

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 927 951**

51 Int. Cl.:

**A61M 60/178** (2011.01)

**A61M 60/216** (2011.01)

**A61M 60/873** (2011.01)

**A61M 60/875** (2011.01)

**A61N 1/378** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.12.2011 E 19150057 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.09.2022 EP 3485819**

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:

**14.11.2022**

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 2 927 951 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 **SECTOR TÉCNICO**

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.

10 **ANTECEDENTES**

15 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.

20 En consecuencia, los sistemas de transferencia de energía transcutánea (TET) 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.

25 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.

30 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.

35 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.

40 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.

55 El documento US5755748 describe un dispositivo transcutáneo de transferencia de energía que tiene un circuito de sintonización automática y un circuito de control de tensión en colaboración con la retroalimentación de la bobina interna.

60 **CARACTERÍSTICAS**

La presente invención se refiere a una bobina implantable para su utilización en un sistema de transferencia de energía transcutánea, según la reivindicación 1. Otras características ventajosas se dan a conocer en las restantes reivindicaciones dependientes.

65

Para superar los inconvenientes anteriores y otros de los sistemas convencionales, la presente invención da a conocer una bobina secundaria mejorada, 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 presente invención da a conocer una bobina implantable para su utilización en un sistema TET que incluye un devanado de bobina, circuitos en comunicación eléctrica con el devanado de bobina, y una antena de RF. El devanado de bobina está adaptado para producir una corriente eléctrica en presencia de un campo magnético variable en el tiempo que funciona a una primera frecuencia. Los circuitos están adaptados para recibir y acondicionar la corriente eléctrica producida en el devanado de la bobina. La antena de RF está configurada para funcionar a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia. Los circuitos de acondicionamiento de la potencia están contenidos 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 de 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.

La antena de RF comprende 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 presente invención (no reivindicadas), 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.

En una realización de la presente invención, la bobina implantable incluye, 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 a un controlador implantado.

En un segundo aspecto de la presente invención, se da a conocer un sistema de transferencia de energía transcutánea (no reivindicado) que incluye una bobina secundaria adaptada para su disposición en un paciente, estando configurada una bobina principal externa para transmitir energía transcutánea a la bobina secundaria, y un controlador. La bobina secundaria incluye un devanado de bobina adaptado para recibir energía transcutánea, y una antena de RF. El controlador, que también está adaptado para su disposición en un paciente, 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 una realización de la presente invención, el controlador puede ser configurado para comunicarse con un comunicador externo utilizando la antena de RF en la bobina secundaria. El comunicador externo puede formar parte del controlador TET externo o ser una unidad separada.

En otras realizaciones, el sistema TET puede estar dotado de más de una bobina secundaria adaptada para su disposición en un paciente. Cada bobina puede incluir un devanado de bobina y una antena de RF. Tener más de una bobina secundaria implantada proporciona ventajas de redundancia y de selección de ruta de señal. En algunas realizaciones, el controlador puede estar configurado para realizar un escaneo entre las bobinas secundarias y buscar la antena de RF que tenga la calidad de señal de RF más alta, y seleccionar la antena de RF que tenga la calidad de señal más alta para su utilización en la comunicación con un dispositivo externo. En otras realizaciones adicionales, el controlador puede ser configurado, además, para reanudar el escaneo entre la pluralidad de bobinas secundarias después de completar la comunicación con el dispositivo externo.

En otro aspecto de la presente invención, se da a conocer un procedimiento (no reivindicado) de comunicación entre

un dispositivo externo y un dispositivo implantado en un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET). El procedimiento incluye las etapas de 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. El procedimiento incluye además 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 incluye 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 presente 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 según la presente invención; la figura 3 es una ilustración de una bobina secundaria TET a modo de ejemplo, según 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, según la presente invención; y la figura 6 es un diagrama de bloques de un controlador TET a modo de ejemplo, según 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.

Un sistema de transferencia de energía transcutánea (TET) funciona acoplado 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.

5 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.

10 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.

15 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.

20 Por consiguiente, la presente invención está dirigida a una bobina secundaria para su utilización en un sistema TET que tiene una antena de RF integrada. Un sistema TET según las explicaciones de la presente invención, se muestra en la figura 2. El sistema 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.

25 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.

30 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.

35 La figura 3 muestra una bobina secundaria a modo de ejemplo 300 según 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.

40 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 contiene 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. N° 2003/0171792.

45 En otras realizaciones a modo de ejemplo (no reivindicadas), 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.

50 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.

55 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.

5 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 10 304, 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.

15 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.

20 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.

25 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 30 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 35 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 40 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 45 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.

50 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 (no reivindicada), 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.

55 En otra realización adicional a modo de ejemplo (no reivindicada), 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 60 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 65

separación significativa entre las dos. Las frecuencias de funcionamiento pueden ser seleccionadas asimismo para evitar la presencia de frecuencias armónicas compartidas.

5 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.

10 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.

20 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.

30 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.

35 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.

40 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.

45 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 rectificadas 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.

50 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.

60 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.

- 5 Las realizaciones a modo de ejemplo mostradas y descritas anteriormente también pueden ser incorporadas en sistemas implantables que utilizan 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.
- 10

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.

15

20

25 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.

30

**REIVINDICACIONES**

1. Bobina implantable (300) para utilización en un sistema de transferencia de energía transcutánea, que comprende:
- 5 un devanado de bobina (302) configurado para acoplarse inductivamente a una bobina principal dispuesta externa al cuerpo de un paciente, estando adaptado el devanado de la bobina (302) para producir una corriente eléctrica en presencia de un campo magnético variable en el tiempo que funciona a una primera frecuencia;
- 10 un núcleo de ferrita (304) acoplado al devanado de la bobina (302), teniendo dicho núcleo de ferrita (304) una superficie plana sustancialmente paralela al devanado de la bobina (302);
- 15 circuitos contenidos en el núcleo de ferrita (304) y en comunicación eléctrica con el devanado de la bobina (302), estando adaptado el circuito para recibir y acondicionar la corriente eléctrica producida en el bobinado de la bobina (302); y
- 20 una antena de radiofrecuencia (RF) (306) configurada para funcionar a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia, comprendiendo la antena de RF (306) una antena de parche de microcinta dispuesta en la superficie plana del núcleo de ferrita (304), de tal manera que la antena de parche de microcinta es sustancialmente paralela a la superficie de la piel y está dispuesta entre la superficie de la piel y el núcleo de ferrita (304) cuando el devanado de la bobina (302) está implantado en el paciente en un lugar justo debajo de la superficie de la piel, en el que el núcleo de ferrita (304) está configurado para aislar dicho circuito de la primera y segunda frecuencias.
2. Bobina (300) implantable, según la reivindicación 1, en la que el devanado de la bobina (302), los circuitos y la antena de radiofrecuencia (306) están encapsulados en un material biocompatible.
3. Bobina (300) implantable, según la reivindicación 2, en la que dicho material biocompatible comprende epoxi.
- 25 4. Bobina (300) implantable, según la reivindicación 3, en la que dicho epoxi está recubierto con un plástico de poliuretano.
5. Bobina (300) implantable, según la reivindicación 3, en la que dicho epoxi está recubierto con un caucho de silicona.
- 30 6. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en la que la primera frecuencia está por debajo de aproximadamente 30 MHz.
- 35 7. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en la que la primera frecuencia es de aproximadamente 300 KHz.
8. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que la primera frecuencia es de 327 KHz.
- 40 9. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en la que la segunda frecuencia es una frecuencia adecuada para comunicación de RF.
10. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en la que la segunda frecuencia es de aproximadamente 900 MHz.
- 45 11. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en la que la segunda frecuencia está comprendida entre aproximadamente 902 MHz y aproximadamente 928 MHz.
- 50 12. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en la que la segunda frecuencia está comprendida entre aproximadamente 863 MHz y aproximadamente 870 MHz.
13. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en la que la antena de parche de microcinta está laminada al núcleo de ferrita (304).
- 55 14. Bobina (300) implantable, según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, que comprende, además, una parte de conexión (308) que contiene uno o varios cables conectados al devanado de la bobina (302) y a la antena de RF (306).

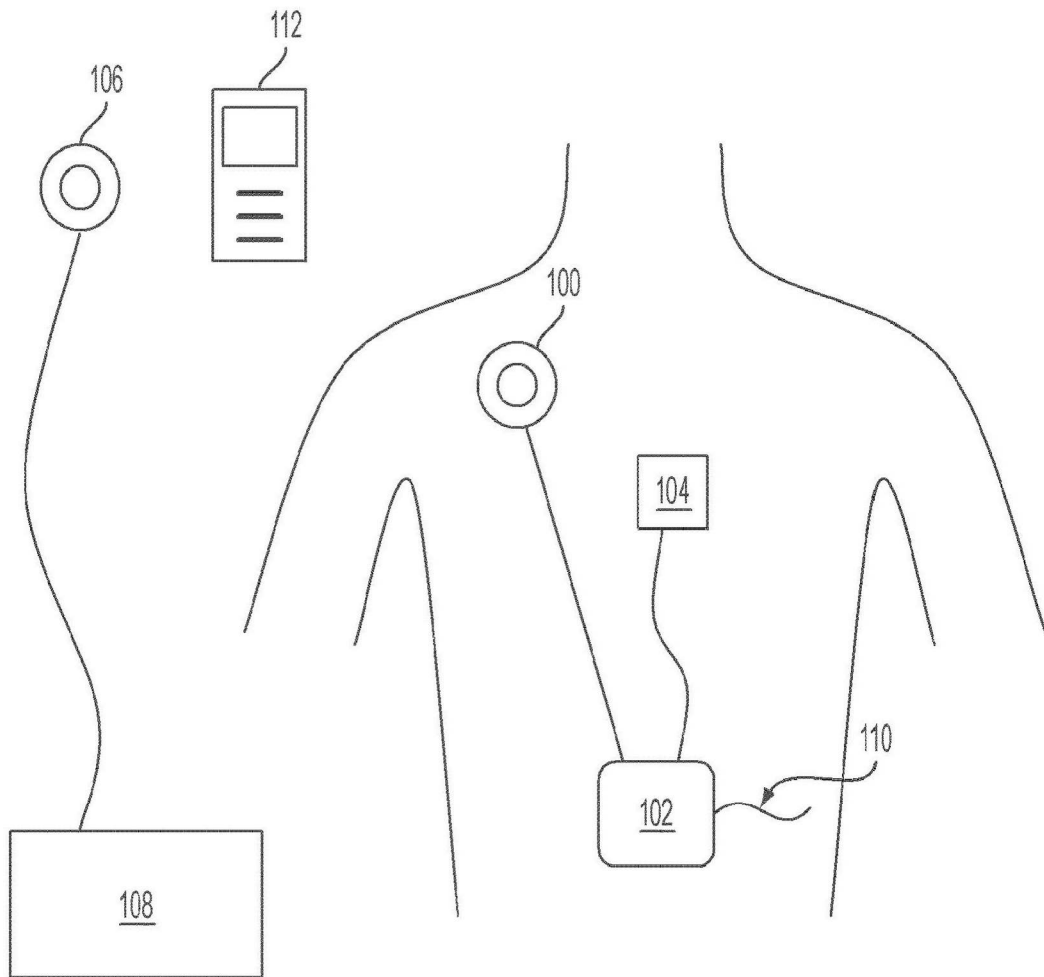


FIG. 1  
TÉCNICA ANTERIOR

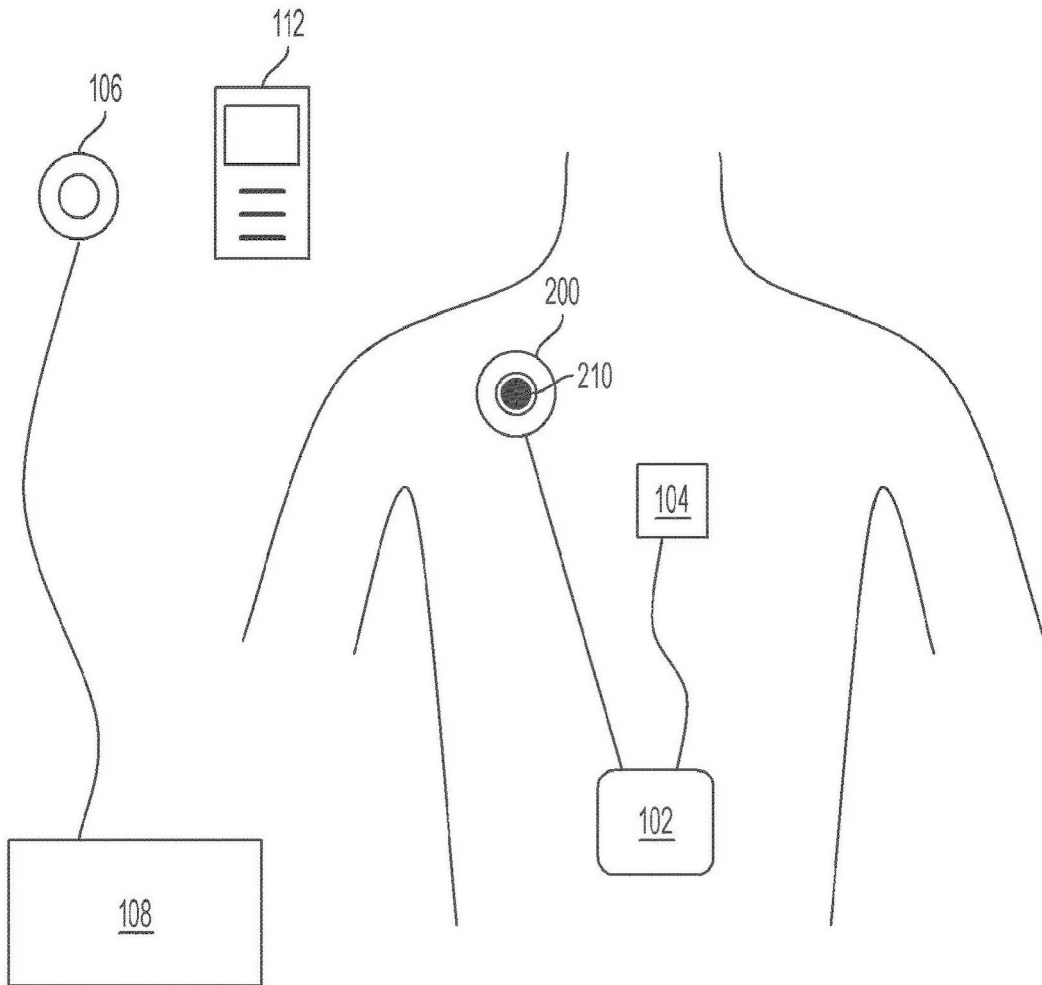


FIG. 2

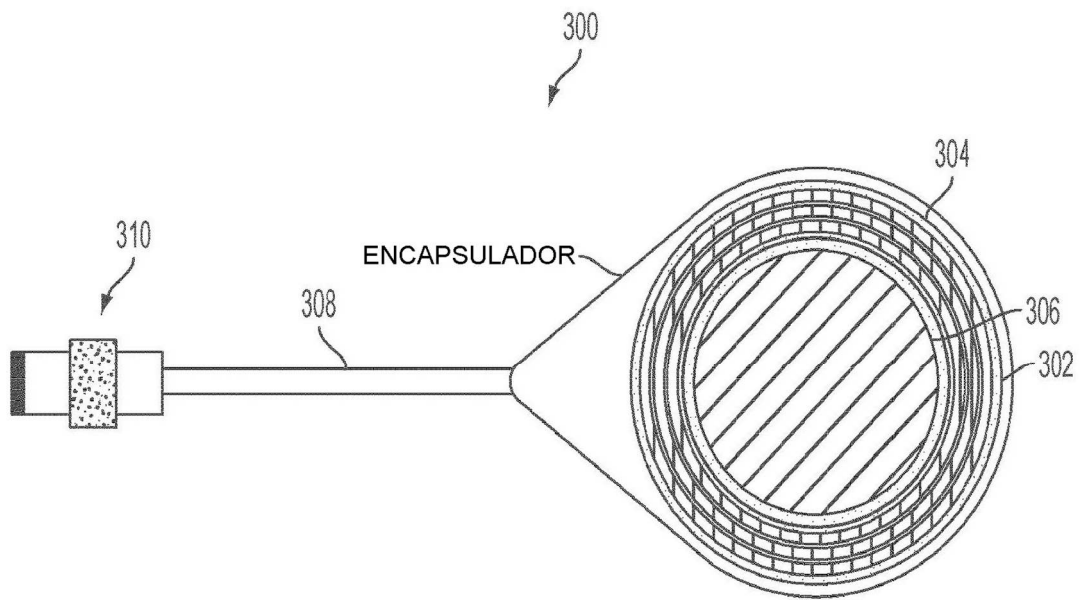


FIG. 3

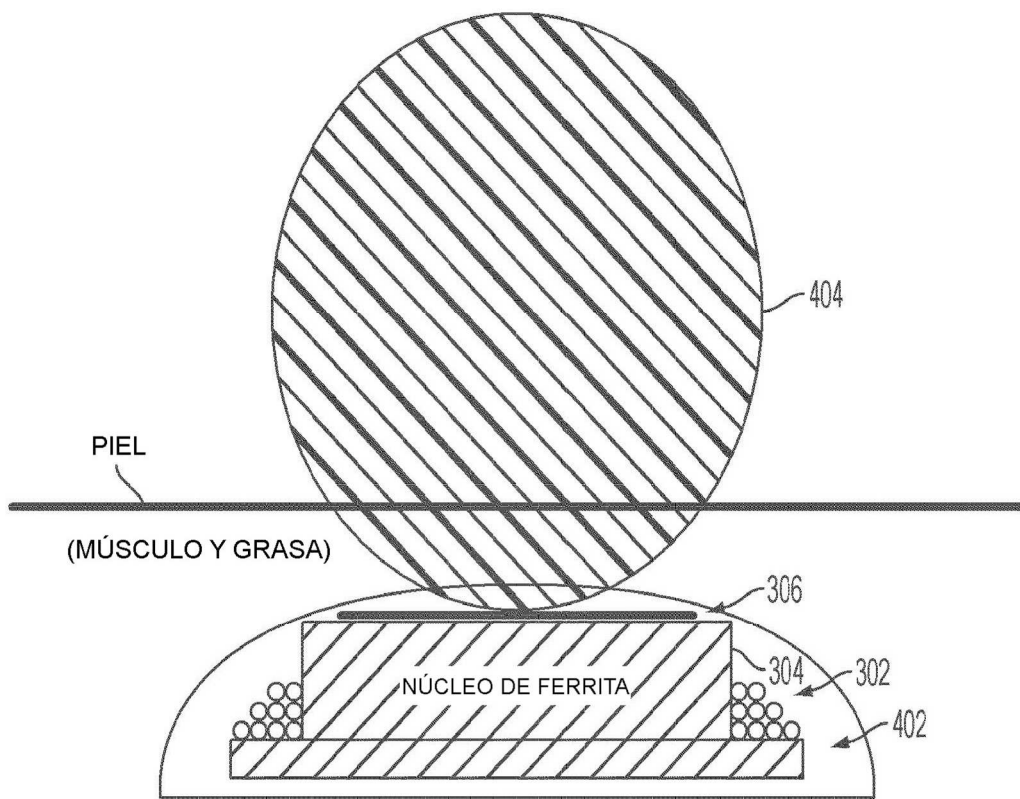


FIG. 4A

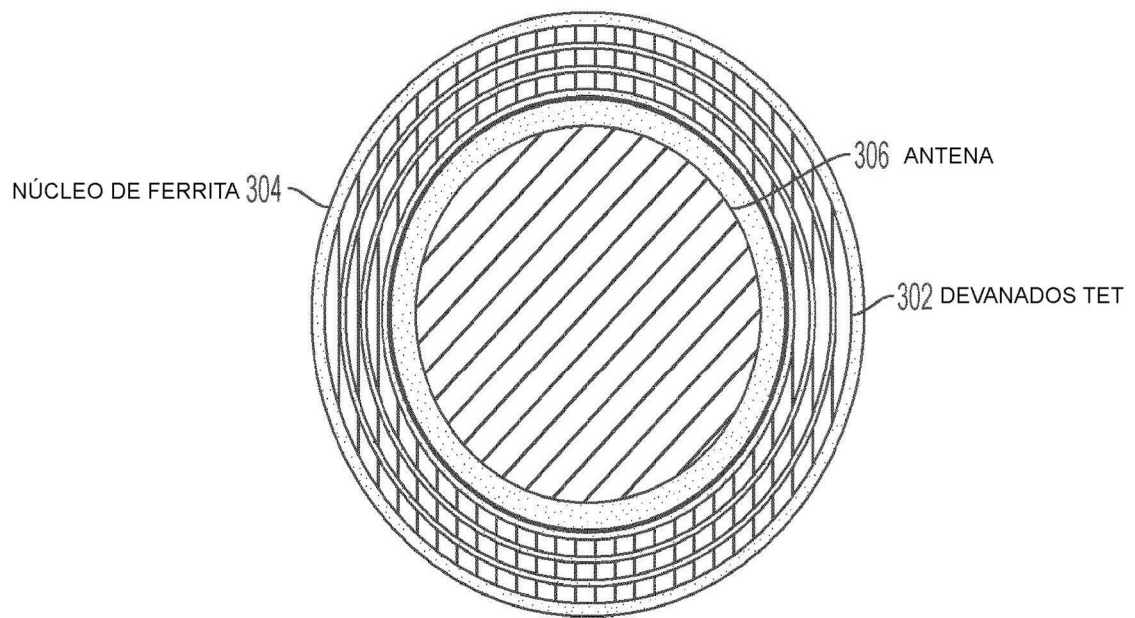


FIG. 4B

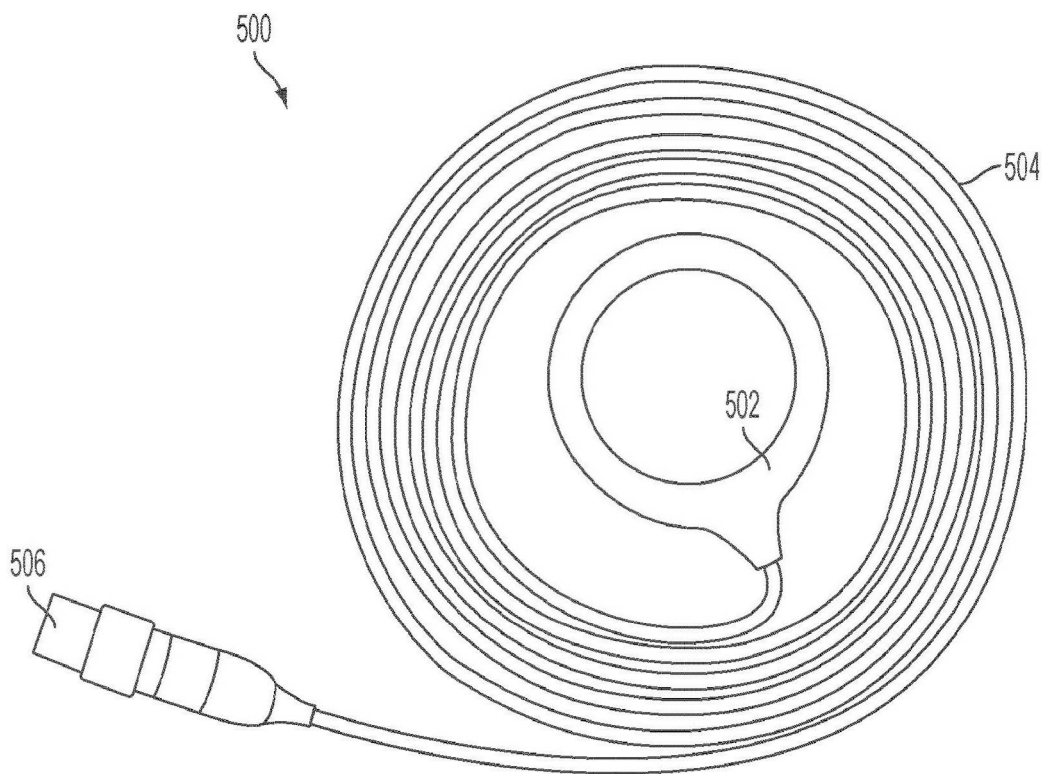


FIG. 5

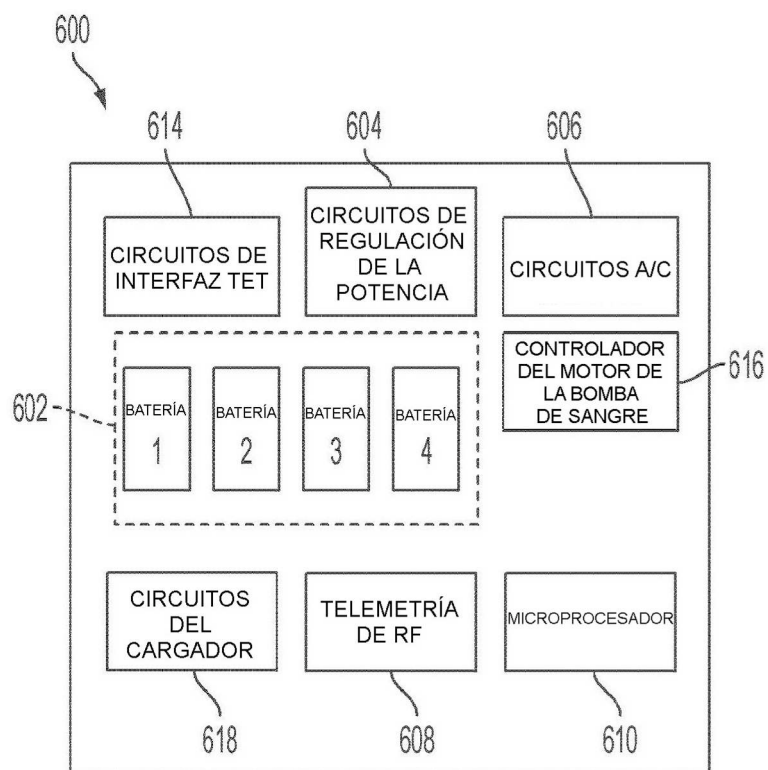


FIG. 6

**REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN**

*Esta lista de referencias citada por el solicitante es únicamente para mayor comodidad del lector. No forman parte del documento de la Patente Europea. Incluso teniendo en cuenta que la compilación de las referencias se ha efectuado con gran cuidado, los errores u omisiones no pueden descartarse; la EPO se exime de toda responsabilidad al respecto.*

**Documentos de patentes citados en la descripción**

• US 5755748 A

• US 20030171792 A