046]** Como se ha explicado anteriormente, por lo tanto, las ondas electromagnéticas que se propagan desde la capa de grasa a la capa de piel o desde la capa de grasa a la capa de músculo se propagan siempre desde un medio más raro (constante dieléctrica inferior) a un medio más denso (constante dieléctrica superior), lo que da como resultado que una porción de la energía se refleje en la capa de grasa y que una porción de energía se transmita a la capa de piel o la capa de músculo. La relación de las porciones reflejadas y transmitidas depende de las propiedades eléctricas del tejido, la polarización de la onda electromagnética, y el ángulo de incidencia de la onda en cualquiera de las interfaces. La energía transmitida en la capa de músculo se pierde como calor, pero la energía transmitida en la capa de piel es importante en los ejemplos descritos en esta invención, ya que maximiza el acoplamiento de energía fuera del cuerpo.

55

**[0047]** El número de onda,  $k$ , en unidades de  $m^{-1}$ , de la onda electromagnética es complejo y se da como:

$$\vec{k} = \vec{\beta} - j\vec{\alpha} \quad (2)$$

donde  $\vec{\beta}$  es la constante de propagación (en radianes/metro) que proporciona información sobre la dirección de propagación de la amplitud de la onda electromagnética, y  $\vec{\alpha}$  es la constante de atenuación (en Neper/metro) que proporciona información sobre la dirección de propagación de frentes de onda de amplitud de la onda electromagnética. En función de la amplitud y la fase de estas cantidades, pueden existir diferentes tipos de ondas complejas en diferentes tejidos corporales.

**[0048]** Con referencia a la figura 4, esto ilustra los planos de constantes de amplitud y la fase de la onda en propagación en un medio dispersivo. El ángulo  $\varphi = \text{arccot}(\beta_{0x}/\beta_z)$  es el ángulo de onda transmitido y  $\psi = \text{arccot}(\alpha_{0x}/\alpha_z)$  es el ángulo del vector normal con respecto a los planos de amplitud desde el plano normal al de interfaz (eje z en la figura 3).

**[0049]** Un diagrama de dispersión relaciona los valores de  $\alpha$  y  $\beta$ , según (2), como funciones de frecuencia. El procedimiento para obtener el diagrama de dispersión es resolver los ceros de la ecuación característica relacionada mientras se varía la frecuencia f. La ecuación característica para los modos de onda axialmente simétricos viene dada por:

$$\frac{\epsilon_{r1} J_1(k_1\rho)}{k_1 J_0(k_1\rho)} - \frac{\epsilon_{r2} H_1^{(2)}(k_2\rho)}{k_2 H_0^{(2)}(k_2\rho)} = 0 \quad \text{para TM}_{0n}$$

$$\frac{\mu_{r1} J_1(k_1\rho)}{k_1 J_0(k_1\rho)} - \frac{\mu_{r2} H_1^{(2)}(k_2\rho)}{k_2 H_0^{(2)}(k_2\rho)} = 0 \quad \text{para TE}_{0n}$$

(3)

donde  $\mu$  es la permeabilidad magnética,  $\epsilon$  es la permitividad eléctrica,  $H_n^{(2)}$  es la función de Hankel del segundo tipo de orden n,  $J_n$  es la función de Bessel del primer tipo de orden n,  $\rho$  es el radio del medio dieléctrico y  $k_1$  y  $k_2$  se dan por:

$$k_1 = k_0 \sqrt{\epsilon_1 \mu_1 - z^2} \quad (4)$$

$$k_2 = k_0 \sqrt{\epsilon_2 \mu_2 - z^2} \quad (5)$$

**[0050]** El procedimiento Davidenko se usa para calcular las raíces de (3) como se indica en [25].

**[0051]** La figura 5 muestra un diagrama de dispersión para las partes real e imaginaria de un número de onda complejo en un modelo corporal cilíndrico con grasa y tejido cutáneo. La gráfica supone una capa gruesa de radio de 5 cm. Se supone que la capa de piel es un medio con pérdida homogéneo infinito. Esta gráfica proporciona información sobre el tipo de modos de onda que pueden excitarse en diferentes tejidos corporales. La gráfica muestra las siguientes características interesantes:

30

1. La  $\vec{\beta}$  en la capa de grasa siempre es menor que  $|\vec{k}|$  en la capa de piel lo que indica que la velocidad de fase de la onda que se propaga en la capa de grasa es más rápida que la velocidad de la luz. Esto permite la existencia de modos de onda de fuga que pueden contribuir a la radiación.

35

2. Existen frecuencias específicas para los modos eléctrico transversal (TE) y magnético transversal (TM) donde las partes real e imaginaria del número de onda complejo son iguales, es decir,  $\vec{\alpha} = \vec{\beta}$  se conoce como la "condición de ganancia de resonancia". Esta condición permite que la radiación máxima se escape de una guía de onda dieléctrica con pérdida cuando hay un elemento de corriente radiante  $J(\vec{\rho})$  orientado a lo largo del eje del cilindro.

Las frecuencias específicas donde se mantiene la condición  $\vec{\alpha} = \vec{\beta}$  son diferentes para la polarización TE y TM, lo que sugiere que el uso de antenas compuestas permitirá generar modos de fuga en diferentes bandas de frecuencia.

- 5 **[0052]** La morfología corporal varía de un paciente a otro y después de la implantación a medida que el paciente gana o pierde peso y masa muscular. Esto da como resultado diferencias en el entorno electromagnético que rodea la antena del implante. Esto confirma que los diseños de antenas de implantes propuestos deben ser lo suficientemente robustos para mantener el rendimiento para diferentes tipos de cuerpo.
- 10 **[0053]** La figura 6 muestra el diagrama de dispersión eléctrica transversal (TE) y magnética transversal (TM) para 8 cm de grasa y 20 cm de grasa, respectivamente ( $\rho_{grasa} = 4$  cm y  $\rho_{grasa} = 10$  cm, respectivamente). La figura 6 muestra que el número de frecuencias resonantes donde  $\vec{\alpha} = \vec{\beta}$  se mueve según el grosor de la capa de grasa y si la antena es TE o TM. Esto sugiere que tener una antena de campo compuesta que genera al menos una onda de modo TM y una de modo TE ortogonales entre sí implica que una de las dos polarizaciones excitará los modos de onda de fuga con la máxima eficiencia de radiación presente en la banda de frecuencia de interés.

**[0054]** Basándose en las observaciones anteriores de dispersión de ondas en el tejido corporal, se ha desarrollado un procedimiento novedoso para diseñar antenas de campo compuestas que exhiban dicha ortogonalidad de la polarización TE y TM y en las que se generan modos de onda de fuga, cuando las antenas están en funcionamiento, para mejorar la eficiencia de la radiación.

**[0055]** Considerando primero una antena compuesta implantable que comprende una antena dipolo (TM) y una antena de bucle (TE) dentro de un medio dispersivo como el tejido corporal en el que: (a) la antena de bucle tiene un área A (en mm<sup>2</sup>) y una corriente I<sub>M</sub> (en mA) que fluye a través de ella; y (b) la antena dipolo tiene una longitud L y una corriente I<sub>E</sub>; la fase de los campos eléctrico y magnético de un dipolo y un bucle dentro del tejido corporal está dada por:

Bucle magnético

$$\phi_E = kr - \arctan(kr) + \frac{\pi}{2}$$

$$\phi_H = kr - \arctan\left(\frac{kr}{1 - (kr)^2}\right)$$

Dipolo eléctrico

$$\phi_E = kr - \arctan\left(\frac{kr}{1 - (kr)^2}\right) + \frac{\pi}{2}$$

$$\phi_H = kr - \arctan(kr)$$

donde el número de onda k se da por la ecuación (2) y r es la distancia radial desde la antena. La diferencia de fase entre los dos campos  $\Delta$  se da por:

30

$$\Delta = \frac{\pi}{2} + (-1)^p \arctan((kr)^3) \quad (6)$$

donde p = 1 para el dipolo eléctrico (polarización TM) y 2 para el dipolo magnético (polarización TE). La impedancia del dipolo y el bucle normalizada con respecto a la impedancia de espacio libre de  $120\pi \Omega$  se da como:

$$\hat{Z}_E = \frac{(kr)^2}{1 + (kr)^2} + j \frac{-1}{(kr)(1 + (kr)^2)} \quad (7)$$

$$\hat{Z}_H = \frac{(kr)^4}{(kr)^4 - (kr)^2 + 1} + j \frac{kr}{(kr)^4 - (kr)^2 + 1} \quad (8)$$

35

**[0056]** Estas ecuaciones sugieren que muy cerca de la antena aparece un pequeño dipolo eléctrico como un circuito abierto capacitivo de alta impedancia, y un pequeño circuito magnético parece un cortocircuito de baja impedancia. La antena de bucle tiene un momento dipolar magnético  $\vec{p}_m$  y la antena dipolo tiene un momento dipolar eléctrico  $\vec{p}_e$  que se relacionan de la siguiente manera:

40

$$\vec{p}_m = A \exp^{jB} Z \vec{p}_e \quad (9)$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon_p(\omega)}}$$

dónde es la impedancia del medio dispersivo, A es la relación de amplitud, y B es la diferencia de fase entre los momentos dipolares eléctricos y magnéticos. B está relacionado con el número de onda complejo del medio de la siguiente manera:

$$\cos(B) = \frac{(kr)^3}{\sqrt{1 + (kr)^6}} \quad (10)$$

5

**[0057]** La eficiencia de radiación de una antena incorporada en un medio dispersivo se da por:

$$\eta_{eff} = \begin{cases} \frac{Re\{Z\}}{Re\{j|k|^2 a^2 Z H_l(ka) ((H_l)'(ka) + \frac{H_l(ka)}{ka})^*\}} & \text{antena magnética} \\ \frac{Re\{Z\}}{Re\{j|k|^2 a^2 Z H_l^*(ka) (H_l'(ka) + \frac{H_l(ka)}{ka})\}} & \text{antena eléctrica} \end{cases} \quad (11)$$

10 donde a es el radio de la esfera más pequeña que encierra completamente la antena del implante,  $H_l(ka)$  es la función esférica de Hankel del segundo tipo con un orden l. Físicamente, l representa el número de modos que la corriente eléctrica o magnética en la antena soportará y contribuirá a la radiación.

**Implante que tiene una antena de una sola banda**

15

**[0058]** Las figuras 7(a) y 7(b) ilustran el dispositivo de implante 102 de la figura 1 con más detalle.

**[0059]** Como se ve en la figura 7, el dispositivo de implante 102 comprende un alojamiento (o "recipiente") que tiene una porción de cabezal 102(a) y una porción de cuerpo 102(b).

20

**[0060]** La porción de cabezal 702(a) está fabricada de un material adecuado tal como, por ejemplo, una combinación de tectotano y epoxi de grado médico que tiene una constante dieléctrica relativa de 3 a 5 F/m. La porción de cabezal comprende la antena 106, mientras que la porción de cuerpo 102(b) aloja, entre otras cosas, la antena 106, un circuito de adaptación 701, un transmisor 702, un controlador 704 y una o más funciones de implante 706.

25

**[0061]** El circuito de adaptación 701 es sintonizable eléctricamente para permitir la adaptación adecuada de la impedancia de la antena 106 a la salida del transmisor 702. El transmisor 702 funciona bajo el control del controlador 704 que también controla el funcionamiento general de las funciones de implante 706 del DMI (por ejemplo, su funcionamiento como marcapasos, desfibrilador, neuroestimulador, o similares).

30

**[0062]** La antena 106 se muestra con más detalle en la figura 7(b). La antena 106 puede fabricarse usando cualquier material adecuado usando cualquier tecnología de fabricación apropiada. Por ejemplo, la antena 106 puede formarse mediante corte con láser o estampado y puede fabricarse a partir de un metal adecuado, tal como titanio, cobre o platino-iridio, comúnmente utilizado en implantes médicos. En un ejemplo particularmente ventajoso, la antena está formada por estructuración directa con láser de un material de antena apropiado en un elemento dieléctrico en la porción de cabezal 102(a).

35

**[0063]** La antena 106 comprende un único par dipolo-bucle donde los momentos dipolares se suministran en cuadratura de fase. La antena 106 está configurada para un funcionamiento de banda única en la banda Bluetooth (en la banda de 2400 a 2480 MHz) y comprende una antena compuesta que tiene una porción de radiador de campo magnético 710 y una porción de radiador de campo eléctrico 708.

40

**[0064]** La porción de radiador de campo magnético 710 es el componente eléctrico transversal (TE) de la antena compuesta 106 y está formado por un elemento conductor que forma un "bucle" que generalmente tiene forma curva. El bucle 710 tiene dos extremos 710(a) y 710(b) dispuestos para formar una porción de base generalmente abierta que puede conectarse a través de una circuitería apropiada al transmisor 702. Un extremo del bucle es un punto de alimentación 710(b) que se conecta típicamente a una clavija de alimentación, o similares, mientras que el otro extremo proporciona una conexión a tierra que está conectada a un punto a tierra 710(a). La porción de radiador de campo magnético 710 tiene una forma configurada para generar una onda de fuga eléctrica transversal en una frecuencia de interés, en el tejido corporal con pérdida del paciente del implante, a medida que la corriente fluye desde la clavija de alimentación al punto a tierra. La conexión a tierra se puede proporcionar a través de una clavija conectada a un potencial de tierra en una placa de circuitos dentro del alojamiento, o todo el alojamiento podría formar el plano de tierra.

50

**[0065]** El radiador de campo eléctrico 708 es el componente magnético transversal (TM) de la antena compuesta 106 y está formado por un elemento conductor curvado o serpenteado que está situado externamente al bucle 710. El radiador de campo eléctrico 708 comprende una porción de adaptador 708' acoplada a la porción de bucle 710 en un punto de conexión  $(x_i, y_i)$  en el perímetro del bucle que está específicamente diseñado para hacer  
 5 que la corriente magnética que fluye a través del bucle 710 e incide en el radiador de campo eléctrico 708 se refleje de tal manera que la amplitud de la corriente de reflexión se minimiza y no interrumpe la corriente magnética que fluye en el bucle 710, lo que da como resultado una minimización de la diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético generados en el tejido corporal con pérdida. Por lo tanto, la porción de radiador de campo eléctrico 708 está configurada para generar una onda de fuga eléctrica transversal y una magnética transversal, en una frecuencia  
 10 de interés, en el tejido corporal con pérdida del paciente del implante, aumentando así la eficiencia de la estructura de la antena.

**[0066]** Por lo tanto, la antena 106 está configurada, según los principios descritos en esta invención, para proporcionar ortogonalidad de la polarización TE y TM, para excitar modos de onda de fuga en la capa de grasa y de piel en funcionamiento, y para maximizar la ganancia de campo lejano del transmisor. Específicamente, la antena 106  
 15 tiene una geometría en la que el punto de conexión  $(x_i, y_i)$  del adaptador a lo largo del perímetro de la porción de bucle 710 y la longitud del adaptador  $L_i$  está configurado para sintonizar la antena con el fin de proporcionar la ortogonalidad deseada, modos de onda de fuga y ganancia de campo lejano.

## 20 **Implante con antena de doble banda**

**[0067]** Las figuras 8(a) y 8(b) ilustran otro dispositivo de implante 802 similar al mostrado en la figura 1.

**[0068]** Como se ve en la figura 8, como el dispositivo 102 de la figura 7, el dispositivo de implante 802  
 25 comprende un alojamiento (o "recipiente") que tiene una porción de cabezal 802(a) y una porción de cuerpo 802(b).

**[0069]** La porción de cabezal 802(a) está fabricada de un material adecuado tal como, por ejemplo, una combinación de tectano y epoxi de grado médico que tiene una constante dieléctrica relativa de 3 a 5 F/m. La porción de cabezal 802(a) comprende una antena 806, mientras que la porción de cuerpo 802(b) aloja, entre otras cosas, la  
 30 antena 806, un circuito de adaptación 801, un transmisor 802, un controlador 804 y una o más funciones de implante 808.

**[0070]** El circuito de adaptación 801 es sintonizable eléctricamente para permitir la adaptación adecuada de la impedancia de la antena 806 a la salida del transmisor 802. El transmisor 802 funciona bajo el control del controlador  
 35 804 que también controla el funcionamiento general de las funciones de implante 808 del dispositivo de implante (por ejemplo, su funcionamiento como marcapasos, desfibrilador, neuroestimulador, o similares).

**[0071]** La antena 806 se muestra con más detalle en la figura 8(b). La antena 806 puede fabricarse usando cualquier material adecuado usando cualquier tecnología de fabricación apropiada. Por ejemplo, la antena 806 puede  
 40 formarse mediante corte con láser o estampado y puede fabricarse a partir de un metal adecuado, tal como titanio, cobre o platino-iridio, comúnmente utilizado en implantes médicos. En un ejemplo particularmente ventajoso, la antena está formada por estructuración directa con láser de un material de antena apropiado en un elemento dieléctrico en la porción de cabezal 802(a).

**[0072]** La antena 806 comprende un par dipolo-bucle con una capacitancia de abertura que reduce la frecuencia de resonancia del bucle y, por lo tanto, permite reducir el tamaño de la antena 806. La antena 806 está  
 45 configurada, en virtud de la capacitancia de abertura, para la operación de doble banda en la banda MICS (402 a 405 MHz) o la banda Bluetooth (en la banda de 2400 a 2480 MHz) y comprende una antena compuesta que tiene una porción de radiador de campo magnético 810 y una porción de radiador de campo eléctrico 814.

**[0073]** La porción de radiador de campo magnético 810 es el componente eléctrico transversal (TE) de la antena compuesta 806 y está formado por un elemento conductor que forma un "bucle" que generalmente tiene forma rectangular. El bucle 810 tiene dos partes distintas, 810(a) y 810(b), dispuestas con una abertura dimensionada  
 50 apropiadamente 812 entre las mismas para proporcionar un valor deseado para la capacitancia de abertura.

**[0074]** Una parte del bucle 810(a) generalmente adyacente a la abertura capacitiva tiene una longitud que se elige apropiadamente de modo que la impedancia de entrada del bucle coincida con la impedancia del conjunto de chips de radio permitiendo la máxima transferencia de potencia a una frecuencia resonante elegida. Esta parte del bucle 810(a) está configurada de tal manera que la primera y segunda partes del bucle están situadas apropiadamente  
 55 para minimizar la diferencia de fase entre el campo eléctrico y el campo magnético que se genera por la antena. Además, esta parte del bucle 810(a) está acoplada a la otra parte del bucle de manera que la primera y segunda partes del bucle estén situadas de manera apropiada para generar múltiples modos de ondas de fuga eléctricas transversales y magnéticas transversales de manera que la eficiencia general de la antena se mejore.

**[0075]** La primera parte 810(a) de la porción de radiador de campo magnético 810 está formada en un extremo  
 65

de tierra del bucle 810, mientras que la segunda parte 810(b) de la porción de radiador de campo magnético 810 está formada en un extremo de tierra del bucle 810. Por lo tanto, el extremo de la porción de radiador de campo magnético 810 en el extremo de la segunda parte 810(b) proporciona un punto de alimentación que está típicamente conectado a una clavija de alimentación, o similares. El otro extremo de la porción de radiador de campo magnético 810 (al final de la primera parte 810(a)) proporciona una conexión a tierra que está conectada a un punto a tierra. La porción de radiador de campo magnético 810 tiene una forma configurada para generar una onda de fuga eléctrica transversal en una frecuencia de interés, en el tejido corporal con pérdida del paciente del implante, a medida que la corriente fluye desde la clavija de alimentación al punto a tierra. La conexión a tierra se puede proporcionar a través de una clavija conectada a un potencial de tierra en una placa de circuitos dentro del alojamiento, o todo el alojamiento podría formar el plano de tierra.

**[0076]** El radiador de campo eléctrico 814 es el componente magnético transversal (TM) de la antena compuesta 806 y está formado por un elemento conductor curvado o serpenteado que está situado internamente al bucle 810. El radiador de campo eléctrico 814 se acopla a la porción de bucle 810 en un punto de conexión  $(x_i, y_i)$  en el perímetro del bucle que está específicamente diseñado para hacer que la corriente magnética que fluye a través del bucle 810 e incide en el radiador de campo eléctrico 814 se refleje con una amplitud mínima de tal manera que no interrumpa la corriente magnética que fluye en el bucle 810, lo que da como resultado una minimización de la diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético generados en el tejido corporal con pérdida. Por lo tanto, la porción de radiador de campo eléctrico 814 está configurada para generar una onda de fuga eléctrica transversal y una magnética transversal, en una frecuencia de interés, en el tejido corporal con pérdida del paciente del implante, aumentando así la eficiencia de la estructura de la antena.

**[0077]** La antena 806 está diseñada, según los principios descritos en esta invención, para proporcionar ortogonalidad de la polarización TE y TM, para excitar modos de onda de fuga en la capa de grasa y de piel en funcionamiento, y para maximizar la ganancia de campo lejano del transmisor 802 en cualquiera de las dos bandas de operación. Específicamente, la antena 802 tiene una geometría en la que el punto de conexión  $(x_i, y_i)$  del radiador de campo eléctrico 814 a lo largo del perímetro de la porción de bucle 810 y la longitud del radiador de campo eléctrico 808 está configurado para sintonizar la antena con el fin de proporcionar la ortogonalidad deseada, modos de onda de fuga y ganancia de campo lejano.

### **Metodología de diseño**

**[0078]** La figura 9 es un diagrama de flujo que muestra, a modo de ejemplo solamente, un posible procedimiento que puede usarse para diseñar una antena tal como las antenas descritas con referencia a las figuras 7 y 8.

**[0079]** Una vez iniciado el procedimiento, en S900, se genera un diseño de antena preliminar en S912, basado en una especificación de diseño 908 que tiene en cuenta uno o más objetivos de diseño 910.

**[0080]** La especificación de diseño 908 especifica, por ejemplo, uno o más de los siguientes: el rango requerido del implante; las restricciones de tamaño en la antena del implante; el caso de uso del implante para el que se está diseñando la antena; cualquier restricción geométrica en la antena del implante; un tipo de tejido en la ubicación del implante; el tamaño del cabezal del implante; cualquier estructura metálica adicional, tal como un conjunto de cables, que pueda estar presente en el cabezal del implante; propiedades del material del cabezal; disposición aproximada de los cables después de la cirugía; y la orientación final del implante en el compartimento del paciente.

**[0081]** Los objetivos de diseño 910 se establecen en función de los requisitos de rendimiento de la antena deseados que se basan en cálculos de balance del enlace que tienen en cuenta los escenarios de casos de uso, el balance de potencia del implante, y las características del chip de radio del transceptor. Típicamente, por ejemplo, los objetivos principales del diseño de la antena son la impedancia de entrada de la antena, el campo de visión de la antena o la mitad del ancho del haz de potencia, y la ganancia de campo lejano.

**[0082]** Se apreciará que no todas las especificaciones de entrada (y objetivos de diseño) pueden estar disponibles en el momento del diseño inicial (o pueden cambiar después del diseño inicial) de la antena, y el procedimiento no se limita a tener todos los parámetros de especificación y/u objetivos especificados.

**[0083]** La geometría de antena inicial puede ser similar a la mostrada en las figuras 7 u 8 o puede ser algún otro diseño de antena apropiado.

**[0084]** A continuación, se genera un modelo corporal representativo para el paciente objetivo, en S914, con propiedades electromagnéticas apropiadas basadas en la información apropiada de la especificación de diseño 908 y cualquier otra información apropiada (cuando esté disponible) tal como sexo del paciente, peso, características corporales, o similares. Se apreciará que esto puede generarse en cualquier momento apropiado (antes, después o en paralelo con el diseño inicial de la antena).

**[0085]** El modelo corporal y el diseño inicial proporcionan entradas a un simulador que simula, en S916, el

rendimiento de la antena en un cuerpo del tipo representado por el modelo corporal. El simulador, en este ejemplo, comprende un simulador de alta frecuencia que utiliza procedimientos de elementos finitos o diferencias finitas para calcular la amplitud y la fase de los vectores de campos eléctricos y magnéticos en la superficie de una esfera de radio  $\lambda/2\pi$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda guiada en el tejido de implantación. La impedancia de entrada de la antena y la ganancia de campo lejano de la antena se calculan y se comparan con los objetivos de diseño, en S918, en la banda de frecuencia de interés.

**[0086]** Si los objetivos de diseño no se cumplen en S918, entonces la geometría de la antena se modifica, en S924, cambiando: (1) el punto de conexión ( $x_i, y_i$ ) del radiador de campo eléctrico (o adaptador) a lo largo del perímetro del bucle y (2) cambiando la longitud del radiador de campo eléctrico (o adaptador)  $L_i$ . Esto cambia la fase B entre los momentos dipolares eléctricos y magnéticos y las impedancias de la antena,  $Z_E$  y  $Z_H$ . A continuación, el diseño ajustado se simula, en S916, y los resultados de la simulación se comparan con los objetivos de diseño en S918 como se ha descrito previamente.

**[0087]** Las etapas de ajuste, simulación y comparación se repiten iterativamente hasta que se cumplan los objetivos de diseño.

**[0088]** Si el diseño inicial, o cuando un diseño ajustado, cumple con los objetivos de diseño en S918, entonces el diseño de antena que cumple los objetivos se fabrica y se prueba en S920. La antena se fabrica utilizando estampado de metal estándar, procedimientos de corte por láser, o similares. Los materiales comúnmente utilizados para antenas de implantes son titanio, cobre o aleaciones tal como platino-iridio. La antena fabricada se coloca en el cabezal del conjunto de implante en el que se va a utilizar. Una vez fabricado, el conjunto de implante se prueba en una cámara anecoica donde el implante se coloca en un cuerpo "fantasma" que comprende una cuba llena de geles que imitan tejidos.

**[0089]** A 2,4 GHz - 2,5 GHz, los geles que imitan tejidos de comúnmente utilizados incluyen:

- Para la piel: SPEAG HBBL1900-3800V3  $\epsilon_r = 39,2$  F/m;  $\sigma = 1,8$  S/m
- Para la grasa: SPEAG LCL 2450 V1  $\epsilon_r = 5$  F/m;  $\sigma = 0,25$  S/m
- Para el músculo: SPEAG MBBL1900-3800V3  $\epsilon_r = 52,7$  F/m;  $\sigma = 1,95$  S/m

**[0090]** Los parámetros de rendimiento medidos de la antena se comparan con los resultados simulados. Si es necesario, el diseño de la antena se ajusta adicionalmente (a través de las etapas S924, S916, S918) y se fabrican diseños modificados (en S920) hasta que los objetivos medidos coincidan o excedan los objetivos de diseño.

**Resultados experimentales/de la simulación**

**[0091]** La Tabla 1 a continuación muestra los porcentajes de potencia que se pierde en las diversas capas de tejido corporal y la potencia irradiada neta acoplada fuera del cuerpo para la antena del implante descrita con referencia a la figura 7, y para una antena de bucle estándar a 2450 MHz.

**Tabla 1 - Comparación de la potencia irradiada del diseño de antena de campo compuesta de la figura 7 con una antena de bucle estándar que tiene dimensiones similares.**

Potencia disipada	Antena de bucle	Ejemplo 1 (figura 7)
en el cuerpo del núcleo	65,19 %	61,43 %
en la grasa	34,61%	31,63%
En la piel	0,14 %	2,73 %
Potencia irradiada en el aire	0,06 %	4,21 %
Potencia irradiada en/a través del cuerpo	100 %	100 %

**[0092]** Como se ve en la Tabla 1, el diseño de antena compuesta implantable da como resultado una potencia irradiada significativamente mayor en el aire que la antena de bucle estándar. Se ha encontrado que la eficiencia de radiación de la antena de campo compuesta es mayor que veinte veces la de la antena de bucle (escala lineal).

**[0093]** Las figuras 10(a) y 10(b) muestran la ganancia de la antena medida en función del ángulo en el plano de elevación para una antena compuesta. La ganancia se mide en las polarizaciones tanto vertical (figura 10(a)) como horizontal (figura 10(b)) en relación con el vector de gravedad. En la figura 10, las dos gráficas mostradas incluyen una primera gráfica 1010 que representa mediciones activas, realizadas utilizando un conjunto de chips CSR1010

Bluetooth SMART™, y una segunda gráfica 1020 que representa mediciones pasivas, realizadas utilizando un analizador de red. La antena receptora es una bocina de ganancia estándar resonante en la banda de 2300 MHz a 2500 MHz. Para la medición activa, el receptor es un analizador de espectro que mide la potencia pico recibida en dBm. Las gráficas muestran claramente que la antena está polarizada linealmente en la dirección vertical (a lo largo del vector de gravedad).

**[0094]** La figura 11 muestra las partes real 1110 e imaginaria 1120 de la impedancia de entrada de la antena en función de la frecuencia.

10 **[0095]** La figura 12 muestra la pérdida de retorno simulada 1210 y medida 1220 de la antena en función de la frecuencia. La pérdida de retorno indica qué tan bien coincide la impedancia de una antena con la impedancia del transmisor. En el ejemplo que se muestra, la impedancia común del transmisor es de 50 Ω.

**Modificaciones y alternativas**

15 **[0096]** Se han descrito anteriormente realizaciones detalladas. Como apreciarán los expertos en la técnica, se pueden realizar una serie de modificaciones y alternativas a las realizaciones anteriores. Se apreciará, por ejemplo, que se pueden usar otras formas de la antena dependiendo de los requisitos de la aplicación en la que se emplea la antena.

20 **[0097]** La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones, ejemplos o aspectos según la presente descripción que no están dentro del alcance de dichas reivindicaciones se proporcionan solo con fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención.

25 **Referencias**

**[0098]** Un antecedente general del diseño de la antena y la tecnología analizada en esta invención se puede encontrar en los siguientes documentos:

30 [1] Kiourti, A., K.A. Psathas, K.S. Nikita, Implantable and Ingestible Medical Devices with Wireless Telemetry Functionalities: A Review of Current Status and Challenges, Wiley Bioelectromagnetics, vol. 35, issue 1, pp. 1-15, January 2014

35 [2] Li et. al., Inverted e antenna with capacitance loading for use with an implantable medical device, US Patent App. 13/538,501, 2012

[3] Mashiach, A. and Mueller, C., Antenna providing variable communication with an implant, CA Patent App. CA 2,850,445, 2012

40 [4] Amundson, M.D. and Von Arx, J.A. and Linder, W.J. and Rawat, P. and Mass, W.R., Circumferential antenna for an implantable medical device, US Patent 6,614,406, 2003

[5] Renken, G.W., Implant device telemetry antenna, US Patent 6,009,350, 1999

45 [6] D. M. Grimes and C. A. Grimes, Minimum Q of electrically small antennas: a critical review, Microwave Optical Tech. Lett., vol. 28, pp. 172-177, Feb. 2001.

[7] M. J. Underhill and M. J. Blewett, Unidirectional tuned loop antennas using combined loop and dipole modes, in Proc. Inst. Elect. Eng. 8th Int.

50 [8] D. H. Kwon, On the Radiation Q and the Gain of Crossed Electric and Magnetic Dipole Moments, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 53, No. 5, May 2005.

55 [9] D. M. Pozar, New results for minimum Q, maximum gain, and polarization properties of electrically small arbitrary antennas, 3rd European Conference on Antennas and Propagation, pp.1993, 23-27 March 2009. Conf. HF Radio Systems and Techniques, Jul. 2000, Pub. 474, pp.3741.

[10] McLean, J.S., PxM antenna with improved radiation characteristics over a broad frequency range, US Patent 7,388,550, 2008

60 [11] Grimes, C.A., Grimes, D.M., Tefiku, F. and Lui, G., Electrically-small low Q radiator structure and method of producing EM waves therewith, US Patent 6,437,750, 2002

[12] Brown, F.J., Planar compound loop antenna, US Patent 8,144,065, 2012

65

- [13] Orsi et. al., Capacitively coupled compound loop antenna, US 20130113666, Jun 24, 2013
- [14] S.O.Driscoll, A.S.Y.Poon, T.H. Meng, Wireless power transmission for implantable medical devices, US8634928 B1, Jan 21, 2014.
- 5 [15] A. S. Y. Poon, Electromagnetic field focusing for short-range wireless power transmission, Proc. IEEE Radio and Wireless Symposium (RWS), Santa Clara, CA, Jan. 2012.
- [16] Ho, J. S., A. J. Yeh, E. Neofytou, S. Kim, Y. Tanabe, B. Patlolla, R. E. Beygui, and A. S. Y. Poon, Wireless power transfer to deep-tissue microimplants, PNAS, 111, 7974-7979 (2014).
- 10 [17] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, The Dielectric Properties of Biological Tissues: III. Parametric models for the Dielectric Spectrum of Tissues, Phys. Med. Bio., vol. 41, pp. 227193, Nov. 1996.
- [18] Orfanidis, S. J., Electromagnetic waves and antennas, Online Publication, 21 Jun. 2004
- 15 [19] Karlsson, A., Physical limitations of antennas in a lossy medium, IEEE Trans. on Antennas and Propagation, Vol. 52, pp. 2027-2033, 2004.
- [20] R. W. P. King and G. S. Smith, Antennas in Matter, Cambridge, London, U.K.: MIT Press, 1981.
- 20 [21] Harrington, R. F., Time Harmonic Electromagnetic Fields. New York: McGraw-Hill, 1961.
- [22] G. Lovat, P. Burghignoli, and D. R. Jackson, Fundamental properties and optimization of broadside radiation from uniform leaky-wave antennas, IEEE Trans. Antennas Propagat, vol. 54, no. 5, pp. 1442-1452, May 2006.
- 25 [23] A. Ip, and D. R. Jackson, Radiation from cylindrical leaky waves, IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 38, no. 4, pp. 482-488, April 1990.
- [24] Kim, K. Y., Guided and leaky modes for circular open electromagnetic waveguides: Dielectric, plasma and metamaterial column, Ph.D. Thesis, Dec. 2004.
- 30 [25] Hanson, G. W. and A. B. Yakovlev, An analysis of leaky wave dispersion phenomena in the vicinity of cutoff using complex frequency plane singularities, Radio Science, Vol. 33, No. 4, 803-819, 1998.
- 35 [26] T. Needham, Visual Complex Analysis, Oxford University Press, 1999.
- [27] Schantz, H.G., Near Field Phase Behaviour, In proceeding of: Antennas and Propagation Society International Symposium, 2005 IEEE, Volume: 3B.
- 40 [28] Kwon, D. H., On the radiation Q and the gain of crossed electric and magnetic dipole moments, Antennas and Propagation, IEEE Transactions on, vol.53, no.5, pp.1681,1687, May 2005.

**REIVINDICACIONES**

1. Un procedimiento para diseñar una antena (106, 806) para un dispositivo de implante (102, 802) para implante en un cuerpo humano o animal, comprendiendo el procedimiento:

5 generar (S912) un diseño inicial, para su uso como un diseño actual de dicha antena (106, 806), dirigido a lograr al menos un objetivo de diseño predeterminado, comprendiendo dicho diseño actual de dicha antena (106, 806) una porción de radiador de campo magnético (710, 810) y una porción de radiador de campo eléctrico (708, 814) acoplada a la porción de radiador de campo magnético (710, 810) en una ubicación actual en la porción de radiador  
 10 de campo magnético (710, 810);  
 generar (S914) un modelo corporal para modelar tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal;  
 simular (S916) el rendimiento de una antena (106, 806) formada según dicho diseño actual, y situada dentro de un cuerpo correspondiente a dicho modelo corporal;  
 15 comparar (S918) el rendimiento simulado de dicha antena (106, 806) con dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado para determinar si dicho diseño actual cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado;  
 modificar (S924) dicho diseño actual, modificando dicha ubicación actual donde la porción de radiador de campo eléctrico (78, 814) está acoplada a la porción de radiador de campo magnético (710, 810), cuando el diseño actual no cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado, y repetir dicha simulación y  
 20 dicha comparación para dicho diseño actual modificado de este modo; y  
 confirmar (S918) dicho diseño actual como base para la fabricación de una antena (106, 806) cuando el diseño actual cumple dicho al menos un objetivo de diseño predeterminado;  
 donde dicha confirmación (S918) confirma un diseño actual como base para la fabricación cuando, basándose en la comparación del rendimiento simulado de dicha antena (106, 806) con dicho al menos un objetivo de diseño  
 25 predeterminado, se determina que una antena (106, 806) fabricada para ese diseño excitará,  
 cuando está en funcionamiento y situada en dicho cuerpo humano o animal, al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal en el tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal para hacer que dicho tejido corporal con pérdida actúe como una guía de ondas para dicha al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal y, por lo tanto,  
 30 hacer que al menos una de la eficiencia de la antena (106, 806) y la ganancia de campo lejano de la antena (106, 806) cumpla un criterio predeterminado.

2. Un procedimiento para fabricar una antena (106, 806) para un dispositivo de implante (102, 802) para implante en un cuerpo humano o animal, comprendiendo el procedimiento:

35 generar un diseño como base para la fabricación de dicha antena (106, 806) utilizando el procedimiento de la reivindicación 1; fabricar dicha antena (106, 806) con respecto a dicho diseño.

3. Una antena para un dispositivo de implante (102, 802) para implante en un cuerpo humano o animal,  
 40 fabricada usando el procedimiento de la reivindicación 2.

4. Una antena para un dispositivo de implante (102, 802) para implante en un cuerpo humano o animal, comprendiendo la antena (106, 806):

45 una porción de radiador de campo magnético (710, 810); y  
 una porción de radiador de campo eléctrico (78, 814) acoplada a la porción de radiador de campo magnético (710, 810) en una ubicación predeterminada en la porción de radiador de campo magnético (710, 810);  
 donde dicha ubicación predeterminada en la porción de radiador de campo magnético (710, 810) está predeterminada para ser una ubicación que configura la antena (106, 806) para excitar al menos una de una onda  
 50 de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal en tejido corporal con pérdida de dicho cuerpo humano o animal, cuando el dispositivo de implante (102, 802) se implanta en el cuerpo humano o animal, para hacer que dicho tejido corporal con pérdida actúe como una guía de ondas para dicha al menos una de una onda de fuga eléctrica transversal y una onda de fuga magnética transversal y, por lo tanto, hacer que al menos una de la eficiencia de la antena (106, 806) y la ganancia de campo lejano de la antena (106, 806) cumplan  
 55 un criterio predeterminado.

5. Una antena según la reivindicación 4, donde el radiador de campo magnético (710, 810) comprende un bucle, formado por un primer elemento conductor, que tiene una clavija de alimentación en un extremo y un punto a tierra en el otro, y donde el radiador de campo eléctrico (78, 814) está formado por un segundo elemento conductor  
 60 que está acoplado al primer elemento conductor en dicha ubicación predeterminada.

6. Una antena según la reivindicación 5, donde el radiador de campo magnético (710, 810) está configurado para generar, en dicho tejido corporal con pérdida, al menos uno de: un campo magnético en una banda de frecuencia en la que funciona un transmisor, para el cual se diseña la antena (106, 806), a medida que la corriente  
 65 fluye desde la clavija de alimentación hasta el punto a tierra, y una onda de fuga eléctrica transversal en una banda

de frecuencia en la que funciona un transmisor, para el cual se diseña la antena (106, 806).

7. Una antena según la reivindicación 5 o 6, donde dicho radiador de campo eléctrico (78, 814) está conectado a dicho radiador de campo magnético (710, 810) en una ubicación en un perímetro del bucle que minimiza la corriente reflejada de nuevo en el bucle y que interrumpe la corriente magnética que fluye a través del bucle para reducir así una diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético excitados en el tejido corporal con pérdida cuando el dispositivo de implante (102, 802) se implanta en el cuerpo humano o animal.
8. Una antena según la reivindicación 4, 5 o 6, que comprende además un tercer elemento conductor acoplado capacitivamente al perímetro del primer elemento conductor para reducir así una diferencia de fase entre los campos eléctrico y magnético.
9. Una antena según la reivindicación 4, 5 o 6, donde un tercer elemento conductor está conectado al perímetro del bucle con el segundo y tercer elementos conductores situados en una configuración que provoca la generación de múltiples modos de ondas de fuga eléctricas transversales y magnéticas transversales.
10. Una antena según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, que comprende además un alojamiento para alojar la porción de radiador de campo magnético (710, 810) y la porción de radiador de campo eléctrico (78, 814) donde dicho punto a tierra es una clavija conectada a un potencial de tierra en dicho alojamiento, que opcionalmente comprende además una placa de circuitos que comprende circuitería para controlar el funcionamiento de dicho dispositivo de implante (102, 802), donde dicho punto a tierra es una clavija conectada a un potencial de tierra en dicha placa de circuitos.
11. Una antena según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 10 cuando está formada por al menos uno de corte por láser, estampado de un material metálico y estructuración directa (por ejemplo, estructuración directa por láser (LDS)) en un elemento dieléctrico, opcionalmente donde la antena (106, 806) comprende además un cabezal de implante (102(a), 802(a)), donde dicha antena (106, 806) está formada por estructuración directa en un elemento dieléctrico de dicho cabezal de implante (102(a), 802(a)).
12. Una antena según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7, donde el bucle magnético comprende una abertura capacitiva configurada para reducir una frecuencia resonante del bucle, opcionalmente donde un tercer elemento conductor se extiende cerca de la abertura capacitiva, donde el tercer elemento conductor tiene una longitud configurada para hacer que una impedancia de entrada de dicho bucle coincida con una impedancia de un conjunto de chips de radio.
13. Una antena según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 12 configurada para hacer que, cuando se implanta el dispositivo de implante (102, 802), el tejido corporal contribuya al rendimiento de las antenas (106, 806) mediante: la mejora de la eficiencia de la antena (106, 806); y/o el agrandamiento de la apertura efectiva de la antena (106, 806).
14. Un dispositivo de implante que comprende un transmisor dotado de una antena (106, 806) según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 13.
15. Un dispositivo de implante según la reivindicación 14, donde la clavija de alimentación de la antena (106, 806) está conectada, en un extremo a la antena (106, 806) en un cabezal (102(a), 802(a)) del dispositivo de implante (102, 802), y el otro extremo está conectado a un circuito de adaptación (701, 801) para adaptar una impedancia de la antena (106, 806) a una salida del transmisor, opcionalmente donde el circuito de adaptación (701, 801) es eléctricamente sintonizable.

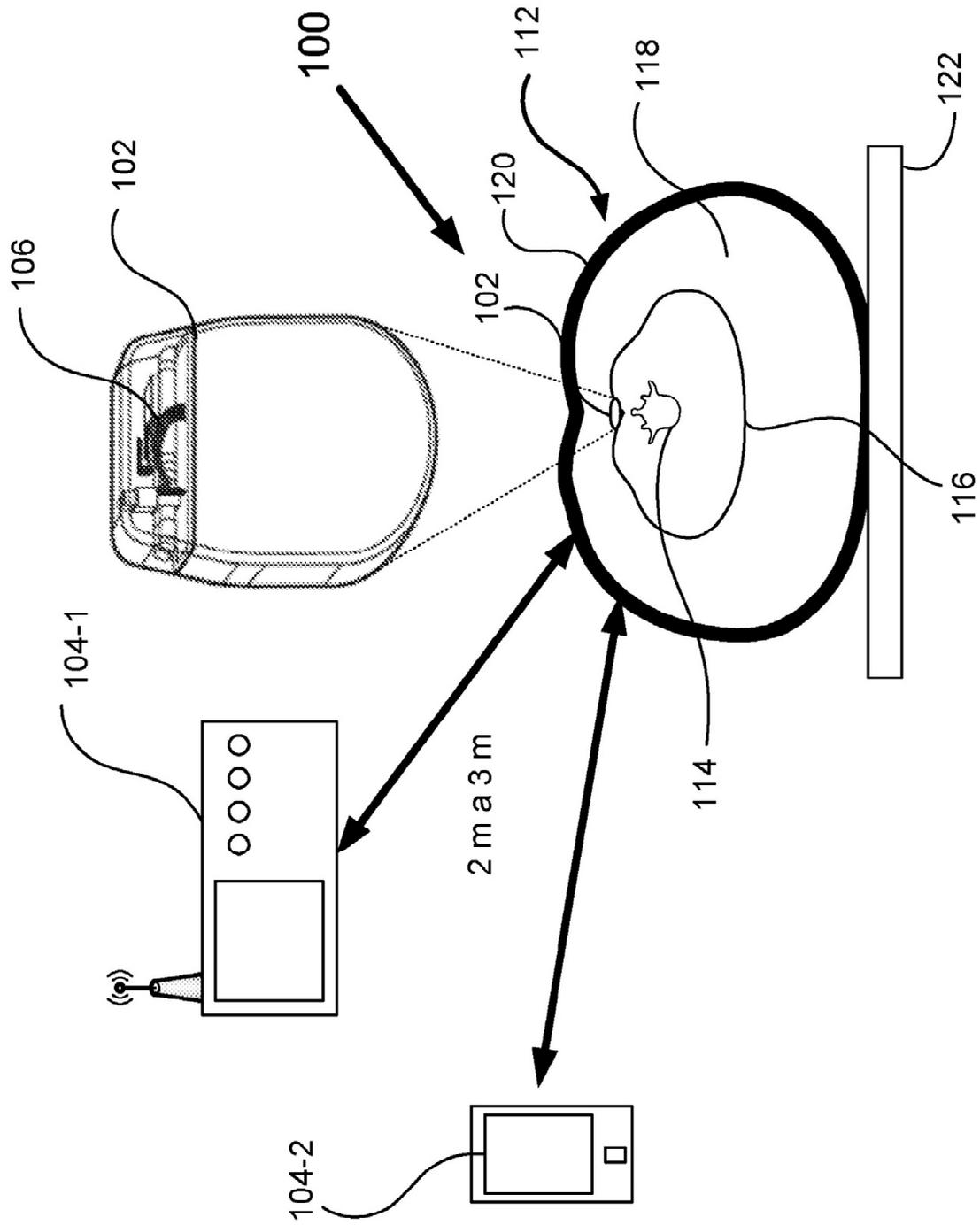


Figura 1

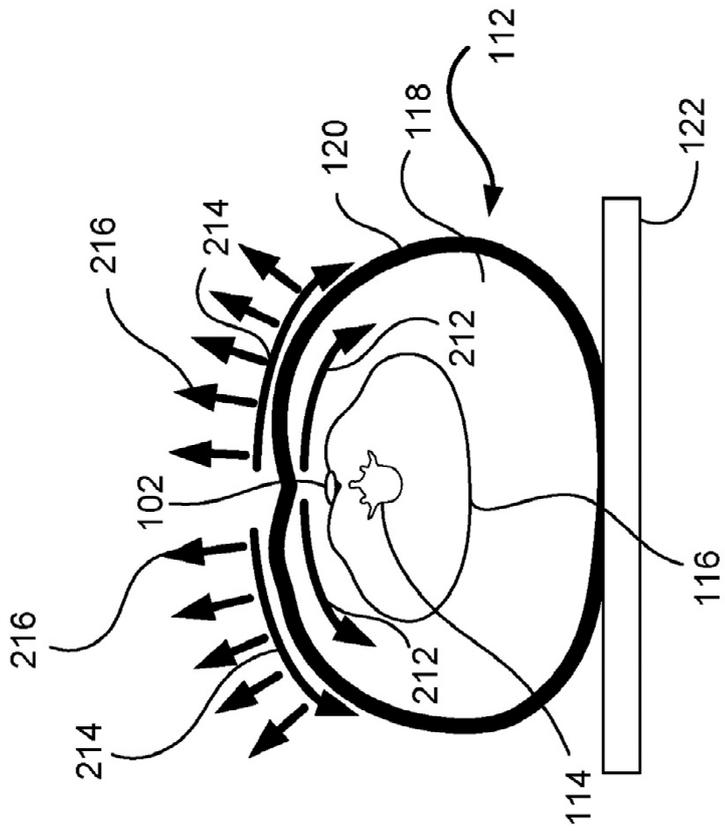


Figura 2

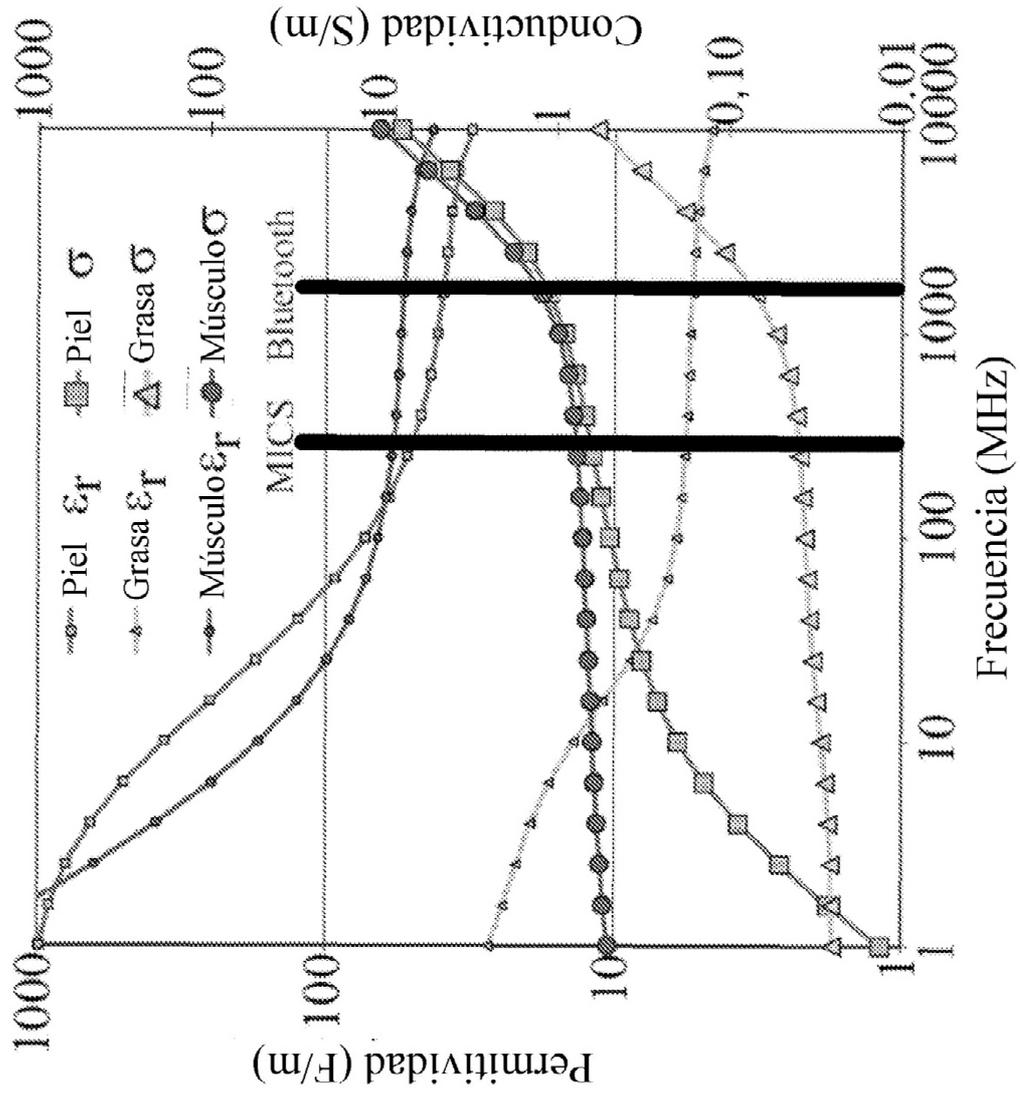


Figura 3

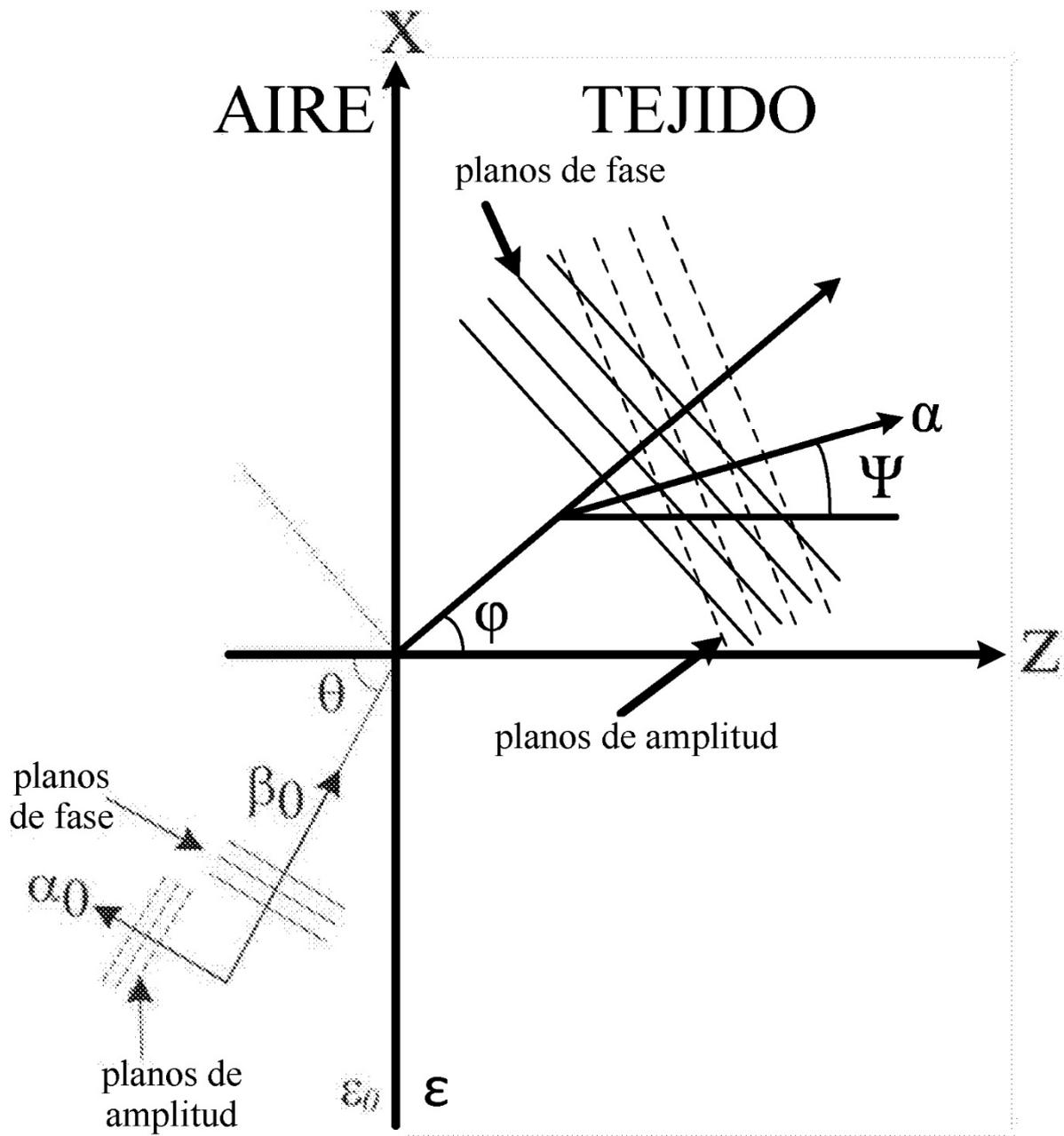


Figura 4

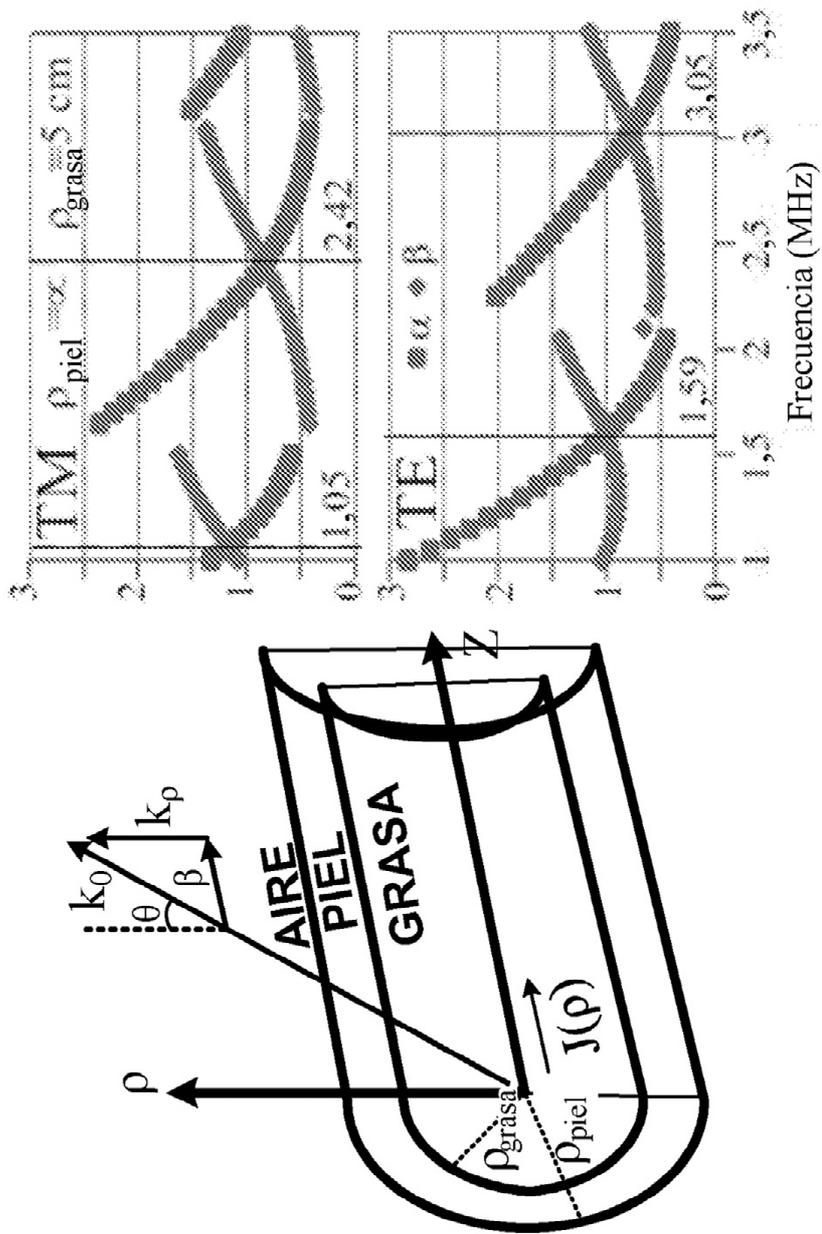


Figura 5

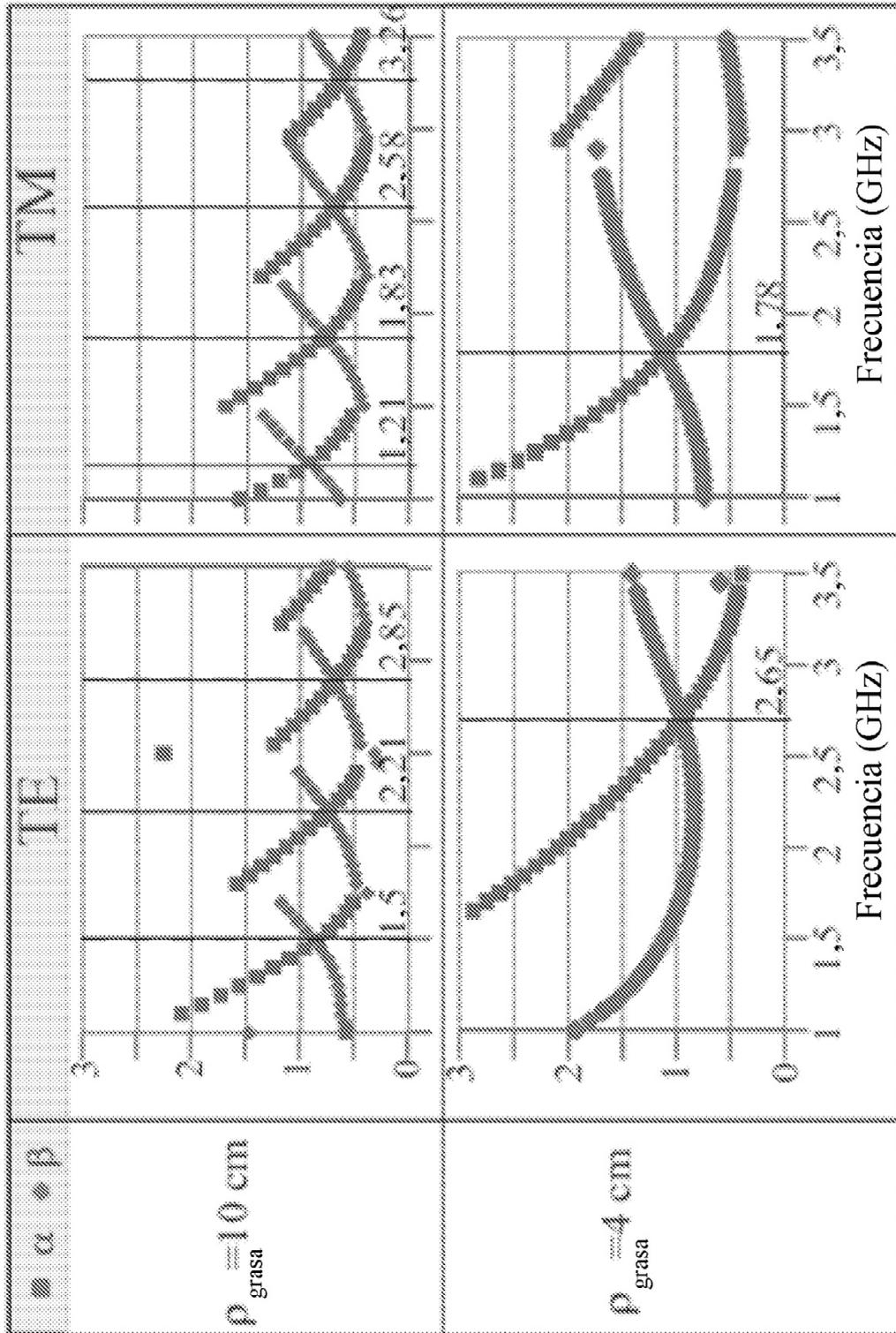


Figura 6

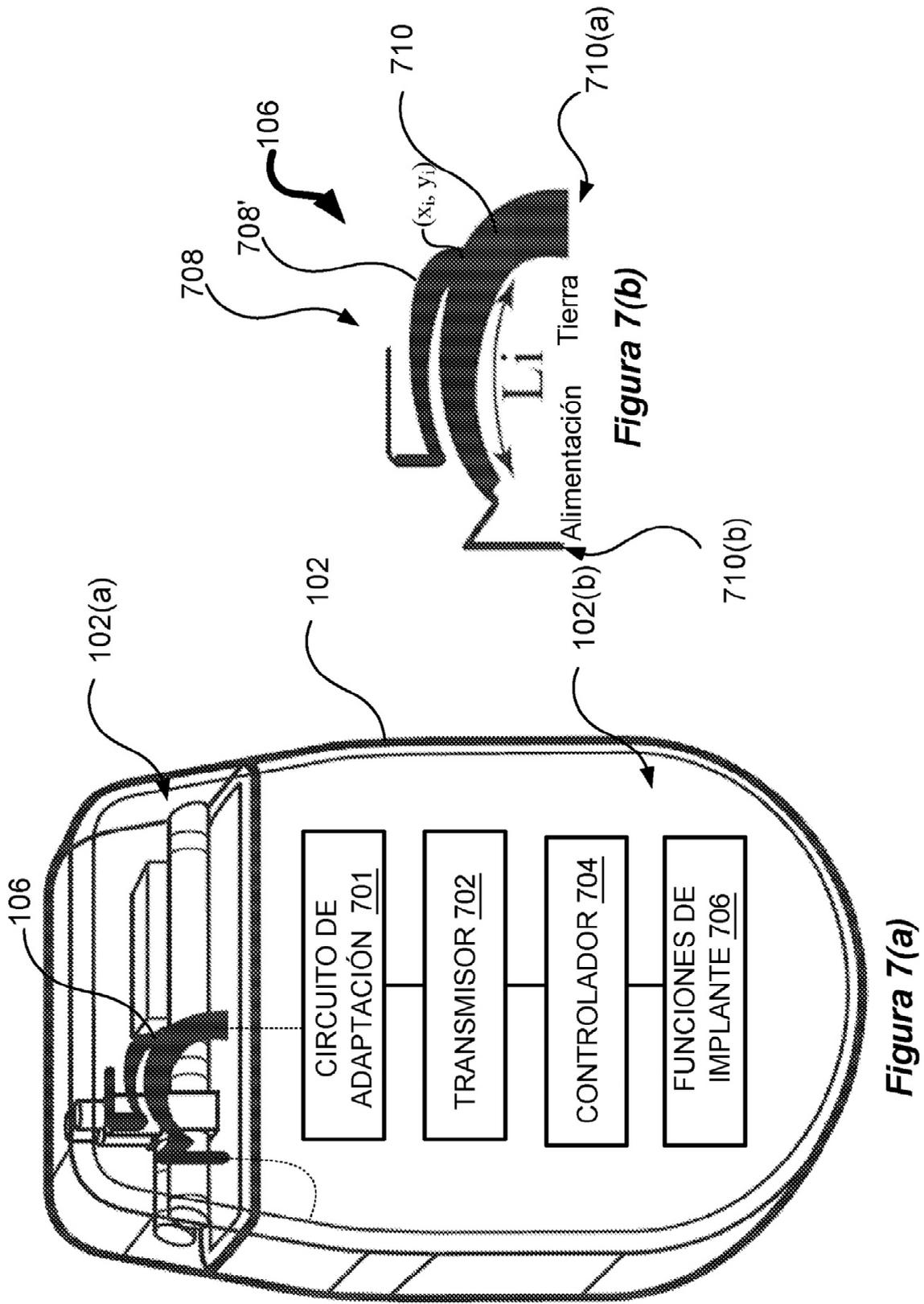


Figura 7

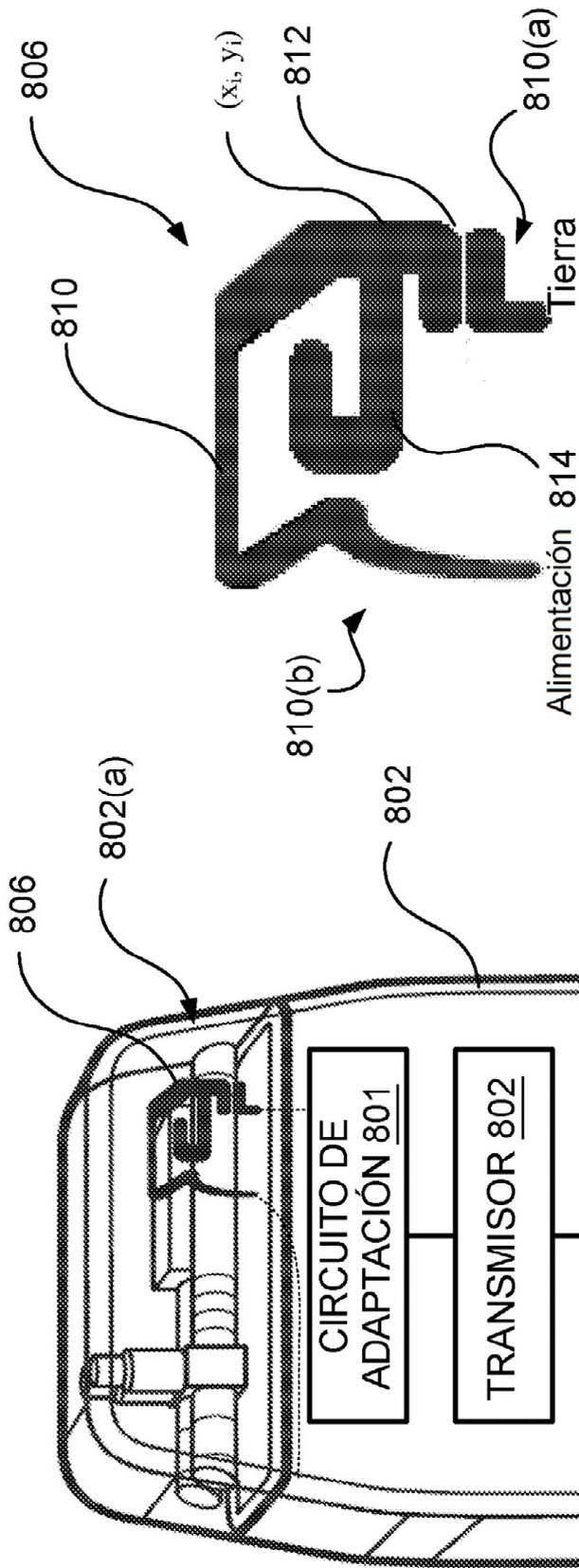


Figura 8(b)

Figura 8(a)

Figura 8

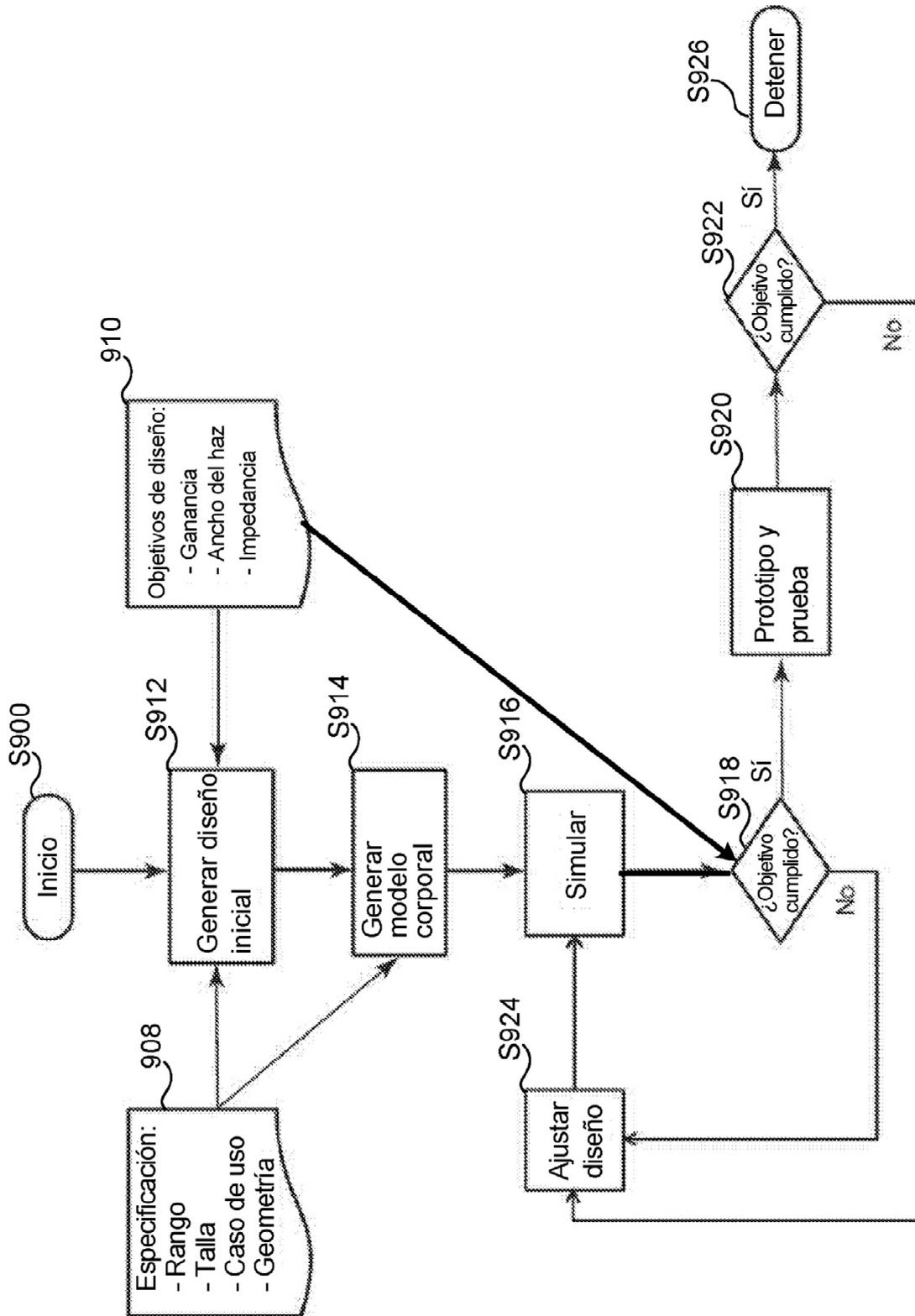
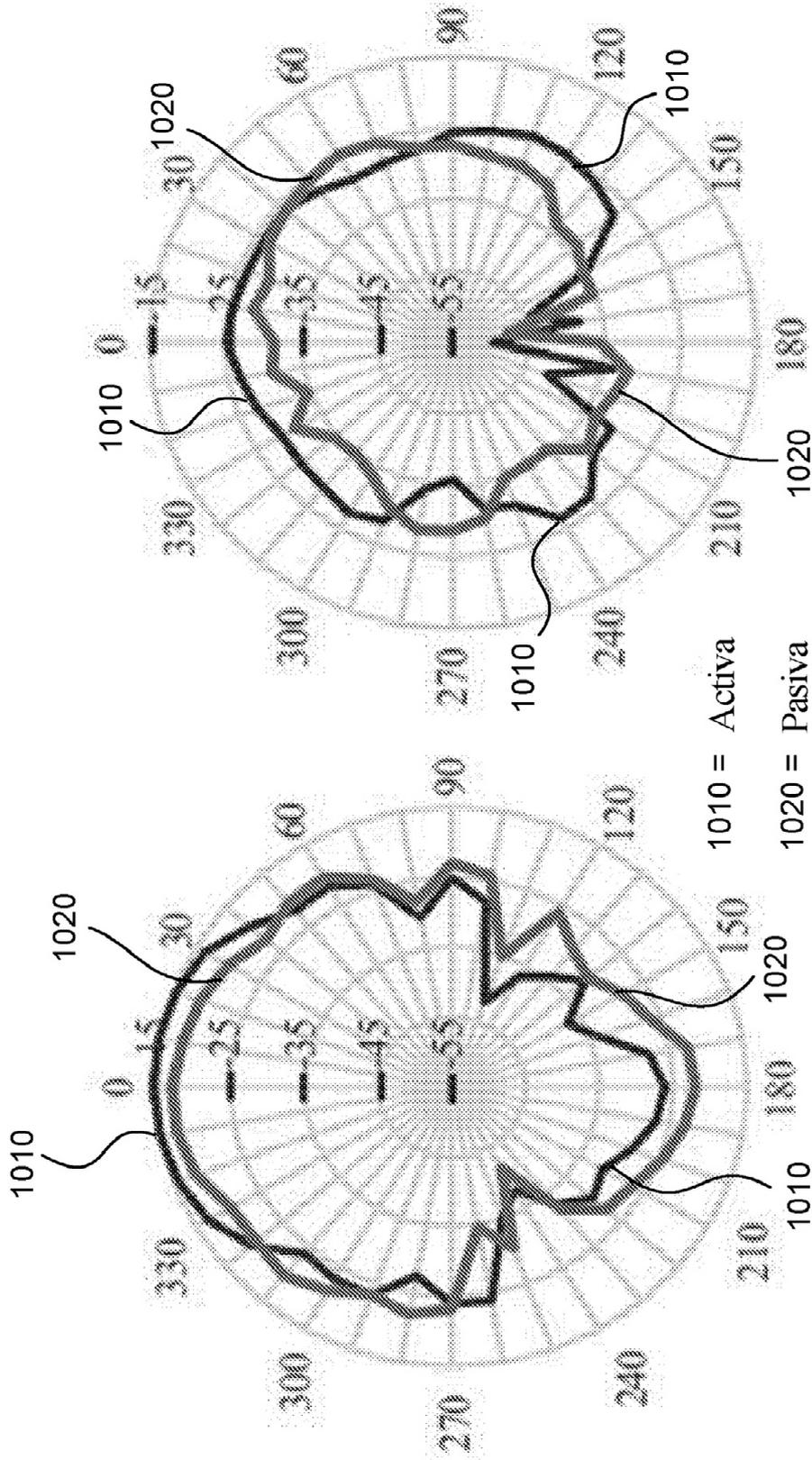


Figura 9



Vertical

Horizontal

Figura 10(a)

Figura 10(b)

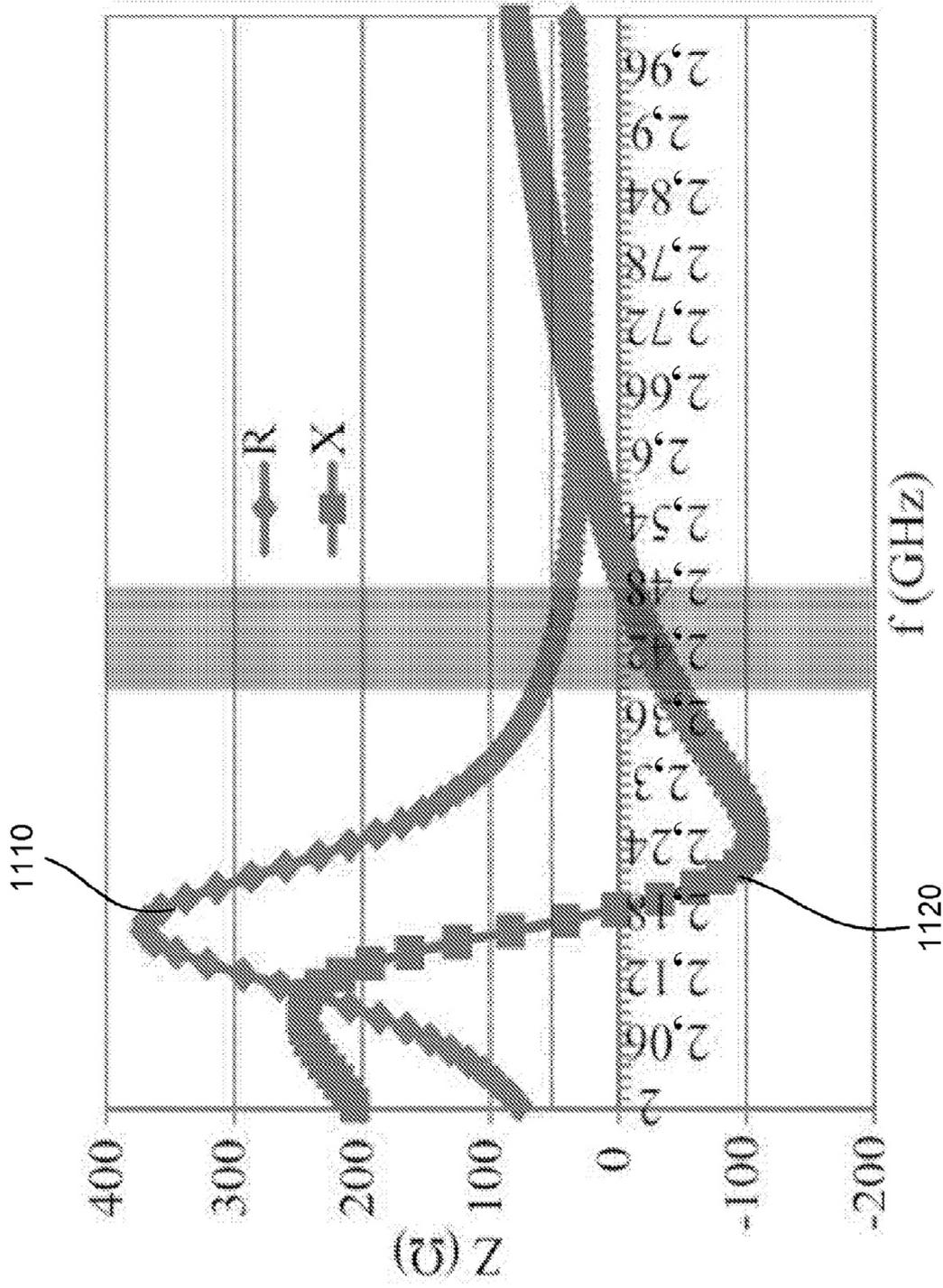


Figura 11

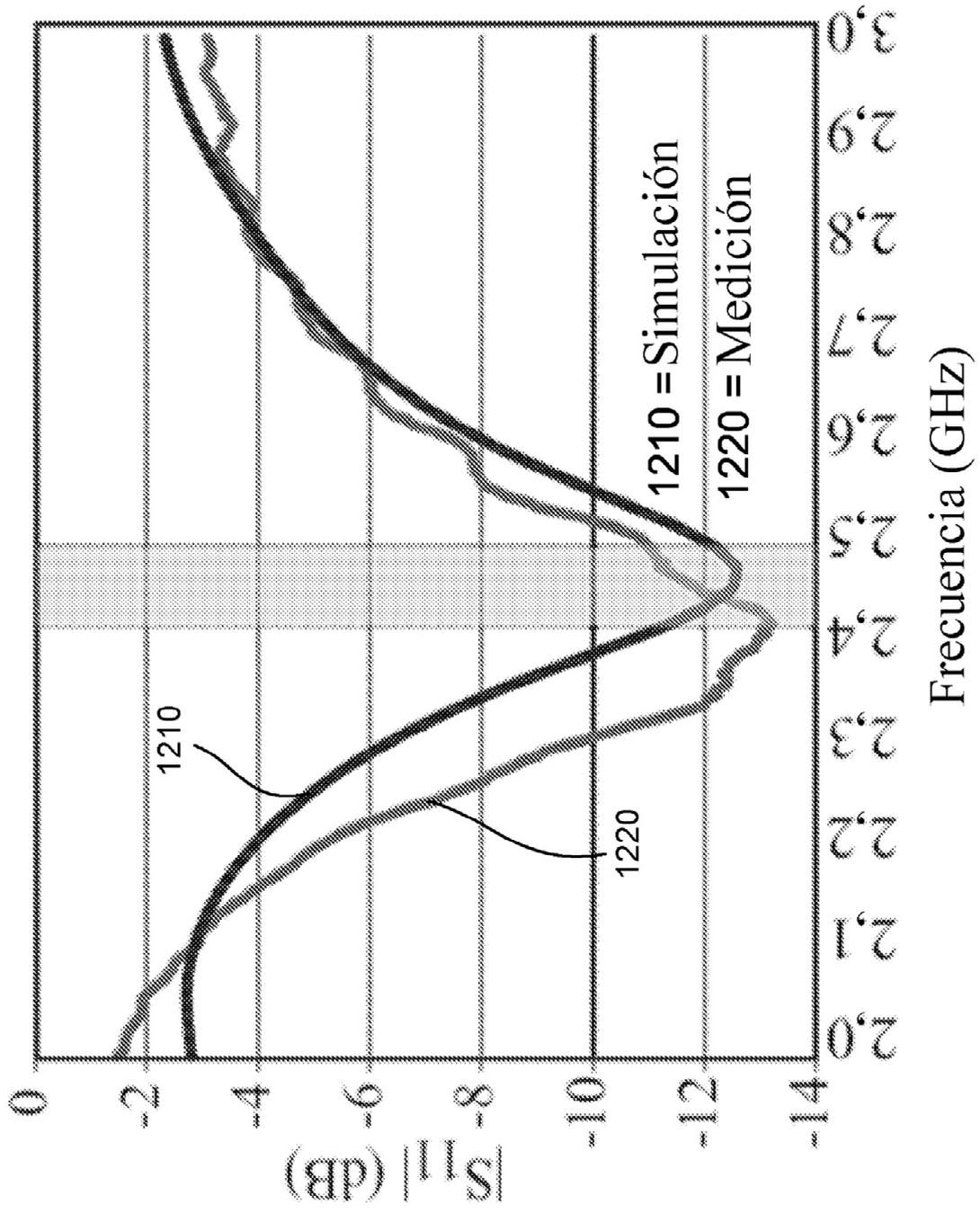


Figura 12