

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 951 139**

51 Int. Cl.:

A61N 1/375	(2006.01)
A61N 1/372	(2006.01)
A61N 1/378	(2006.01)
H02J 50/10	(2006.01)
H02J 7/00	(2006.01)
H01F 38/14	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.11.2009 E 20215955 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.06.2023 EP 3875143**

54 Título: **Sistema para suministrar energía a un dispositivo médico implantable**

30 Prioridad:

11.05.2009 SE 0900636
19.05.2009 US 21322509 P
17.07.2009 US 21380509 P
17.07.2009 SE 0901002
21.11.2008 US 19336808 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.10.2023

73 Titular/es:

IMPLANTICA PATENT LTD. (100.0%)
Ideon Science Park
223 70 Lund, SE

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 951 139 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

Sistema para suministrar energía a un dispositivo médico implantable

La presente invención se refiere a implantes médicos y, más particularmente, a una bobina mejorada para suministrar energía o señales de control a, o información desde, un dispositivo médico implantado en un cuerpo de un paciente humano o animal.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

Los dispositivos médicos se implantan en humanos o animales por muchas razones. Algunos de estos dispositivos se utilizan para monitorear una o más funciones corporales. Otros dispositivos se utilizan para estimular o controlar correctamente las funciones corporales. A menudo, los dispositivos médicos incluirán algún tipo de circuito de comunicaciones para recibir señales utilizadas para alimentar y/o controlar los dispositivos, o para enviar al exterior del cuerpo de un paciente información sobre el dispositivo médico o las funciones corporales supervisadas o controladas por el dispositivo. Por lo general, los dispositivos médicos funcionan con una fuente de energía eléctrica, como una batería, que proporciona la tensión y la corriente necesarias para su funcionamiento.

Los dispositivos médicos a menudo están destinados a ser implantados en el cuerpo de un paciente durante muchos años y, en algunos casos, durante el resto de la vida del paciente. Como tal, las fuentes de energía utilizadas para alimentar estos dispositivos médicos a largo plazo se implantan en un paciente en un lugar que permite un fácil acceso desde el exterior del cuerpo del paciente para recargar o reemplazar la fuente de energía. Normalmente, estas fuentes de energía se recargan con energía extraída de un campo magnético alterno transmitido desde el exterior del cuerpo del paciente al interior del cuerpo del paciente mediante un par de bobinas. El par de bobinas incluye una primera bobina que forma parte de un transmisor que genera el campo magnético alterno y una segunda bobina que forma parte de un receptor que también se implanta en el cuerpo de un paciente. Alternativamente, la segunda bobina implantada en el cuerpo de un paciente puede conectarse directamente a una fuente de energía o a un dispositivo médico implantado en el paciente. Debido a que la segunda bobina a menudo se implanta por vía subcutánea en un paciente para permitir un fácil acceso a ella desde el exterior del cuerpo del paciente, existe el riesgo de que la segunda bobina, con el tiempo, se vuelva intermitentemente inoperable, o incluso falle por completo, debido a los movimientos de la paciente con el tiempo hacen que la bobina secundaria se rompa. Por lo tanto, sería deseable proporcionar una bobina que pueda implantarse en un paciente en un lugar que sea fácilmente accesible y que funcione de forma fiable con el tiempo, a pesar de la flexión de la bobina provocada por los movimientos del paciente con el tiempo.

El documento WO2009051539 A1 muestra un procedimiento y un sistema para suministrar energía a un dispositivo médico operable eléctricamente implantado en un paciente.

El documento US2007/0287969 A1 muestra un dispositivo de microinfusión que incluye bobinas o antenas dispuestas próximas a un depósito en forma de anillo para proporcionar/recibir señales desde un transmisor externo a un controlador de dosis para controlar la dosificación de un fármaco a través de un microcatéter.

El documento US 6 542 777 muestra un escudo en bobina para un dispositivo acoplado inductivamente implantable flexible de alto Q.

El documento US2006/0206170 A1 muestra un aparato médico implantable que tiene una antena omnidireccional para recibir señales de radiofrecuencia.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

La presente invención proporciona un implante médico según la reivindicación 1 y un sistema según la reivindicación 12 que comprende dicho implante médico. Las realizaciones preferidas están definidas por las reivindicaciones dependientes.

Los aspectos, realizaciones o ejemplos de la presente divulgación que no se encuentren dentro del ámbito de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la presente invención.

La presente divulgación está dirigida a una bobina mejorada para suministrar energía o señales de control a un dispositivo médico implantado en un paciente humano o animal, o para proporcionar información del mismo, donde el dispositivo médico se usa para controlar una o más funciones corporales o para estimular o eliminar controlar correctamente una o más funciones corporales.

Preferentemente, la bobina se implanta en un paciente en un lugar que permita un fácil acceso a la bobina desde el exterior del cuerpo del paciente. Preferentemente, la bobina se implanta por vía subcutánea en un paciente en un lugar adecuado para dicho fácil acceso.

Cuando la bobina se implanta en un paciente para suministrar energía a un dispositivo médico implantado que consume energía, la bobina se puede conectar a un dispositivo de control implantado que, a su vez, se conecta a una fuente de energía implantada conectada a un dispositivo médico implantado, o directamente al dispositivo médico

implantado. Alternativamente, la bobina se puede conectar a la fuente de energía implantada conectada al dispositivo médico, o directamente al dispositivo médico implantado.

5 Cuando la bobina se implanta en un paciente para recibir señales de control para controlar el funcionamiento de un dispositivo médico implantado, la bobina implantada se conecta preferentemente a un dispositivo de control implantado que es un receptor que, a su vez, se conecta al dispositivo médico implantado. Cuando la bobina implantada también transmite información desde el dispositivo médico implantado, la bobina está preferentemente conectada a un dispositivo de control implantado que es un transceptor que, a su vez, está conectado al dispositivo médico implantado. El transceptor funciona para recibir señales de control recibidas por la bobina y para proporcionar señales de información a la bobina para su transmisión fuera del cuerpo del paciente.

10 La bobina implantada, que realiza las funciones de comunicación anteriores, se enrolla a partir de un cable que se forma en una pluralidad de bobinas de menor diámetro conectadas en serie. A medida que este alambre se enrolla para formar la bobina implantada, las bobinas de menor diámetro se colocan perpendiculares al eje longitudinal de la bobina implantada más grande. Preferentemente, el alambre utilizado para formar la bobina implantada es un alambre de forma helicoidal que es muy elástico y, por tanto, capaz de manipular, sin riesgo de rotura, incluso los movimientos extremos de un paciente en el que se implanta.

15 Los objetos y ventajas adicionales de la invención se expondrán en la descripción que sigue, y en parte serán evidentes a partir de la descripción, o pueden aprenderse mediante la práctica de la invención. El ámbito de la presente invención está definido por las reivindicaciones adjuntas.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

20 La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema que utiliza la bobina mejorada de la presente invención para suministrar energía o controlar señales o información de un dispositivo médico implantado en el cuerpo de un paciente humano o animal.

25 La figura 2A es un diagrama esquemático de la disposición de bobinas de la presente invención implantada dentro del cuerpo de un paciente que muestra una bobina externa que está situada fuera del cuerpo del paciente y que está acoplada inductivamente a una bobina implantada en el cuerpo del paciente.

La figura 2B es una vista en planta de una bobina implantada en el cuerpo del paciente.

La figura 2C es una vista detallada de la bobina que se muestra en la figura 2B, que muestra el cable con forma helicoidal que forma la bobina mejorada de la presente invención que se utiliza en el sistema que se muestra en la figura 1.

30 La figura 2D es una vista similar a la de la figura 2B pero que muestra la bobina implantada con una pluralidad de bobinados, en la realización mostrada, dos bobinados.

La figura 2E es una vista detallada de otra realización de la bobina que se muestra en la figura 2B, en la que la bobina implantada comprende una pluralidad de bobinas conectadas en paralelo.

35 La figura 3 es un diagrama esquemático que muestra la bobina de la figura 2B y el aparato de la figura 1 implantados en el cuerpo de un paciente humano.

La figura 4-7 muestra diagramas de circuitos.

Las figuras 8a y 8b son vistas esquemáticas de un dispositivo médico recargable,

La figura 9 es una vista esquemática que ilustra el funcionamiento de un sistema de carga,

La figura 10 es un diagrama de flujo que ilustra el funcionamiento de un sistema de carga,

40 La figura 11 es una vista esquemática de un dispositivo médico recargable implantado,

La figura 12 es una vista esquemática de un dispositivo médico implantable,

La figura 13 es un diagrama de circuito de un sistema para transferir energía a componentes implantados, y

Las figuras 14 - 17 son diagramas de flujo que ilustran diferentes procedimientos quirúrgicos.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

45 En esta descripción, el término "bobina" se refiere a una disposición que tiene al menos un bobinado. Cuando se hace referencia a los tamaños de las bobinas, se entiende el área interna de la bobina vista desde un extremo de la misma.

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema 1 que utiliza la bobina 32 mejorada de la presente invención para suministrar energía o controlar señales o información de un dispositivo 10 médico implantado en el cuerpo de un

paciente humano o animal. La figura 1 muestra las partes básicas del sistema 1. Todas las partes colocadas a la izquierda de la piel 4 del paciente están ubicadas fuera del cuerpo del paciente y todas las partes colocadas a la derecha de la piel 4 están implantadas en el cuerpo del paciente.

5 El sistema 1 incluye un par de bobinas 22 y 32 que funcionan como conductores eléctricos acoplados inductivamente que forman un circuito similar a un transformador con el fin de transferir señales de energía eléctrica alterna dentro y fuera del cuerpo de un paciente que suministran energía o señales de control o información de, el dispositivo 10 médico implantado en el cuerpo del paciente 6.

10 La disposición de bobinas de la presente invención tiene muchas similitudes con un transformador. Un transformador es un dispositivo eléctrico que transfiere energía eléctrica de un circuito a otro a través de conductores eléctricos acoplados inductivamente formados en bobinas. Una corriente alterna en un primer bobinado o circuito del transformador, a menudo llamado circuito primario, crea un campo magnético alterno, que induce una tensión alterna en un segundo bobinado o circuito del transformador, a menudo llamado circuito secundario. Entonces fluye una carga eléctrica en el bobinado o circuito secundario a un circuito de carga conectado al circuito secundario, para transferir energía desde el circuito primario a través del circuito secundario al circuito de carga conectado al circuito secundario.

15 El sistema 1 incluye una unidad 20 de control externa ubicada fuera del cuerpo del paciente. La unidad 20 de control externa está compuesta por un generador para generar una señal electromagnética alterna, un circuito modulador y un amplificador de energía. La unidad 20 de control externa puede incluir un microprocesador para generar señales de control que se enviarán al dispositivo 10 médico implantado. El microprocesador es capaz de encender y apagar el generador y de controlar el circuito modulador para modular las señales generadas por el generador para enviar información de control al dispositivo 10 médico implantado a través del amplificador de energía y una bobina 22 de transmisión conectada al amplificador de energía en el unidad 20 de control externa. Cuando la unidad 20 de control externa es un transceptor que funciona tanto para transmitir señales de control al dispositivo 10 médico implantado como para recibir señales de información del dispositivo 10 médico implantado, la unidad 20 de control externa también incluye un demodulador que también está conectado a la bobina 22 externa, que recibe la información enviada desde el dispositivo 10 médico implantado. El demodulador demodula las señales de información recibidas por la bobina 22 externa para eliminar la información enviada desde el dispositivo 10 médico implantado. Por lo general, dicha información estará relacionada con las funciones corporales que el dispositivo médico implantado controla o los resultados de las funciones corporales controladas por el dispositivo médico implantado.

30 Implantada en el cuerpo del paciente hay una unidad 30 de control implantada, que está conectada a la bobina 32 implantada. Cuando la bobina 32 implantada se utilice para suministrar energía al dispositivo 10 médico implantado, la unidad 30 de control implantada incluirá un circuito rectificador para convertir las señales alternas recibidas por la bobina 32 en una señal de corriente continua que sea adecuada para alimentar el funcionamiento del dispositivo 10 médico implantado o cargando una unidad 34 de energía recargable implantada que alimenta el funcionamiento del dispositivo 10 médico implantado.

35 Cuando la bobina 32 implantada se usa para recibir señales de control desde la unidad 20 de control externa y para transmitir señales de información desde el dispositivo 10 médico implantado a la unidad 20 de control externa, la unidad 30 de control implantada estará compuesta además por un demodulador y un microprocesador. El demodulador demodula las señales enviadas desde la unidad 20 de control externa. El microprocesador recibe la señal demodulada y envía señales de control a través de una línea 33 de control al dispositivo médico implantado para controlar su funcionamiento.

40 Cuando la unidad 30 de control implantada es un transceptor que funciona tanto para recibir señales de control de la unidad 20 de control externa como para transmitir información desde el dispositivo 10 médico implantado, la unidad 30 de control implantada también incluirá un generador para generar una señal electromagnética alterna, un circuito modulador para modular la señal electromagnética alterna generada y un amplificador de energía conectado a la bobina 32 implantada. El microprocesador es capaz de encender y apagar el generador y de controlar el circuito de modulación para modular las señales generadas por el generador para enviar información desde el dispositivo 10 médico implantado a través del amplificador de energía y la bobina 32 implantada conectada al amplificador de energía a la unidad 20 de control exterior.

50 La figura 2A es un diagrama esquemático en sección de la bobina 32 implantada de la presente invención implantada dentro del cuerpo de un paciente y otra bobina 22 acoplada inductivamente a la bobina 32 implantada que está ubicada fuera del cuerpo del paciente y separada por la piel 4 del paciente.

La figura 2B es una vista en planta de la bobina 32 implantada vista en la dirección desde el exterior del paciente. En esta realización, la bobina comprende un solo gran bobinado, cuyos extremos están conectados al implante médico.

55 Como puede verse en la figura 2C, la bobina 32 implantada está formada por un alambre que se forma en una pluralidad de bobinas o bobinados 32a de menor diámetro que están conectados en serie. Como puede verse en las figuras 2B y 2C, a medida que el cable se enrolla para formar la bobina 32 implantada, las bobinas o bobinados 32a de menor diámetro se colocan sustancialmente perpendiculares al eje longitudinal de la bobina 32 implantada. Como también puede verse en la figura 2B, preferentemente el alambre es un alambre con forma helicoidal que es muy

elástico y, por lo tanto, capaz de manejar incluso los movimientos extremos de un paciente 2 en el que se implanta sin riesgo de rotura.

5 La figura 2D es un diagrama similar al de la figura 2A pero que muestra una bobina 32 implantada que comprende una pluralidad de bobinados grandes, en la realización mostrada dos bobinados grandes, estando compuesto cada uno de los bobinados grandes por una pluralidad de bobinas o bobinados de pequeño diámetro.

La figura 2E es una vista detallada de otra realización de la bobina que se muestra en la figura 2B, en la que la bobina 32 implantada comprende una pluralidad de bobinas conectadas en paralelo.

10 La figura 3 es un diagrama esquemático que muestra la bobina 32 implantada de las figuras 2A-2D y el sistema 1 de la figura 1 implantado en el cuerpo 6 de un paciente 2 humano. Como se muestra en la figura 3, la bobina 32 implantada se implanta en el cuerpo 6 del paciente 2 en un lugar que permite un fácil acceso a la bobina 32 desde el exterior del cuerpo 6 del paciente. Preferentemente, la bobina 32 se implanta por vía subcutánea en la piel 4 del paciente 2 en un lugar de fácil acceso. Preferentemente, la unidad 30 de control implantada y la unidad 34 de energía recargable también se ubican en un lugar de fácil acceso dentro del cuerpo 6 del paciente 2 y luego se conectan mediante uno o más cables al dispositivo 10 médico implantado.

15 De la figura 3 se ve que la bobina 32 implantada puede adoptar una forma irregular, adaptándose al cuerpo del paciente. Por lo tanto, la bobina 32 implantada puede hacerse muy grande, preferentemente mucho más grande que la bobina 22 externa, y cubriendo una gran parte del paciente. Esto podría permitir la carga, por ejemplo, cuando el paciente está en la cama si se proporciona una bobina 22 externa en la estructura de la cama.

La bobina implantada se puede implantar en el área del estómago o en el área de la espalda del paciente.

20 Cabe señalar que las figuras 1, 2A - 2D y 3 no pretenden representar una orientación particular de la bobina 22 externa y/o la bobina 32 implantada con respecto a un paciente con el que se utilizan estos dispositivos. Más bien, debe señalarse que cualquiera de estos dispositivos, o ambos, pueden orientarse horizontal, verticalmente o de otro modo con respecto a un paciente para adaptarse a las necesidades de una aplicación particular en la que se utilizan estos dispositivos. Además, el bobinado de la bobina en sí podría hacerse de muchas maneras diferentes. Preferentemente, el bobinado de la bobina es compacto con los bobinados concentrados en un área transversal pequeña. También podría usarse un núcleo con la bobina, pero no es necesario. Si dicha bobina se implantara en un paciente con una orientación sustancialmente horizontal con respecto a la orientación sustancialmente vertical del paciente, cuando está de pie, la bobina tendría preferentemente una altura subcutánea muy baja, evitando así que sobresalga material debajo de la piel.

30 La figura 4 muestra una vista esquemática de un sistema 1 médico ejemplar. Como se muestra, el sistema 1 médico comprende partes destinadas a la implantación en un paciente, así como partes externas destinadas a ser utilizadas fuera del cuerpo del paciente en el que se implantan las partes internas. La figura 4 muestra simbólicamente la piel de un paciente con una línea "4", para mostrar cómo se divide el sistema en partes externas e internas. Las partes externas comprenden una fuente 11 de energía externa equipada con una bobina 22 externa primaria para transmitir energía de forma inalámbrica por medio de inducción a un receptor 31 de energía interno. También se incluye en las partes externas una unidad 20 de control para controlar, entre otras cosas, la fuente 20 de energía externa y su función.

35 Las partes internas del sistema 1 comprenden un dispositivo 10 médico, el receptor 31 de energía interno y una unidad 30 de control interna. El dispositivo 10 médico se alimenta eléctricamente y, como lo indica el nombre, el propósito del receptor 31 de energía interno es recibir energía y suministrar esa energía al dispositivo 10 médico. La energía que recibe el receptor 31 de energía para el dispositivo médico se recibe de forma inalámbrica, por inducción, por lo que el receptor de energía está equipado con una bobina 32 secundaria implantada para recibir dicha energía. Un propósito de la unidad 30 de control interna es controlar las partes internas.

40 Como se muestra en la figura 4, la unidad 30 de control interna está configurada para transmitir de forma inalámbrica información de retroalimentación relacionada con, por ejemplo, la transferencia de energía al receptor 31 de energía interno, y como se indica en la figura 4, la información de retroalimentación se basa en o se relaciona con un primer y un segundo parámetro, P1, P2.

45 En cuanto a la naturaleza y función del dispositivo 10 médico, la invención es aplicable a un gran número de dispositivos médicos implantables, por lo que el dispositivo médico solo se denomina con el término genérico "dispositivo médico". Sin embargo, los ejemplos de dispositivos médicos implantables accionados eléctricamente en los que se puede aplicar la presente invención son dispositivos que ayudan a pacientes que padecen disfunción urinaria, disfunción intestinal, infertilidad, impotencia, enfermedades vasculares y relacionadas con el corazón, enfermedad por reflujo, obesidad, etc. La invención puede también se puede utilizar para ayudar a los pacientes con dispositivos relacionados con el paso de alimentos, administración de fármacos implantados, drenaje, etc.

55 Un propósito de la presente divulgación es permitir un ajuste más rápido de la energía que se transfiere al dispositivo 10 médico implantado, de modo que la energía que se transfiere se corresponda mejor con las necesidades del dispositivo 10 médico. Con este fin, el sistema 1 está dispuesto para determinar la información de realimentación en base o en relación con los primer y segundo parámetros P1, P2.

El sistema 1 está dispuesto para determinar un equilibrio entre la cantidad de energía recibida en el receptor de energía y la cantidad de energía utilizada por el dispositivo médico, y para determinar el primer parámetro P1 basándose en este balance de energía durante un cierto período de tiempo. El balance de energía puede especificarse como el balance entre la cantidad total de energía recibida en el receptor de energía y la cantidad de energía utilizada por el dispositivo médico o como el balance entre la tasa de energía recibida en el receptor de energía y la tasa de energía utilizada por el dispositivo médico. La cantidad de tiempo durante el cual se determina el equilibrio es un parámetro de diseño que se adapta a las necesidades específicas de cada sistema y aplicación, y por lo tanto puede variar, pero está convenientemente en el rango de 50-200 ms, aunque la descripción cubre cualquier rango de tiempo. Además, la cantidad de tiempo durante la cual se determina el equilibrio se elige adecuadamente para que coincida con la información de realimentación, que por lo tanto también se transmite adecuadamente a intervalos de 50-200 ms, o más a menudo o más raramente.

El segundo parámetro, P2, se basa en información que se relaciona con un factor de acoplamiento entre la bobina 22 externa y la bobina 32 implantada. Los intervalos de tiempo en los que se determina este factor de acoplamiento es un parámetro de diseño que se adapta a las necesidades específicas de cada sistema y aplicación, por lo que puede variar. El factor de acoplamiento también se puede utilizar como un parámetro de calibración que se determina mucho más raramente que el balance de energía o también se puede controlar simultáneamente. Sin embargo, el segundo parámetro P2 normalmente no cambiará ya que está relacionado con el factor de acoplamiento, si la bobina externa se mantiene estacionaria.

El sistema 1 está adaptado para tener en cuenta al menos tanto el primer parámetro P1 como el segundo P2 para determinar la cantidad de energía que debe transmitir la fuente 11 de energía externa, lo que permitirá un ajuste rápido de dicho balance energético. La forma en que el sistema tiene en cuenta estos parámetros puede variar, pero a continuación se describirán varias formas.

En un ejemplo, el balance de energía mencionado anteriormente es determinado por la unidad 30 de control interna, convenientemente por medio de un procesador en cooperación con una memoria en la unidad de control, mediante la recuperación de los datos necesarios para establecer el balance durante el período de tiempo en cuestión. Así, el procesador comprueba la energía recibida por el receptor de energía y la energía consumida por el dispositivo médico, y determina el balance.

Además de esto, en este ejemplo, el segundo parámetro P2 también está determinado por la unidad 30 de control interna, adecuadamente por el procesador y la memoria mencionados anteriormente. Como se mencionó, el segundo parámetro P2 se relaciona con el factor de acoplamiento entre la bobina 22 externa en la fuente 20 de energía externa y la bobina 32 implantada en el receptor 31 de energía interno, adecuadamente visto durante un cierto intervalo de tiempo. Convenientemente, pero no necesariamente, el segundo parámetro P2 es el factor de acoplamiento.

Así, en tal ejemplo, la unidad 30 de control interna necesita información de la unidad 20 de control externa para determinar el factor de acoplamiento. Esta información es suministrada a la unidad 30 de control interna, convenientemente de forma inalámbrica, por la unidad 20 de control externa, y la unidad 30 de control interna determina entonces el factor de acoplamiento.

Cuando la unidad de control interna tiene el factor de acoplamiento y el equilibrio, tiene ambos parámetros P1 y P2, y puede entonces determinar la cantidad de energía que debe transmitir la fuente 20 de energía externa para lograr un ajuste de la energía. equilibrio hacia una figura deseada. Por ejemplo, si la cifra deseada para el saldo es del 98 % y se ha determinado que el saldo es del 85 %, es necesario un aumento. Si se ha determinado que el factor de acoplamiento es ideal, es decir, 100 %, el aumento necesario es menor que el que habría sido con un factor de acoplamiento de, por ejemplo, 50 %.

Así, teniendo en cuenta el factor de acoplamiento y el equilibrio, la unidad de control interna llega a una conclusión sobre el "signo" de un cambio en la cantidad de energía que debe transmitirse, por lo que un aumento tiene un signo positivo, "+", una disminución tiene signo negativo, "-", y un "estado estacionario" no tiene signo. El cambio (si lo hay) se transmite luego a la unidad 20 de control externa como una combinación de un signo y un número que significa un porcentaje, por ejemplo, "+15", "-30", "0", etc., donde se interpretan y actúan. correspondientemente por la unidad 20 de control externa. En este ejemplo, la unidad 30 de control interna está así dispuesta para transmitir información de forma inalámbrica a la unidad 20 de control externa, convenientemente mediante transmisión por radio, aunque también se pueden utilizar otros medios de transmisión inalámbrica como, por ejemplo, ultrasonidos.

En otros ejemplos, también hay un tercer parámetro P3, que es utilizado por el sistema.

Convenientemente, en aquellos ejemplos del sistema en el que hay tres parámetros, el sistema utiliza los tres parámetros para determinar la información de retroalimentación, y la información de retroalimentación comprende información que comprende o se relaciona con la cantidad de energía que debe transmitirse por la fuente de energía externa.

En un ejemplo, el sistema está adaptado para usar los parámetros segundo y tercero para determinar la cantidad de energía que debe transmitir la fuente de energía externa, y para usar el primer parámetro durante la operación del

sistema para determinar la cantidad de energía que debe ser transmitida por la fuente de energía externa durante el funcionamiento del sistema. Por lo tanto, los parámetros segundo y tercero se utilizan al inicializar el sistema, por ejemplo, al encender el sistema, junto con el cual se debe establecer el nivel de energía necesario, lo que también puede ser necesario realizar a intervalos escasos durante el funcionamiento del sistema. Sin embargo, en esta
 5 realización, el primer parámetro se utiliza para regular el nivel de energía, es decir, para asegurarse de que la energía transmitida durante el funcionamiento del sistema esté en el nivel que se ha establecido con el segundo y tercer parámetro, de modo que el primer parámetro se utiliza para "sintonizar" la transmisión de energía durante el funcionamiento del sistema.

En una de tales "realizaciones de tres parámetros", que se describirá con referencia a la figura 5, el sistema comprende un condensador 38 acoplado a la bobina 32 implantada. Como se muestra en la figura 5, el condensador 38 está
 10 adecuadamente dispuesto en el receptor 31 de energía y está dispuesto en paralelo con la bobina 32 implantada. Además, como se muestra en la figura 5, la bobina secundaria está conectada al dispositivo 10 médico a través de un rectificador de media onda, que aquí se muestra como un diodo 36, y el condensador 38 está conectado en paralelo a la bobina 32 implantada con el rectificador de media onda entre el condensador y la bobina 32 implantada.

El condensador 38, debido al diseño que se muestra en la figura 5, almacenará energía cuando haya una tensión sobre la bobina 32 implantada, siendo definida la cantidad de energía, "E", por la expresión $E = (V \cdot Q)/2$, donde V es la tensión sobre el capacitor y Q es la carga en cada placa del capacitor.

En la realización con el condensador 38, el sistema está dispuesto para determinar la cantidad total de energía, "E", almacenada en el condensador 38, y el tercer parámetro P3 comprende o se basa en la cantidad total de energía, "E",
 20 almacenada en el condensador, y el sistema está adaptado para tener en cuenta el tercer parámetro P3 con el fin de determinar la cantidad de energía que debe ser transmitida por la fuente de energía externa. Por ejemplo, si E está por encima de un cierto valor umbral, la unidad 30 de control interna podría tomar esto como una indicación de que la cantidad de energía a transferir podría reducirse o al menos mantenerse en el mismo nivel, y si E está por debajo el valor de umbral, esto podría ser visto por la unidad 30 de control interna como una indicación de que la cantidad de
 25 energía transferida debería incrementarse. Así, es convenientemente la unidad 30 de control interna la que supervisa el nivel de energía almacenada en el condensador 38 y determina el tercer parámetro P3.

En otra "realización de tres parámetros", ilustrada esquemáticamente en la figura 5, el dispositivo 10 médico también comprende un regulador 39, ya sea un regulador de corriente o un regulador de tensión, que por lo tanto está dispuesto para mantener constante una corriente o una tensión en el dispositivo médico. En tal realización, el sistema está
 30 dispuesto para determinar una diferencia entre una tensión/corriente de entrada al regulador de tensión/corriente y la tensión o corriente que el regulador está dispuesto para mantener constante.

En esta realización, el sistema basa la información de retroalimentación de la unidad de control interna a la unidad de control externa en un tercer parámetro P3 que comprende o se basa en esta diferencia de tensión/corriente. El sistema está así adaptado para tener en cuenta también el parámetro "regulador" P3 al determinar la cantidad de energía que
 35 debería transmitir la fuente de energía externa.

Como se muestra en la figura 6, el regulador 39 es un regulador de tensión dispuesto para medir la tensión V sobre el dispositivo 10 médico, como alternativa al cual también puede ser un regulador de corriente dispuesto para medir la corriente I al dispositivo 10 médico.

En un ejemplo, el sistema comprenderá además un indicador en la fuente de energía externa, adaptado para indicar un nivel del factor de acoplamiento entre la bobina 22 externa y la bobina 32 interna implantada. En tal ejemplo, se
 40 usa adecuadamente el mismo u otro indicador en la fuente de energía externa para indicar una ubicación óptima de la bobina 22 externa en relación con la bobina 32 implantada para optimizar el factor de acoplamiento.

Como se muestra en la figura 7, el receptor de energía comprende un interruptor 35 que está adaptado para encender y apagar una conexión entre la bobina 32 implantada y el dispositivo 10 médico, para permitir que el sistema mida el factor de acoplamiento cuando la conexión está apagada. Adecuadamente, la unidad 30 de control interna maneja el control del interruptor 35.
 45

En otro ejemplo, el receptor 31 de energía comprende un componente electrónico que está conectado a la bobina secundaria para evitar el flujo de corriente eléctrica entre la bobina 32 implantada y el dispositivo 10 médico durante la medición de parámetros, por ejemplo, parámetros relacionados con el factor de acoplamiento. Estas medidas son realizadas convenientemente por la unidad 30 de control interna, y el componente electrónico es el diodo 36 que se
 50 ha descrito anteriormente. Por lo tanto, las mediciones pueden llevarse a cabo cuando el diodo está polarizado por la tensión causado por la tensión inductivo sobre la bobina 32 implantada, o la unidad de control puede hacer que el diodo esté polarizado para bloquear la corriente al dispositivo 10 médico. Si el diodo 36 "bloquea" la conexión entre la bobina 32 implantada y el dispositivo 10 médico, la bobina 32 implantada estará sustancialmente sin carga eléctrica cuando se mide el factor de acoplamiento, lo que es beneficioso para obtener un buen resultado de medición.
 55

En un ejemplo, la fuente 20 de energía externa comprende un circuito electrónico (no mostrado) para comparar la información de retroalimentación con la cantidad de energía transmitida por la fuente de energía externa. También,

alternativamente, este circuito electrónico puede estar comprendido en la unidad 20 de control.

En otro ejemplo, el sistema también comprende una unidad de control interna, preferentemente la unidad 30 de control interna, que está adaptada para determinar el balance de energía entre la energía recibida por el receptor 31 de energía y la energía utilizada por el dispositivo 10 médico; en esta realización, el sistema también comprende una

unidad de control externa, como la unidad 20 de control, que está adaptada para calibrar la transmisión de energía inalámbrica desde la fuente 11 de energía externa usando información de retroalimentación.

En un ejemplo, el sistema comprende al menos una unidad de estabilización de energía en el dispositivo 10 médico o conectada al mismo, dispuesta para estabilizar la energía recibida antes de que la use el dispositivo 10 médico.

En la figura 8a se representa otra vista de un sistema médico recargable. El sistema comprende una bobina 32 implantada en un paciente. La bobina 32 implantada está adaptada para recibir energía inalámbrica desde una bobina 22 externa a través de la piel 4 del paciente de acuerdo con lo anterior. El cargador interno está conectado a un suministro de energía interno como una batería 30. El suministro de energía interno suministra la energía utilizada para impulsar un dispositivo 10 médico implantado. El dispositivo 10 médico implantado se puede operar utilizando un dispositivo de control controlado mecánica o hidráulicamente. Por ejemplo, el dispositivo médico implantado se puede adaptar para ajustar mecánica o hidráulicamente un miembro 108 ubicado junto con un vaso 112 sanguíneo o algún otro órgano 112 interno para controlar el flujo en el vaso u órgano 112. En la figura 8a, el miembro 108 se ajusta mecánica o hidráulicamente a una posición generalmente cerrada.

En la figura 8b se representa otra vista del dispositivo 10 médico recargable. La vista de la figura 8b corresponde a la vista de la figura 8a pero con el elemento 108 ajustado mecánica o hidráulicamente a una posición generalmente abierta.

En la figura 9, una vista que ilustra adicionalmente el funcionamiento de un sistema de carga como se describe en el presente documento. Por tanto, para encontrar una posición óptima de la unidad 20 de control externa para transferir energía a la bobina 32 implantada, la unidad 20 de control externa se aleja de la piel del paciente. En respuesta a la información de retroalimentación del dispositivo médico implantado, se selecciona la posición óptima para cargar el dispositivo médico implantado. La operación se describe más adelante junto con la figura 10.

En la figura 10, un diagrama de flujo que ilustra los pasos realizados cuando se usa el sistema como se describe aquí para encontrar una posición óptima para cargar un cargador interno para suministrar energía a un dispositivo médico implantado. Primero en una etapa 601 se enciende el cargador externo. A continuación, en una etapa 603, el cargador pasa por un procedimiento de calibración para generar una respuesta del cargador interno. A continuación, en una etapa 605, el usuario comienza a mover el cargador externo sobre la piel del paciente. Acto seguido, en una etapa 607, el usuario recibe información de retroalimentación del sistema que le permite mover el cargador externo a una posición más favorable. Al encontrar una posición óptima el cargador indica eso en una etapa 609 y el procedimiento finaliza en una etapa 611.

En la figura 11 se representa otra vista de un dispositivo 10 médico recargable implantado. Aquí, la piel del paciente está indicada por una línea 1005 vertical. Aquí, el cargador interno en forma de receptor de energía comprende un dispositivo 1002 de transformación de energía ubicado dentro del paciente. El receptor de energía, como una bobina, puede ubicarse preferentemente justo debajo de la piel 1005 del paciente. En términos generales, el dispositivo 1002 de transformación de energía implantado se puede colocar en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), por vía subcutánea o en cualquier otra ubicación adecuada. El dispositivo 1002 de transformación de energía implantado está adaptado para recibir energía inalámbrica E transmitida desde una fuente 1004a de energía externa, en particular un cargador externo tal como una bobina provista en un dispositivo 1004 de transmisión de energía externo ubicado fuera de la piel 1005 del paciente en la vecindad del dispositivo 1002 de transformación de energía implantado.

Como es bien sabido en la técnica, la energía inalámbrica E puede transferirse generalmente por medio de cualquier dispositivo de Transferencia de Energía Transcutánea (TET) adecuado, tal como un dispositivo que incluye una bobina primaria dispuesta en la fuente 1004a de energía externa y una bobina secundaria adyacente dispuesta en el dispositivo 1002 de transformación de energía implantado. Cuando se alimenta una corriente eléctrica a través de la bobina primaria, se induce energía en forma de tensión en la bobina secundaria que se puede utilizar para alimentar los componentes implantados del aparato que consumen energía, por ejemplo, después de almacenar la energía entrante en una fuente de energía implantada, como una batería recargable o un condensador. Sin embargo, la presente descripción generalmente no se limita a ninguna técnica de transferencia de energía, dispositivos TET o fuentes de energía en particular, y se puede usar cualquier tipo de energía inalámbrica.

La cantidad de energía recibida por el receptor de energía implantado puede compararse con la energía utilizada por los componentes implantados del aparato. Se entiende entonces que el término "energía utilizada" incluye también la energía almacenada por los componentes implantados del aparato. Un dispositivo de control incluye una unidad 1004b de control externa que controla la fuente 1004a de energía externa en función del balance de energía determinado para regular la cantidad de energía transferida. Para transferir la cantidad correcta de energía, el balance de energía y la cantidad de energía requerida se determina por medio de un dispositivo de determinación que incluye una unidad

1015 de control interna implantada conectada entre un interruptor 1026 y un dispositivo 10 médico implantado. La unidad 1015 de control interna puede así estar dispuesta para recibir varias medidas obtenidas por sensores adecuados o similares, no mostrados, midiendo ciertas características del dispositivo 10 médico implantado, reflejando de alguna manera la cantidad requerida de energía necesaria para el correcto funcionamiento del dispositivo 10 médico implantado. Además, el estado actual del paciente también puede detectarse por medio de sensores o dispositivos de medición adecuados, para proporcionar parámetros que reflejen el estado del paciente. Por lo tanto, dichas características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del dispositivo médico implantado, como el consumo de energía, el modo operativo y la temperatura, así como con la condición del paciente reflejada por parámetros como; la temperatura corporal, la presión arterial, los latidos del corazón y la respiración. Otros tipos de parámetros físicos del paciente y parámetros funcionales del dispositivo se describen en otra parte.

Además, una fuente de energía en forma de acumulador 1016 puede conectarse opcionalmente al dispositivo 1002 de transformación de energía implantado a través de la unidad 1015 de control para acumular la energía recibida para uso posterior por parte del dispositivo médico implantado. Alternativamente o adicionalmente, también se pueden medir las características de dicho acumulador, que también reflejan la cantidad requerida de energía. El acumulador puede ser reemplazado por una batería recargable, y las características medidas pueden estar relacionadas con el estado actual de la batería, cualquier parámetro eléctrico como tensión de consumo de energía, temperatura, etc. Para proporcionar suficiente tensión y corriente al dispositivo 10 médico implantado, y también para evitar un calentamiento excesivo, se entiende claramente que la batería debe cargarse de forma óptima recibiendo una cantidad correcta de energía del dispositivo 1002 de transformación de energía implantado, es decir, ni demasiado ni demasiado poco. El acumulador también puede ser un condensador con las características correspondientes.

Por ejemplo, las características de la batería se pueden medir periódicamente para determinar el estado actual de la batería, que luego se puede almacenar como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad 1015 de control interna. Por lo tanto, cada vez que se realizan nuevas mediciones, la información almacenada sobre el estado de la batería se puede actualizar en consecuencia. De esta forma, se puede "calibrar" el estado de la batería transfiriendo una cantidad correcta de energía, para mantener la batería en un estado óptimo.

Así, la unidad 1015 de control interna del dispositivo de determinación está adaptada para determinar el balance de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente (ya sea energía por unidad de tiempo o energía acumulada) en base a mediciones realizadas por los sensores antes mencionados o medición dispositivos del dispositivo 10 médico implantable, o el paciente, o una fuente de energía implantada si se usa, o cualquier combinación de los mismos. La unidad 1015 de control interna se puede conectar además a un transmisor 1027 de señal interno, dispuesto para transmitir una señal de control que refleje la cantidad de energía requerida determinada, a un receptor 1004c de señal externo conectado a la unidad 1004b de control externo. La cantidad de energía transmitida desde la fuente 1004a de energía externa puede entonces regularse en respuesta a la señal de control recibida.

Alternativamente, el dispositivo de determinación puede incluir la unidad 1004b de control externa. En esta alternativa, las mediciones del sensor pueden transmitirse directamente a la unidad 1004b de control externa en donde el balance de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente pueden ser determinados por la unidad 1004b de control externa, integrando así la función descrita anteriormente de la unidad 1015 de control interna en la unidad 1004b de control externa. En ese caso, se puede omitir la unidad 1015 de control interna y las medidas del sensor se suministran directamente al transmisor 1027 de señal interna que envía las medidas a un receptor 1004c de señal externa y a la unidad 1004b de control externa. El balance de energía y la cantidad de energía requerida actualmente pueden ser determinados por la unidad 1004b de control externa en base a esas mediciones del sensor.

Por lo tanto, el sistema de acuerdo con el arreglo representado en la figura 11 emplea la retroalimentación de información que indica la energía requerida, que es más eficiente que las soluciones anteriores porque se basa en el uso real de energía que se compara con la energía recibida, por ejemplo, con respecto a la cantidad de energía, la diferencia de energía o la tasa de recepción de energía en comparación con la tasa de energía utilizada por los componentes implantados del aparato que consumen energía. El aparato puede usar la energía recibida para consumir o almacenar la energía en una fuente de energía implantada o similar. Los diferentes parámetros discutidos anteriormente se usarían si fueran relevantes y necesarios y luego como una herramienta para determinar el balance de energía real. Sin embargo, dichos parámetros también pueden ser necesarios per se para cualquier acción realizada internamente para operar específicamente el aparato.

El transmisor 1027 de señal interno y el transmisor 1004c de señal externo pueden implementarse como unidades separadas utilizando medios de transferencia de señal adecuados, como señales de radio, IR (infrarrojos) o ultrasónicas. Alternativamente, el transmisor 1027 de señal interno y el transmisor 1004c de señal externo pueden integrarse en el dispositivo 1002 transformador de energía implantado y la fuente 1004a de energía externa, respectivamente, para transmitir señales de control en una dirección inversa con respecto a la transferencia de energía, básicamente utilizando la misma técnica de transmisión. Las señales de control pueden modularse con respecto a la frecuencia, la fase o la amplitud.

Por lo tanto, la información de retroalimentación puede transferirse mediante un sistema de comunicación separado que incluye receptores y transmisores o puede integrarse en el sistema de energía. Dicho sistema de energía y retroalimentación de información integrado comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía

5 inalámbrica, el receptor de energía que tiene una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina, y un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, el transmisor de energía teniendo una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina. La segunda bobina externa del transmisor de energía transmite energía inalámbrica que es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema comprende además un interruptor de alimentación para encender y apagar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de manera que la información de retroalimentación relacionada con la carga de la primera bobina es recibida por el transmisor de energía externo en forma de una impedancia. variación en la carga de la segunda bobina externa, cuando el interruptor de alimentación enciende y apaga la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico. El interruptor 1026 puede estar separado y controlado por la unidad 1015 de control interna, o integrado en la unidad 1015 de control interna. Debe entenderse que el interruptor 1026 puede implementarse mediante cualquier tipo de dispositivo adecuado, como un transistor, MCU, MCPU, ASIC FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar.

15 La disposición de suministro de energía ilustrada en la figura 7 puede funcionar de la siguiente manera. El balance de energía es determinado primero por la unidad 1015 de control interna del dispositivo de determinación. La unidad 1015 de control interna también crea una señal de control que refleja la cantidad requerida de energía, y la señal de control se transmite desde el transmisor 1027 de señal interno al transmisor 1004c de señal externo. Alternativamente, el balance de energía puede ser determinado por la unidad 1004b de control externa dependiendo de la implementación, como se mencionó anteriormente. En ese caso, la señal de control puede llevar resultados de medición de varios sensores. La cantidad de energía emitida desde la fuente 1004a de energía externa puede entonces ser regulada por la unidad 1004b de control externa, en base al balance de energía determinado, por ejemplo, en respuesta a la señal de control recibida. Este proceso puede repetirse intermitentemente a ciertos intervalos durante la transferencia de energía en curso, o puede ejecutarse de forma más o menos continua durante la transferencia de energía.

25 La cantidad de energía transferida generalmente se puede regular ajustando varios parámetros de transmisión en la fuente 1004a de energía externa, como tensión, corriente, amplitud, frecuencia de onda y características de pulso.

30 El sistema descrito anteriormente también se puede utilizar para obtener información sobre los factores de acoplamiento entre las bobinas en un sistema TET, incluso para calibrar el sistema tanto para encontrar un lugar óptimo para la bobina externa en relación con la bobina interna como para optimizar la transferencia de energía. Simplemente comparando en este caso la cantidad de energía transferida con la cantidad de energía recibida. Por ejemplo, si se mueve la bobina externa, el factor de acoplamiento puede variar y los movimientos mostrados correctamente podrían hacer que la bobina externa encuentre el lugar óptimo para la transferencia de energía. Preferentemente, la bobina externa está adaptada para calibrar la cantidad de energía transferida para lograr la información de retroalimentación en el dispositivo de determinación, antes de maximizar el factor de acoplamiento.

35 Esta información del factor de acoplamiento también se puede utilizar como retroalimentación durante la transferencia de energía. En tal caso, el sistema de energía comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica, el receptor de energía que tiene una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina, y un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, la energía transmisor que tiene una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina. La segunda bobina externa del transmisor de energía transmite energía inalámbrica que es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema comprende además un dispositivo de retroalimentación para comunicar la cantidad de energía recibida en la primera bobina como información de retroalimentación, y en el que el segundo circuito electrónico incluye un dispositivo de determinación para recibir la información de retroalimentación y para comparar la cantidad de energía transferida por la segunda. bobina con la información de retroalimentación relacionada con la cantidad de energía recibida en la primera bobina para obtener el factor de acoplamiento entre la primera y la segunda bobina. El transmisor de energía puede regular la energía transmitida en respuesta al factor de acoplamiento obtenido.

50 La figura 12 ilustra diferentes ejemplos de cómo la energía recibida puede ser suministrada y utilizada por el dispositivo 10 médico implantable. Similar al ejemplo de la figura 11, un receptor 1002 de energía interno recibe energía inalámbrica E de una fuente 1004a de energía externa que está controlada por una unidad 1004b de control de transmisión. El receptor 1002 de energía interno puede comprender un circuito de tensión constante, indicado como un cuadro discontinuo "V constante" en la figura, para suministrar energía a tensión constante al dispositivo 10 médico implantable. El receptor 1002 de energía interno puede comprender además un circuito de corriente constante, indicado como un cuadro discontinuo "C constante" en la figura, para suministrar energía a corriente constante al dispositivo 10 médico implantable.

55 El dispositivo 10 médico implantable puede comprender una parte 10a consumidora de energía, por ejemplo, un motor, una bomba, un dispositivo de restricción o cualquier otro dispositivo médico que requiera energía para su funcionamiento eléctrico. El dispositivo 10 médico implantable puede comprender además un dispositivo 10b de almacenamiento de energía para almacenar energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno. Así, la energía suministrada puede ser consumida directamente por la parte 10a consumidora de energía, o almacenada por el dispositivo 10b de almacenamiento de energía, o la energía suministrada puede ser parcialmente consumida y parcialmente almacenada. El dispositivo 10 médico implantable puede comprender además una unidad 10c de

estabilización de energía para estabilizar la energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno. Por lo tanto, la energía puede suministrarse de manera fluctuante de manera que puede ser necesario estabilizar la energía antes de consumirla o almacenarla.

5 La energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno puede además acumularse y/o estabilizarse mediante una unidad 1028 de estabilización de energía separada ubicada fuera del dispositivo 10 médico implantable, antes de ser consumida y/o almacenada por el dispositivo 10 médico implantable. Alternativamente, la unidad 1028 de estabilización de energía puede integrarse en el receptor 1002 de energía interno. En cualquier caso, la unidad 1028 de estabilización de energía puede comprender un circuito de tensión constante y/o un circuito de corriente constante.

10 La figura 13 muestra esquemáticamente un circuito de medición de balance de energía de uno de los diseños propuestos del sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica, o sistema de control de balance de energía. El circuito tiene una señal de salida centrada en 2,5V y proporcionalmente relacionada con el desequilibrio energético. La derivada de esta señal muestra si el valor sube o baja y qué tan rápido se produce dicho cambio. Si la cantidad de energía recibida es inferior a la energía utilizada por los componentes implantados del dispositivo, se transfiere más energía y, por lo tanto, se carga en la fuente de energía. La señal de salida del circuito normalmente se alimenta a un convertidor A/D y se convierte a un formato digital. Luego, la información digital se puede enviar al dispositivo externo de transmisión de energía, lo que le permite ajustar el nivel de la energía transmitida. Otra posibilidad es tener un sistema completamente analógico que use comparadores que comparen el nivel de balance de energía con ciertos umbrales máximos y mínimos que envíen información a un dispositivo externo de transmisión de energía si el balance se sale de la ventana máx./mín.

15 La figura 13 esquemática muestra una implementación de circuito para un sistema que transfiere energía a los componentes de energía implantados del dispositivo desde el exterior del cuerpo del paciente usando transferencia de energía inductiva. Un sistema de transferencia de energía inductiva normalmente utiliza una bobina de transmisión externa y una bobina de recepción interna. Se incluye la bobina receptora, L1, y se excluyen las partes transmisoras del sistema.

20 La implementación del concepto general de balance de energía y la forma en que se transmite la información al transmisor de energía externo puede, por supuesto, implementarse de muchas maneras diferentes. La figura 13 esquemática y el procedimiento descrito anteriormente para evaluar y transmitir la información solo deben considerarse como ejemplos de cómo implementar el sistema de control.

30 **DETALLES DEL CIRCUITO**

En la figura 13, los símbolos Y1, Y2, Y3, etc. simbolizan puntos de prueba dentro del circuito. Los componentes en el diagrama y sus respectivos valores son valores que funcionan en esta implementación particular que, por supuesto, es solo una de un número infinito de posibles soluciones de diseño. La energía para alimentar el circuito es recibida por la bobina L1 receptora de energía. La energía a los componentes implantados se transmite en este caso particular a una frecuencia de 25 kHz. La señal de salida del balance de energía está presente en el punto Y1 de prueba.

35 Los expertos en la técnica se darán cuenta de que los diversos ejemplos anteriores del sistema podrían combinarse de muchas maneras diferentes. Tenga en cuenta que el interruptor simplemente podría significar cualquier circuito o componente electrónico.

40 Los ejemplos descritos anteriormente identifican un procedimiento y un sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica a componentes implantados que consumen energía de un dispositivo médico implantable accionado eléctricamente.

45 Por lo tanto, se proporciona un procedimiento que no forma parte de la presente invención para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes implantados que consumen energía de un dispositivo como se describe anteriormente. La energía inalámbrica E se transmite desde una fuente de energía externa ubicada fuera del paciente y es recibida por un receptor de energía interno ubicado dentro del paciente, estando conectado el receptor de energía interno a los componentes implantados del dispositivo que consumen energía para suministrar directa o indirectamente la energía recibida al mismo. Se determina un balance de energía entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por el dispositivo. La transmisión de energía inalámbrica E desde la fuente de energía externa se controla luego en base al balance de energía determinado.

50 La energía inalámbrica puede transmitirse inductivamente desde una bobina primaria en la fuente de energía externa a una bobina secundaria en el receptor de energía interno. Se puede detectar un cambio en el balance de energía para controlar la transmisión de energía inalámbrica en base al cambio de balance de energía detectado. También se puede detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por el dispositivo médico, para controlar la transmisión de energía inalámbrica en función de la diferencia de energía detectada.

55 Al controlar la transmisión de energía, la cantidad de energía inalámbrica transmitida puede disminuir si el cambio de balance de energía detectado implica que el balance de energía está aumentando, o viceversa. La

disminución/aumento de la transmisión de energía puede corresponder además a una tasa de cambio detectada.

La cantidad de energía inalámbrica transmitida puede reducirse aún más si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa. La disminución/aumento de la transmisión de energía puede corresponder entonces a la magnitud de la diferencia de energía detectada.

- 5 Como se mencionó anteriormente, la energía utilizada para el dispositivo médico puede consumirse para operar el dispositivo médico y/o almacenarse en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del dispositivo médico.

10 Cuando se determinan parámetros eléctricos y/o físicos del dispositivo médico y/o parámetros físicos del paciente, la energía puede transmitirse para su consumo y almacenamiento según una tasa de transmisión por unidad de tiempo que se determina en base a dichos parámetros. La cantidad total de energía transmitida también puede determinarse en base a dichos parámetros.

Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral en el tiempo de al menos un parámetro eléctrico medido relacionado con dicho balance de energía, la integral puede determinarse para una tensión y/o corriente monitoreados relacionados con el balance de energía.

- 15 Cuando se determina la derivada a lo largo del tiempo de un parámetro eléctrico medido relacionado con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, la derivada puede determinarse para una tensión y/o corriente monitoreadas relacionadas con el balance de energía.

20 La transmisión de energía inalámbrica desde la fuente de energía externa se puede controlar aplicando pulsos eléctricos a la fuente de energía externa desde un primer circuito eléctrico para transmitir la energía inalámbrica, los pulsos eléctricos tienen bordes anteriores y posteriores, variando la duración de los primeros intervalos de tiempo entre bordes anteriores y posteriores sucesivos de los impulsos eléctricos y/o la duración de segundos intervalos de tiempo entre bordes anteriores y posteriores sucesivos de los impulsos eléctricos, y transmisión de energía inalámbrica, teniendo la energía transmitida generada a partir de los impulsos eléctricos una potencia variada, la variación de la potencia en función de la duración del primer y/o segundo intervalo de tiempo.

25 En ese caso, la frecuencia de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar el primer y/o segundo intervalos de tiempo. Al aplicar pulsos eléctricos, los pulsos eléctricos pueden permanecer inalterados, excepto por la variación del primer y/o segundo intervalo de tiempo. La amplitud de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar el primer y/o segundo intervalos de tiempo. Además, los pulsos eléctricos se pueden variar variando solamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes anterior y posterior de los pulsos eléctricos.

30 Se puede suministrar un tren de dos o más pulsos eléctricos seguidos, donde al aplicar el tren de pulsos, el tren tiene un primer pulso eléctrico al comienzo del tren de pulsos y tiene un segundo pulso eléctrico al final del tren de pulsos, se pueden suministrar dos o más trenes de pulsos seguidos, en los que se varían las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el borde posterior sucesivo del segundo pulso eléctrico en un primer tren de pulsos y el borde delantero del primer pulso eléctrico de un segundo tren de pulsos.

35 Cuando se aplican los pulsos eléctricos, los pulsos eléctricos pueden tener una corriente sustancialmente constante y una tensión sustancialmente constante. Los pulsos eléctricos también pueden tener una corriente sustancialmente constante y una tensión sustancialmente constante. Además, los pulsos eléctricos también pueden tener una frecuencia sustancialmente constante. Los impulsos eléctricos dentro de un tren de impulsos también pueden tener una frecuencia sustancialmente constante.

El circuito formado por el primer circuito eléctrico y la fuente de energía externa puede tener un primer periodo de tiempo característico o primera constante de tiempo, y al variar efectivamente la energía transmitida, dicho periodo de tiempo de frecuencia puede estar en el rango del primer periodo de tiempo característico o tiempo constante o más corto.

45 Por lo tanto, también se proporciona un sistema que comprende un dispositivo como el descrito anteriormente para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes implantados del dispositivo que consumen energía. En su sentido más amplio, el sistema comprende un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde un dispositivo de transmisión de energía, y un receptor de energía interno implantable para recibir la energía inalámbrica transmitida, estando conectado el receptor de energía interno a componentes de consumo de energía implantables del dispositivo para suministrarle directa o indirectamente la energía recibida. El sistema comprende además un dispositivo de determinación adaptado para determinar un balance de energía entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por los componentes implantables que consumen energía del dispositivo, en donde el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía externa, basado en el balance de energía

50 determinado por el dispositivo de determinación.

55

Además, el sistema puede comprender cualquiera de los siguientes:

- Una bobina primaria en la fuente de energía externa adaptada para transmitir la energía inalámbrica de forma inductiva a una bobina secundaria en el receptor de energía interno.
- 5 • El dispositivo de determinación está adaptado para detectar un cambio en el balance de energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en función del cambio de balance de energía detectado.
- El dispositivo de determinación está adaptado para detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por los componentes implantables que consumen energía del dispositivo, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en función de la diferencia de energía detectada.
- 10 • El dispositivo de control controla el dispositivo externo de transmisión de energía para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio de balance de energía detectado implica que el balance de energía está aumentando, o viceversa, donde la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a una tasa de cambio detectada.
- El dispositivo de control controla el dispositivo externo de transmisión de energía para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa, donde la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a la magnitud de dicha diferencia de energía detectada.
- 15 • La energía utilizada por el dispositivo se consume para hacer funcionar el dispositivo y/o se almacena en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del dispositivo.
- 20 • Cuando se determinan parámetros eléctricos y/o físicos del dispositivo y/o parámetros físicos del paciente, el dispositivo de transmisión de energía transmite la energía para consumo y almacenamiento de acuerdo con una tasa de transmisión por unidad de tiempo determinada por el dispositivo de determinación en función de dichos parámetros. El dispositivo de determinación también determina la cantidad total de energía transmitida en base a dichos parámetros.
- 25 • Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral en el tiempo de al menos un parámetro eléctrico medido relacionado con el balance de energía, el dispositivo de determinación determina la integral para una tensión y/o corriente monitoreados relacionados con el balance de energía.
- 30 • Cuando se determina la derivada a lo largo del tiempo de un parámetro eléctrico medido relacionado con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, el dispositivo de determinación determina la derivada para una tensión y/o corriente monitoreadas relacionadas con el balance de energía.
- El dispositivo de transmisión de energía comprende una bobina colocada externamente al cuerpo humano, y se proporciona un circuito eléctrico para alimentar la bobina externa con pulsos eléctricos para transmitir la energía inalámbrica. Los pulsos eléctricos tienen bordes anteriores y posteriores, y el circuito eléctrico está adaptado para variar los primeros intervalos de tiempo entre los bordes anteriores y posteriores sucesivos y/o los segundos intervalos de tiempo entre los bordes anteriores y posteriores sucesivos de los pulsos eléctricos para variar la potencia de la energía inalámbrica transmitida. Como resultado, el receptor de energía que recibe la energía inalámbrica transmitida tiene una potencia variada.
- 35 • El circuito eléctrico está adaptado para entregar los pulsos eléctricos para permanecer sin cambios excepto variando los primer y/o segundo intervalos de tiempo.
- El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los primer y segundo intervalos de tiempo solo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes del primer y/o segundo intervalos de tiempo, la potencia transmitida sobre la bobina es variada.
- 40 • El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los impulsos eléctricos que se van a variar variando únicamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes anterior y posterior de los impulsos eléctricos.
- El circuito eléctrico está adaptado para suministrar un tren de dos o más pulsos eléctricos seguidos, teniendo dicho tren un primer pulso eléctrico al inicio del tren de pulsos y teniendo un segundo pulso eléctrico al final del tren de pulsos, y
- 45 • las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el borde posterior sucesivo del segundo pulso eléctrico en un primer tren de pulsos y el borde delantero del primer pulso eléctrico de un segundo tren de pulsos son variadas por el primer circuito electrónico.
- El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los impulsos eléctricos como impulsos que tienen una altura y/o amplitud y/o intensidad y/o tensión y/o corriente y/o frecuencia sustancialmente constantes.
- 50 • El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo, y está adaptado para variar el primer y segundo intervalos de tiempo solo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes del primer y/o segundo intervalos de tiempo, la potencia transmitida sobre las primeras bobinas es variada.
- 55 • El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los pulsos eléctricos que varían las longitudes del primer y/o segundo intervalo de tiempo solo dentro de un rango que incluye la primera constante de tiempo o que está ubicado relativamente cerca de la primera constante de tiempo, en comparación con la magnitud de la primera constante de tiempo.
- 60

5 El dispositivo que se describe en el presente documento se puede implantar en un paciente utilizando algún procedimiento quirúrgico adecuado como se muestra en la figura 14. Por ejemplo, el dispositivo se puede implantar insertando una aguja o un instrumento similar a un tubo en la cavidad abdominal del paciente, etapa 1201. A continuación, en una etapa 1203, una parte del cuerpo del paciente con gas usando la aguja o un instrumento similar a un tubo expandiendo así dicha cavidad abdominal. A continuación, en una etapa 1205, al menos dos trocares laparoscópicos se colocan en la cavidad. Acto seguido, en una etapa 1207, se inserta una cámara a través de uno de los trocares laparoscópicos en la cavidad. A continuación, en una etapa 1209, se inserta al menos una herramienta de disección a través de uno de dichos al menos dos trocares laparoscópicos. A continuación, se disecciona en una etapa 1211 un área donde se va a colocar el dispositivo. Luego, el dispositivo se coloca en el área en una etapa 1213 y el dispositivo se habilita en una etapa 1215.

15 El dispositivo se puede implantar mediante un procedimiento que se muestra en la figura 15. Primero, en una etapa 1301, se inserta una aguja o un instrumento similar a un tubo en la cavidad torácica del paciente. A continuación, en una etapa 1303, una parte del cuerpo del paciente con gas usando la aguja o un instrumento similar a un tubo para llenar y por lo tanto expandir la cavidad torácica. Acto seguido, se colocan al menos dos trocares laparoscópicos en dicha cavidad en una etapa 1305. Acto seguido, en una etapa 1307, se inserta una cámara a través de uno de los trocares laparoscópicos en la cavidad. A continuación, en una etapa 1309, se inserta al menos una herramienta de disección a través de uno de dichos al menos dos trocares laparoscópicos. Luego se disecciona un área en una etapa 1311. Luego, el dispositivo se coloca en el área en una etapa 1313 y el dispositivo se habilita en una etapa 1315.

20 El dispositivo se puede implantar mediante un procedimiento que se muestra en la figura 16. En primer lugar, en una etapa 1401, se corta la piel de la pared abdominal o torácica del paciente mamífero. A continuación, en una etapa 1403 se disecciona un área. A continuación, el dispositivo se coloca en el área en la etapa 1405 y el dispositivo se habilita en la etapa 1407.

25 El dispositivo se puede implantar mediante un procedimiento que se muestra en la figura 17. Primero, en una etapa 1501, se corta la piel del paciente mamífero. A continuación, en una etapa 1503 se disecciona un área. A continuación, el dispositivo se coloca en el área en una etapa 1505, y la presión que ejerce el dispositivo se habilita en una etapa 1507.

Cabe señalar que la descripción anterior ilustra algunas opciones de implementación posibles, pero no limitativas con respecto a cómo los diversos componentes y elementos funcionales mostrados pueden disponerse y conectarse entre sí.

30 Sin embargo, el experto en la materia apreciará fácilmente que se pueden realizar muchas variaciones y modificaciones dentro del ámbito de la presente invención, que se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un implante médico que comprende: una primera bobina (32) enrollada a partir de un cable y configurada para recibir energía inalámbrica o comunicación inalámbrica, teniendo la primera bobina un primer diámetro que comprende una pluralidad de bobinados grandes enrollados alrededor de un eje longitudinal, donde cada bobinado grande comprende un pluralidad de terceras bobinas conectadas en serie o en paralelo, donde cada tercera bobina tiene un diámetro menor que el primer diámetro.
2. El implante médico según la reivindicación 1, en el que las terceras bobinas tienen cada una un eje central perpendicular a dicho eje longitudinal.
3. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende, además:
- 10 una fuente de energía interna para suministrar energía a un dispositivo médico implantado en un paciente, en el que la primera bobina está incluida en el cargador interno y configurada para cargar la fuente de energía interna.
4. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende, además: una primera unidad (30) de control que, cuando se implanta en el cuerpo del paciente, se conecta a la primera bobina para controlar la recepción de energía o comunicación inalámbrica desde la primera bobina.
- 15 5. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el alambre de forma helicoidal está adaptado a al menos uno de:
- estar enrollado de manera compacta como un tubo,
 - utilizarse para enrollar la pluralidad de bobinados grandes de dicha primera bobina, y
- 20 • hacer que la primera bobina sea flexible.
6. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera bobina está adaptada para colocarse por vía subcutánea.
7. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que una tensión alterno inducido en la primera bobina hace que fluya una carga eléctrica en la primera bobina hacia un circuito de carga conectado a la primera bobina, para transferir energía desde una segunda bobina externa a través de la primera bobina al circuito de carga conectado en la primera bobina, en el que el circuito de carga se compone además de al menos uno de:
- 25 • una fuente de energía que, cuando se implanta en el cuerpo del paciente, suministra energía al dispositivo médico implantado,
- 30 • el dispositivo médico al que la primera bobina suministra energía directamente, cuando se implanta en el cuerpo del paciente,
- la primera unidad de control que, cuando se implanta en el cuerpo del paciente, envía señales de control al dispositivo médico implantado
- la primera unidad de control que, cuando se implanta en el cuerpo del paciente, recibe señales de información del dispositivo médico implantado.
- 35 8. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera bobina está configurada además para recibir señales de control, las señales de control se relacionan con al menos una de:
- funciones corporales supervisadas por el dispositivo médico o funciones corporales controladas por el dispositivo médico, y
 - parámetros funcionales del dispositivo médico que está siendo monitoreado por el dispositivo médico o parámetros funcionales del dispositivo médico que está siendo controlado por el dispositivo médico.
- 40 9. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera bobina está configurada además para recibir señales de información, en el que las señales de información se relacionan con al menos una de:
- funciones corporales supervisadas por el dispositivo médico implantado o funciones corporales controladas por el dispositivo médico implantado, y
 - parámetros funcionales del dispositivo médico que está siendo monitoreado por el dispositivo médico o parámetros funcionales del dispositivo médico que está siendo controlado por el dispositivo médico.
- 45 10. El implante médico según la reivindicación 4, en el que la primera unidad de control está compuesta por un generador para generar una señal electromagnética alterna, un amplificador de energía, un circuito modulador y un microprocesador para controlar el circuito modulador para así generar señales de información que se enviarán desde el dispositivo médico, en el que el microprocesador controla el generador y el circuito modulador para modular las señales generadas por el generador y así enviar a una segunda unidad de control externa información corporal del dispositivo médico a través del amplificador de energía y la segunda bobina, que está conectada al amplificador de
- 50

energía.

- 5 11. El implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera unidad de control comprende además un circuito demodulador que está conectado a la primera bobina y que demodula las señales de control recibidas por la primera bobina para eliminar la información de control enviada desde la segunda unidad de control.
12. Un sistema para suministrar energía a un implante cuando se implanta en un paciente mamífero, que comprende:
- 10 el implante médico según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, y
una segunda bobina (22) externa al cuerpo del paciente que transmite la energía inalámbrica a la primera bobina, cuando se implanta en el cuerpo del paciente, y
una segunda unidad (20) de control que está ubicada fuera del cuerpo del paciente y conectada a la segunda bobina y que genera energía para la transmisión a la primera bobina.
13. El sistema según la reivindicación 12, en el que la segunda unidad de control comprende además un circuito demodulador que está conectado a la segunda bobina y que demodula las señales de información recibidas por la segunda bobina para eliminar la información corporal enviada desde el dispositivo médico.
- 15 14. El sistema según la reivindicación 13, en el que una señal alterna generada por la segunda unidad de control es una corriente alterna que fluye a través de la segunda bobina, y en el que la energía inalámbrica recibida por la primera bobina es un campo magnético alterno, que es creado por la corriente alterna que fluye en la segunda bobina, y que induce una tensión alterna en la primera bobina.
- 20 15. El sistema según cualquiera de las reivindicaciones 13 o 14, en el que la segunda unidad de control se compone de un generador para generar una señal electromagnética alterna, un amplificador de energía, un circuito modulador y un microprocesador para controlar el circuito modulador para generar así las señales de control para ser enviadas al dispositivo médico, en el que el microprocesador controla el generador y el circuito modulador para modular las señales generadas por el generador para así enviar información de control al dispositivo médico a través del amplificador de energía y la segunda bobina, que está conectada al amplificador de energía.

25

Fig.1

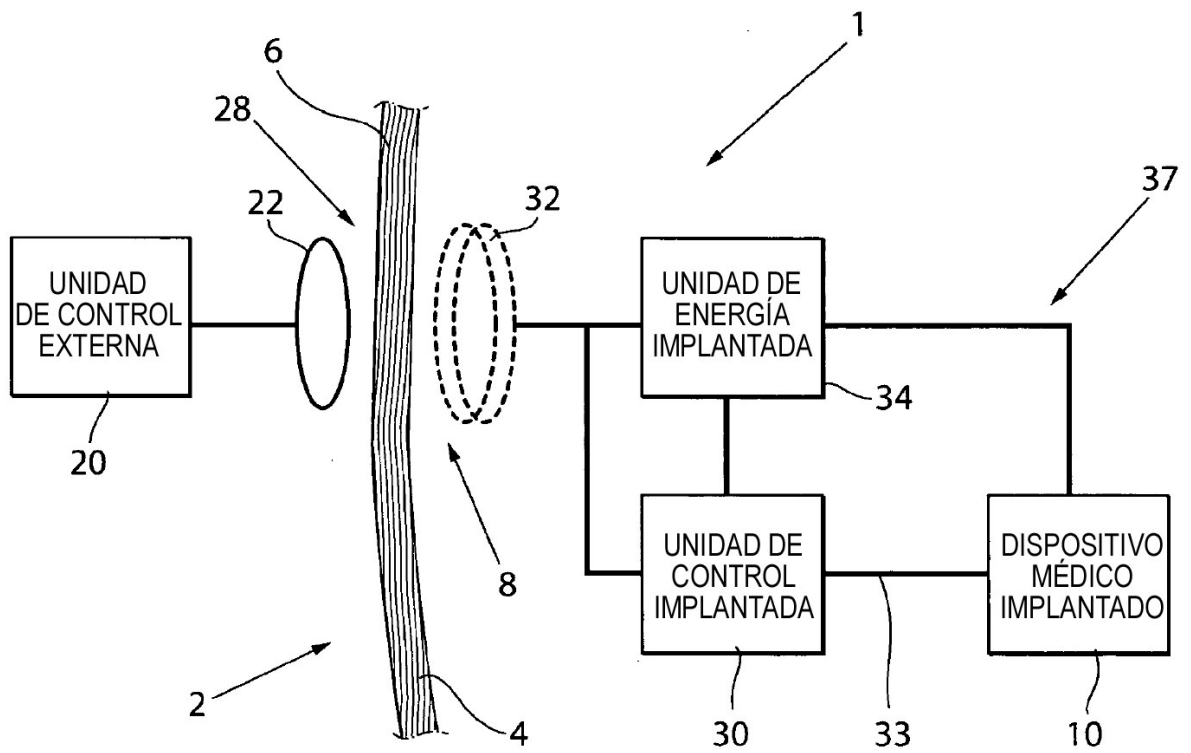


Fig. 2A

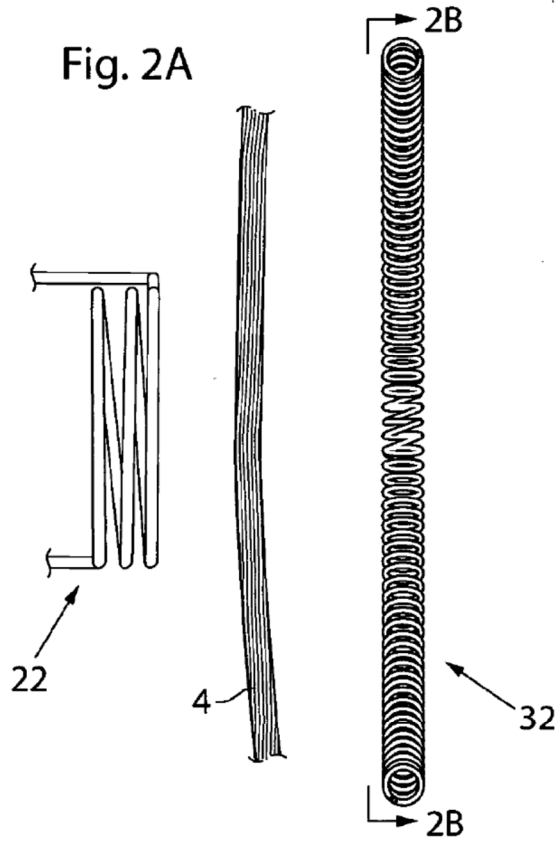
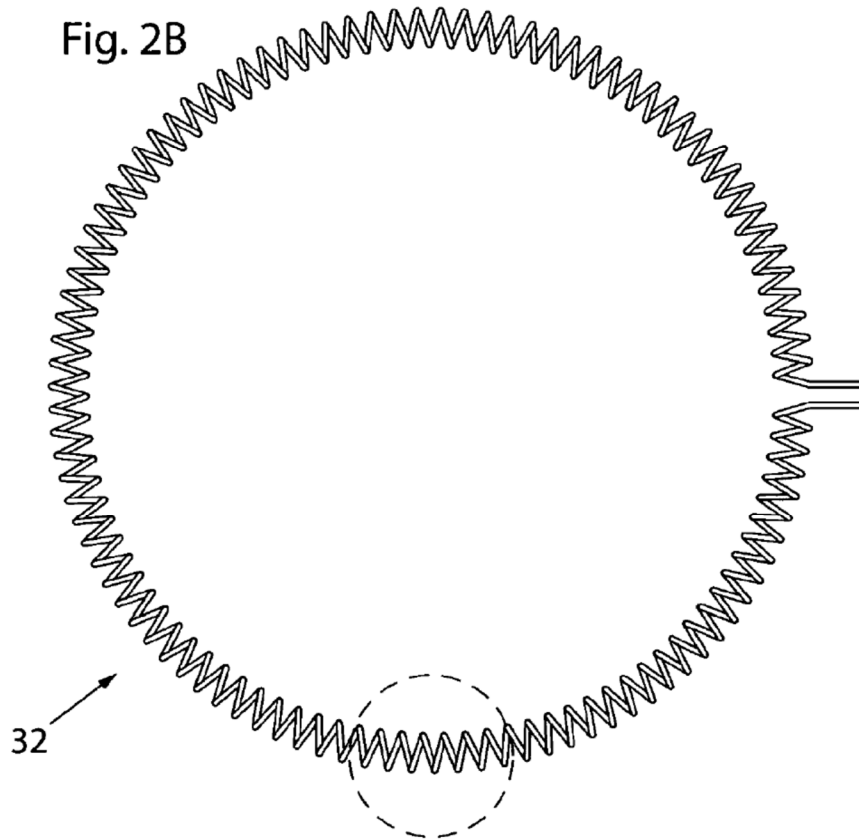
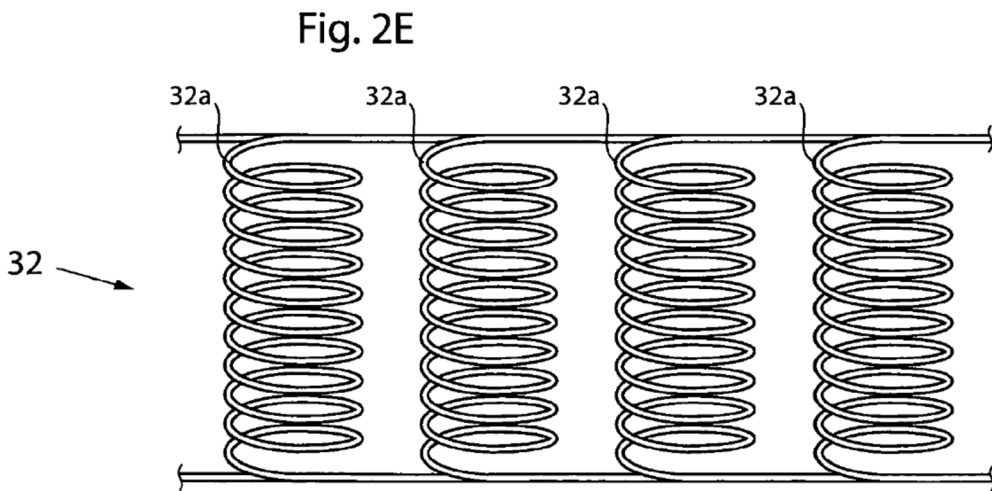
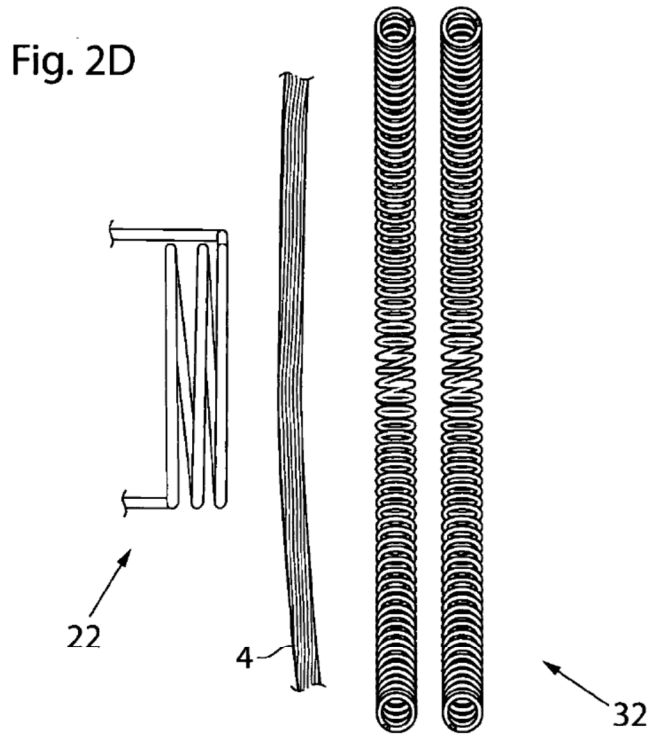
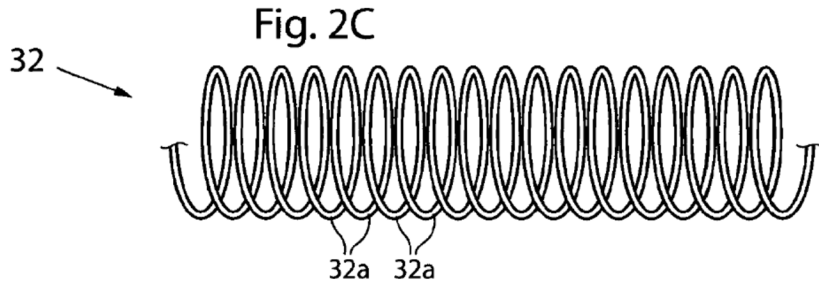


Fig. 2B





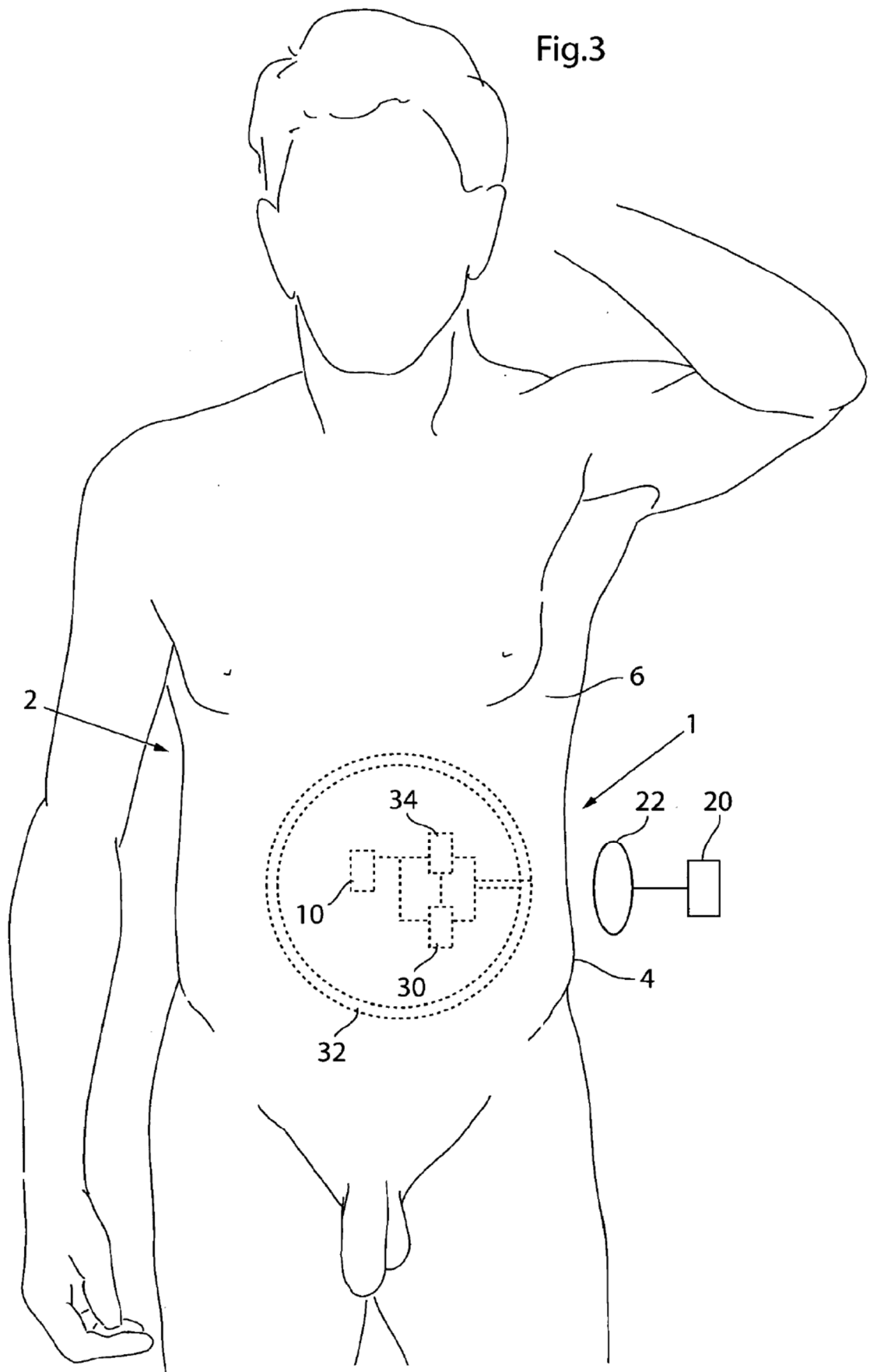


Fig. 4

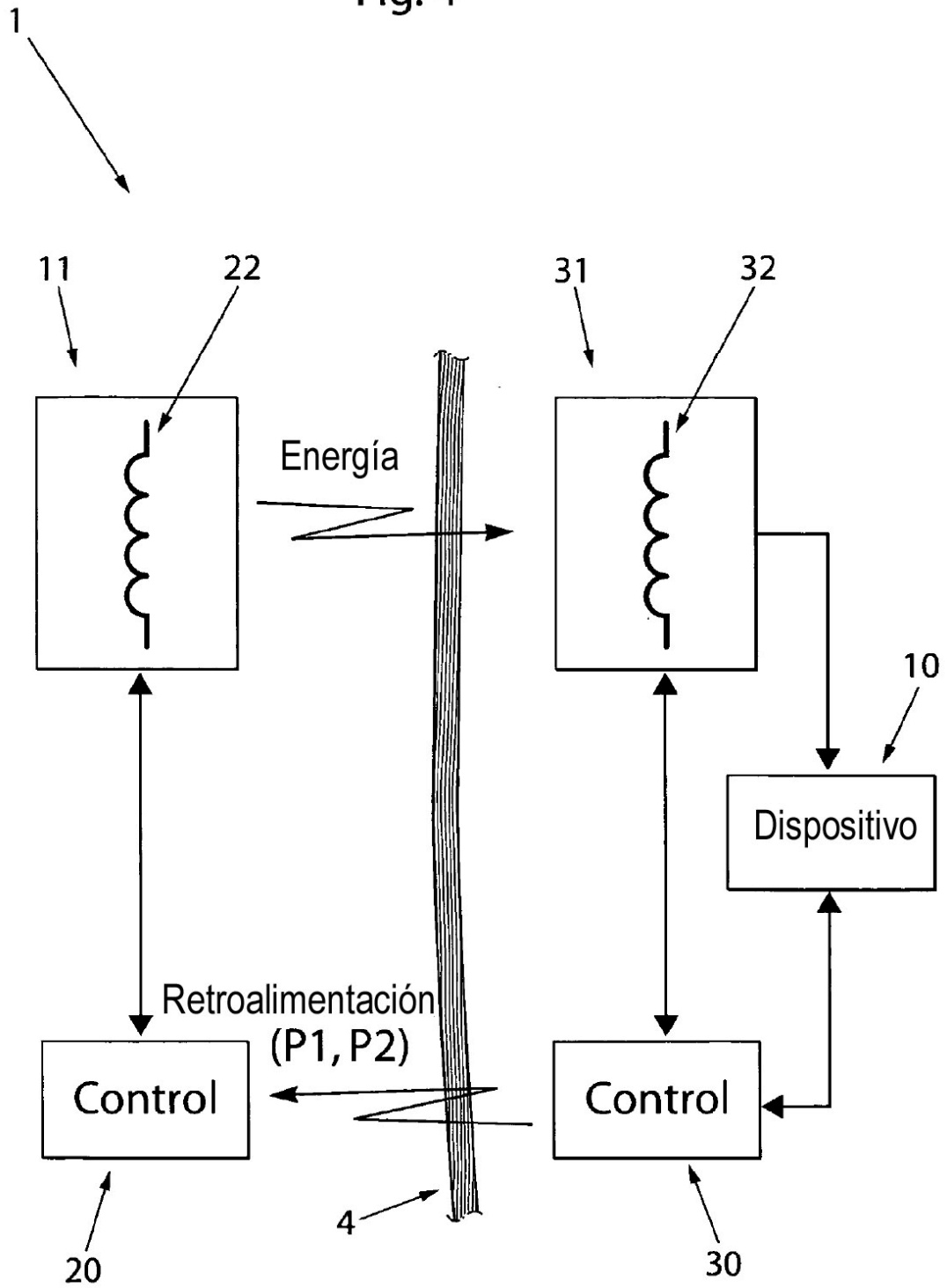


Fig. 5

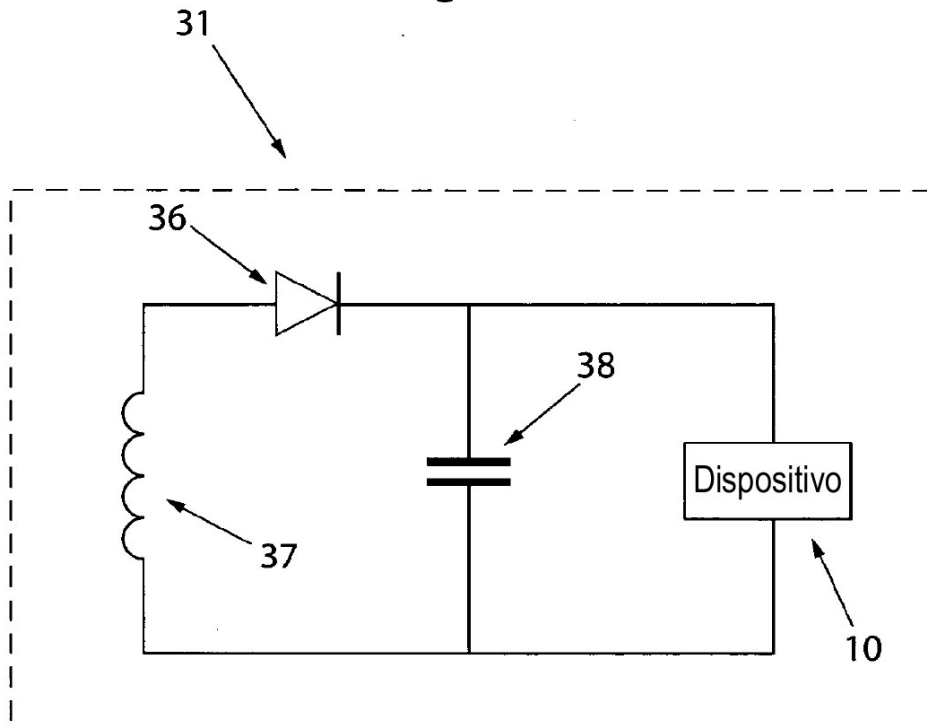


Fig. 6

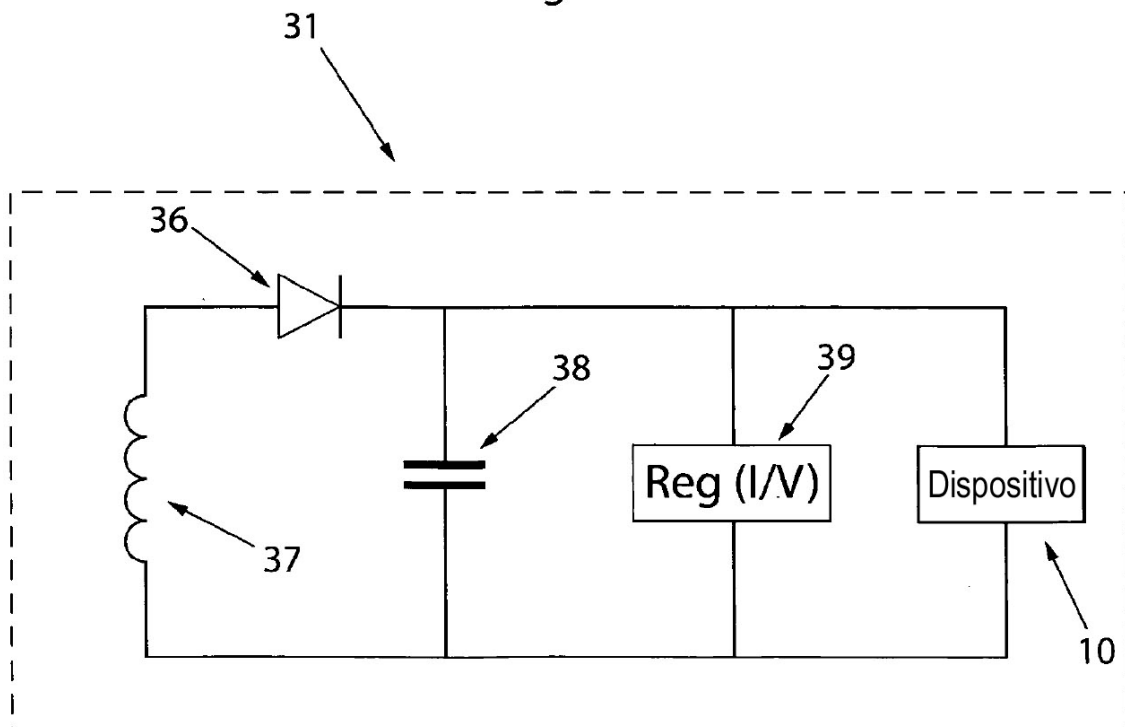


Fig. 7

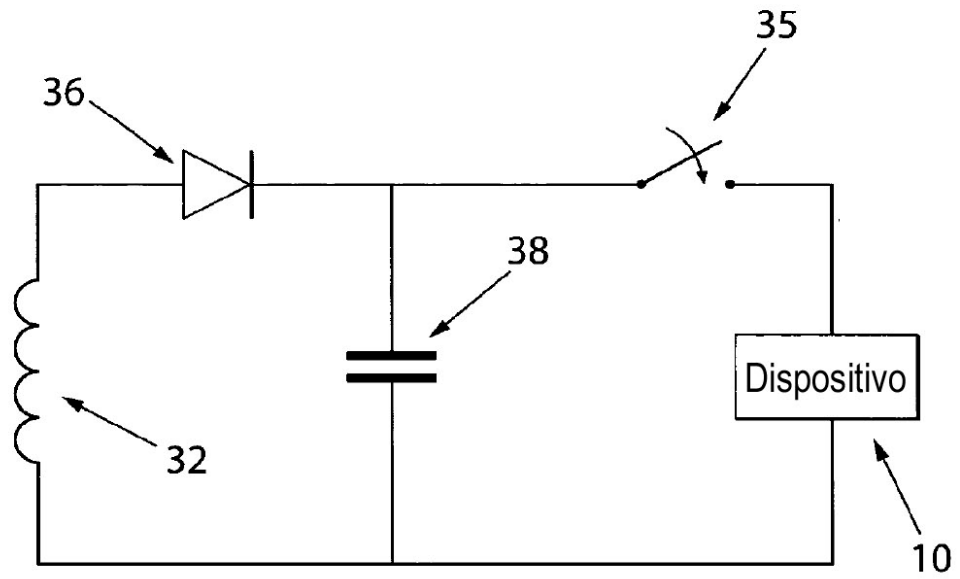


Fig. 8a

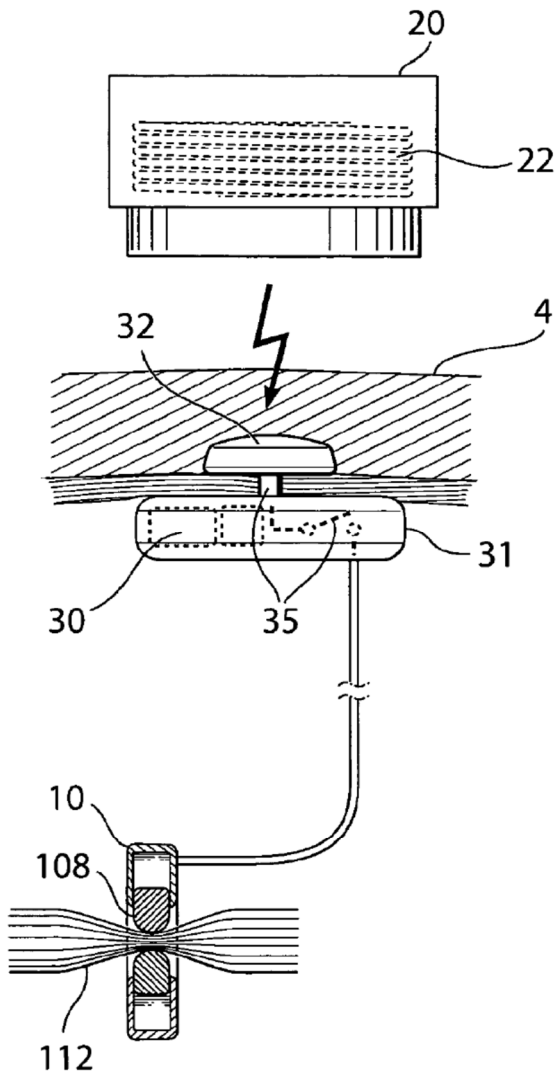


Fig. 8b

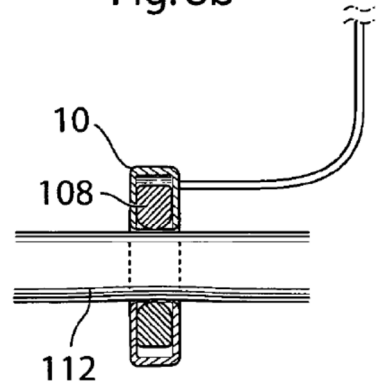


Fig. 9

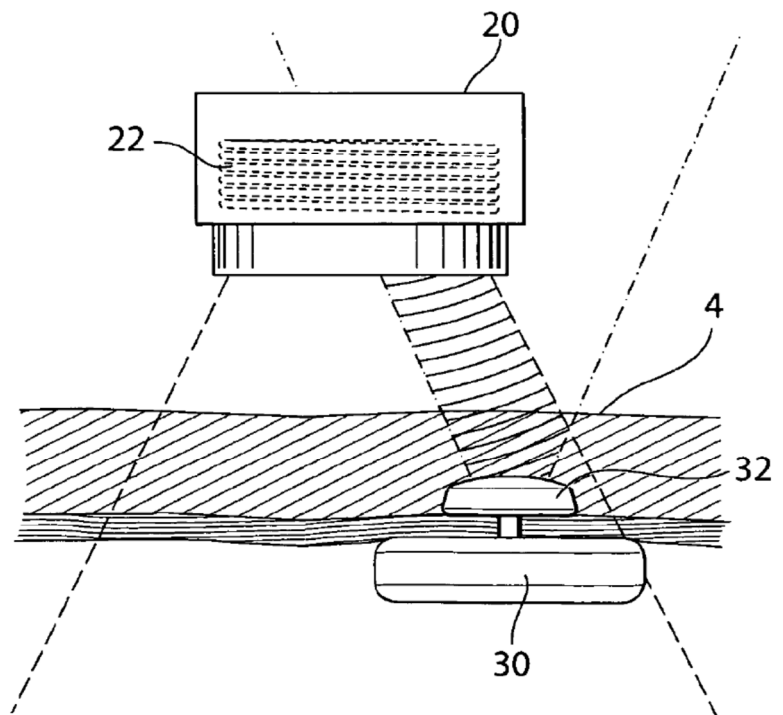


Fig.10

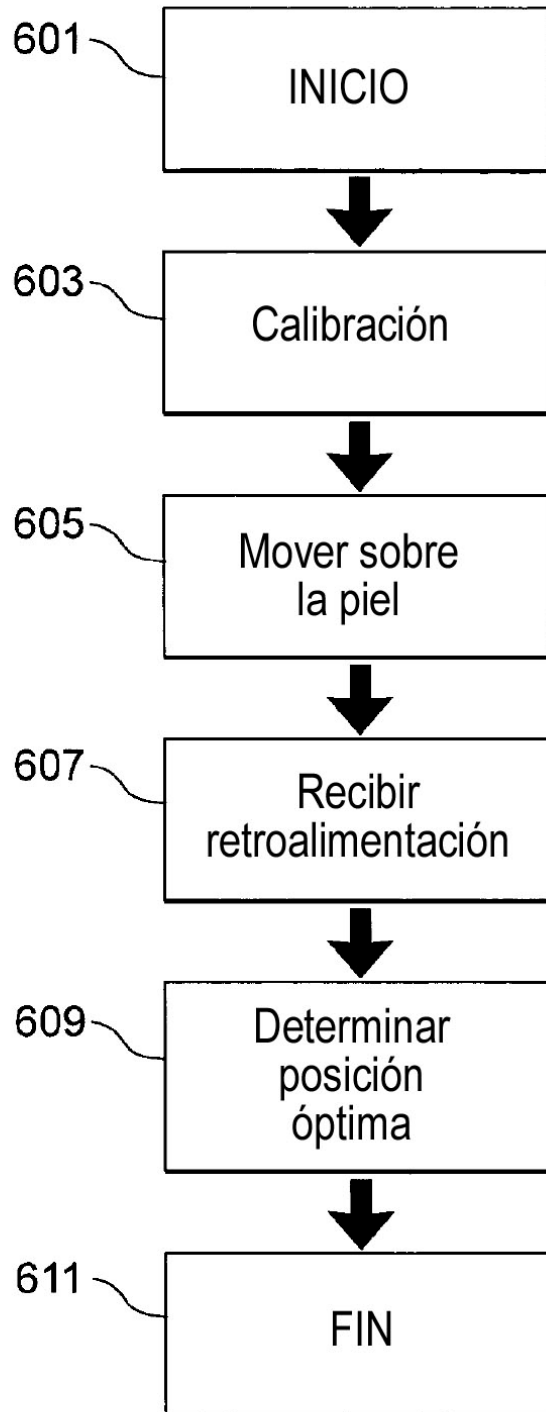


Fig.11

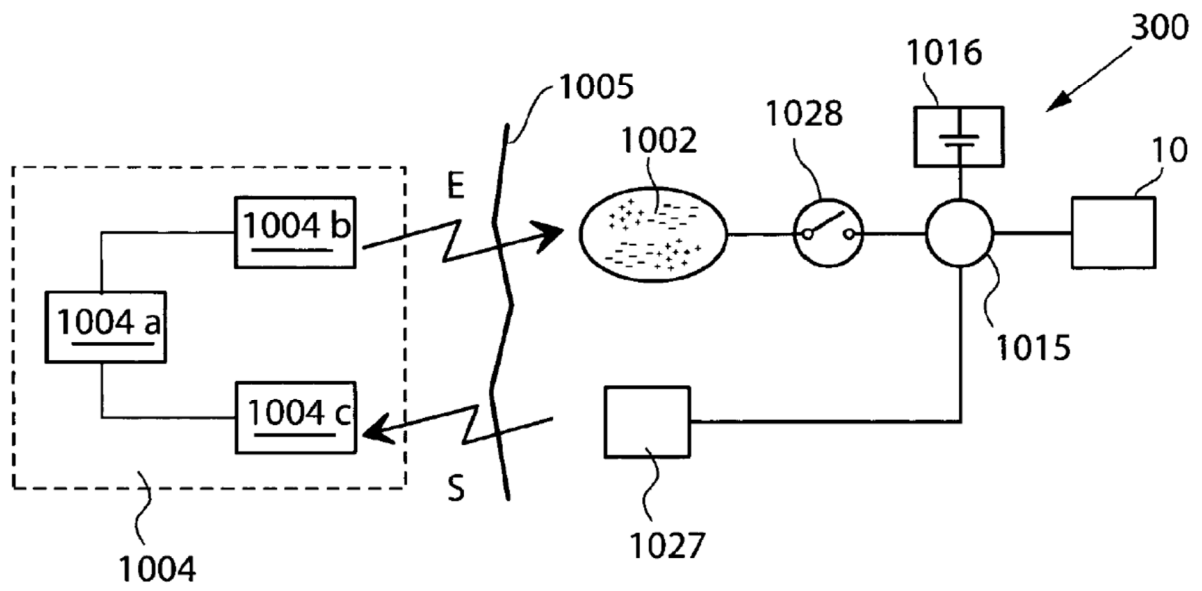


Fig.12

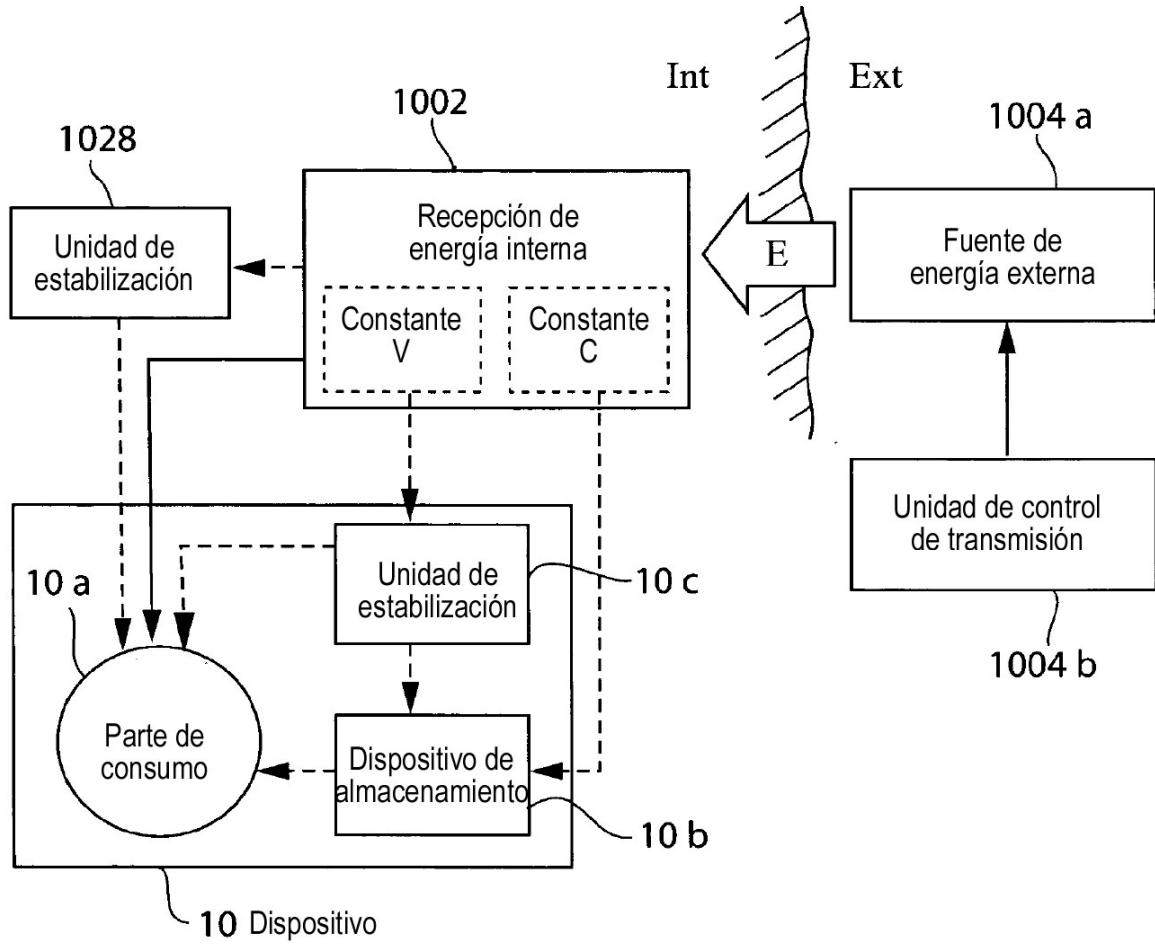


Fig.14

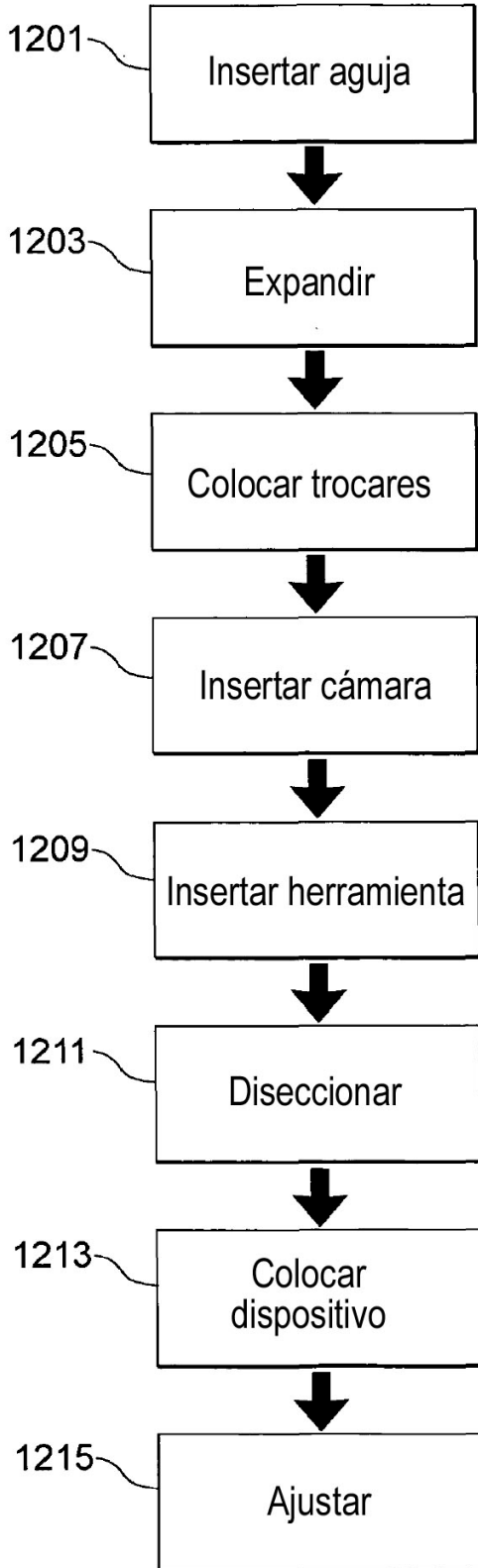


Fig.15

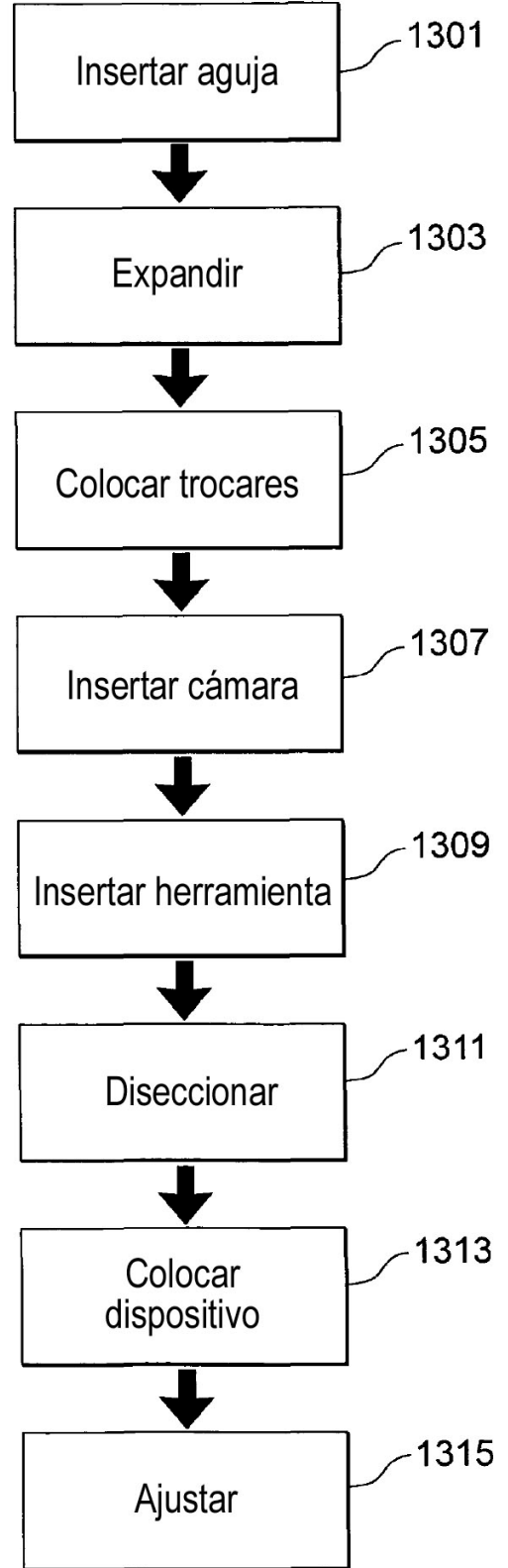


Fig.16

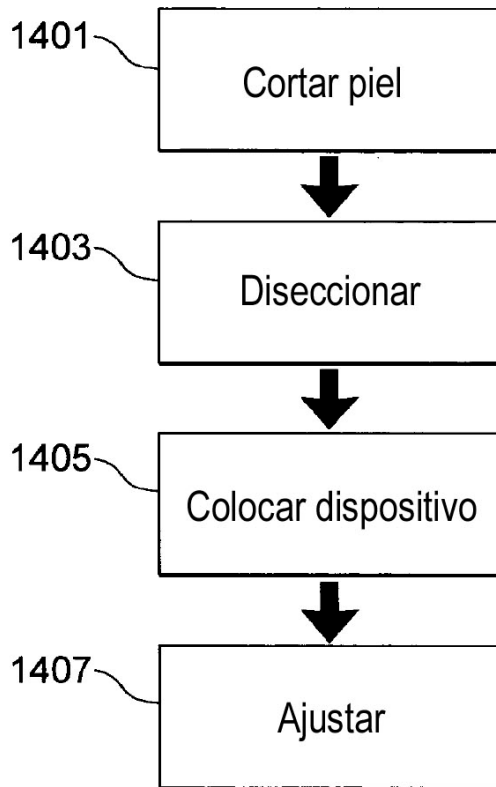


Fig.17

