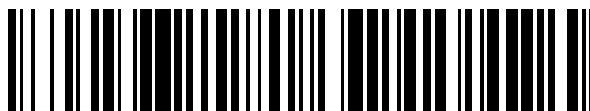


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 717 653**

51 Int. Cl.:

**A61B 17/00** (2006.01)

**A61N 1/378** (2006.01)

**A61M 1/12** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.12.2011 PCT/US2011/065477**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.10.2012 WO12141752**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.12.2011 E 11863269 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.02.2019 EP 2697890**

54 Título: **Bobina de transferencia de energía transcutánea con antena de radiofrecuencia integrada**

30 Prioridad:

**14.04.2011 US 201161475573 P**

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

**24.06.2019**

73 Titular/es:

**ABIOMED, INC. (100.0%)  
22 Cherry Hill Drive  
Danvers, MA 01923, US**

72 Inventor/es:

**D'AMBROSIO, RALPH, L. y  
KORTYKA, MARTIN**

74 Agente/Representante:

**DURAN-CORRETJER, S.L.P**

ES 2 717 653 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**

Bobina de transferencia de energía transcutánea con antena de radiofrecuencia integrada

5 **APLICACIONES RELACIONADAS**

Esta solicitud reivindica la prioridad para la Solicitud provisional de los Estados Unidos de número de serie 61/475.573, presentada el 14 de abril de 2011, y titulada "Bobina de transferencia de energía transcutánea con antena de radiofrecuencia integrada".

10 **SECTOR**

La presente invención se refiere a sistemas de transferencia de energía transcutánea (TET, Transcutaneous Energy Transfer) y, en concreto, a sistemas TET que tienen una antena de radiofrecuencia (RF) integrada.

15 **ANTECEDENTES**

En una variedad de aplicaciones científicas, industriales y relacionadas con la medicina, puede ser deseable transferir energía o potencia a través de algún tipo de frontera. Por ejemplo, uno o varios dispositivos que requieren potencia pueden estar situados dentro de los límites de un sistema totalmente estanco o contenido en el cual puede ser difícil y/o no deseable incluir una fuente de potencia sustancial y/o de largo plazo. Asimismo, puede no ser deseable entrar repetidamente en el sistema cerrado por una variedad de razones. En estos casos, una fuente de potencia externa al sistema totalmente estanco o contenido y algunos medios factibles de transferir potencia desde la fuente externa a uno o varios dispositivos internos sin una conducción eléctrica directa puede ser preferible.

Un ejemplo de un sistema cerrado es el cuerpo humano. En varias aplicaciones relacionadas con la medicina y científicas, se pueden implantar quirúrgicamente una variedad de prótesis y otros dispositivos que requieren potencia dentro de diversas partes del cuerpo. Ejemplos de dichos dispositivos incluyen un corazón sintético de sustitución, una bomba de sangre circulatoria o un dispositivo de asistencia ventricular (VAD - Ventricular Assist Device), un implante coclear, un marcapasos y otros. Con respecto al cuerpo humano, las complicaciones asociadas con una entrada quirúrgica repetida hacen que las fuentes de potencia internas reemplazables sean poco prácticas. Del mismo modo, el riesgo de infección y/o desalojo hace que las conexiones eléctricas directas entre las fuentes de alimentación externas y los dispositivos implantados no sean deseables.

En consecuencia, los sistemas de transferencia de energía transcutánea (TET) (véase, por ejemplo, el documento U.S.A 5.755.748) se emplean para transferir energía desde el exterior del cuerpo al interior del cuerpo, con el fin de proporcionar potencia a uno o varios dispositivos implantados desde una fuente de potencia externa. Los sistemas TET utilizan un enlace inductivo para transferir potencia sin perforar la piel. Por lo tanto, la posibilidad de infección se reduce, a la vez que aumenta la comodidad y la conveniencia para los pacientes.

Los dispositivos TET incluyen, habitualmente, una bobina principal externa y una bobina secundaria implantada que están separadas por capas intermedias de tejido. La bobina principal está diseñada para inducir corriente alterna en la bobina secundaria colocada de manera subcutánea, habitualmente para su transformación en corriente continua para alimentar un dispositivo implantado. Por lo tanto, los dispositivos TET también suelen incluir circuitos eléctricos para suministrar periódicamente una corriente alterna apropiada a la bobina principal. Estos circuitos, habitualmente, reciben su potencia de una fuente de potencia externa.

A medida que los dispositivos médicos implantados se han vuelto cada vez más complejos, se ha desarrollado la necesidad de proporcionar también comunicación de datos entre los dispositivos implantados y un profesional que actúa desde el exterior, tal como un médico o un científico. Al igual que con la transferencia de potencia, puede ser deseable proporcionar un procedimiento de comunicación que no requiera una conexión física, por ejemplo, hilos que pasen a través de la piel, entre el dispositivo implantado y los monitores o controladores externos.

Se han desarrollado sistemas de comunicación por radiofrecuencia (RF) para abordar la necesidad de comunicación bidireccional de datos entre profesionales sanitarios y/o pacientes y los dispositivos médicos implantados. Estos sistemas son componentes del sistema implantado y utilizan una antena de RF separada para que un controlador o programador externo pueda comunicarse con los sensores internos o los elementos de control. Habitualmente, la antena de RF separada está implantada en un paciente lejos de la bobina TET secundaria implantada, para evitar la interferencia de radio cuando la bobina está en uso.

Las antenas de RF de la técnica anterior tienen varios inconvenientes. En primer lugar, sufren de atenuación de la señal. Las antenas de RF a menudo están implantadas más profundamente en el interior del cuerpo de un paciente que la bobina TET secundaria, por ejemplo, dentro del tórax o en la cavidad abdominal. La colocación de la antena de RF en dicha ubicación requiere la comunicación a través de una gran cantidad de músculos, piel y grasa, lo que resulta en una gran cantidad de atenuación de la señal durante la utilización.

En segundo lugar, la utilización de una antena de comunicación de RF separada significa que hay otro componente que debe estar implantado en el cuerpo de un paciente y conectado a un controlador de dispositivo implantado o a otro circuito implantado. Tener este componente adicional aumenta la complejidad del sistema, requiere una cirugía más invasiva para implantarlo y proporciona otro posible punto de fallo en el sistema.

Por lo tanto, existe la necesidad de una antena de RF de mejor rendimiento y más integrada para su utilización en un sistema TET.

## CARACTERÍSTICAS

Para superar los inconvenientes anteriores y otros de los sistemas convencionales, la presente invención prevé un dispositivo implantable mejorado con bobinas secundarias, para su utilización en un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) que tiene una antena de radiofrecuencia (RF) integrada, y procedimientos para su utilización.

Un aspecto de la invención prevé un dispositivo implantable para su utilización en un sistema de transferencia de energía transcutánea, comprendiendo el dispositivo una serie de bobinas secundarias implantables, comprendiendo cada una de la serie de bobinas implantables un devanado de bobina adaptado para producir una corriente eléctrica en presencia de un campo magnético variable en el tiempo que funciona a una primera frecuencia, circuitos en comunicación eléctrica con el devanado de la bobina, adaptados para recibir y acondicionar la corriente eléctrica producida en el devanado de la bobina, una antena de radiofrecuencia (RF), configurada para funcionar a una segunda frecuencia diferente de la primera, y un controlador, configurado para realizar un escaneo entre la serie de bobinas implantables para determinar qué antena de RF de la serie de bobinas implantables tiene la mayor calidad de señal de RF, y seleccionar la antena de RF de la serie de bobinas implantables que tienen la mayor calidad de señal de RF para un intercambio de comunicación con un dispositivo externo.

En una realización de la invención, el circuito de acondicionamiento de la potencia puede estar contenido en el interior de un núcleo de ferrita en la bobina implantable. El núcleo de ferrita puede aislar los circuitos de las frecuencias de funcionamiento de las antenas TET y RF.

El devanado de la bobina, el núcleo de ferrita, los circuitos y la antena de RF pueden estar encapsulados, además, en un material biocompatible. En ciertas realizaciones, el material biocompatible de encapsulación puede ser epoxi. En otras realizaciones, el material biocompatible puede ser un poliuretano, tal como ANGIOFLEX<sup>®</sup>, un plástico de poliuretano a base de poliéter fabricado por la firma Abiomed, Inc. de Danvers, MA. En otras realizaciones adicionales, el material biocompatible puede ser un compuesto de caucho de silicona.

En una realización, el devanado de la bobina se puede hacer funcionar a una frecuencia inferior a aproximadamente 30 MHz, que es un rango de funcionamiento que minimiza la atenuación relacionada con el tejido. En otras realizaciones, el devanado de la bobina se puede hacer funcionar a una primera frecuencia de aproximadamente 300 KHz. En otras realizaciones adicionales, el devanado de la bobina se puede hacer funcionar a una primera frecuencia de 327 KHz. El término "aproximadamente", tal como se utiliza en el presente documento, se refiere habitualmente a un rango de +/- 10 %, más preferentemente +/- 5 %, o +/- 3 %.

La antena de RF se puede hacer funcionar a cualquier frecuencia adecuada para la comunicación de RF. En algunas realizaciones, la antena de RF se puede hacer funcionar a una segunda frecuencia de 900 MHz aproximadamente. En otras realizaciones, la antena de RF se puede hacer funcionar a una segunda frecuencia en el rango comprendido entre aproximadamente 902 MHz y aproximadamente 928 MHz. En otras realizaciones adicionales, la antena de RF se puede hacer funcionar a una segunda frecuencia en el rango comprendido entre aproximadamente 863 MHz y aproximadamente 870 MHz.

En una realización de la invención, la antena de RF puede ser una antena de parche de microcinta. En otras realizaciones, la antena de RF puede ser una antena de parche de microcinta laminada al núcleo de ferrita de la bobina implantable.

En otras realizaciones adicionales de la invención, la antena de RF puede ser una antena de bucle. En ciertas realizaciones adicionales, el devanado de la bobina puede ser utilizado como la antena de RF, lo que reduce la complejidad y mejora la fiabilidad del sistema implantable.

Las bobinas implantables pueden incluir, además, una parte de conexión que contiene uno o varios hilos conectados al devanado de la bobina y a la antena de RF, para facilitar la conexión de la bobina al controlador.

El controlador puede estar configurado para reanudar el escaneo entre la serie de bobinas implantables después de completar la comunicación con el dispositivo externo.

Este aspecto puede proporcionar asimismo un aparato implantable que comprende el dispositivo implantable y un dispositivo de asistencia implantable, en el que el dispositivo implantable está dispuesto para alimentar el dispositivo

de asistencia.

Alternativa o adicionalmente, este aspecto puede proporcionar un sistema de transferencia de energía transcutánea que incluye el dispositivo implantable y una bobina principal configurada para transmitir energía transcutánea a la bobina secundaria, en el que el controlador incluye circuitos para dirigir la corriente eléctrica desde la bobina secundaria para cargar un dispositivo de almacenamiento y/o alimentar un dispositivo de asistencia implantable.

En otro aspecto, un procedimiento de comunicación entre un dispositivo externo y un dispositivo implantado en un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) comprende el escaneo entre una serie de bobinas secundarias implantadas que tienen antenas de radiofrecuencia (RF) integradas, para determinar qué antena de RF tiene la mejor calidad de señal de RF y seleccionar la antena de RF que tenga la mejor calidad de señal de RF para un intercambio de comunicación entre el dispositivo externo y el dispositivo implantado. El procedimiento puede incluir asimismo reanudar el escaneo entre la serie de bobinas secundarias implantadas para determinar si otra antena de RF muestra una mejor calidad de señal de RF.

En algunas realizaciones, el procedimiento puede incluir además el cambio a la otra antena de RF que muestra mejor calidad de señal de RF para un intercambio de comunicación.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La invención se comprenderá más completamente a partir de la siguiente descripción detallada, tomada junto con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una ilustración de un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) de la técnica anterior; la figura 2 es una ilustración de un sistema TET fuera del alcance de las presentes reivindicaciones; la figura 3 es una ilustración de una bobina secundaria TET a modo de ejemplo, para su utilización en una realización de la presente invención; la figura 4A es una vista en sección transversal de la bobina secundaria TET a modo de ejemplo, mostrada en la figura 3; la figura 4B es una vista superior de la bobina secundaria TET a modo de ejemplo, mostrada en la figura 3; la figura 5 es una ilustración de una bobina principal TET a modo de ejemplo, para su utilización en una realización de la presente invención; y la figura 6 es un diagrama de bloques de un controlador TET a modo de ejemplo, para su utilización en una realización de la presente invención.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

A continuación, se describirán ciertas realizaciones a modo de ejemplo para proporcionar una comprensión global de los principios de los procedimientos y dispositivos descritos en el presente documento. Uno o varios ejemplos de estas realizaciones se muestran en los dibujos adjuntos. Los expertos en la materia comprenderán que los procedimientos y dispositivos descritos específicamente en el presente documento y mostrados en los dibujos adjuntos son realizaciones a modo de ejemplo, no limitativas, y que el alcance de la presente invención está definido únicamente por las reivindicaciones. Las características mostradas o descritas en conexión con una realización a modo de ejemplo pueden ser combinadas con las características de otras realizaciones. Dichas modificaciones y variaciones están destinadas a ser incluidas en el alcance de la presente invención.

Un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) funciona acoplando de manera inductiva un devanado de la bobina principal externa a un devanado de la bobina secundaria implantada. La bobina principal puede ser conectada a una fuente de potencia y crea un campo magnético variable en el tiempo. Cuando está correctamente alineado con una bobina secundaria, el campo magnético variable en el tiempo de la bobina principal induce una corriente eléctrica alterna en la bobina secundaria. La bobina secundaria puede ser conectada a un controlador que aprovecha la corriente eléctrica y la utiliza, por ejemplo, para cargar una batería o alimentar un dispositivo implantable, tal como un dispositivo de asistencia ventricular (VAD) u otro dispositivo de asistencia implantable. Mediante la utilización de la inducción para transferir energía, los sistemas TET evitan tener que mantener un conducto abierto a través de la piel de un paciente para alimentar un dispositivo implantable.

La figura 1 muestra un moderno sistema TET conocido en la técnica anterior. El sistema incluye una bobina principal -106- externa que está conectada a una fuente de alimentación -108-, así como un comunicador de RF externo -112- separado. Implantada en el interior de un paciente está dispuesta una bobina secundaria -100- adaptada para recibir energía de la bobina principal -106-, un controlador -102-, un VAD -104- u otro dispositivo de asistencia implantado, y una antena de radio frecuencia (RF) -110-.

En uso, la bobina principal -106- puede estar colocada sobre la zona de la bobina secundaria -100-, de tal manera que estén sustancialmente alineadas axialmente. En esta posición, la bobina principal -106- no impide la transmisión de RF entre el comunicador externo -112- y la bobina secundaria -100-. La bobina secundaria -100- puede ser implantada en diversas ubicaciones en el cuerpo, pero a menudo se implanta cerca de la piel, para minimizar el

número de capas de tejido dispuestas entre la bobina principal -106- y la bobina secundaria -100-. La fuente de energía -108-, que puede incluir circuitos de acondicionamiento para generar una tensión de salida y un perfil de corriente deseados, puede ser activada por lo tanto para generar un campo magnético variable en el tiempo en la bobina principal -106-. El campo magnético variable en el tiempo induce un flujo de corriente eléctrica en la bobina secundaria -100- que está en alineación axial con la bobina principal -106-. La corriente se puede distribuir posteriormente al controlador -102- y a cualquier dispositivo de asistencia ventricular -104- o dispositivo de almacenamiento de carga conectado.

Para monitorizar y/o controlar los parámetros de funcionamiento asociados con el dispositivo de asistencia ventricular -104- o con cualquier otro componente implantado, se puede establecer un enlace de comunicación de RF entre el comunicador externo -112- y el controlador interno -102-. Los circuitos de telemetría RF en el interior del controlador -102- se comunican utilizando la antena de RF -110-. El comunicador de RF externo -112- puede ser cualquier dispositivo de comunicación adaptado para transmitir y recibir señales de RF hacia el controlador -102- y desde el mismo. El comunicador externo -112- puede formar parte, por ejemplo, de la fuente de alimentación -108-. Alternativamente, el comunicador -112- puede ser una unidad separada. La antena de RF -110- puede ser cualquier forma de antena de RF adecuada para la implantación en el interior del cuerpo. En algunos casos, la antena de RF -110- puede ser una antena monopolar conectada al controlador -102-.

Sin embargo, la configuración mostrada en la figura 1 puede tener varios inconvenientes. El controlador -102- es, a menudo, más grande que la bobina secundaria -100- y, como resultado, habitualmente se implanta en la cavidad abdominal, porque su tamaño se puede alojar mejor. Esto hace que el controlador -102- esté colocado más profundo en el interior del cuerpo que la bobina secundaria -100-. La antena de RF -110-, que está conectada al controlador -102-, también está dispuesta, habitualmente, a mayor profundidad en el interior del cuerpo. El resultado es una gran cantidad de atenuación de la señal durante la transmisión y la recepción, debido al número de capas intermedias de músculo, grasa y tejido entre la antena de RF -110- y el comunicador externo -112-.

Dicha configuración puede presentar asimismo inconvenientes, porque requiere que los cirujanos implanten la antena de RF -110- por separado cuando implantan el sistema TET en un paciente. Este componente adicional requiere un tiempo adicional, y puede resultar en una cirugía más invasiva. El componente adicional puede ser asimismo otro sitio posible para una infección u otra complicación médica.

En tercer lugar, dicha configuración puede presentar inconvenientes, porque requiere una conexión adicional con el controlador -102-. Esto hace que el sistema TET implantable global sea más complejo, e introduce un punto adicional de potencial fallo en el sistema. Siempre es deseable reducir la complejidad y los posibles modos de fallo en los sistemas diseñados para ser implantados en el cuerpo durante largos períodos de tiempo.

Por consiguiente, algunas realizaciones de la presente invención toman la forma de un dispositivo implantable para su utilización en un sistema TET que tiene una serie de bobinas implantables que tienen una antena de RF integrada. Se utilizará un sistema TET fuera del alcance de las presentes reivindicaciones, tal como el mostrado en la figura 2, para explicar las características de las realizaciones de la presente invención. El sistema mostrado en la figura 2 es, en general, similar al mostrado en la figura 1, con la notable diferencia de que la bobina secundaria -200- está integrada con la antena de RF -210-.

Existen una serie de beneficios en la integración de la bobina secundaria -200- y la antena de radiofrecuencia (RF) -210-. Por ejemplo, la integración de la antena de RF -210- en la bobina secundaria traslada la antena desde lo más profundo del cuerpo hasta justo debajo de la superficie de la piel. Esta ubicación produce una atenuación de la señal significativamente menor cuando se comunica con el comunicador externo -112-. Esto significa que se puede utilizar menos potencia para comunicarse, y se puede conseguir un mayor rango.

Además, la integración de la antena de RF en la bobina secundaria -200- reduce el número total de componentes y conexiones que son necesarios para implantar el sistema TET en un paciente. Esto, a su vez, necesita una cirugía menos invasiva para implantar el sistema, al tiempo que reduce los posibles sitios de infección y los modos de fallo del sistema.

La figura 3 muestra una bobina secundaria a modo de ejemplo -300- para utilización en una realización de la presente invención, adaptada para ser dispuesta en el interior de un paciente. La bobina secundaria -300- presenta una parte de devanado de bobina -302- que consta de varias vueltas de hilo conductor, un núcleo -304-, que contiene circuitos eléctricos en conexión con la parte de bobina -302-, una antena de radiofrecuencia (RF) -306-, una parte de conexión -308-, y una parte de interfaz -310-.

La parte de bobina -302- puede variar en tamaño y vueltas de hilo dependiendo de numerosos factores, tales como el sitio de implantación previsto, la frecuencia de conducción deseada, etc. En una realización a modo de ejemplo, la parte de bobina -302- comprende 13 vueltas de hilo Litz en una bobina de 50,8 mm (dos pulgadas) de diámetro. Además del hilo, la bobina secundaria -300- puede contener un núcleo de ferrita -304- que aloja circuitos electrónicos que rectifican la corriente alterna en la parte de la bobina -302-, para proporcionar una tensión de salida de CC regulada al controlador -102- o dispositivo de asistencia ventricular -104-. La parte de bobina -302- está

habitualmente arrollada alrededor del núcleo -304-. Una bobina secundaria a modo de ejemplo que utiliza un núcleo de ferrita se describe en la publicación de patente de U.S.A. Nº 2003/0171792.

En otras realizaciones a modo de ejemplo, el núcleo de ferrita -304- se puede omitir de la bobina secundaria -300-. En dicha configuración, la bobina TET de suministro de potencia integrada y la antena de RF seguirían funcionando como se describe. Fijar la antena de RF en su sitio con respecto a la parte de bobina -302- en estas realizaciones se puede conseguir mediante un material de encapsulación, una lámina de plástico adhesivo o cualquier otro procedimiento conocido en la técnica anterior.

La bobina secundaria comprende asimismo la parte de conexión -308-. En una realización a modo de ejemplo, la parte de conexión -308- comprende una cubierta de cable que puede contener hilos de conexión para el suministro de energía y un cable coaxial para comunicaciones a través de la antena de RF -306-. La longitud de la parte de conexión -308- puede variar según, por ejemplo, la distancia desde el sitio de implantación de una bobina secundaria -300- hasta un controlador -102-.

La parte de conexión -308- se puede acoplar a la parte de interfaz -310-. La parte de interfaz -310- se puede utilizar para conectar la bobina secundaria -300- a un controlador -102-. La parte de interfaz -310- puede incluir cualquier conector eléctrico conocido en la técnica para facilitar la conexión modular a un controlador -102-, o puede consistir en extremos terminales de los hilos que contiene la parte de conexión -308-, que pueden ser conectados eléctricamente a un controlador. En una realización a modo de ejemplo, la parte de interfaz -310- comprende un solo conector modular que contiene conductores para la conexión eléctrica de la bobina y de la antena de RF -306-.

La antena de RF -306- puede estar integrada en la bobina secundaria -300- de varias maneras. En la realización a modo de ejemplo que se muestra en la figura 3, la antena de RF -306- comprende una antena de parche de microcinta que se puede laminar al núcleo de ferrita -304-. Las figuras 4A y 4B muestran el núcleo de ferrita -304-, la parte de bobina -302- y la antena de RF -306- en vistas alternativas. Después de conectar la antena de RF al núcleo -304-, la bobina secundaria se puede encapsular en un material biocompatible antes de la implantación. En una realización a modo de ejemplo, la bobina secundaria -300- se puede encapsular en epoxi -402- y, posteriormente, sumergirla en ANGIOFLEX®, o un caucho de silicona que tiene baja permeabilidad y entrada de humedad. Estos materiales pueden evitar la entrada de humedad en la bobina secundaria.

Las antenas de parche de microcinta comprenden habitualmente un parche de metal separado de un plano de tierra más grande por una cámara de aire o material dieléctrico. El tamaño del parche y la separación desde el plano de tierra se pueden utilizar para sintonizar las frecuencias de funcionamiento de la antena. Las antenas de parche de microcinta pueden estar formadas en una variedad de formas y tamaños, y su fabricación es relativamente económica.

Una característica beneficiosa de las antenas de parche de microcinta es que tienen patrones de radiación altamente direccionales. La radiación emana del parche metálico, que se desplaza principalmente en una dirección que se aleja del plano del suelo. Como resultado, la ganancia más fuerte se encuentra directamente sobre la antena opuesta al plano de tierra.

Mediante la integración de una antena de parche de microcinta en la bobina secundaria tal como se muestra en las figuras 3, 4A y 4B, esta característica de la antena puede ser utilizada. En la figura 4A se muestra un patrón de radiación -404- representativo a modo de ejemplo para la antena de RF -306-. El patrón muestra que la antena de parche de microcinta irradia principalmente lejos del cuerpo del paciente a través de la menor cantidad de piel, músculo y grasa. En consecuencia, se puede utilizar un nivel más bajo de potencia del transmisor, ya que se minimiza la atenuación de la señal. Esto, a su vez, minimiza cualquier posible daño tisular inducido por la radiación.

Además, los técnicos o pacientes que manejan el comunicador externo -112- no tienen dudas sobre dónde se debe colocar el dispositivo para recibir la mejor señal de RF. Esto puede ser particularmente útil en situaciones en las que los usuarios intentan solucionar problemas de comunicación de RF y quieren asegurarse de que la intensidad de la señal sea lo más alta posible.

Además, el núcleo de ferrita -304- dieléctrico montado debajo de la antena de parche de microcinta puede servir, junto con el plano de tierra de la antena, para dirigir aún más la radiación de la antena y limitar la radiación dirigida más profundamente hacia el cuerpo del paciente. El resultado final es una antena de RF altamente direccional que está configurada para transmitir a través de la menor cantidad de tejido posible sin desperdiciar energía al irradiar también hacia el cuerpo del paciente.

Con el fin de aprovechar los beneficios asociados con la direccionalidad de las antenas de parche de microcinta, la bobina secundaria se debe implantar en una orientación que dirija la antena hacia la superficie de la piel. Se muestra una orientación a modo de ejemplo en la vista en sección transversal de la figura 4A. Para ayudar a orientar correctamente la bobina secundaria durante la implantación, se pueden incluir una o varias marcas de identificación o etiquetas en la bobina secundaria para identificar la ubicación de la antena de RF o la orientación correcta de la bobina secundaria.

Aunque una antena de parche de microcinta es una realización de una antena de RF integrada, otros procedimientos de integración son asimismo posibles. En otra realización a modo de ejemplo, la antena de RF comprende una antena de bucle que puede ser arrollada alrededor del núcleo de ferrita -304- fuera de la parte de bobina -302-.

En otra realización adicional a modo de ejemplo, los devanados de la parte de bobina -302- pueden ser utilizados como bobina de recepción de potencia TET y como antena de RF. Dicha disposición requiere la utilización de un diplexador para accionar la parte de bobina -302- a la frecuencia de RF deseada y la frecuencia de suministro de potencia TET deseada. Esta configuración proporciona el beneficio adicional de eliminar la antena de RF como componente separado, y la utilización de la parte de bobina -302- para el suministro de energía y las comunicaciones de RF. Esto, a su vez, reduce la complejidad y mejora la fiabilidad del sistema implantable.

La interferencia puede ser una preocupación cuando se hacen funcionar simultáneamente los sistemas de transferencia de potencia TET y los sistemas de comunicaciones de RF muy cerca unos de otros. De hecho, las preocupaciones sobre la interferencia de radio a menudo resultan en antenas separadas conocidas en la técnica anterior, y se muestra en la figura 1. Sin embargo, la interferencia se puede evitar seleccionando las frecuencias de funcionamiento de los sistemas de comunicación de TET y de comunicación de RF de tal modo que haya una separación significativa entre las dos. Las frecuencias de funcionamiento pueden ser seleccionadas asimismo para evitar la presencia de frecuencias armónicas compartidas.

Es posible elegir frecuencias de funcionamiento que no están significativamente separadas, porque se puede utilizar el filtrado de señales para evitar interferencias. Cuanto más cerca estén las frecuencias, sin embargo, mayor es la cantidad de filtrado necesaria. Como resultado, las frecuencias de funcionamiento con separación significativa son preferibles, porque la cantidad de filtrado, y por lo tanto la complejidad general del sistema, se puede minimizar.

En una realización a modo de ejemplo, el sistema de suministro de potencia TET se puede hacer funcionar a una frecuencia inferior a unos 30 MHz, y el sistema de comunicaciones de RF se puede hacer funcionar a cualquier frecuencia adecuada para comunicaciones de RF. Hacer funcionar el sistema de suministro de energía TET por debajo de aproximadamente 30 MHz puede ayudar a minimizar la atenuación de la señal relacionada con el tejido. En algunas realizaciones a modo de ejemplo, el sistema de suministro de potencia TET se puede hacer funcionar a una frecuencia fija de aproximadamente 300 KHz, y el sistema de comunicaciones de RF se puede hacer funcionar a una frecuencia de aproximadamente 900 MHz. Más concretamente, en otra realización a modo de ejemplo, el sistema de suministro de energía TET se puede hacer funcionar a 327 KHz y el sistema de comunicaciones de RF se puede hacer funcionar en un rango de frecuencias comprendido entre aproximadamente 902 MHz y aproximadamente 928 MHz. En otras realizaciones a modo de ejemplo, el sistema de comunicaciones de RF se puede hacer funcionar en un rango de frecuencia comprendido entre aproximadamente 863 MHz y 870 MHz.

Una bobina secundaria tal como la mostrada en la figura 3 se puede acoplar por inducción, por ejemplo, con la bobina principal -500- mostrada en la figura 5. De manera similar a la bobina secundaria -300-, la bobina principal -500- incluye una parte de bobina -502-, una parte de conexión -504- y una parte de interfaz -506-. Sin embargo, en realizaciones a modo de ejemplo, la bobina principal -500- no contiene un núcleo de ferrita o una antena de RF. La bobina principal -500- puede estar adaptada para ser conectada, utilizando la parte de interfaz -506-, a la fuente de alimentación -108-. La fuente de alimentación -108- puede incluir baterías externas, un adaptador de CA de pared u otra fuente de potencia, así como circuitos de acondicionamiento que generan una tensión, frecuencia y perfil de corriente deseados.

Aunque la bobina principal -500- a modo de ejemplo mostrada en la figura 5 no contiene un núcleo de ferrita o una antena de RF, las realizaciones que contienen estas características no están fuera del alcance de la presente invención. A modo de ejemplo no limitativo, una bobina principal que tiene una antena de RF integrada similar a la bobina secundaria -300- podría ser conectada a una fuente de alimentación combinada y a un dispositivo comunicador externo para alimentar y comunicarse bidireccionalmente con una bobina implantada.

En otras realizaciones adicionales, se podría utilizar una bobina principal que tiene una antena de RF integrada junto con una fuente de alimentación separada y un dispositivo comunicador externo, utilizando, por ejemplo, hilos de conexión separados en la parte de conexión -504-.

En cualquiera de dichas realizaciones, la colocación de una antena de RF externa en la bobina principal garantiza que la antena pueda estar cerca de la antena de RF implantada. Sin embargo, más que en la simple proximidad, la antena puede estar ubicada directamente sobre la antena implantada en la zona de mayor ganancia mostrada en la figura 4A. Esto, de nuevo, permite una comunicación más fiable utilizando menos energía que las configuraciones de comunicación de RF convencionales.

En el interior del cuerpo, la bobina secundaria -300- puede ser conectada, utilizando la parte de interfaz -310-, a un controlador de dispositivo implantable. Un diagrama de bloques de un controlador a modo de ejemplo de la presente invención se muestra en la figura 6. El controlador -600- presenta un paquete de baterías recargables representado

por las baterías -602-, así como los circuitos del cargador -618-. El controlador -600- contiene asimismo circuitos de interfaz TET -614- que reciben la tensión de salida de CC rectificada de la bobina secundaria -300-. También pueden estar incluidos circuitos de regulación de la potencia -604- para acondicionar la tensión recibida para su utilización con el paquete de baterías recargable, el dispositivo de asistencia ventricular -104- y otros componentes del controlador.

El controlador -600- contiene asimismo los circuitos de A/C -606- y el controlador del motor de la bomba de sangre -616- para controlar y detectar los parámetros de funcionamiento del dispositivo de asistencia ventricular -104-. El microprocesador -610- coordina el funcionamiento de todos estos componentes para ejecutar el controlador -600- según instrucciones programadas.

El microprocesador utiliza circuitos de telemetría de RF -608-, junto con la antena de RF -306- integrada, para comunicarse con el comunicador externo -112-. En dicha configuración, el comunicador externo -112- se puede utilizar para preguntar al controlador -600- en busca de datos relativos al funcionamiento del sistema TET, incluyendo la presencia de cualquier condición de alarma u otros fallos. El controlador -600- puede iniciar de manera independiente la comunicación con el comunicador externo -112- en el caso de una alarma interna. El controlador -600- puede proporcionar datos relacionados con cualquier componente del sistema, ya sea de manera continua o tras una consulta desde el comunicador externo -112-. Parámetros a modo de ejemplo incluyen la tensión de entrada de la bobina secundaria, la velocidad de funcionamiento de la bomba, el nivel de carga de la batería, etc. El comunicador externo -112- se puede utilizar asimismo para enviar nuevas instrucciones de programa al controlador -600- para reconfigurar su funcionamiento. Además, el comunicador externo puede ser utilizado para cargar nuevos algoritmos u otros parámetros de funcionamiento.

En una realización a modo de ejemplo, las bobinas y el controlador a modo de ejemplo mostrados en las figuras 3 a 6 y que se han descrito anteriormente están incorporados en un dispositivo implantable que utiliza más de una bobina secundaria.

La implantación de una serie de bobinas secundarias puede tener beneficios importantes que incluyen, por ejemplo, permitir a un paciente conectar periódicamente una bobina principal a una zona diferente de su cuerpo, reduciendo con ello las molestias, y permitiendo al paciente descansar en una mayor variedad de posiciones. Además, un paciente también tiene la opción de conectar más de una bobina principal a la vez para recargar más rápidamente una batería implantada u otro dispositivo de almacenamiento de carga.

En realizaciones a modo de ejemplo de bobinas múltiples, se pueden implantar una serie de bobinas secundarias tales como la bobina -300- mostrada en la figura 3 en un paciente, y conectarlas al controlador -102-. Cada bobina secundaria -300- puede tener su propia antena de RF -306- que puede ser conectada asimismo al controlador -102-. Mediante la utilización de un microprocesador y un chip de telemetría de RF como los mostrados en la figura 6, el controlador -102- puede ser configurado para realizar escaneos de manera continua entre la serie de bobinas secundarias para determinar la antena de RF que recibe la mejor calidad de señal, por ejemplo, el comunicador externo -112-. A continuación, el controlador -102- puede aislar la antena con la mejor calidad de señal para un intercambio de comunicación. En algunas realizaciones, el controlador puede ser configurado adicionalmente para continuar realizando escaneos entre la serie de bobinas secundarias, para determinar si alguna otra antena de RF muestra una mejor calidad de señal de RF. El controlador puede ser configurado para conmutar a la otra antena de RF para el intercambio de comunicación si se detecta una señal más fuerte.

Los sistemas que emplean una serie de bobinas secundarias en los que cada bobina incluye una antena de RF integrada proporcionan varias ventajas. Por ejemplo, el sistema implantable es capaz de proporcionar la mejor ruta de señal de RF no solo utilizando antenas dispuestas cerca de la piel de un paciente, sino también eligiendo entre dos o más antenas para comunicarse utilizando la antena que recibe la mejor calidad de señal. Además, tener dos o más antenas de RF disponibles para comunicación proporciona redundancia en el caso de que haya un fallo en una antena o bobina secundaria.

Todas las realizaciones descritas anteriormente son solamente ejemplos no limitativos de la presente invención. Un experto en la técnica apreciará características y ventajas adicionales de la invención en base a las realizaciones descritas anteriormente. En consecuencia, la invención no debe ser limitada por lo mostrado y descrito concretamente, excepto por lo indicado en las reivindicaciones adjuntas.



## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo implantable para utilización en un sistema de transferencia de energía transcutánea, que comprende:

5 una serie de bobinas secundarias implantables (200, 300), comprendiendo cada una de la serie de bobinas implantables:

un devanado de bobina (302), adaptado para generar una corriente eléctrica en presencia de un campo magnético variable en el tiempo que funciona a una primera frecuencia;

10 circuitos en comunicación eléctrica, con el devanado de bobina adaptado para recibir y acondicionar la corriente eléctrica generada en el devanado de la bobina;

una antena de radiofrecuencia (RF) (210, 306), configurada para funcionar a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia; y

15 un controlador (102);

en el que:

el controlador está configurado para:

20 realizar escaneos entre la serie de bobinas implantables, para determinar qué antena de RF de la serie de bobinas implantables tiene la mejor calidad de señal de RF;

seleccionar la antena de RF de la serie de bobinas implantables que tienen la mejor calidad de señal de RF para un intercambio de comunicación con un dispositivo externo (112).

25 2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el circuito está contenido en un núcleo de ferrita (304).

3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el devanado de bobina, el circuito y la antena de radiofrecuencia están encapsulados en un material biocompatible, y opcionalmente en el que dicho material biocompatible comprende epoxi (402).

30 4. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que dicho epoxi está recubierto con un plástico de poliuretano o caucho de silicona.

35 5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la primera frecuencia está por debajo de aproximadamente 30 MHz, o es de aproximadamente 300 KHz, o 327 KHz.

40 6. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la segunda frecuencia es una frecuencia adecuada para la comunicación de RF, o en el que la segunda frecuencia es de aproximadamente 900 MHz, o está comprendida entre aproximadamente 902 MHz y aproximadamente 928 MHz, o entre aproximadamente 863 MHz y aproximadamente 870 MHz.

7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la antena de RF comprende una antena de parche de microcinta.

45 8. Dispositivo según la reivindicación 2, en el que la antena de RF comprende una antena de parche de microcinta laminada al núcleo de ferrita.

9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la antena de RF comprende una antena de bucle, o en el que el devanado de la bobina se utiliza asimismo como antena de RF.

50 10. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el controlador está configurado para reanudar el escaneo entre la serie de bobinas implantables después de completar la comunicación con el dispositivo externo.

55 11. Aparato implantable, que comprende el dispositivo implantable de cualquiera de las reivindicaciones anteriores y un dispositivo de asistencia implantable, en el que el dispositivo implantable está dispuesto para alimentar el dispositivo de asistencia.

12. Sistema de transferencia de energía transcutánea, que comprende:

60 un dispositivo implantable según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10; y

una bobina principal (106, 500), configurada para transmitir energía transcutánea a dichas bobinas implantables; y

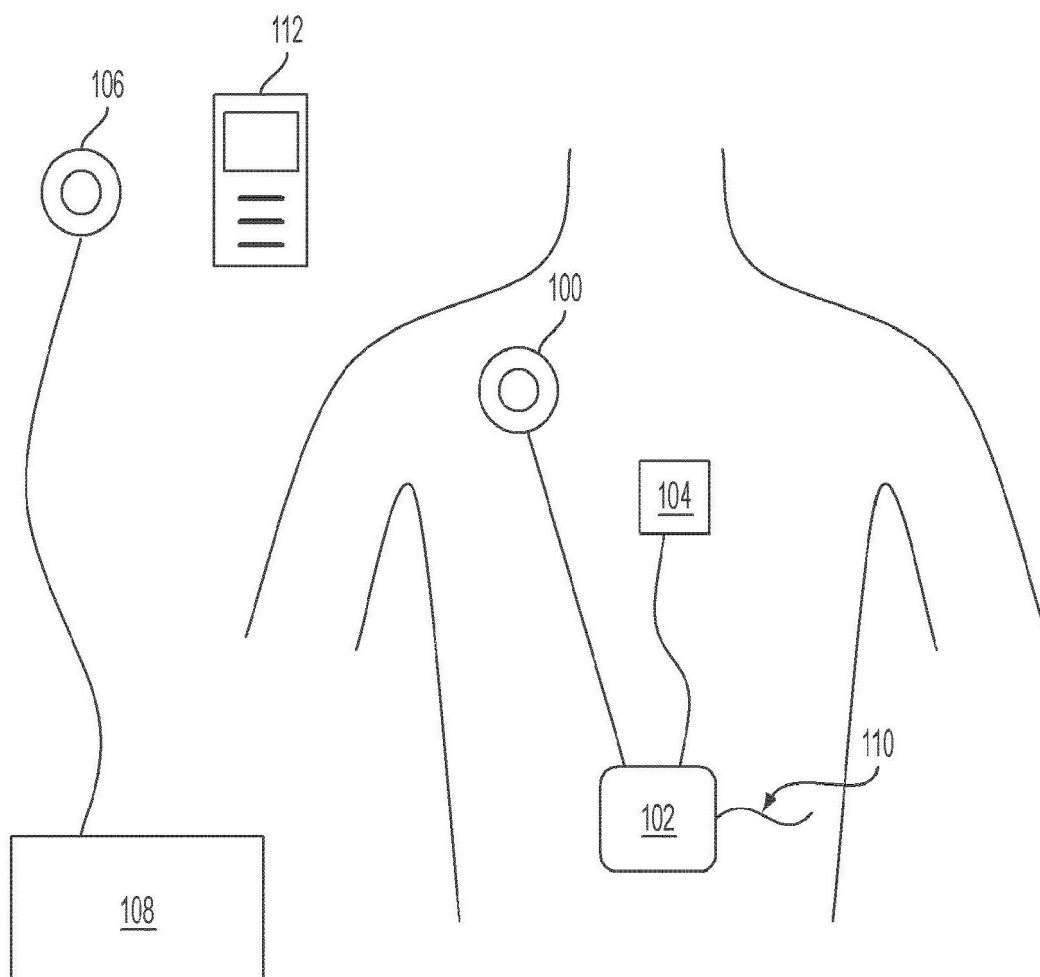
65 en el que el controlador comprende circuitos para dirigir la corriente eléctrica de las bobinas implantables para cargar un dispositivo de almacenamiento y/o alimentar un dispositivo de asistencia implantable.

13. Procedimiento de comunicación entre un dispositivo externo (112) y un dispositivo implantado en un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) que comprende:

5 realizar escaneos entre una serie de bobinas secundarias (300) implantadas, cada una con antenas de radiofrecuencia (RF) integradas (306) para determinar qué antena de RF tiene la mejor calidad de señal de RF; seleccionar la antena de RF que tiene la mejor calidad de señal de RF para un intercambio de comunicación entre el dispositivo externo y el dispositivo implantado.

10 14. Procedimiento según la reivindicación 13, que comprende, además, reanudar el escaneo entre la serie de bobinas secundarias implantadas para determinar si otra de las antenas de RF muestra una mejor calidad de señal de RF.

15 15. Procedimiento según la reivindicación 14, en el que el procedimiento comprende además cambiar a la otra antena de RF que muestra mejor calidad de señal de RF para intercambio de comunicación.



**FIG. 1**  
TÉCNICA ANTERIOR

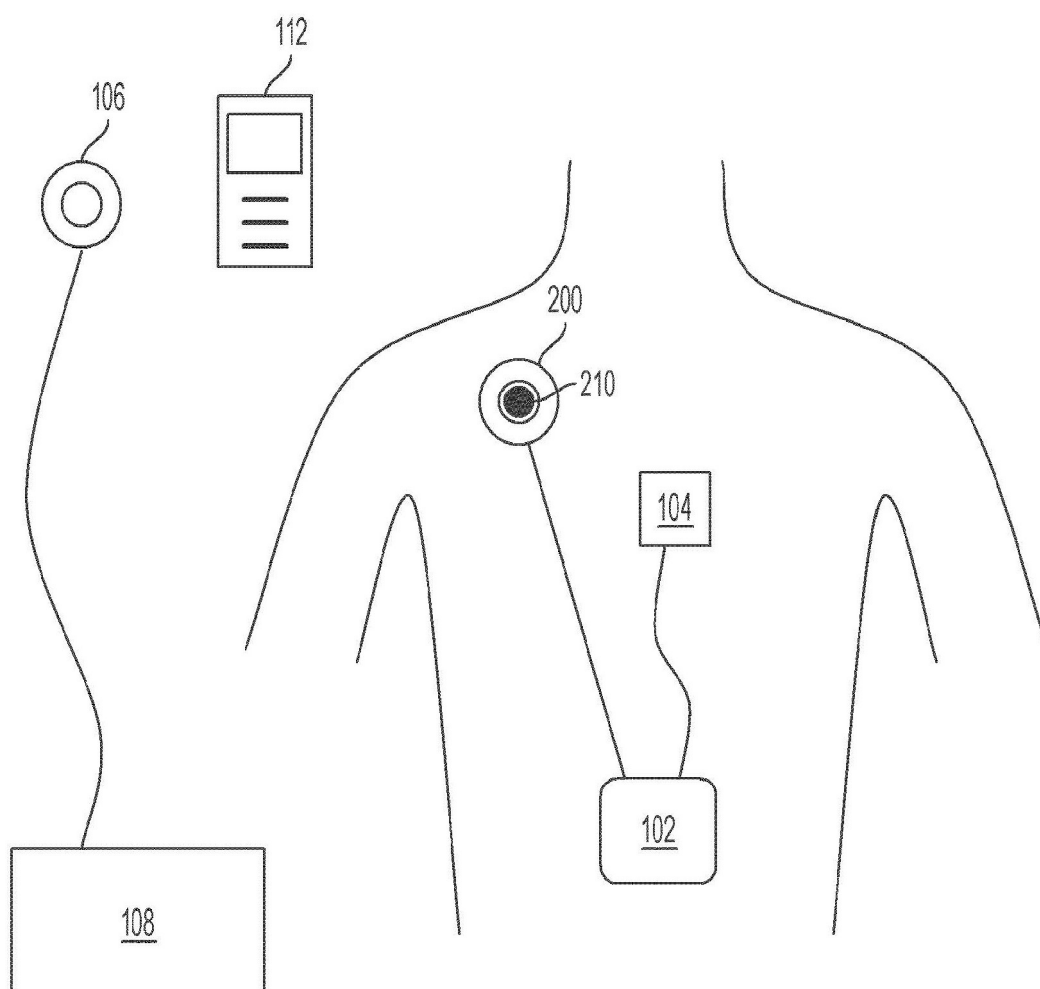


FIG. 2

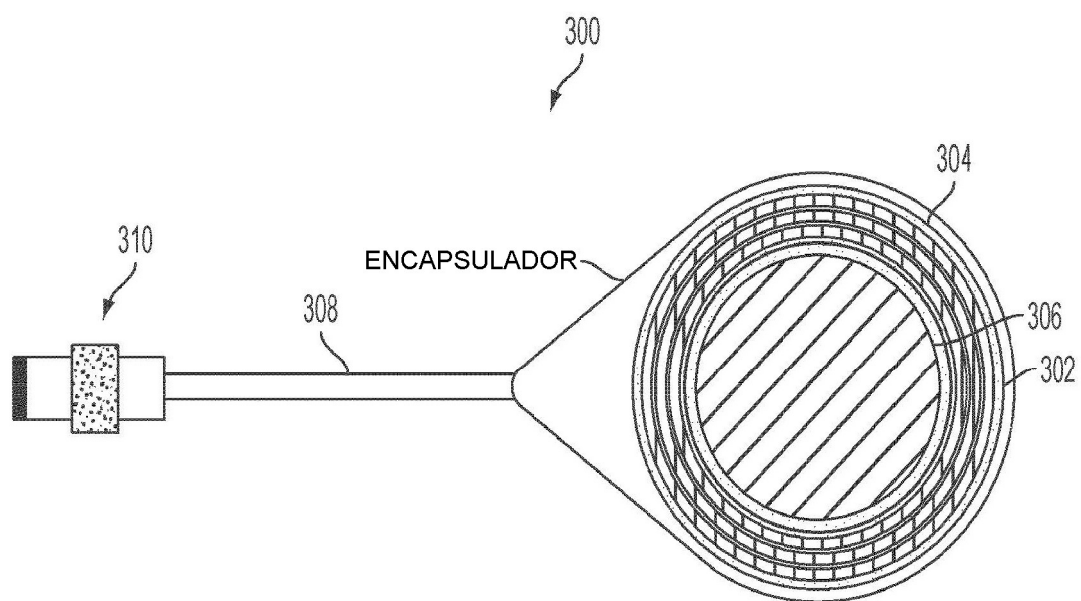


FIG. 3

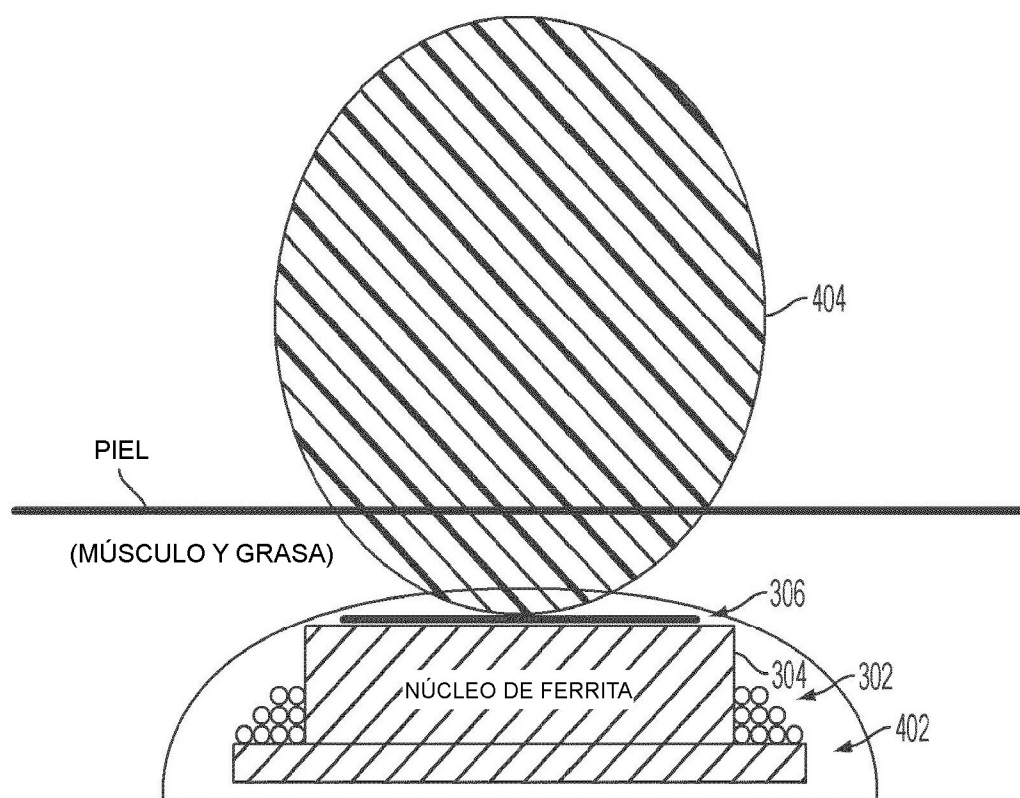


FIG. 4A

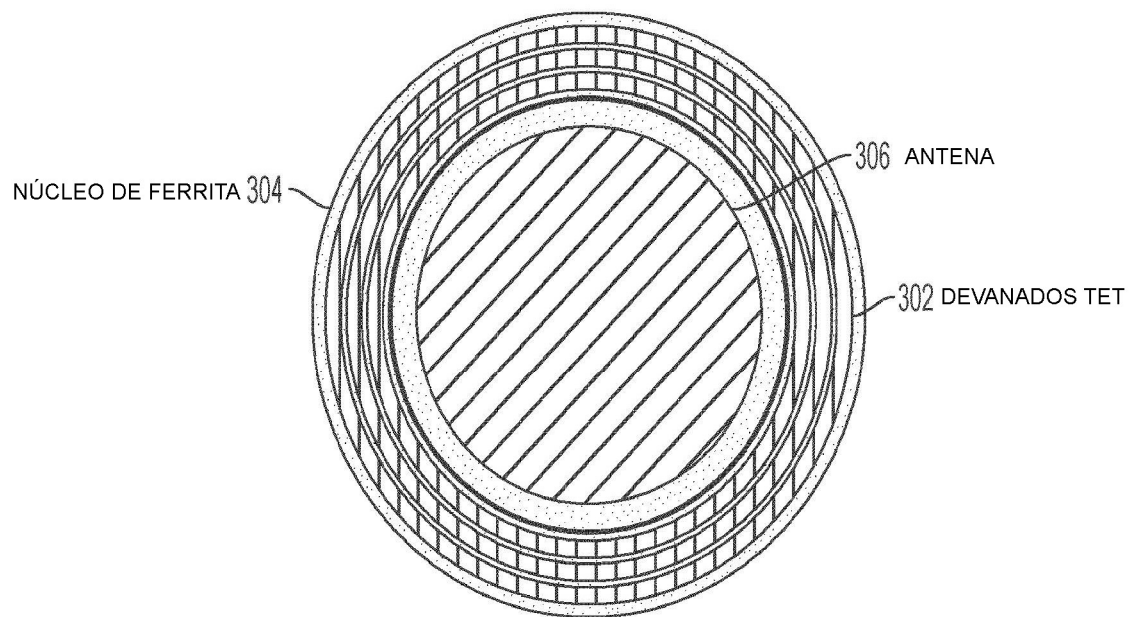


FIG. 4B

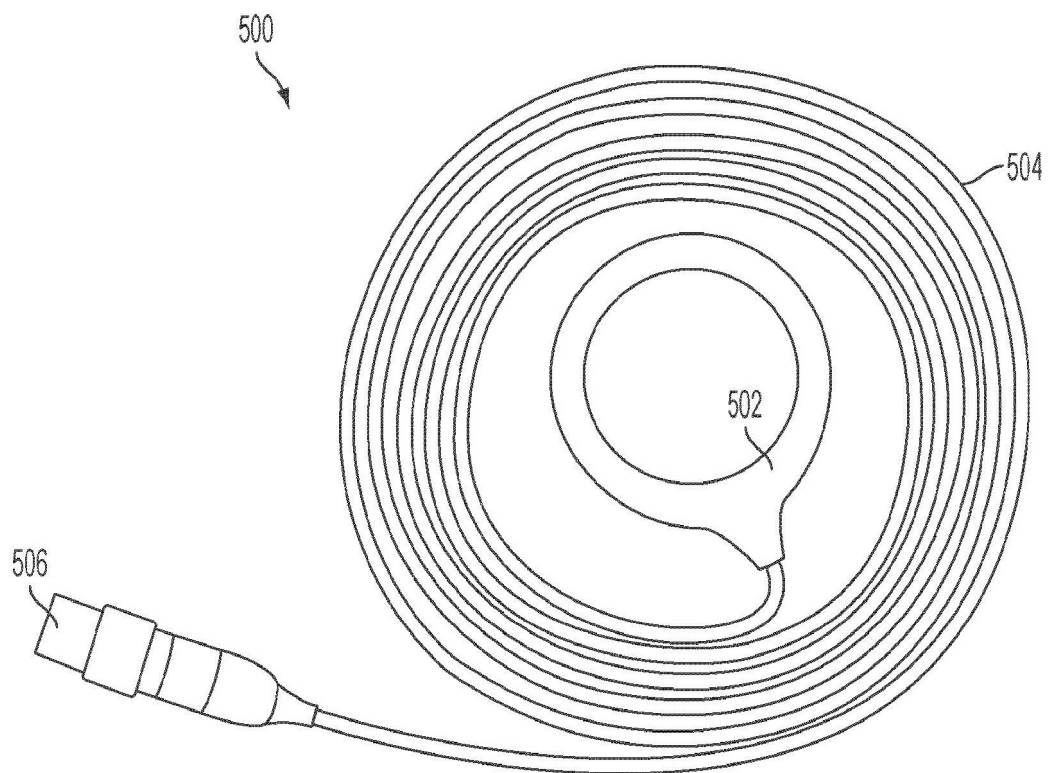


FIG. 5



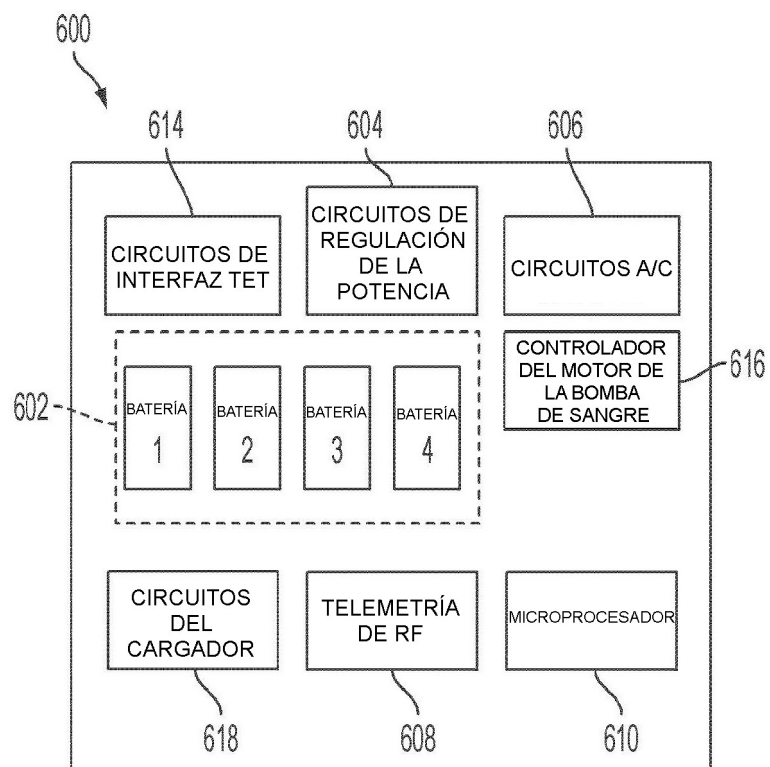


FIG. 6