

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 007 575**

51 Int. Cl.:

A61F 2/00 (2006.01)

A61F 2/04 (2013.01)

A61M 1/00 (2006.01)

A61M 27/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.10.2009 PCT/SE2009/051131**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.04.2010 WO10042047**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.10.2009 E 09819501 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.12.2024 EP 2349081**

54 Título: **Dispositivo implantable para el control urinario interno**

30 Prioridad:

10.10.2008 SE 0802154
23.07.2009 US 227831 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
20.03.2025

73 Titular/es:

IMPLANTICA PATENT LTD. (100.00%)
Ileon Science Park
223 70 Lund, SE

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 3 007 575 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo implantable para el control urinario interno

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato implantable para obtener el control urinario y el vaciado de la vejiga urinaria, previniendo o tratando así la retención involuntaria de orina.

Antecedentes de la invención

10 La disfunción urinaria causada habitualmente por lesiones medulares consiste en la retención involuntaria de orina, una afección que se asocia a infecciones urinarias, daños renales o daños en las vías urinarias. Un tratamiento habitual de la retención urinaria es el sondaje continuo o intermitente. Además de las molestias para el paciente, las sondas siempre representan un riesgo de contraer infecciones. Otras terapias alternativas son la estimulación eléctrica de la vejiga urinaria para provocar la contracción muscular y el vaciado de la vejiga (véase, por ejemplo, la patente estadounidense 6.393.323). La estimulación eléctrica de la vejiga requiere tener en cuenta que la electricidad estimula la contracción del esfínter urinario y que será necesaria una estimulación pulsátil que, sin embargo, puede provocar chorros incontrolados de orina a través de la uretra. La patente estadounidense nº 4.044.401 describe una vejiga urinaria totalmente artificial aplicada a la uretra y unida a los uréteres. Esta vejiga artificial se vacía mediante un globo expandible manualmente. Sin embargo, el depósito colocado subcutáneamente de un tamaño suficiente para vaciar la vejiga sería irrealmente grande. A partir de esta divulgación, es evidente que existe la necesidad de un aparato implantado para un paciente con una vejiga intacta que sea cómodo y se pueda vaciar sin necesidad de operaciones manuales. Además, dicho aparato debe diseñarse teniendo en cuenta cómo las partes implantadas más expuestas deben colocarse de una mejor manera dentro del cuerpo y también reemplazarse con un mínimo de intervención en el paciente. La presente invención pretende esbozar un aparato que cumpla tales requisitos.

20 Otros antecedentes técnicos se encuentran en el documento US 2003/125768 A1, que divulga un aparato para el tratamiento de la impotencia con medios de transformación de energía, en el documento WO 2007/017880 A2, relativo a un balón inflable para controlar la expansión de un órgano interno hueco, en el documento US 3 750 194 A, relativo a un aparato y un procedimiento para cerrar de forma reversible un conducto corporal natural o implantado, y en el documento EP I 545 691 A, que enseña un puerto de inyección y una bomba implantable para un implante quirúrgico.

Descripción de la invención

25 La presente invención se define mediante la reivindicación independiente 1.

30 De la presente invención, que se describirá a continuación, se desprende que el término "dispositivo de control" tiene un significado que incluye tanto los componentes hidráulicos como los eléctricos del aparato que ayuda a la descarga urinaria de la vejiga. Estos componentes incluyen tanto componentes implantables como componentes destinados a estar fuera del cuerpo del paciente. En este contexto, debe observarse que el dispositivo de control podría desviarse en un dispositivo de control hidráulico y un dispositivo de control eléctrico. El dispositivo de control eléctrico podría entonces incluir funciones de suministro de energía y de control eléctrico, así como un receptor de energía inalámbrico. El dispositivo de control externo también podría describirse como la unidad de control externo para transmitir energía inalámbrica y recibir información de retroalimentación de los componentes implantados. Por lo tanto, en cualquier lugar de este documento en el que se describa el dispositivo de control, este término podría sustituirse por cualquiera de los anteriores, siempre que sea pertinente. En una realización, el dispositivo de control incluye una unidad de control interna que comprende al menos un interruptor subcutáneo, un circuito electrónico, un motor o una bomba, en la que dicha unidad de control interna se puede accionar desde el exterior del cuerpo del paciente.

40 El miembro expandible se fija preferiblemente al dispositivo de control mediante un acoplamiento desmontable. Para este propósito el miembro expandible, preferentemente es proporcionado con una primera parte de fijación coincidente con una segunda parte coincidente del dispositivo de control. Las piezas de acoplamiento pueden ser una combinación de piezas macho/hembra que juntas establecen un acoplamiento liberable que fácilmente une o separa el miembro expandible y el dispositivo de control. Preferiblemente, las piezas de acoplamiento juntas proporcionan un acoplamiento de cierre a presión que simplifica la sustitución del miembro expandible a través de la uretra. Consiguientemente, el miembro expandible está diseñado con una capacidad para asumir una forma alargada esencialmente cilíndrica que admite su transporte a través de la uretra asistido con un instrumento quirúrgico adecuado. El miembro expandible, como insertado para implantación puede comprender un fuelle o una estructura similar que experimenta expansión y colapso controlados. Preferentemente, el miembro expandible se controla hidráulicamente y comprende una cavidad para fluido hidráulico y el dispositivo de control comprende un depósito operativo de vejiga para fluido hidráulico. El miembro expandible y el dispositivo de control están por consiguiente adaptados para ser conectados hidráulicamente a través de la pared de la vejiga urinaria. Para ello, el dispositivo de control comprende preferentemente un tubo para establecer la conexión hidráulica y para transportar el fluido hidráulico entre el depósito operativo de la vejiga y la cavidad. El acoplamiento rápido puede ser conectable a la conexión hidráulica y su parte de acoplamiento establecer una conexión entre el miembro expandible y el depósito

operativo de la vejiga para que el fluido hidráulico pueda ser transportado hacia y desde el miembro expandible para la descarga de orina y cuando la vejiga urinaria es rellena,

5 El dispositivo operativo accionado transporta fluido hidráulico hacia y desde la cavidad y el depósito operativo de la vejiga. En un modo operativo, el miembro expandible está adaptado para ser vaciado por la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga. El dispositivo operativo es capaz de transportar fluido hidráulico a la cavidad del miembro expandible para obtener una presión urinaria adecuada para la descarga de orina. Preferiblemente, se puede obtener una presión urinaria de al menos 50 cm de presión de agua para la descarga de orina.

10 Preferiblemente, el dispositivo operativo es una bomba motorizada. Además, el dispositivo operativo puede incluir o estar conectado a un puerto de inyección para calibrar la cantidad de fluido hidráulico. El dispositivo operativo también puede accionarse manualmente mediante un puerto de inyección que se acciona desde el exterior del cuerpo llenando o vaciando dicho puerto de inyección.

15 Además, el aparato puede comprender dispositivos de restricción implantables adaptados para cerrar los uréteres al descargar la orina de la vejiga urinaria con el fin de evitar cualquier reflujo urinario hacia los riñones. Los dispositivos de restricción preferiblemente están adaptados para abrir y cerrar los uréteres son operables hidráulicamente por fluido hidráulico. El fluido hidráulico operativo puede ser desplazado desde el depósito operativo de la vejiga. Con este fin, el depósito operativo de la vejiga puede comprender una sección expandible/colapsable sellada para el fluido hidráulico operativo del dispositivo de restricción. Preferiblemente, estos dispositivos de restricción se abren y cierran por la actividad del dispositivo operativo.

20 El aparato también puede incluir un dispositivo de restricción adaptado para abrir y cerrar la uretra con el fin de ayudar a los pacientes que tienen una función del esfínter urinario alterada. Los dispositivos de restricción adecuados para el tracto urinario y el control inalámbrico de dichos dispositivos se describen con más detalle en las patentes europeas nº EP 1253880; EP 1284691 y EP 1263355.

25 El dispositivo de control comprende un conjunto de control adaptado para ser implantado subcutáneamente o en la cavidad abdominal en el paciente para la conexión a otras partes del dispositivo de control. El conjunto de control comprende una fuente de alimentación para suministrar energía al dispositivo operativo y otras partes del dispositivo de control que consumen energía. Estas partes se describen además en el contexto de un sistema que comprende el aparato recitado. El conjunto de control puede comprender además un puerto de inyección para recibir fluido hidráulico, conectado al depósito operativo de la vejiga.

30 El aparato también puede comprender un sensor de presión implantable para medir la presión urinaria en la vejiga urinaria directa o indirectamente, como medir la presión dentro del miembro implantable.

El fluido hidráulico puede comprender un agente para contrarrestar el crecimiento microbiano, como un antibiótico.

35 Con el fin de ayudar aún más a la descarga urinaria, el dispositivo de control puede comprender además un dispositivo implantable para estimular eléctricamente los músculos de la vejiga urinaria con el fin de contraer los mismos, para cooperar con el miembro expandible para descargar la orina de la vejiga urinaria.

Preferiblemente, el dispositivo de estimulación eléctrica comprende una pluralidad de tiras de electrodos fijadas a los músculos de la vejiga urinaria.

40 En una alternativa, el aparato puede comprender una segunda conexión hidráulica entre el miembro expandible y el depósito operativo de la vejiga. La segunda conexión está dimensionada de tal forma que la capacidad de volumen de bombeo de la bomba es significativamente mucho mayor que la capacidad de vaciado de dicha segunda conexión, cuando está abierta. Según esta disposición alternativa, el miembro expandible está adaptado para ser vaciado por la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga por dicha segunda conexión. La segunda conexión puede ser un pasaje en el acoplamiento rápido que se establece cuando se unen las dos piezas de acoplamiento al juntar el miembro expandible con el dispositivo de control. Con tal un arreglo, la segunda conexión puede quedar abierta cuándo la conexión hidráulica principal está cerrada.

50 La presente invención puede llevarse a cabo insertando un tubo similar a una aguja en el abdomen del paciente; llenando el abdomen con gas a través de dicho tubo, expandiendo así la cavidad abdominal; colocando al menos dos trócares laparoscópicos en el cuerpo del paciente e insertando una cámara a través de uno de dichos trócares en el abdomen; insertar al menos una herramienta de disección a través de un trocar y diseccionar un área de al menos una porción de la vejiga urinaria del paciente; realizar una incisión en una abertura de la pared de la vejiga urinaria; colocar un miembro expandible dentro de la vejiga urinaria; colocar un dispositivo de control fuera de la vejiga urinaria; e interconectar el miembro expandible y el dispositivo de control con un dispositivo de interconexión. El procedimiento también comprende hacer un túnel suturando la pared de la vejiga urinaria a sí misma para inmovilizar el dispositivo de interconexión en una posición que penetra la pared de la vejiga urinaria, mientras se establece una conexión hidráulica entre una cavidad del miembro expandible y un depósito operativo de la vejiga del dispositivo de control.

Además, el procedimiento comprende la colocación de una red adaptada para soportar el crecimiento interno de tejido con el fin de que cubra al menos parcialmente el túnel.

5 La presente invención también puede implementarse cortando la piel; diseccionando un área de al menos una porción de la vejiga urinaria del paciente; mediante una incisión se hace una abertura en la pared de la vejiga urinaria; colocando un miembro expandible dentro de la vejiga urinaria; colocando un dispositivo de control fuera de la vejiga urinaria; e interconectando el miembro expandible y el dispositivo de control con un dispositivo de interconexión. El procedimiento puede incluir además al menos uno de las siguientes etapas;

10 colocar una fuente de alimentación dentro del cuerpo para alimentar el dispositivo de control; colocar un depósito hidráulico operativo de la vejiga y; colocar una bomba dentro del cuerpo, para bombear fluido entre el depósito operativo de la vejiga y el miembro expandible para descargar la orina de la vejiga urinaria.

15 La presente invención puede funcionar activando un conjunto de control del dispositivo de control; aumentando el volumen del miembro expandible; y descargando orina a través de la uretra. El procedimiento puede comprender además la etapa de activar los dispositivos de restricción para cerrar temporalmente los uréteres y/o una etapa que comprende activar el dispositivo de restricción para liberar temporalmente su restricción de la uretra o del cuello de la vejiga urinaria. En el procedimiento, un conjunto de control puede recibir una señal de un sensor de presión que mide la presión urinaria en la vejiga urinaria o en el miembro expandible. El conjunto de control comprende un sistema de alarma adaptado para presentar una señal de alarma para el paciente, y es capaz de activar dicho conjunto de control con una señal procedente de una unidad de control controlada desde el exterior del paciente, como un control remoto inalámbrico o un interruptor implantable subcutáneamente. El procedimiento puede comprender además la etapa de
20 activar una bomba para transportar fluido hidráulico desde dicho depósito operativo de la vejiga hasta el miembro expandible.

25 Un miembro expandible en el aparato descrito anteriormente para el tratamiento de la retención urinaria puede ser sustituido mediante la inserción de un instrumento adaptado para operar en el miembro expandible a través de la uretra; liberar el miembro expandible del dispositivo de control; desplazar el miembro expandible colapsado con el instrumento; y transportar el miembro expandible colapsado a través de la uretra y fuera del cuerpo. Además, el procedimiento comprende insertar un nuevo miembro expandible colapsado a través de la uretra; desplazar el miembro expandible a una posición de acoplamiento con el dispositivo de control; y unir el miembro expandible al dispositivo de control con un acoplamiento desmontable. El acoplamiento desmontable comprende dos piezas de acoplamiento, una primera pieza de acoplamiento en la parte proximal del miembro expandible y una segunda pieza de acoplamiento en el dispositivo de control.
30

La presente invención también puede implementarse en un sistema para tratar la incontinencia urinaria. Las partes o componentes del sistema se describen en las siguientes secciones de la descripción y deben considerarse aplicables con cualquier aparato generalmente descrito en la parte anterior de la descripción.

35 En un ejemplo, el sistema comprende al menos un interruptor implantable en el paciente para controlar manualmente y de forma no invasiva el aparato.

En un ejemplo, el sistema comprende un dispositivo operativo hidráulica para operar el aparato.

En un ejemplo, el sistema comprende un motor o una bomba para accionar el aparato.

40 El sistema puede comprender un dispositivo hidráulico que tiene un depósito hidráulico implantable, que está conectado hidráulicamente al aparato, en el que el aparato está adaptado para ser regulado de forma no invasiva presionando manualmente el depósito hidráulico. Dicho dispositivo hidráulico está destinado a ser conectado al dispositivo de control y al miembro expandible del aparato, tal como se describe en las secciones anteriores.

45 El sistema puede incluir un control remoto inalámbrico para controlar el aparato de forma no invasiva. El control remoto inalámbrico comprende preferiblemente al menos un transmisor y/o receptor de señales externo, y preferiblemente comprende además un receptor y/o transmisor de señales interno implantable en el paciente para recibir señales transmitidas por el transmisor de señales externo o transmitir señales al receptor de señales externo. El control remoto inalámbrico transmite preferentemente al menos una señal de control inalámbrica para controlar el aparato. La señal de control inalámbrica puede comprender una señal modulada en frecuencia, amplitud o fase, o una combinación de las mismas. Alternativamente, el control remoto inalámbrico transmite una señal de onda portadora electromagnética para transportar la señal de control. La señal de control puede comprender una de las siguientes: un campo eléctrico, un campo magnético, un campo eléctrico y magnético combinados. Alternativamente, la señal de control comprende una señal analógica, una señal digital o una combinación de señal analógica y digital.
50

55 El dispositivo inalámbrico de transmisión de energía del sistema está adaptado para energizar de forma no invasiva los componentes implantables consumidores de energía del aparato con energía inalámbrica. A este respecto, la energía inalámbrica puede comprender una señal de onda seleccionada entre las siguientes: una señal de onda sonora, una señal de onda ultrasónica, una señal de onda electromagnética, una señal de luz infrarroja, una señal de luz visible, una señal de luz ultravioleta, una señal de luz láser, una señal de microonda, una señal de onda de radio, una señal de radiación de rayos X y una señal de radiación gamma. Alternativamente, la energía inalámbrica puede

comprender uno de los siguientes: un campo eléctrico, un campo magnético, un campo eléctrico y magnético combinado.

5 Para su energización, el sistema puede comprender una fuente de alimentación interna implantable para alimentar los componentes implantables consumidores de energía del aparato. Se puede proporcionar una fuente de alimentación externa para transferir energía de modo inalámbrico y cargar la fuente de alimentación interna con la energía transferida de modo inalámbrico. Dicho sistema puede comprender además un sensor o dispositivo de medición que detecte o mida un parámetro funcional correlacionado con la transferencia de energía para cargar la fuente de alimentación interna, y un dispositivo de retroalimentación para enviar información de retroalimentación desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo, estando la información de retroalimentación relacionada con el parámetro funcional detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición.

10 El sistema descrito en los términos generales puede comprender además un dispositivo de retroalimentación para enviar información de retroalimentación desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo, estando la información de retroalimentación relacionada con al menos uno de los parámetros físicos del paciente, como la presión en la vejiga urinaria, y un parámetro funcional relacionado con el aparato.

15 El sistema descrito en los términos generales puede comprender además un sensor y/o un dispositivo de medición y una unidad de control interna implantable para controlar el aparato en respuesta a información relacionada con al menos uno de los parámetros físicos del paciente detectados por el sensor o medidos por el dispositivo de medición y un parámetro funcional relacionado con el aparato detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición. El parámetro físico es una presión, como la presión en la vejiga urinaria o un movimiento de motilidad.

20 El sistema descrito en los términos generales puede comprender además un comunicador de datos externo y un comunicador de datos interno implantable que se comunica con el comunicador de datos externo, en el que el comunicador interno transmite datos relacionados con el aparato o el paciente al comunicador de datos externo y/o el comunicador de datos externo transmite datos al comunicador de datos interno.

25 En caso de que el sistema comprenda un dispositivo operativo para operar el aparato, el dispositivo operativo puede comprender un servo diseñado para disminuir la fuerza necesaria para que el dispositivo operativo opere el aparato, por lo que el dispositivo operativo en su lugar actúa de una manera más larga, aumentando el tiempo para una acción determinada.

30 En caso de que el sistema comprenda un dispositivo operativo para hacer funcionar el aparato y un dispositivo de transmisión de energía para transmitir energía inalámbrica, dicha energía puede utilizarse en su estado inalámbrico para alimentar directamente el dispositivo operativo a fin de crear energía cinética para la operación del aparato, ya que la energía inalámbrica está siendo transmitida por el dispositivo de transmisión de energía, es decir, el aparato recibe energía directamente.

35 Cuando el sistema comprende un dispositivo de transmisión de energía inalámbrica, puede comprender además un dispositivo de transformación de energía para transformar la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía de una primera forma en una segunda forma de energía. El dispositivo de transformación de energía alimenta directamente los componentes implantables consumidores de energía del aparato con la energía de segunda forma, ya que el dispositivo de transformación de energía transforma la energía de primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía en energía de segunda forma. A este respecto, la segunda forma de energía comprende al menos una de las siguientes: una corriente continua, una corriente continua pulsante y una corriente alterna. El sistema descrito puede incluir un acumulador implantable, en el que la energía de segunda forma se utiliza, al menos en parte, para cargar el acumulador. En términos generales, la energía de la primera o segunda forma comprende al menos una de las siguientes: energía magnética, energía cinética, energía acústica, energía química, energía radiante, energía electromagnética, fotoenergía, energía nuclear, energía térmica, energía no magnética, energía no cinética, energía no química, energía no sónica, energía no nuclear y energía no térmica.

45 El sistema descrito en cualquiera de los términos generales anteriores puede comprender además componentes eléctricos implantables que incluyan al menos un protector de nivel de tensión y/o al menos un protector de corriente constante.

50 Cuando el sistema comprende un dispositivo inalámbrico de transmisión de energía, puede comprender además un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía, y un receptor interno de energía implantable para recibir la energía inalámbrica transmitida, estando el receptor interno de energía conectado a los componentes implantables consumidores de energía del aparato para suministrarles directa o indirectamente la energía recibida, el sistema comprende además un dispositivo de determinación adaptado para determinar un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por los componentes implantables consumidores de energía del aparato, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo externo de transmisión de energía, basándose en el balance energético determinado por el dispositivo de determinación. En un modo, el dispositivo de determinación está adaptado para detectar un cambio en el balance energético, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en el cambio detectado en el balance energético. En

otro modo, el dispositivo de determinación está adaptado para detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes consumidores de energía implantables del aparato, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en la diferencia de energía detectada.

- 5 En el caso de que el sistema comprenda un dispositivo inalámbrico de transmisión de energía, el dispositivo de transmisión de energía comprende una bobina colocada externamente al cuerpo humano. El sistema comprende además un receptor de energía implantable que se coloca internamente en el cuerpo humano y un circuito eléctrico conectado para alimentar la bobina externa con impulsos eléctricos para transmitir la energía inalámbrica. Los impulsos eléctricos tienen bordes inicial y final, y el circuito eléctrico está adaptado para variar los primeros intervalos de tiempo entre los bordes inicial y final sucesivos y/o los segundos intervalos de tiempo entre los bordes inicial y final sucesivos de los impulsos eléctricos para variar la potencia de la energía inalámbrica transmitida. El receptor de energía que recibe la energía inalámbrica transmitida tiene entonces una potencia variada. En un modo, el circuito eléctrico está adaptado para suministrar los impulsos eléctricos para que permanezcan inalterados excepto variando el primer y/o segundo intervalo de tiempo. En otro modo, el circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, se varía la potencia transmitida a través de la bobina.

Los ejemplos del sistema que incluyen un dispositivo de retroalimentación, como se ha descrito anteriormente, pueden comprender además un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica. El receptor de energía tiene preferiblemente una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina. El sistema comprende además un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, que preferiblemente tiene una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina, en el que la segunda bobina externa del transmisor de energía transmite energía inalámbrica que es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema puede incluir además un interruptor de alimentación para activar y desactivar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de forma que el transmisor de energía externo reciba información de retorno relacionada con la carga de la primera bobina en forma de una variación de impedancia en la carga de la segunda bobina externa, cuando el interruptor de alimentación activa y desactiva la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico. Alternativamente, en un sistema de este tipo, el dispositivo de realimentación puede adaptarse para comunicar la cantidad de energía recibida en la primera bobina como información de realimentación, y en el que el segundo circuito electrónico incluye un dispositivo de determinación para recibir la información de realimentación y para comparar la cantidad de energía transferida por la segunda bobina con la información de realimentación relacionada con la cantidad de energía recibida en la primera bobina para obtener los factores de acoplamiento entre la primera y la segunda bobinas. El transmisor de energía regula preferentemente la energía transmitida en respuesta al factor de acoplamiento obtenido. La segunda bobina externa puede, por ejemplo, adaptarse para ser movida en relación con la primera bobina interna para establecer la colocación óptima de la segunda bobina, en la que se maximiza el factor de acoplamiento. En otro ejemplo, la segunda bobina externa está adaptada para calibrar la cantidad de energía transferida para lograr la información de retroalimentación en el dispositivo de determinación, antes de que se maximice el factor de acoplamiento.

Descripción ejemplar de la invención

- 40 La presente invención y ejemplos de la técnica relacionada se describirán ahora con más detalle mediante ejemplos no limitativos y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es una imagen esquemática de un paciente al que se le ha implantado el aparato aquí descrito.

La Fig. 2a es una imagen esquemática de una realización del aparato implantado.

La fig. 2b es una sección del aparato de la fig. 2a que ilustra el acoplamiento desmontable entre partes del aparato.

- 45 La Fig. 3 es una ilustración del aparato de la Fig. 2a en su modo operativo de descarga de orina desde la vejiga urinaria a través de la uretra.

Fig. 4 es una ilustración del aparato de la Fig. 2a cuando la vejiga urinaria se rellena con orina, mostrando también una realización especial en la que el depósito operativo de la vejiga está conectado hidráulicamente a los dispositivos de restricción del uréter.

- 50 La Fig. 5 ilustra otra realización del aparato.

La Fig. 6 ilustra esquemáticamente un sistema que incluye un aparato de la invención implantado en un paciente.

Las Fig. 7-21 muestran esquemáticamente varios ejemplos del sistema para alimentar de forma inalámbrica el aparato que se muestra en la figura 1 Fig. 1.

- 55 La Fig. 22 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra una disposición para suministrar una cantidad precisa de energía utilizada para la operación del aparato mostrado en la Fig. 6.

La Fig. 23 muestra esquemáticamente un ejemplo del sistema, en el que el aparato funciona con energía ligada al cable.

La Fig. 24 es un diagrama de bloques más detallado de una disposición para controlar la transmisión de energía inalámbrica utilizada para la operación del aparato mostrado en la Fig. 6.

5 La Fig. 25 es un circuito para la disposición mostrada en la Fig. 19, según un posible ejemplo de implementación.

Las Fig. 26-32 muestran diversas formas de disponer la alimentación hidráulica o neumática de un aparato implantado en un paciente.

En referencia a la Fig. 1 y Fig.2a el aparato tiene un miembro expandible 20 con una cavidad para alojar fluido hidráulico que se coloca dentro de la vejiga urinaria 30 que contiene orina llegada de los uréteres 32A, 32B. Un dispositivo de control 50 opera la expansión y con ello el volumen del miembro expandible. El dispositivo de control 50 tiene un conjunto de control 52 conectado a un depósito de funcionamiento de vejiga 54 para fluido hidráulico que está conectado al miembro expansible con un dispositivo de interconexión 56 para transportar fluido hidráulico entre el depósito de operación de vejiga 54 y el miembro expandible 20. Una bomba 53 está apoyando el transporte fluido. El dispositivo de interconexión 56 es un dispositivo en forma de tubo que se incide quirúrgicamente a través de la pared de la vejiga urinaria y se fija a la misma mediante una técnica de tunelización por la que la pared de la vejiga se sutura a sí misma. El dispositivo de interconexión está soportado por la red 58 que sella las fijaciones admitiendo el crecimiento de tejido. En la Fig. 2a el dispositivo de interconexión 56 está unido a un acoplamiento desmontable 55 que une el depósito operativo de la vejiga con el miembro expandible como se describirá más adelante con la Fig. 2b. El conjunto de control 52 está situado en el paciente e incluye una serie de elementos funcionales necesarios para la operación del aparato, como una bomba de operación 529 para el fluido hidráulico, una fuente de alimentación 521 para accionar la bomba de operación y otras partes del aparato que consumen energía. Un energizador externo 60 transfiere energía inalámbrica a un dispositivo transformador de energía 522 para que la fuente de alimentación 521 pueda ser complementada. Una unidad de control externa 70 proporciona comunicación inalámbrica con una unidad de control interna 523 para operar el aparato. Además, el sensor de presión 57 está conectado a una función de control del sensor 524 del conjunto de control. El conjunto de control 52 tiene una parte interna 52A que incluye las funciones mencionadas y una parte externa 52B que incluye un puerto de inyección 521B y un interruptor operable manualmente 522B. Una o más partes del dispositivo de control pueden implantarse por vía subcutánea o en la cavidad abdominal o en la región pélvica o en cualquier otro lugar adecuado dentro del cuerpo. Como se representa en la Fig. 2a, el dispositivo puede adaptarse para un paciente que sufre una complicación en la que el esfínter urinario está permanentemente cerrado. Por esta razón, el miembro expandible 20 del aparato necesita ejercer una presión considerable (alrededor de 60-80 cm de presión de agua) para forzar la salida de la orina de la vejiga y la orina puede por lo tanto refluir a través de los uréteres 32A, 32B con riesgos potenciales de dañar los riñones. Para evitar tales complicaciones, el dispositivo de control está provisto de dispositivos de restricción 59A, 59B dispuestos para contraer temporalmente los uréteres y cerrarlos durante la operación de descarga de orina con el miembro expandible. Los dispositivos de restricción están operados de la asamblea de control en manera de realizar su contracción provisional durante el rendimiento de descarga. Los dispositivos de restricción mecánicos o hidráulicos adecuados y su control se describen con más detalle en las patentes europeas Nos. EP 1253880; EP 1284691; y EP 1263355. La presión de la orina en el uréter es normalmente de alrededor de 50 cm de agua, sin embargo, es muy probable que el aumento de presión a corto plazo no dañe los riñones y, por lo tanto, los dispositivos de restricción 59A y 59B pueden omitirse.

40 Cuando la bomba 53 no está bombeando para llenar el miembro expandible y si el paso 56 entre el depósito operativo de la vejiga y el miembro expandible está libre, entonces el miembro expandible se vacía por la orina que llena la vejiga. Otra alternativa es que la bomba 53 se ponga en marcha de forma escalonada para vaciar el miembro expandible, por ejemplo controlada por presión o controlada por cualquier otro sensor de entrada como se menciona en otro lugar. Se introduce una segunda conexión 56B entre el miembro expandible 20 y el depósito operativo 54 de la vejiga. La segunda conexión está adaptada para admitir el transporte de fluido desde el miembro 20 al depósito operativo de vejiga cuando la conexión está cerrada. Si el bombeando capacidad de volumen es significativamente mucho más grande que la capacidad de vaciar de la segunda conexión esta conexión siempre puede estar de pie abierta, también cuándo la bomba 53 transporta fluido de la vejiga que opera el depósito 54 al miembro 20. La introducción de la segunda conexión se considerará como una alternativa opcional del aparato.

50 La Fig. 2b es una vista más cercana del acoplamiento desmontable 55 de la Fig. 2a y sus dos piezas de acoplamiento 55A y 55B. La primera pieza de acoplamiento 55A forma parte del dispositivo de control 50 y está conectada al depósito operativo 54 de la vejiga. La segunda pieza de acoplamiento 55B está dispuesta en el miembro expandible 20. Las dos piezas acoplables se pueden acoplar y desmontar fácilmente para poder colocarlas o desmontarlas cómodamente el miembro expandible en el dispositivo de control 50. En consecuencia, el miembro expandible se convierte fácilmente reemplazable por la intervención a través de la uretra con un instrumento adecuado. Para este propósito el miembro expandible es capaz de asumir un una forma alargada sustancialmente cilíndrica el paso de forma conveniente a través de la uretra. La Fig. 2b también muestra la segunda conexión 56B como una parte del acoplamiento desmontable.

60 En referencia a la Fig. 2a y a la Fig. 3, el aparato se acciona activando la bomba de accionamiento del conjunto de control 54, que se acciona en respuesta a una señal procedente de un control remoto 70. El conjunto de control

también puede conectarse a un sensor de presión 57 para controlar la presión urinaria de la vejiga. El conjunto de control también puede conectarse a un sensor de presión 57 para controlar la presión urinaria de la vejiga. Pueden utilizarse varios tipos diferentes de sensores de entrada para determinar, por ejemplo, el estiramiento o la flexión o la presión en la pared de la vejiga de la orina o, por ejemplo, para detectar el volumen o la presión dentro de la vejiga de la orina. Lo más probable es que estos sensores sólo provoquen indirectamente el vaciado de la vejiga presentando una alarma para el paciente informándole de que ha llegado el momento de vaciar la vejiga. Dicha alarma se genera de forma audible o visual. El control remoto 70 puede controlar un interruptor subcutáneo 525 para controlar el vaciado de la vejiga o comunicarse a través del cuerpo mediante un cable o con comunicación inalámbrica. La bomba transporta ahora fluido hidráulico desde el depósito operativo de la vejiga 54, a través del dispositivo de interconexión 56 a la cavidad del miembro expandible 20, que de este modo aumenta de volumen en la vejiga urinaria y descarga orina a través de la uretra a una presión que supera la fuerza de cierre del esfínter uretral, por lo que se realiza el vaciado de la vejiga urinaria. Durante esta operación el conjunto de control opera para cerrar el dispositivo de restricción 59A, 59B para prevenir cualquier reflujo urinario en los uréteres. Cuando finaliza la descarga y la bomba de operación está inactiva, los dispositivos de restricción 59A, 59B se liberan para que la orina pueda volver a llenar la vejiga urinaria. Por la presión de la orina rellena, el miembro expandible 20 se colapsa subsecuentemente para retener una forma como se muestra en la Fig. 2 cuando está listo para una nueva actuación como es monitoreado por el sensor de presión.

Algunos pacientes que sufren retención urinaria también tienen incontinencia urinaria. En tal caso, se incluye en el sistema un esfínter urinario independiente, un dispositivo de restricción que cierra la uretra hasta que el paciente desea orinar. En este caso, se necesita menos presión para vaciar la vejiga, ya que no se necesita fuerza para abrir el esfínter mediante la presión intravesical. En este caso, los dispositivos de restricción 59A y 59B pueden omitirse.

El depósito operativo de la vejiga 54 puede colocarse en cualquier parte del cuerpo, aunque preferiblemente en la cavidad abdominal, tal vez en la vejiga de la orina o en la región pélvica. La cantidad de líquido en el depósito operativo de la vejiga puede calibrarse con fluido utilizando el puerto de inyección 521B y un depósito subcutáneo 526 colocado dentro del cuerpo al alcance de una aguja especial del puerto de inyección. El depósito subcutáneo también puede omitirse y utilizar únicamente el puerto de inyección para llenar y vaciar el miembro expandible. También es concebible controlar la duración/fuerza del proceso de descarga de orina, por ejemplo, que los datos del sensor de presión que mide la presión urinaria o más fácil la presión dentro del miembro expandible en la vejiga controla la bomba de operación por la lógica en el conjunto de control. Cabe señalar que el miembro expandible puede ser elástico o sólo flexible, dentro de la presión utilizada dentro de la misma. La Fig. 3 muestra el aparato de la Fig. 2 (sin el dispositivo de control 50) cuando descarga orina. Los dispositivos de restricción 59A, 59B cierran ahora los uréteres 32A, 32B mientras que el esfínter urinario 59C está abierto. La Fig. 4 muestra el aparato de la Fig. 3 cuando la vejiga urinaria está siendo rellena con orina y el fluido hidráulico es devuelto al depósito operativo 54 de la vejiga. Los dispositivos de restricción 59A, 59B están ahora abiertos mientras que el esfínter urinario 59C está cerrado. La Fig. 4 también muestra que los dispositivos de restricción de los uréteres se accionan hidráulicamente con fluido hidráulico procedente de una sección especial del depósito operativo de la vejiga. El fluido hidráulico para operar los dispositivos de restricción puede ser desplazado desde el depósito cuando la sección restante del depósito se llena como consecuencia de la presión urinaria ejercida sobre el miembro expandible. La Fig. 5 ilustra otra realización del aparato de la Fig. 2a. Aquí, el depósito operativo de la vejiga 54 está conectado hidráulicamente a una bomba 527 en el conjunto de control 52 que funciona para bombear fluido hidráulico al miembro expandible 20.

Debe entenderse que las realizaciones y ejemplos descritos pueden modificarse dentro del alcance de las reivindicaciones anexas.

La Fig. 6 ilustra un sistema para el tratamiento de la incontinencia urinaria con un aparato 10 descrito de forma general o como se ilustra en las Fig. 1 a 5. El sistema se coloca en el abdomen de un paciente. Un dispositivo de transformación de energía 302 implantado está adaptado para suministrar energía a los componentes consumidores de energía del aparato a través de una línea de suministro de energía 303. Un dispositivo externo de transmisión de energía 304 para energizar de forma no invasiva el aparato 10 transmite energía mediante al menos una señal de energía inalámbrica. El dispositivo de transformación de energía implantado 1002 transforma la energía de la señal de energía inalámbrica en energía eléctrica que se suministra a través de la línea de alimentación 1003.

La señal de energía inalámbrica puede incluir una señal de onda seleccionada entre las siguientes: una señal de onda sonora, una señal de onda ultrasónica, una señal de onda electromagnética, una señal de luz infrarroja, una señal de luz visible, una señal de luz ultravioleta, una señal de luz láser, una señal de microonda, una señal de onda de radio, una señal de radiación de rayos X y una señal de radiación gamma. Alternativamente, la señal de energía inalámbrica puede incluir un campo eléctrico o magnético, o un campo eléctrico y magnético combinados.

El dispositivo inalámbrico de transmisión de energía 1004 puede transmitir una señal portadora para transportar la señal inalámbrica de energía. Dicha señal portadora puede incluir señales digitales, analógicas o una combinación de señales digitales y analógicas. En este caso, la señal de energía inalámbrica incluye una señal analógica o digital, o una combinación de una señal analógica y digital.

En términos generales, el dispositivo de transformación de energía 1002 se proporciona para transformar energía inalámbrica de una primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 en energía de una

segunda forma, que típicamente es diferente de la energía de la primera forma. El aparato implantado 10 es operable en respuesta a la energía de la segunda forma. El dispositivo de transformación de energía 1002 puede alimentar directamente el aparato con la energía de la segunda forma, ya que el dispositivo de transformación de energía 1002 transforma la energía de la primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 en la energía de la segunda forma. El sistema puede incluir además un acumulador implantable, en el que la energía de segunda forma se utiliza al menos en parte para cargar el acumulador.

Alternativamente, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 puede utilizarse para alimentar directamente el aparato, a medida que la energía inalámbrica es transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004. Cuando el sistema comprende un dispositivo operativo para hacer funcionar el aparato, como se describirá más adelante, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 puede utilizarse para alimentar directamente el dispositivo operativo a fin de crear energía cinética para la operación del aparato.

La energía inalámbrica de la primera forma puede comprender ondas sonoras y el dispositivo de transformación de energía 1002 puede incluir un elemento piezoeléctrico para transformar las ondas sonoras en energía eléctrica. La energía de la segunda forma puede comprender energía eléctrica en forma de corriente continua o corriente continua pulsante, o una combinación de corriente continua y corriente continua pulsante, o una corriente alterna o una combinación de corriente continua y corriente alterna. Normalmente, el aparato comprende componentes eléctricos que se energizan con energía eléctrica. Otros componentes eléctricos implantables del sistema pueden ser al menos un protector de nivel de tensión o al menos un protector de corriente constante conectados con los componentes eléctricos del aparato.

Opcionalmente, una de las energías de la primera forma y la energía de la segunda forma puede comprender energía magnética, energía cinética, energía sonora, energía química, energía radiante, energía electromagnética, fotoenergía, energía nuclear o energía térmica. Preferiblemente, una de las energías de la primera forma y la energía de la segunda forma es no magnética, no cinética, no química, no sónica, no nuclear o no térmica.

El dispositivo de transmisión de energía puede controlarse desde el exterior del cuerpo del paciente para liberar energía electromagnética inalámbrica, y la energía electromagnética inalámbrica liberada se utiliza para hacer funcionar el aparato. Alternativamente, el dispositivo de transmisión de energía se controla desde el exterior del cuerpo del paciente para liberar energía inalámbrica no magnética, y la energía inalámbrica no magnética liberada se utiliza para hacer funcionar el aparato.

El dispositivo externo de transmisión de energía 1004 también incluye un control remoto inalámbrico que tiene un transmisor de señal externo para transmitir una señal de control inalámbrica para controlar el aparato de forma no invasiva. La señal de control es recibida por un receptor de señal implantado que puede estar incorporado en el dispositivo implantado de transformación de energía 1002 o separado del mismo.

La señal de control inalámbrica puede incluir una señal modulada en frecuencia, amplitud o fase, o una combinación de las mismas. Alternativamente, la señal de control inalámbrico incluye una señal analógica o digital, o una combinación de una señal analógica y digital. Alternativamente, la señal de control inalámbrico comprende un campo eléctrico o magnético, o una combinación de campo eléctrico y magnético.

El control remoto inalámbrico puede transmitir una señal portadora para transportar la señal de control inalámbrico. Dicha señal portadora puede incluir señales digitales, analógicas o una combinación de señales digitales y analógicas. Cuando la señal de control incluye una señal analógica o digital, o una combinación de señal analógica y digital, el control remoto inalámbrico transmite preferentemente una señal electromagnética de onda portadora para transportar las señales de control digitales o analógicas.

La Fig. 7 ilustra el sistema de la Fig. 6 en forma de un diagrama de bloques más generalizado que muestra el aparato 10, el dispositivo de transformación de energía 1002 que alimenta el aparato 10 a través de la línea de alimentación 1003, y el dispositivo externo de transmisión de energía 1004. La piel del paciente 1005, generalmente mostrada por una línea vertical, separa el interior del paciente a la derecha de la línea del exterior a la izquierda de la línea.

La Fig. 8 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 7, salvo que en el paciente se implanta también un dispositivo de inversión en forma de interruptor eléctrico 1006 accionable, por ejemplo, mediante energía polarizada, para invertir el aparato 10. Cuando el interruptor se acciona mediante energía polarizada, el control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004 transmite una señal inalámbrica portadora de energía polarizada y el dispositivo implantado de transformación de energía 1002 transforma la energía polarizada inalámbrica en una corriente polarizada para accionar el interruptor eléctrico 1006. Cuando el dispositivo implantado de transformación de energía 1002 cambia la polaridad de la corriente, el interruptor eléctrico 1006 invierte la función realizada por el aparato 10.

La Fig. 9 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 7, excepto que un dispositivo operativo 1007 implantado en el paciente para operar el aparato 10 se proporciona entre el dispositivo de transformación de energía 1002 implantado y el aparato 10. Este dispositivo operativo puede ser en forma de motor 1007, tal como un servomotor eléctrico. Este

dispositivo operativo puede tener la forma de un motor 1007, tal como un servomotor eléctrico. El motor 1007 se alimenta con energía procedente del dispositivo implantado de transformación de energía 1002, ya que el control remoto del dispositivo externo de transmisión de energía 1004 transmite una señal inalámbrica al receptor del dispositivo implantado de transformación de energía 1002.

5 La Fig. 10 muestra el sistema idéntico al de la Fig. 7, excepto que también comprende un dispositivo operativo en forma de un conjunto 1008 que incluye una unidad de motor/bomba 1009 y un depósito de fluido 1010 que se implanta en el paciente. En este caso, el aparato 10 se opera hidráulicamente, es decir, el fluido hidráulico es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 desde el depósito de fluido 1010 a través de un conducto 1011 al aparato 10 para operar el aparato, y el fluido hidráulico es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 de vuelta desde el aparato 10 al depósito de fluido 1010 para devolver el aparato a una posición inicial. El dispositivo de transformación de energía implantado 1002 transforma la energía inalámbrica en una corriente, por ejemplo una corriente polarizada, para alimentar la unidad de motor/bomba 1009 a través de una línea de suministro de energía eléctrica 1012.

En lugar de un aparato de accionamiento hidráulico 10, también se prevé que el dispositivo operativo comprenda un dispositivo de accionamiento neumático. En este caso, el fluido hidráulico puede ser aire a presión que se utilizará para la regulación y el depósito de fluido se sustituye por una cámara de aire.

En todas estas realizaciones, el dispositivo de transformación de energía 1002 puede incluir un acumulador recargable, como una batería o un condensador, que se carga con la energía inalámbrica y suministra energía a cualquier parte del sistema que consuma energía.

Como alternativa, el control remoto inalámbrico descrito anteriormente puede ser sustituido por el control manual de cualquier parte implantada para hacer contacto con por la mano del paciente más probable indirecta, por ejemplo, un botón de prensa colocado debajo de la piel.

La Fig. 11 muestra el dispositivo externo de transmisión de energía 1004 con su control remoto inalámbrico, el aparato 10, en este caso accionado hidráulicamente, y el dispositivo implantado de transformación de energía 1002, que comprende además un depósito de fluido hidráulico 1013, una unidad de motor/bomba 1009 y un dispositivo de inversión en forma de dispositivo de cambio de la válvula hidráulica 1014, todo ello implantado en el paciente. Por supuesto, la operación hidráulica podría realizarse fácilmente cambiando simplemente la dirección de bombeo, por lo que la válvula hidráulica podría omitirse. El control remoto puede ser un dispositivo separado del dispositivo externo de transmisión de energía o estar incluido en el mismo. El motor del grupo motor/bomba 1009 es un motor eléctrico. En respuesta a una señal de control procedente del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, el dispositivo implantado de transformación de energía 1002 alimenta la unidad de motor/bomba 1009 con energía procedente de la energía transportada por la señal de control, por lo que la unidad de motor/bomba 1009 distribuye fluido hidráulico entre el depósito de fluido hidráulico 1013 y el aparato 10. El motor de la unidad de motor/bomba 1009 es un motor eléctrico. El control remoto del dispositivo de transmisión de energía externo 1004 controla el dispositivo de cambio de válvula hidráulica 1014 para cambiar la dirección del flujo de fluido hidráulico entre una dirección en la que el fluido es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 desde el depósito de fluido hidráulico 1013 al aparato 10 para operar el aparato, y otra dirección opuesta en la que el fluido es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 de vuelta desde el aparato 10 al depósito de fluido hidráulico 1013 para devolver el aparato a una posición inicial.

La Fig. 7 muestra que comprende el dispositivo externo de transmisión de energía 1004 con su control remoto inalámbrico, el aparato 10, el dispositivo implantado de transformación de energía 1002, una unidad implantada de control interno 1015 controlada por el control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, un acumulador implantado 1016 y un condensador implantado 1017. La unidad de control interno 1015 organiza el almacenamiento de la energía eléctrica recibida del dispositivo implantado de transformación de energía 1002 en el acumulador 1016, que suministra energía al aparato 10. En respuesta a una señal de control procedente del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, la unidad de control interna 1015 libera energía eléctrica del acumulador 1016 y transfiere la energía liberada a través de las líneas de alimentación 1018 y 1019, o transfiere directamente energía eléctrica desde el dispositivo implantado de transformación de energía 1002 a través de una línea de alimentación 1020, el condensador 1017, que estabiliza la corriente eléctrica, una línea de alimentación 1021 y la línea de alimentación 1019, para la operación del aparato 10.

La unidad de control interna es preferiblemente programable desde el exterior del cuerpo del paciente. En una realización preferente, la unidad de control interna está programada para regular el aparato 10 de acuerdo con un calendario preprogramado o con la entrada de cualquier sensor que detecte cualquier parámetro físico posible del paciente o cualquier parámetro funcional del sistema.

De acuerdo con una alternativa, el condensador 1017 en la realización de la Fig. 12 puede ser omitido. De acuerdo con otra alternativa, el acumulador 1016 en esta realización puede ser omitido.

La Fig. 13 muestra un sistema al de la Fig. 7, excepto que una batería 1022 para suministrar energía para la operación del aparato 10 y un interruptor eléctrico 1023 para conmutar el funcionamiento del aparato 10 también están implantados en el paciente. El interruptor eléctrico 1023 puede ser controlado por el control remoto y también puede

ser accionado por la energía suministrada por el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 para pasar de un modo apagado, en el que la batería 1022 no está en uso, a un modo encendido, en el que la batería 1022 suministra energía para la operación del aparato 10.

5 La Fig. 14 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 13, salvo que también se implanta en el paciente una unidad de control interna 1015 controlable por el control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004. En este caso, el interruptor eléctrico 1023 es accionado por la energía suministrada por el dispositivo de transformación de energía 1002 implantado para pasar de un modo apagado, en el que se impide que el control remoto inalámbrico controle la unidad de control interno 1015 y la batería no está en uso, a un modo de espera, en el que se permite que el control remoto controle la unidad de control interno 1015 para liberar energía eléctrica de la batería 1022 para la operación del aparato 10.

10 La Fig. 15 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 14, excepto que un acumulador 1016 sustituye a la batería 1022 y los componentes implantados están interconectados de forma diferente. En este caso, el acumulador 1016 almacena energía del dispositivo de transformación de energía 1002 implantado. En respuesta a una señal de control procedente del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, la unidad de control interna 1015 controla el interruptor eléctrico 1023 para pasar de un modo apagado, en el que el acumulador 1016 no está en uso, a un modo encendido, en el que el acumulador 1016 suministra energía para la operación del aparato 10. El acumulador puede combinarse con un condensador o sustituirse por éste.

15 La fig. 16 muestra un sistema idéntico al de la fig. 15, salvo que también se implanta en el paciente un acumulador 1022 y los componentes implantados se interconectan de forma diferente. En respuesta a una señal de control procedente del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, la unidad de control interna 1015 controla el acumulador 1016 para que suministre energía para accionar el interruptor eléctrico 1023 a fin de pasar de un modo desactivado, en el que la batería 1022 no está en uso, a un modo activado, en el que la batería 1022 suministra energía eléctrica para la operación del aparato 10.

20 Alternativamente, el interruptor eléctrico 1023 puede ser accionado por la energía suministrada por el acumulador 1016 para cambiar de un modo apagado, en el que se impide que el control remoto inalámbrico controle la batería 1022 para suministrar energía eléctrica y no está en uso, a un modo de espera, en el que se permite que el control remoto inalámbrico controle la batería 1022 para suministrar energía eléctrica para la operación del aparato 10.

25 Debe entenderse que el interruptor 1023 y todos los demás interruptores de esta aplicación deben interpretarse en su forma más amplia. Esto significa un transistor, MCU, MCPUC, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la alimentación. Preferiblemente, el interruptor se controla desde el exterior del cuerpo o, alternativamente, mediante una unidad de control interna implantada.

30 La Fig. 17 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 13, salvo que también se implantan en el paciente un motor 1007, un dispositivo mecánico de inversión en forma de caja de engranajes 1024 y una unidad de control interna 1015 para controlar la caja de engranajes 1024. La unidad de control interno 1015 controla la caja de engranajes 1024 para invertir la función realizada por el aparato 10 (accionado mecánicamente). Aún más sencillo es cambiar la dirección del motor electrónicamente. La caja de cambios interpretada en su forma de realización más amplia puede representar una disposición servo que ahorra fuerza para el dispositivo operativo a favor de una carrera más larga para actuar.

35 La Fig. 18 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 24, salvo que los componentes implantados están interconectados de forma diferente. Así, en este caso la unidad de control interno 1015 es alimentada por la batería 1022 cuando el acumulador 1016, convenientemente un condensador, activa el interruptor eléctrico 1023 para cambiar a un modo encendido. Cuando el interruptor eléctrico 1023 está en modo encendido, la unidad de control interno 1015 puede controlar la batería 1022 para suministrar, o no suministrar, energía para la operación del aparato 10.

40 La Fig. 19 muestra esquemáticamente combinaciones concebibles de componentes implantados del aparato para lograr diversas opciones de comunicación. Básicamente, se trata del aparato 10, la unidad de control interna 1015, la unidad de motor o bomba 1009 y el dispositivo externo de transmisión de energía 1004, incluido el control remoto inalámbrico externo. Como ya se ha descrito anteriormente, el control remoto inalámbrico transmite una señal de control que es recibida por la unidad de control interna 1015, que a su vez controla los diversos componentes implantados del aparato.

45 Puede implantarse en el paciente un dispositivo de retroalimentación, preferentemente un sensor o dispositivo de medición 1025, para detectar un parámetro físico del paciente. El parámetro físico puede ser al menos uno seleccionado del grupo que consiste en presión, volumen, diámetro, estiramiento, elongación, extensión, movimiento, flexión, elasticidad, contracción muscular, impulso nervioso, temperatura corporal, presión sanguínea, flujo sanguíneo, latidos cardíacos y respiración. El sensor puede detectar cualquiera de los parámetros físicos mencionados. Por ejemplo, el sensor puede ser un sensor de presión o de motilidad. Alternativamente, el sensor 1025 puede estar
50 preparado para detectar un parámetro funcional. El parámetro funcional puede estar correlacionado con la transferencia de energía para cargar una fuente de alimentación implantada y puede incluir además al menos uno seleccionado del grupo de parámetros que consiste en, electricidad, cualquier parámetro eléctrico, presión, volumen, diámetro, estiramiento, elongación, extensión, movimiento, flexión, elasticidad, temperatura y flujo.

La retroalimentación puede enviarse a la unidad de control interna o a una unidad de control externa, preferiblemente a través de la unidad de control interna. La retroalimentación puede enviarse desde el cuerpo a través del sistema de transferencia de energía o de un sistema de comunicación independiente con receptor y transmisores.

5 La unidad de control interna 1015, o alternativamente el control remoto inalámbrico externo del dispositivo externo de transmisión de energía 1004, puede controlar el aparato 10 en respuesta a las señales del sensor 1025. Puede combinarse un transceptor con el sensor 1025 para enviar información sobre el parámetro físico detectado al control remoto inalámbrico externo. El control remoto inalámbrico puede comprender un transmisor de señales o transceptor y la unidad de control interna 1015 puede comprender un receptor de señales o transceptor. Alternativamente, el control remoto inalámbrico puede comprender un receptor o transceptor de señal y la unidad de control interno 1015
10 puede comprender un transmisor o transceptor de señal. Los transceptores, transmisores y receptores mencionados pueden utilizarse para enviar información o datos relacionados con el aparato 10 desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo.

15 Cuando la unidad de motor/bomba 1009 y la batería 1022 para alimentar la unidad de motor/bomba 1009 están implantadas, la información relacionada con la carga de la batería 1022 puede ser retroalimentada. Para ser más precisos, al cargar una batería o acumulador con energía se envía información relacionada con dicho proceso de carga y el suministro de energía se modifica en consecuencia.

20 La Fig. 20 muestra una realización alternativa en la que el aparato 10 se regula desde el exterior del cuerpo del paciente. El sistema 1000 comprende una batería 1022 conectada al aparato 10 a través de un interruptor eléctrico subcutáneo 1026. De este modo, la regulación del aparato 10 se realiza de forma no invasiva pulsando manualmente el interruptor subcutáneo, por lo que la operación del aparato 10 se conecta y desconecta. Se apreciará que la realización mostrada es una simplificación y que pueden añadirse al sistema componentes adicionales, tales como una unidad de control interna o cualquier otra parte divulgada en la presente solicitud. También pueden utilizarse dos interruptores subcutáneos. En la realización preferente, un interruptor implantado envía información a la unidad de control interna para realizar una determinada actuación predeterminada y, cuando el paciente vuelve a pulsar el interruptor, la actuación se invierte.
25

La Fig. 21 muestra una realización alternativa, en la que el sistema 1000 comprende un depósito de fluido hidráulico 1013 conectado hidráulicamente al aparato. La regulación no invasiva se realiza presionando manualmente el depósito hidráulico conectado al aparato.

30 El sistema puede incluir un comunicador de datos externo y un comunicador de datos interno implantable que se comunica con el comunicador de datos externo. El comunicador interno transmite datos relacionados con el aparato o el paciente al comunicador de datos externo y/o el comunicador de datos externo transmite datos al comunicador de datos interno.

35 La Fig. 22 ilustra esquemáticamente una disposición del sistema capaz de enviar información desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo para proporcionar información de retorno relacionada con al menos un parámetro funcional del aparato o sistema, o relacionada con un parámetro físico del paciente, con el fin de suministrar una cantidad precisa de energía a un receptor de energía interno implantado 1002 conectado a componentes implantados consumidores de energía del aparato 10. Dicho receptor de energía 1002 puede incluir una fuente de alimentación y/o un dispositivo de transformación de energía. Descrito brevemente, la energía inalámbrica se transmite desde una fuente de alimentación externa 1004a situada fuera del paciente y es recibida por el receptor de energía interno 1002 situado dentro del paciente. El receptor de energía interno está adaptado para suministrar directa o indirectamente la energía recibida a los componentes consumidores de energía del aparato 10 a través de un interruptor 1026. Se determina un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno 1002 y la energía utilizada por el aparato 10, y la transmisión de energía inalámbrica se controla en función del balance energético determinado. De este modo, el balance de energía proporciona una indicación precisa de la cantidad correcta de energía necesaria, que es suficiente para que el aparato 10 funcione correctamente, pero sin causar un aumento indebido de la temperatura.
40
45

50 En la Fig. 23, la piel del paciente se indica mediante una línea vertical 1005. Aquí, el receptor de energía comprende un dispositivo de transformación de energía 1002 situado en el interior del paciente, preferiblemente justo debajo de la piel del paciente 1005. En general, el dispositivo de transformación de energía 1002 implantado puede colocarse en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), subcutáneamente o en cualquier otra ubicación adecuada. El dispositivo de transformación de energía implantado 1002 está adaptado para recibir energía inalámbrica E transmitida desde la fuente de alimentación externa 1004a proporcionada en un dispositivo de transmisión de energía externo 1004 situado fuera de la piel del paciente 1005 en las proximidades del dispositivo de transformación de energía implantado 1002.

55 Como es bien conocido en la técnica, la energía inalámbrica E puede transferirse generalmente por medio de cualquier dispositivo de Transferencia Transcutánea de Energía (TET) adecuado, como un dispositivo que incluya una bobina primaria dispuesta en la fuente de alimentación externa 1004a y una bobina secundaria adyacente dispuesta en el dispositivo de transformación de energía implantado 1002. Cuando se alimenta una corriente eléctrica a través de la bobina primaria, se induce energía en forma de voltaje en la bobina secundaria que puede utilizarse para alimentar

los componentes consumidores de energía implantados del aparato, por ejemplo, después de almacenar la energía entrante en una fuente de alimentación implantada, como una batería recargable o un condensador. Sin embargo, la presente invención no se limita en general a ninguna técnica de transferencia de energía, dispositivos TET o fuentes de alimentación en particular, y puede utilizarse cualquier tipo de energía inalámbrica.

5 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 de control externa 1004b que controla la fuente de alimentación externa 1004a basándose en el balance energético determinado para regular la cantidad de energía transferida. Para transferir la cantidad correcta de energía, el balance energético y la cantidad de energía requerida se determinan mediante un dispositivo de determinación que incluye una unidad de control interna 1015 implantada conectada entre el interruptor 1026 y el aparato 10. La unidad de control interna 1015 puede, por tanto, estar dispuesta para recibir diversas mediciones obtenidas por sensores adecuados o similares, no mostrados, que miden ciertas características del aparato 10, reflejando de algún modo la cantidad requerida de energía necesaria para la operación correcto del aparato 10. Además, el estado actual del paciente también puede detectarse mediante dispositivos de medición o sensores adecuados, a fin de proporcionar parámetros que reflejen el estado del paciente. Por lo tanto, dichas características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del aparato 10, como el consumo de energía, el modo operativo y la temperatura, así como el estado del paciente reflejado por parámetros como la temperatura corporal, la presión sanguínea, los latidos del corazón y la respiración. Otros tipos de parámetros físicos del paciente y parámetros funcionales del aparato se describen en otra parte.

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

Por ejemplo, las características de la batería pueden medirse de forma regular para determinar el estado actual de la batería, que luego puede almacenarse como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad de control interno 1015. Así, cada vez que se realicen nuevas mediciones, la información almacenada sobre el estado de la batería puede actualizarse en consecuencia. De esta manera, el estado de la batería puede ser "calibrado" mediante la transferencia de una cantidad correcta de energía, con el fin de mantener la batería en un estado óptimo.

Así, la unidad de control interna 1015 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) basándose en las mediciones realizadas por los sensores o dispositivos de medición del aparato 10 antes mencionados, o del paciente, o de una fuente de alimentación implantada si se utiliza, o de cualquier combinación de los mismos. La unidad de control interna 1015 está conectada además a un transmisor de señal interno 1027, dispuesto para transmitir una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida determinada, a un receptor de señal externo 1004c conectado a la unidad de control externa 1004b. La cantidad de energía transmitida desde la fuente de alimentación externa 1004a puede entonces regularse en respuesta a la señal de control recibida.

Alternativamente, el dispositivo de determinación puede incluir la unidad de control externa 1004b. En esta alternativa, las mediciones de los sensores pueden transmitirse directamente a la unidad de control externa 1004b, en la que la unidad de control externa 1004b puede determinar el balance de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente, integrando así la función descrita anteriormente de la unidad de control interna 1015 en la unidad de control externa 1004b. En ese caso, la unidad de control interna 1015 puede omitirse y las mediciones del sensor se suministran directamente al transmisor de señal interno 1027, que envía las mediciones al receptor de señal externo 1004c y a la unidad de control externa 1004b. La unidad de control externa 1004b puede determinar el balance energético y la cantidad de energía necesaria en ese momento basándose en las mediciones de los sensores.

Por lo tanto, la presente solución según la disposición de la Fig. 22 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 la 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 de consumo de energía implantados del aparato. El aparato puede utilizar la energía recibida tanto para consumirla como para almacenarla en una fuente de alimentación implantada o similar. De este modo, los distintos parámetros mencionados anteriormente se utilizarían si fueran pertinentes y necesarios y, en ese caso, como herramienta para determinar el balance energético real. Sin embargo, dichos parámetros también pueden ser necesarios per se para cualquier acción realizada internamente para hacer funcionar específicamente el aparato.

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

De este modo, la información de retroalimentación puede transferirse mediante un sistema de comunicación independiente que incluya receptores y transmisores o puede integrarse en el sistema de energía. Este sistema integrado de retroalimentación de información y energía comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica, 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, 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 conmutador de potencia para activar y desactivar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de manera que el transmisor de energía externo recibe información de realimentación relacionada con la carga de la primera bobina en forma de una variación de impedancia en la carga de la segunda bobina externa, cuando el conmutador de potencia activa y desactiva la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico. Al implementar este sistema en la disposición de la Fig. 17, el interruptor 1026 está separado y controlado por la unidad de control interna 1015, o integrado en la unidad de control interna 1015. Debe entenderse que el interruptor 1026 debe interpretarse en su sentido más amplio. Esto significa un transistor, MCU, MCP, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la alimentación.

Para concluir, la disposición de suministro de energía ilustrada en la Fig. 22 puede funcionar básicamente de la siguiente manera. En primer lugar, la unidad de control interna 1015 del dispositivo de determinación determina el balance de energía. Una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida también es creada por la unidad de control interna 1015, y la señal de control es transmitida desde el transmisor de señal interno 1027 al receptor de señal externo 1004c. Alternativamente, el balance de energía puede ser determinado por la unidad de control externa 1004b en su lugar, 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 por la fuente de alimentación externa 1004a puede entonces ser regulada por la unidad de control externa 1004b, basándose en el balance de energía determinado, por ejemplo, en respuesta a la señal de control recibida. Este proceso puede repetirse de forma intermitente a determinados intervalos durante la transferencia de energía en curso, o puede ejecutarse de forma más o menos continua durante la transferencia de energía.

La cantidad de energía transferida puede regularse generalmente ajustando diversos parámetros de transmisión en la fuente de alimentación externa 1004a, como el voltaje, la corriente, la amplitud, la frecuencia de onda y las características del impulso.

Este sistema también puede utilizarse para obtener información sobre los factores de acoplamiento entre las bobinas de un sistema TET, incluso para calibrar el sistema, tanto para encontrar un lugar óptimo para la bobina externa en relación con la interna como para optimizar la transferencia de energía. Basta con comparar 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 indicados correctamente podrían hacer que la bobina externa encontrara el lugar óptimo para la transferencia de energía. Preferiblemente, 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 que el factor de acoplamiento se maximice.

Esta información sobre el factor de acoplamiento también puede utilizarse 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 con 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 con 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 realimentación para comunicar la cantidad de energía recibida en la primera bobina como información de realimentación, y en el que el segundo circuito electrónico incluye un dispositivo de determinación para recibir la información de realimentación y comparar la cantidad de energía transferida por la segunda bobina con la información de realimentación relacionada con la cantidad de energía recibida en la primera bobina para obtener el factor de acoplamiento entre la primera y la segunda bobinas. El transmisor de energía puede regular la energía transmitida en respuesta al factor de acoplamiento obtenido.

Con referencia a la Fig. 23, aunque la transferencia inalámbrica de energía para operar el aparato se ha descrito anteriormente para permitir una operación no invasiva, se apreciará que el aparato puede ser operado también con energía cableada. Tal ejemplo se muestra en la Fig. 18, en la que un interruptor externo 1026 está interconectado entre la fuente de alimentación externa 1004a y un dispositivo operativo, tal como un motor eléctrico 1007 que opera el aparato 10. Una unidad de control externa 1004b controla la fuente de alimentación externa 1004a. Una unidad de

control externa 1004b controla la operación del interruptor externo 1026 para efectuar la operación apropiada del aparato 10.

La Fig. 24 ilustra diferentes ejemplos de cómo la energía recibida puede ser suministrada y utilizada por el aparato 10. De forma similar al ejemplo de la Fig. 17, un receptor de energía interno 1002 recibe energía inalámbrica E de una fuente de alimentación externa 1004a que está controlada por una unidad de control de transmisión 1004b. El receptor de energía interno 1002 puede comprender un circuito de tensión constante, indicado como un recuadro discontinuo "V constante" en la figura, para suministrar energía a tensión constante al aparato 10. El receptor interno de energía 1002 puede comprender además un circuito de corriente constante, indicado en la figura como un recuadro de trazos "C constante", para suministrar energía a corriente constante al aparato 10.

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

La energía suministrada desde el receptor de energía interno 1002 puede además ser acumulada y/o estabilizada por una unidad estabilizadora de energía separada 1028 ubicada fuera del aparato 10, antes de ser consumida y/o almacenada por el aparato 10. Alternativamente, la unidad de estabilización de energía 1028 puede estar integrada en el receptor de energía interno 1002. En cualquier caso, la unidad estabilizadora de energía 1028 puede comprender un circuito de tensión constante y/o un circuito de corriente constante.

Debe tenerse en cuenta que la Fig. 22 y la Fig. 24 ilustran algunas opciones de implementación posibles pero no limitantes con respecto a cómo pueden disponerse y conectarse entre sí los diversos componentes y elementos funcionales mostrados. Sin embargo, el experto apreciará fácilmente que se pueden realizar muchas variaciones y modificaciones dentro del ámbito de la presente invención.

La Fig. 25 muestra esquemáticamente un circuito de medición del balance de energía de uno de los diseños propuestos del sistema de control de la transmisión de energía inalámbrica, o sistema de control del 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 a qué velocidad se produce dicho cambio. Si la cantidad de energía recibida es inferior a la energía utilizada por los componentes implantados del aparato, se transfiere más energía y, por tanto, se carga en la fuente de alimentación. La señal de salida del circuito se alimenta normalmente a un convertidor A/D y se convierte a un formato digital. La información digital puede enviarse entonces al dispositivo externo de transmisión de energía, lo que le permite ajustar el nivel de la energía transmitida. Otra posibilidad es disponer de un sistema completamente analógico que utilice comparadores que comparen el nivel de balance de energía con determinados umbrales máximos y mínimos y envíen información al dispositivo externo de transmisión de energía si el balance se desvía de la ventana de máximo/mínimo.

La Fig. 25 esquemática muestra una implementación de circuito para un sistema que transfiere energía a los componentes energéticos implantados del aparato de la presente invención desde el exterior del cuerpo del paciente utilizando transferencia de energía inductiva. Un sistema de transferencia de energía inductiva utiliza normalmente una bobina transmisora externa y una bobina receptora interna. La bobina receptora, L1, está incluida en el esquema de la Fig. 3; las partes transmisoras del sistema están excluidas.

La aplicación del concepto general de balance de energía y la forma en que se transmite la información al transmisor de energía externo pueden realizarse, por supuesto, de muchas formas distintas. El esquema de la Fig. 25 y el procedimiento descrito anteriormente para evaluar y transmitir la información sólo deben considerarse ejemplos de cómo implementar el sistema de control.

Detalles del circuito

En la Fig. 25 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 sólo una de un número infinito de posibles soluciones de diseño.

La bobina receptora de energía L1 recibe la energía necesaria para alimentar el circuito. La energía para 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 de prueba Y1.

Los expertos en la materia se darán cuenta de que las diversas realizaciones anteriores del sistema podrían combinarse de muchas maneras diferentes. Por ejemplo, el interruptor eléctrico 1006 de la Fig. 8 podría incorporarse en cualquiera de las realizaciones de las Fig. 11-17, el dispositivo de cambio de la válvula hidráulica 1014 de la Fig.

11 podría incorporarse en la realización de la Fig. 10, y la caja de cambios 1024 podría incorporarse en la realización de la Fig. 9. Por favor, observe que el interruptor simplemente podría significar cualquier circuito o componente electrónico. Obsérvese que el interruptor simplemente podría significar cualquier circuito o componente electrónico.

5 La materia de descrita en relación con las Fig. 22, 24 y 25 identifica un procedimiento y un sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica a componentes consumidores de energía implantados de un aparato eléctricamente operable. Dicho procedimiento y sistema se definirán en términos generales en lo que sigue.

10 Se proporciona así un procedimiento para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados de un aparato como el descrito anteriormente. La energía inalámbrica E se transmite desde una fuente de alimentación externa situada fuera del paciente y es recibida por un receptor de energía interno situado dentro del paciente, estando el receptor de energía interno conectado a los componentes consumidores de energía implantados del aparato para suministrarles directa o indirectamente la energía recibida. Se determina un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por el aparato. La transmisión de energía inalámbrica E desde la fuente de alimentación externa se controla entonces en función del balance energético determinado.

15 La energía inalámbrica puede transmitirse inductivamente desde una bobina primaria en la fuente de alimentación externa a una bobina secundaria en el receptor de energía interno. Puede detectarse un cambio en el balance energético para controlar la transmisión de energía inalámbrica basándose en el cambio detectado en el balance energético. También puede detectarse 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 basándose en la diferencia de energía detectada.

Al controlar la transmisión de energía, la cantidad de energía inalámbrica transmitida puede disminuir si el cambio detectado en el balance energético implica que el balance energético está aumentando, o viceversa. La disminución/aumento de la transmisión de energía puede corresponder además a un índice de cambio detectado.

25 La cantidad de energía inalámbrica transmitida puede disminuir 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 entonces corresponder a la magnitud de la diferencia de energía detectada.

Como se ha mencionado anteriormente, la energía utilizada para el dispositivo médico puede consumirse para hacer funcionar el dispositivo médico, y/o almacenarse en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del dispositivo médico.

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

35 Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor interno de energía 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 un voltaje y/o corriente monitorizados relacionados con el balance de energía.

40 Cuando se determina la derivada respecto el tiempo de un parámetro eléctrico medido relacionado con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, la derivada puede determinarse para un voltaje y/o corriente monitorizados relacionados con el balance energético.

45 La transmisión de energía inalámbrica desde la fuente de alimentación externa puede controlarse aplicando a la fuente de alimentación externa impulsos eléctricos desde un primer circuito eléctrico para transmitir la energía inalámbrica, teniendo los impulsos eléctricos bordes de entrada y de salida, variando las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y de salida de los impulsos eléctricos y/o las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y de salida de los impulsos eléctricos, y transmitiendo energía inalámbrica, teniendo la energía transmitida generada a partir de los impulsos eléctricos una potencia variada, dependiendo la variación de la potencia de las longitudes de los primeros y/o segundos intervalos de tiempo.

50 En ese caso, la frecuencia de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar los intervalos de tiempo primero y/o segundo. Al aplicar los impulsos eléctricos, éstos pueden permanecer invariables, excepto al variar los intervalos de tiempo primero y/o segundo. La amplitud de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar los intervalos de tiempo primero y/o segundo. Además, los impulsos eléctricos pueden variarse variando únicamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los bordes inicial y final sucesivos de los impulsos eléctricos.

55 Se puede suministrar un tren de dos o más impulsos eléctricos en fila, en el que al aplicar el tren de impulsos, el tren que tiene un primer impulso eléctrico al comienzo del tren de impulsos y que tiene un segundo impulso eléctrico al final del tren de impulsos, se pueden suministrar dos o más trenes de impulsos en fila, en los que se varían las

longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el flanco de bajada sucesivo del segundo impulso eléctrico en un primer tren de impulsos y el flanco de subida del primer impulso eléctrico de un segundo tren de impulsos.

5 Al aplicar los impulsos eléctricos, éstos pueden tener una corriente y una tensión sustancialmente constantes. Los impulsos eléctricos también pueden tener una corriente y una tensión sustancialmente constantes. Además, los impulsos eléctricos también pueden tener una frecuencia sustancialmente constante. Los impulsos eléctricos dentro de un tren de impulsos también pueden tener una frecuencia sustancialmente constante.

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

15 De este modo, también se proporciona un sistema que comprende un aparato como el descrito anteriormente para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados del aparato. 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 el receptor de energía interno conectado a los componentes consumidores de energía implantables del aparato para suministrarles directa o indirectamente la energía recibida. El sistema comprende además un dispositivo de determinación adaptado para determinar un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por los componentes implantables consumidores de energía del aparato, en el que la unidad de control externa controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo externo de transmisión de energía, basándose en el balance energético determinado por el dispositivo de determinación.

Además, el sistema puede comprender cualquiera de los siguientes elementos:

25 - Una bobina primaria en la fuente de alimentación externa adaptada para transmitir la energía inalámbrica inductivamente a una bobina secundaria en el receptor de energía interno.

- El dispositivo de determinación está adaptado para detectar un cambio en el balance energético, y la unidad de control externa controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en el cambio detectado en el balance energético.

30 - El dispositivo de determinación está adaptado para detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor interno de energía y la energía utilizada para los componentes implantables consumidores de energía del aparato, y la unidad de control externa controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en la diferencia de energía detectada.

35 - La unidad de control externa controla el dispositivo externo de transmisión de energía para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio detectado en el balance energético implica que el balance energético está aumentando, o viceversa, en el que la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a un índice de cambio detectado.

- La unidad de control externa 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, en donde la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a la magnitud de dicha diferencia de energía detectada.

40 - La energía utilizada para el aparato se consume para hacer funcionar el aparato, y/o se almacena en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del aparato.

45 - Cuando se determinan los parámetros eléctricos y/o físicos del aparato y/o los parámetros físicos del paciente, el dispositivo de transmisión de energía transmite la energía para su consumo y almacenamiento de acuerdo con una velocidad de transmisión por unidad de tiempo que determina el dispositivo de determinación basándose en dichos parámetros. El dispositivo de determinación también determina la cantidad total de energía transmitida basándose en dichos parámetros.

50 - Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor interno de energía 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 monitorizada relacionada con el balance de energía.

- Cuando se determina la derivada respecto el 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 monitorizada relacionada con el balance energético.

- 5 - 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 impulsos eléctricos para transmitir la energía inalámbrica. Los impulsos eléctricos tienen bordes inicial y final, y el circuito eléctrico está adaptado para variar los primeros intervalos de tiempo entre los bordes inicial y final sucesivos y/o los segundos intervalos de tiempo entre los bordes inicial y final sucesivos de los impulsos 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.
- El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los impulsos eléctricos para que permanezcan inalterados excepto variando el primer y/o segundo intervalo de tiempo.
- 10 - El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, varía la potencia transmitida a través de la bobina.
- El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los impulsos eléctricos a variar variando únicamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes inicial y final de los impulsos eléctricos.
- 15 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar un tren de dos o más impulsos eléctricos consecutivos, dicho tren tiene un primer impulso eléctrico al comienzo del tren de impulsos y tiene un segundo impulso eléctrico al final del tren de impulsos, y
- las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el flanco de bajada sucesivo del segundo impulso eléctrico de un primer tren de impulsos y el flanco de subida del primer impulso eléctrico de un segundo tren de impulsos son variadas por el primer circuito electrónico.
- 20 - 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.
- El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo, y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, se varía la potencia transmitida sobre la primera bobina.
- 25 - El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los impulsos eléctricos variando las longitudes del primer y/o segundo intervalo de tiempo sólo dentro de un rango que incluye la primera constante de tiempo o que está situado relativamente cerca de la primera constante de tiempo, comparado con la magnitud de la primera constante de tiempo.
- 30 Las Fig. 26-29 muestran con más detalle diagramas de bloques de cuatro formas diferentes de alimentar hidráulica o neumáticamente un aparato implantado según la invención.
- La Fig. 26 muestra un sistema como el descrito anteriormente con. El sistema comprende un aparato implantado 10 y además un depósito de regulación separado 1013, una bomba unidireccional 1009 y una válvula alternativa 1014.
- 35 La Fig. 27 muestra el aparato 10 y un depósito de fluido 1013. Moviendo la pared del depósito de regulación o cambiando el tamaño del mismo de cualquier otra manera diferente, el ajuste del aparato se puede realizar sin ninguna válvula, simplemente paso libre de fluido en cualquier momento moviendo la pared del depósito.
- La fig. 28 muestra el aparato 10, una bomba de dos vías 1009 y el depósito de regulación 1013.
- 40 La Fig. 29 muestra un diagrama de bloques de un servosistema invertido con un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El servosistema comprende un depósito de regulación 1013 y un servodepósito 1050. El servo depósito 1050 controla mecánicamente un aparato implantado 10 a través de una interconexión mecánica 1054. El aparato tiene una cavidad expandible/conectable. Esta cavidad se expande o contrae preferentemente mediante el suministro de fluido hidráulico desde el depósito ajustable más grande 1052 en conexión de fluido con el aparato 10. Alternativamente, la cavidad contiene gas comprimible, que puede comprimirse y expandirse bajo el control del servo depósito 1050.
- 45 El servo depósito 1050 también puede formar parte del propio aparato.
- Un depósito de regulación puede colocarse subcutáneamente bajo la piel del paciente y accionarse empujando la superficie exterior del mismo mediante un dedo. Este sistema, que no forma parte de la invención tal como se define en las reivindicaciones anexas, se ilustra en las Fig. 30a-c. En la Fig. 30a, se muestra un depósito de regulación subcutánea flexible 1013 conectado a un servo depósito en forma de fuelle 1050 por medio de un conducto 1011. Este servo depósito 1050 en forma de fuelle está comprendido en un aparato 10 flexible. En el estado mostrado en la Fig. 50 25a, el servo depósito 1050 contiene un mínimo de fluido y la mayor parte del fluido se encuentra en el depósito de regulación 1013. Debido a la interconexión mecánica entre el servodepósito 1050 y el aparato 10, la forma exterior del

aparato 10 está contraída, es decir, ocupa menos de su volumen máximo. Este volumen máximo se muestra con líneas discontinuas en la figura.

5 La Fig. 30b muestra un estado en el que un usuario, como el paciente en el que está implantado el aparato, presiona el depósito de regulación 1013 para que el fluido contenido en el mismo fluya a través del conducto 1011 hacia el servodepósito 1050, que, gracias a su forma de fuelle, se expande longitudinalmente. Esta expansión, a su vez, dilata el aparato 10 para que ocupe su máximo volumen, estirando así la pared del estómago (no mostrada), con la que entra en contacto.

10 El depósito de regulación 1013 está provisto preferentemente de medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Este medio, que se muestra esquemáticamente en la figura, mantendrá así el aparato 10 en una posición estirada también cuando el usuario libere el depósito de regulación. De este modo, el depósito de regulación funciona esencialmente como un interruptor de encendido/apagado del sistema.

15 A continuación se describirá una operación alternativa con referencia a las Fig. 31 y 32a-c, que ilustran un contexto técnico que no forma parte de la invención tal como se define en las reivindicaciones adjuntas. El diagrama de bloques mostrado en la Fig. 31 comprende con un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El primer sistema comprende un depósito de regulación 1013 y un servodepósito 1050. El servo depósito 1050 controla mecánicamente un depósito de regulación más grande 1052 a través de una interconexión mecánica 1054. Un aparato implantado 10 que tiene una cavidad expandible/conectable es a su vez controlado por el depósito ajustable mayor 1052 mediante el suministro de fluido hidráulico desde el depósito ajustable mayor 1052 en conexión de fluido con el aparato 10.

20 A continuación se describirá un ejemplo con referencia a la Fig. 32a-c. Como ya se ha mencionado, el depósito de regulación se coloca subcutáneamente bajo la piel del paciente y se acciona empujando la superficie exterior del mismo con un dedo. El depósito de regulación 1013 está en conexión fluida con un servo depósito 1050 en forma de fuelle por medio de un conducto 1011. En el primer sistema cerrado 1013, 1011, 1050 mostrado en la Fig. 31a, el servo depósito 1050 contiene un mínimo de fluido y la mayor parte del fluido se encuentra en el depósito de regulación 1013.

25 El servo depósito 1050 está conectado mecánicamente a un depósito ajustable mayor 1052, que en este ejemplo también tiene forma de fuelle pero con un diámetro mayor que el servo depósito 1050. El depósito ajustable más grande 1052 está en conexión de fluido con el aparato 10. Esto significa que cuando un usuario empuja el depósito de regulación 1013, desplazando así fluido desde el depósito de regulación 1013 al depósito operativo de la servo vejiga 1050, la expansión del servo depósito 1050 desplazará un mayor volumen de fluido desde el depósito ajustable más grande 1052 al aparato 10. En otras palabras, en este servo invertido, un pequeño volumen en el depósito de regulación es comprimido con una fuerza mayor y esto crea un movimiento de un área total mayor con menos fuerza por unidad de área.

30 Como se ha descrito anteriormente con referencia a las Fig. 32a-c, el depósito de regulación 1013 está preferiblemente provisto de medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Estos medios, que se muestran esquemáticamente en la figura, mantendrán así el aparato 10 en una posición estirada también cuando el usuario libere el depósito de regulación. De este modo, el depósito de regulación funciona esencialmente como un interruptor de encendido/apagado del sistema.

REIVINDICACIONES

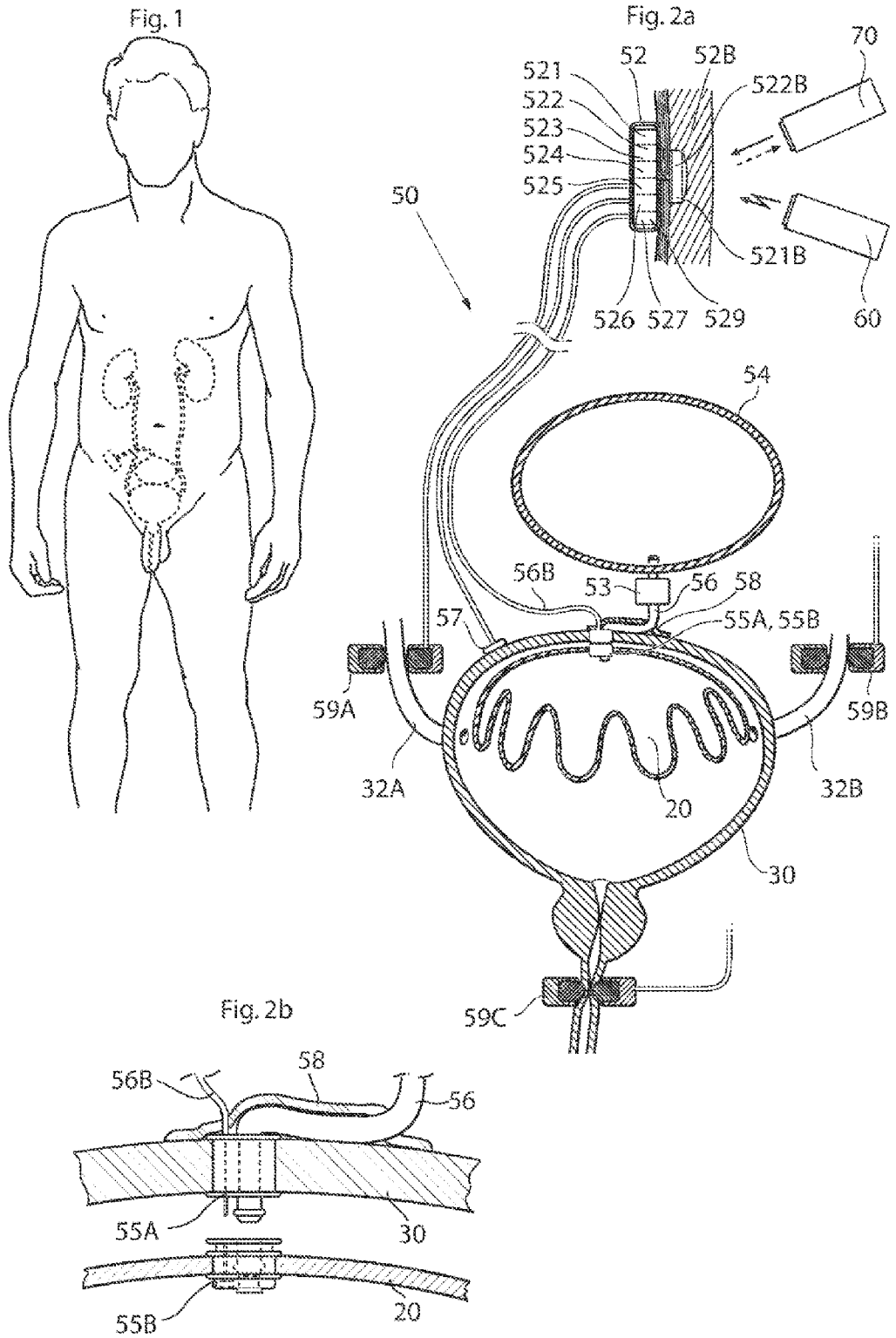
1. Un aparato (10) para el tratamiento de la retención urinaria de un paciente humano mediante la descarga de orina de la vejiga urinaria (30), que comprende:
- 5 un miembro expandible (20), adaptado para ser implantado dentro de la vejiga urinaria de un paciente, para descargar orina de la vejiga urinaria como resultado de su expansión en volumen,
un dispositivo de control implantable (50) para controlar la expansión del miembro expandible, estando el dispositivo de control adaptado para ser conectado al miembro expandible a través de la pared de la vejiga urinaria, en el que el dispositivo de control comprende un dispositivo operativo accionado para ayudar al miembro expandible a descargar orina,
10 **caracterizado porque**
un dispositivo externo de transmisión de energía (1004) para la transmisión inalámbrica de energía desde el exterior del cuerpo del paciente hacia el interior del cuerpo del paciente para ser utilizado en conexión con la operación del dispositivo operativo accionado,
15 un dispositivo implantable transformador de energía (1002) adaptado para recibir energía inalámbrica del dispositivo externo de transmisión de energía (1004),
una batería recargable implantable (1016) adaptada para ser cargada por la energía recibida por el dispositivo transformador de energía implantable (1002),
20 una unidad de control que comprende una unidad de control interna (1015) y una unidad de control externa (1004b), en el que la unidad de control está adaptada para controlar la carga de la batería, y
un sensor o dispositivo de medición (1025) configurado para medir una temperatura de la batería, en el que la temperatura medida de la batería se puede utilizar en el control de la carga de la batería para evitar un calentamiento excesivo.
2. Un aparato según la reivindicación 1, en el que el miembro expandible tiene una primera pieza de acoplamiento (55A) en su parte proximal que encaja con una segunda pieza de acoplamiento (55B) del dispositivo de control para establecer un acoplamiento desmontable entre el miembro expandible y el dispositivo de control.
3. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-2, en el que el miembro expandible es reemplazable al ser capaz de asumir una forma que admite su transporte a través de la uretra.
4. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que:
- 30 el miembro expandible se controla hidráulicamente y comprende una cavidad para el fluido hidráulico,
el dispositivo de control comprende un depósito operativo de vejiga implantable (54) para fluido hidráulico,
el miembro expandible y el dispositivo de control están adaptados para conectarse hidráulicamente a través de la pared de la vejiga urinaria, en el que el dispositivo de control comprende un tubo implantable para establecer
35 conexión hidráulica y para transportar el fluido hidráulico entre el depósito operativo de la vejiga y la cavidad, y en el que
el dispositivo operativo accionado está adaptado para transportar fluido hidráulico hacia y desde la cavidad y el depósito operativo de la vejiga y es capaz de transportar fluido hidráulico a la cavidad del miembro expandible para obtener una presión urinaria adecuada para la descarga de orina.
5. Un aparato según la reivindicación 4, en el que el miembro expandible está adaptado para ser vaciado por la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga.
6. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que el dispositivo operativo comprende; un puerto de inyección (521B) para calibrar la cantidad de fluido hidráulico.
- 45 7. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 4-5, en el que el dispositivo operativo comprende fluido hidráulico que comprende un agente para contrarrestar el crecimiento microbiano.
8. Un aparato según la reivindicación 7, en el que el agente para contrarrestar el crecimiento microbiano es un antibiótico.
9. Un aparato según cualquier reivindicación anterior, que comprende además dispositivos de restricción implantables (59A, 59B) adaptados para cerrar los uréteres (32A, 32B) al descargar la orina de la vejiga urinaria.
- 50 10. Un aparato según la reivindicación 9, cuando depende de una cualquiera de las reivindicaciones 4-8, en el que los dispositivos de restricción adaptados para abrir y cerrar los uréteres son operables hidráulicamente mediante fluido hidráulico, en el que el fluido hidráulico operativo está adaptado para ser desplazado desde el depósito operativo de la vejiga.
- 55 11. Un aparato según la reivindicación 10, en el que el fluido hidráulico operativo está adaptado para ser desplazado desde un segundo depósito que comprende el aparato.

12. Un aparato según cualquier reivindicación anterior, que comprende además un dispositivo de restricción adaptado para abrir y cerrar la uretra.

5 13. Un aparato según cualquier reivindicación anterior, en el que el dispositivo de control comprende además un dispositivo de estimulación implantable para estimular eléctricamente los músculos de la vejiga urinaria a fin de contraerlos, para cooperar con el miembro expandible para descargar orina de la vejiga urinaria, en el que el dispositivo de estimulación eléctrica comprende una pluralidad de tiras de electrodos fijadas a los músculos de la vejiga urinaria.

10 14. Un aparato según la reivindicación 1, en el que el miembro expandible está adaptado para ser vaciado por al menos uno de la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga, y la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga mediante una segunda conexión entre el miembro expandible y el depósito operativo de la vejiga, dimensionado de tal manera que la capacidad de volumen de bombeo de las bombas es significativamente mucho mayor que la capacidad de vaciado de dicha segunda conexión, cuando está abierta, en el que el miembro expandible está adaptado para ser vaciado por la presión ejercida por la orina de la vejiga urinaria para transportar el fluido hidráulico desde la cavidad hasta el depósito operativo de la vejiga por dicha
15 segunda conexión.

15. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1-14, en el que el dispositivo operativo 25 accionado es capaz de transportar fluido hidráulico a la cavidad del miembro expandible para obtener una presión urinaria de al menos 50 cm de presión de agua para la descarga de orina.



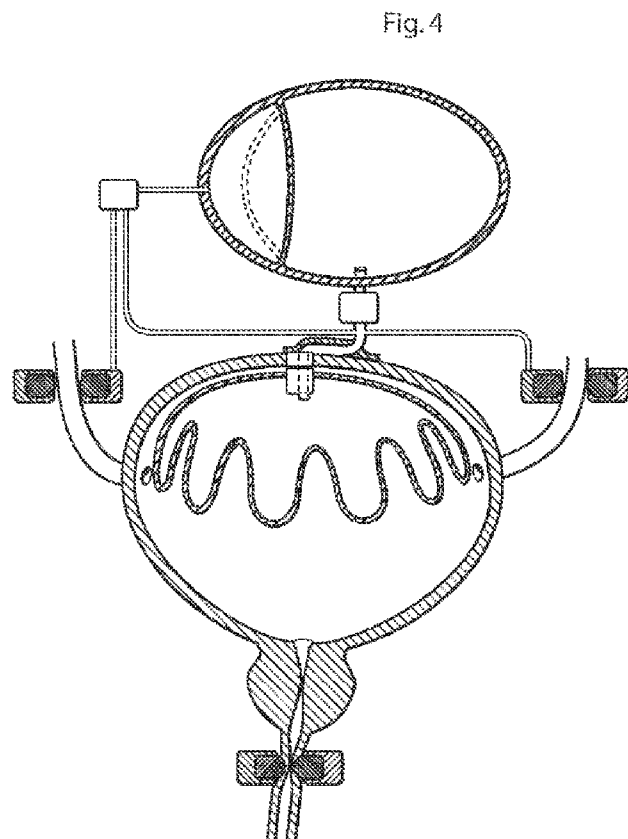
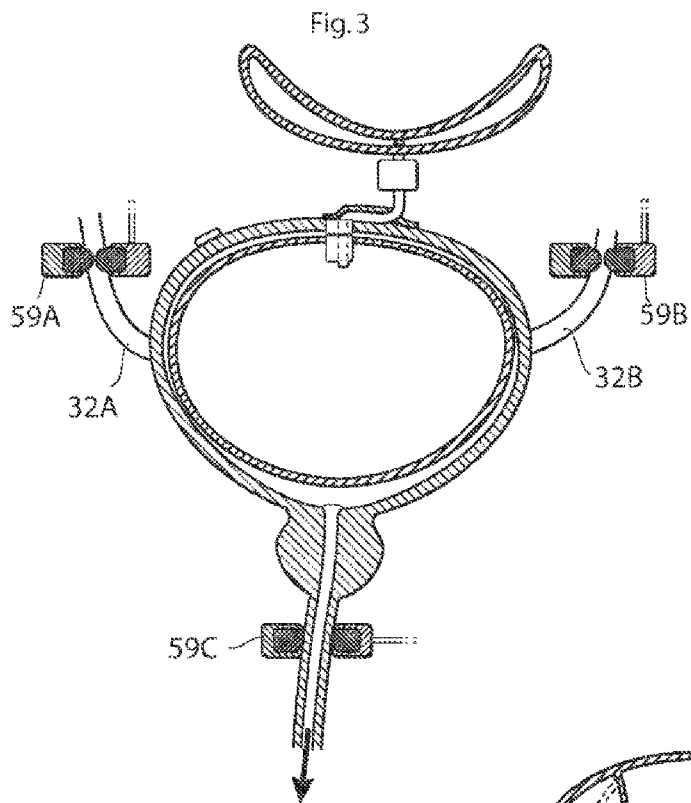


Fig.5

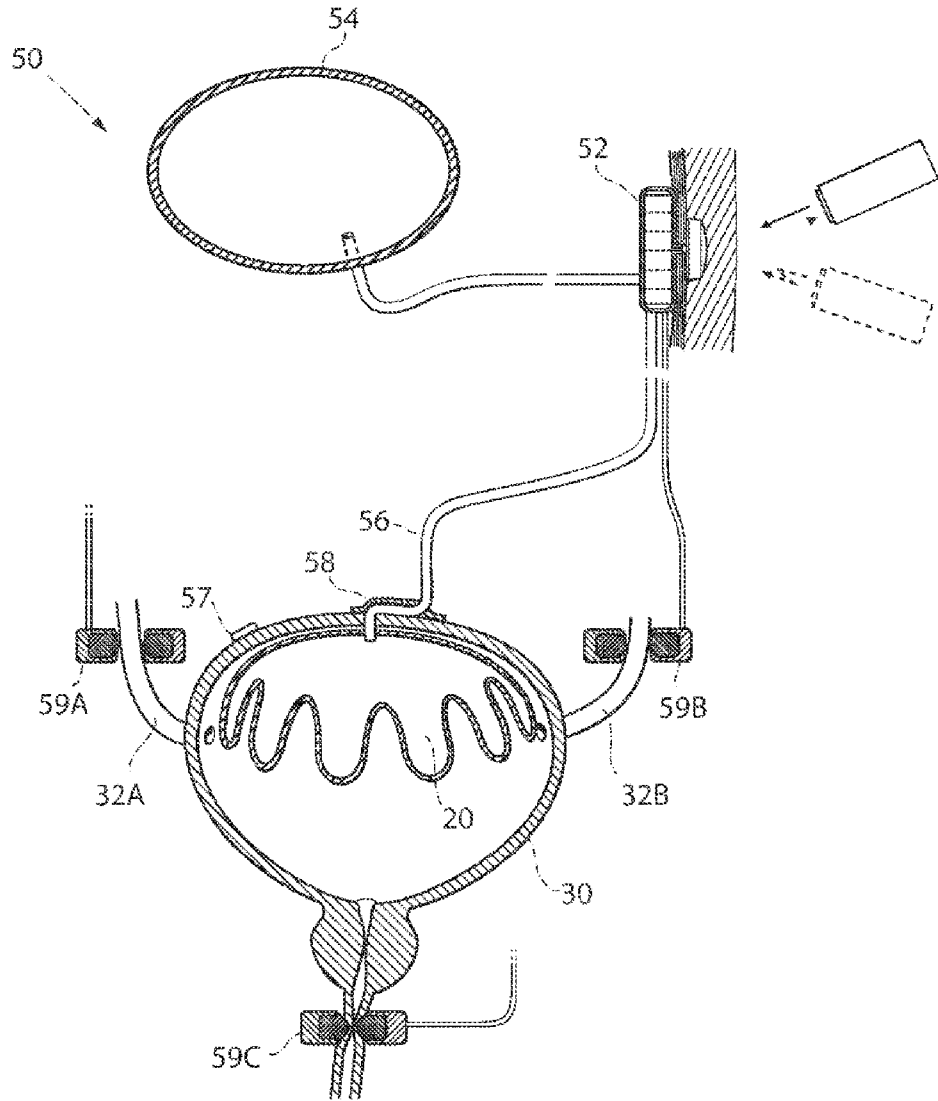
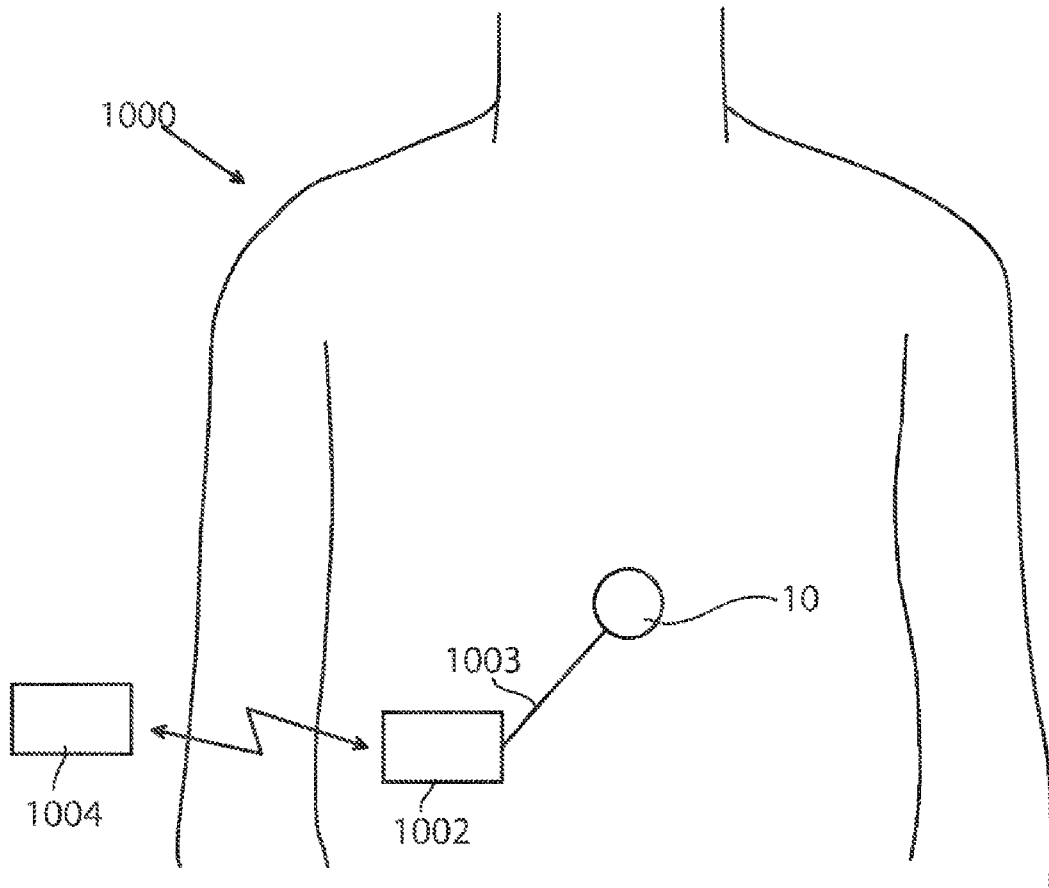
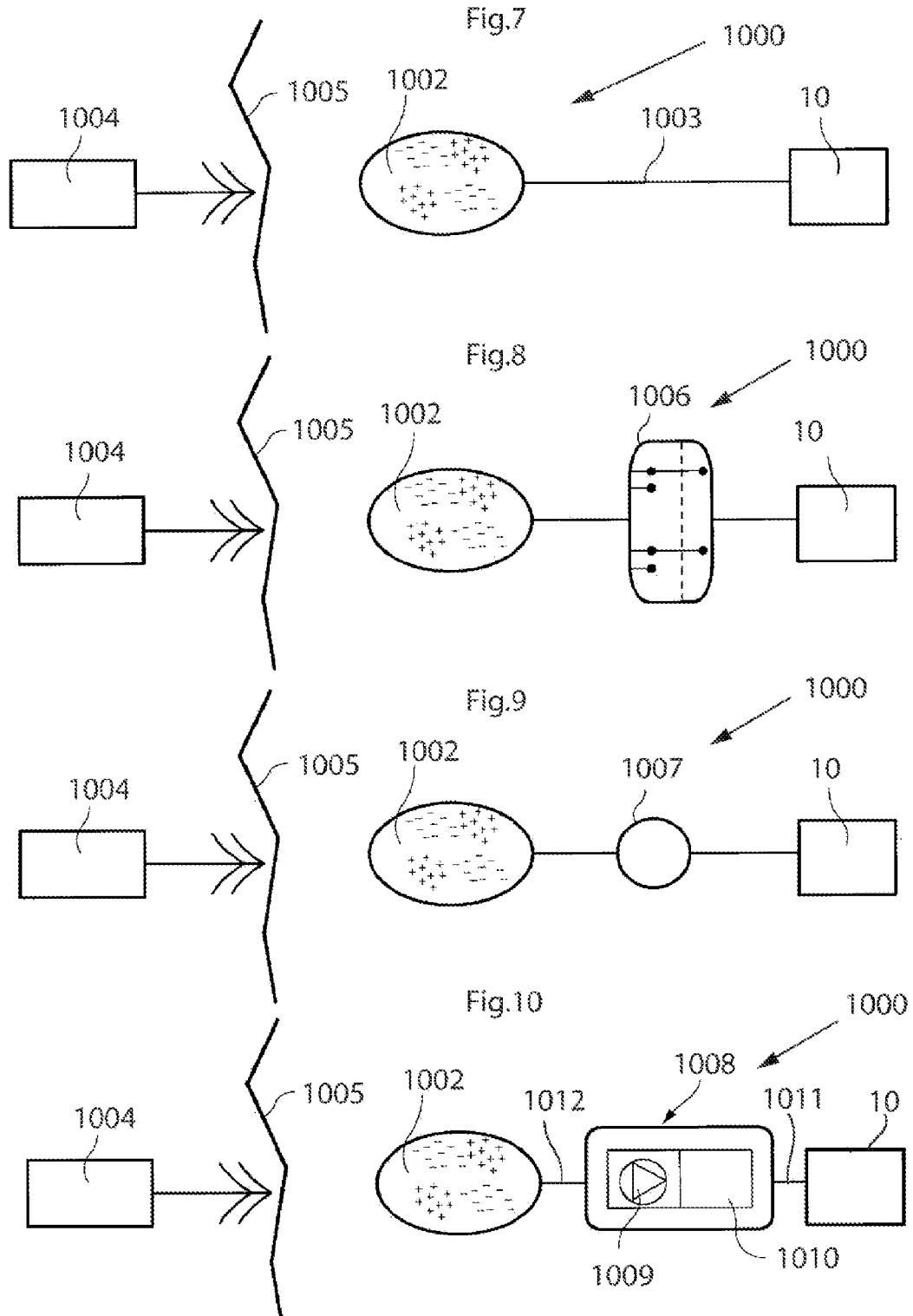


Fig.6





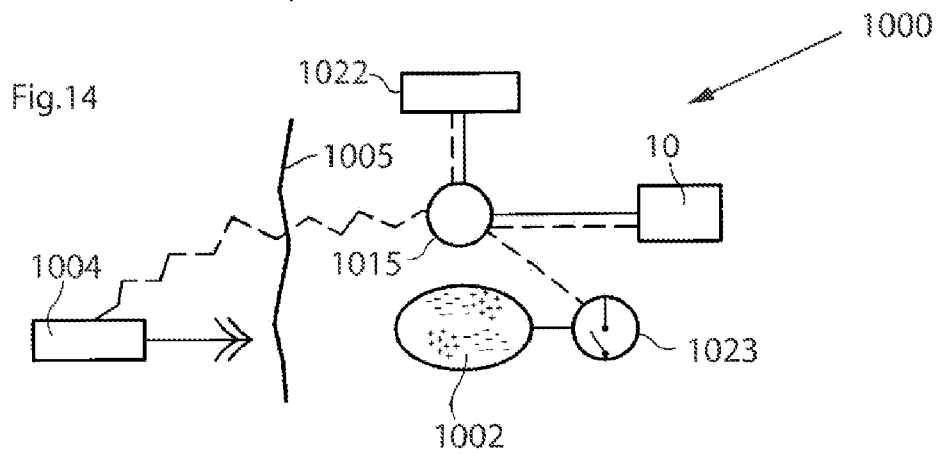
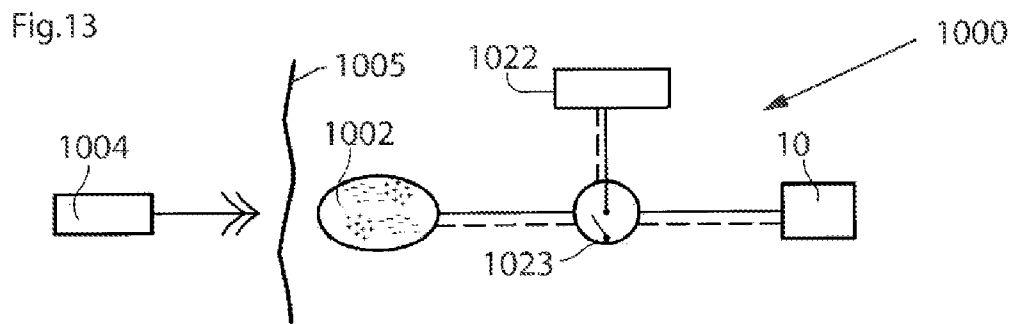
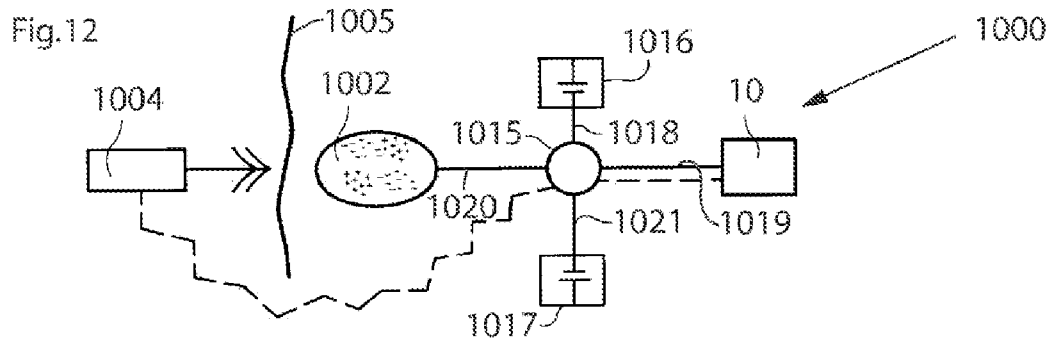
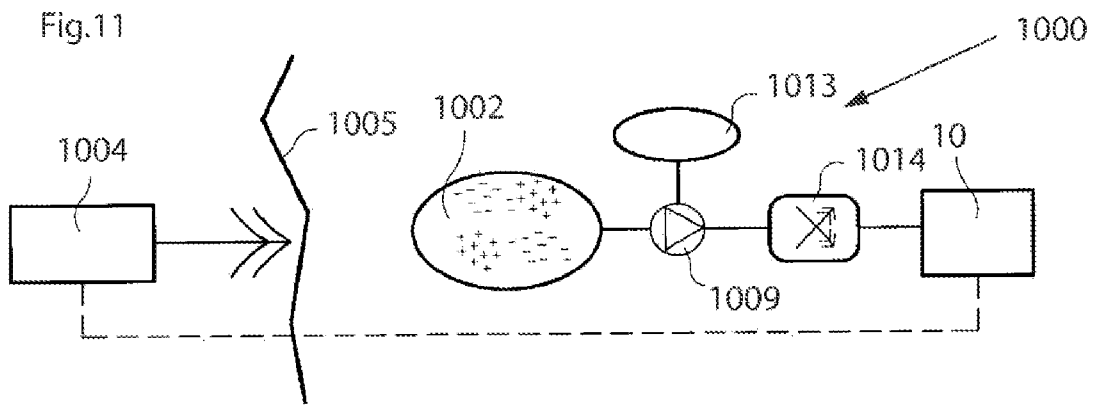


Fig.15

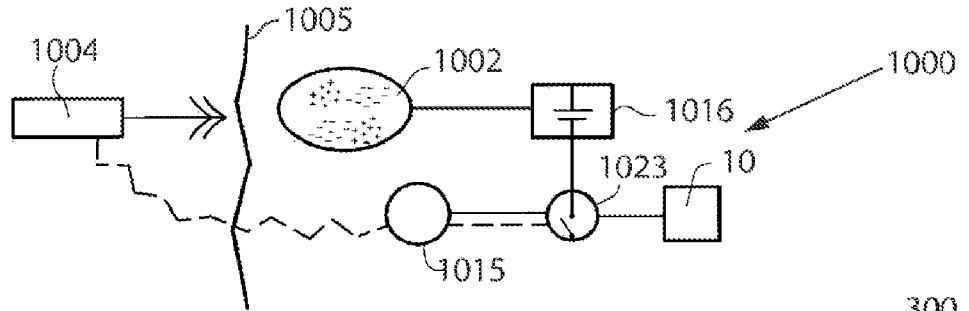


Fig.16

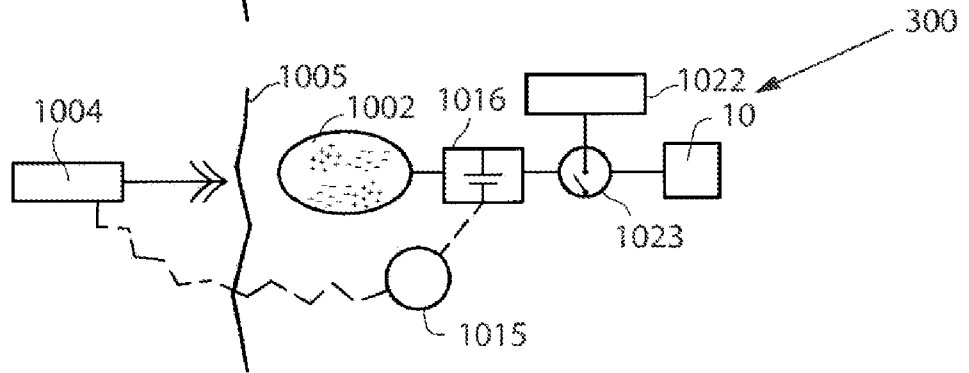


Fig.17

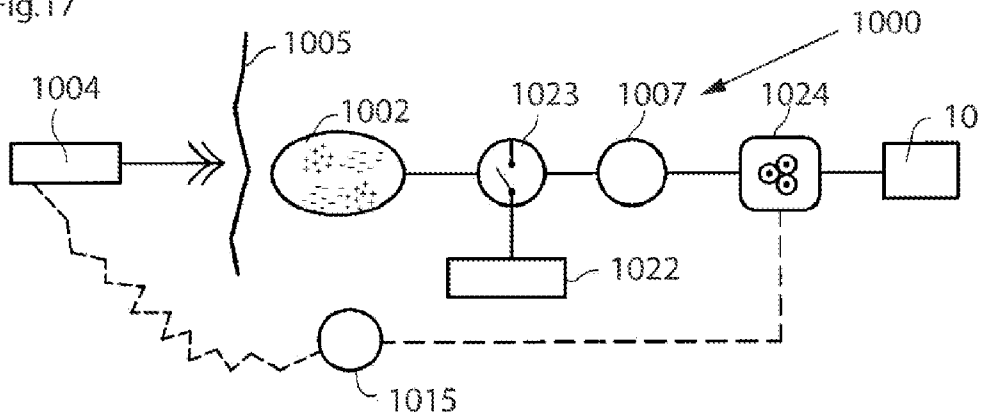


Fig.18

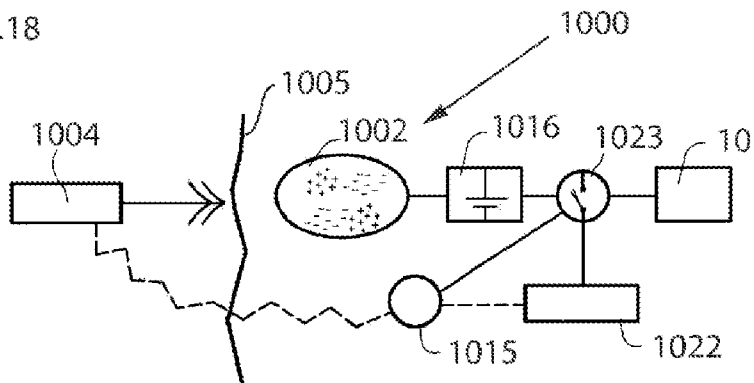


Fig.19

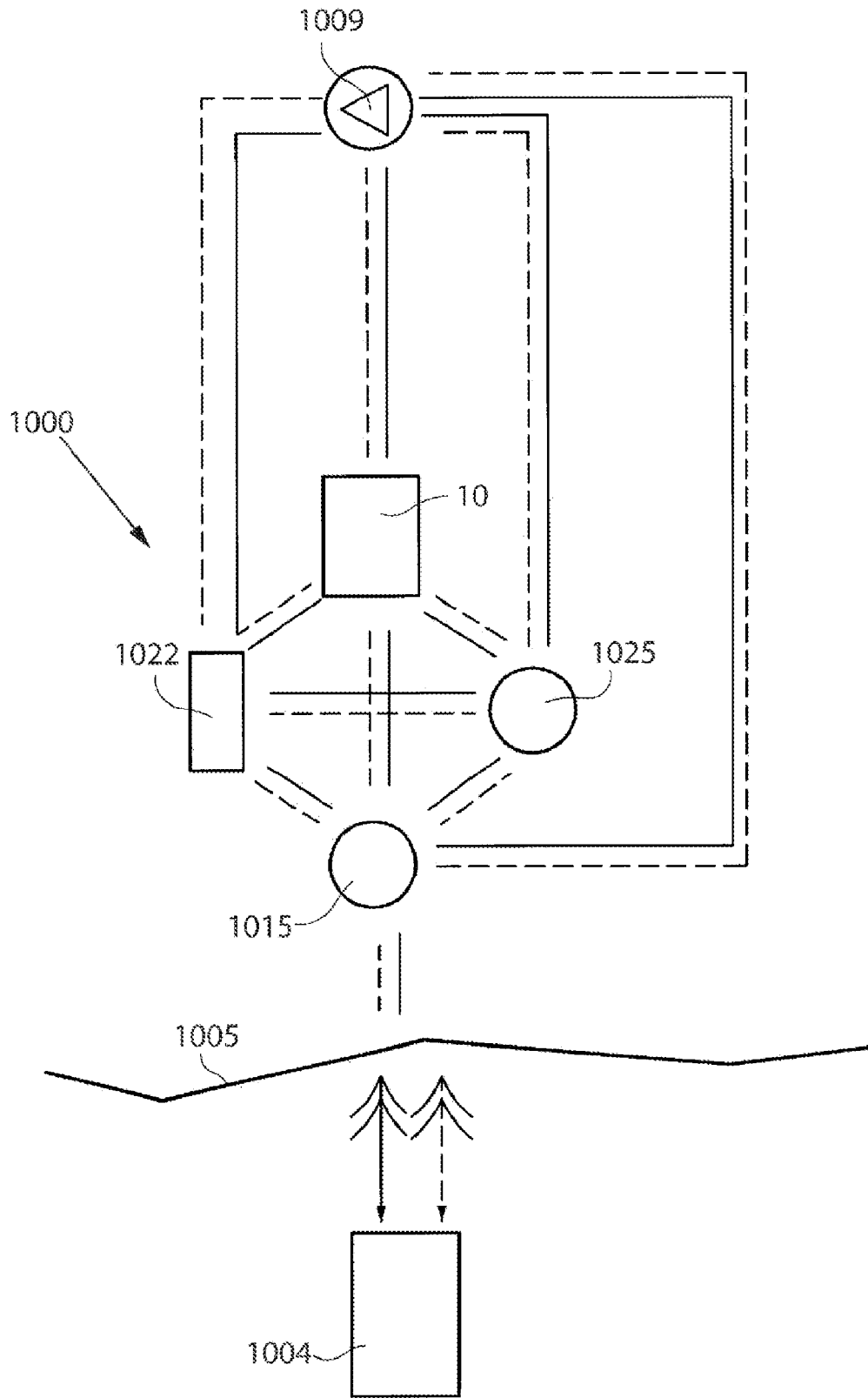


Fig.20

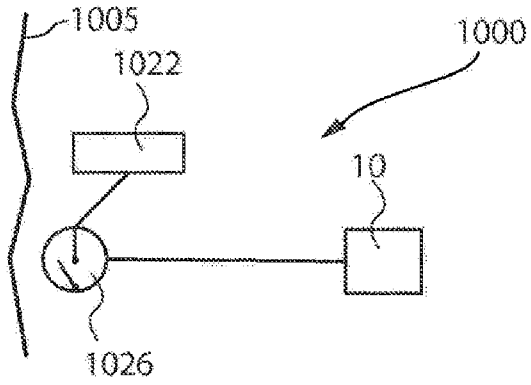


Fig.21

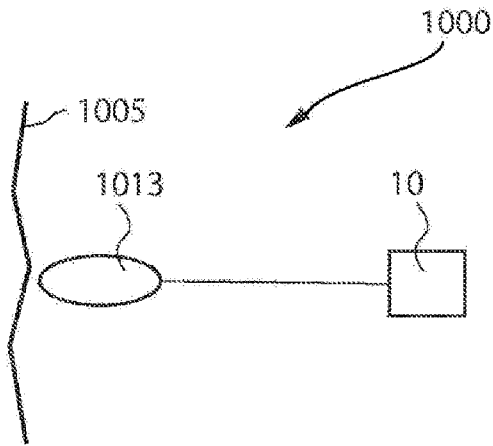


Fig.22

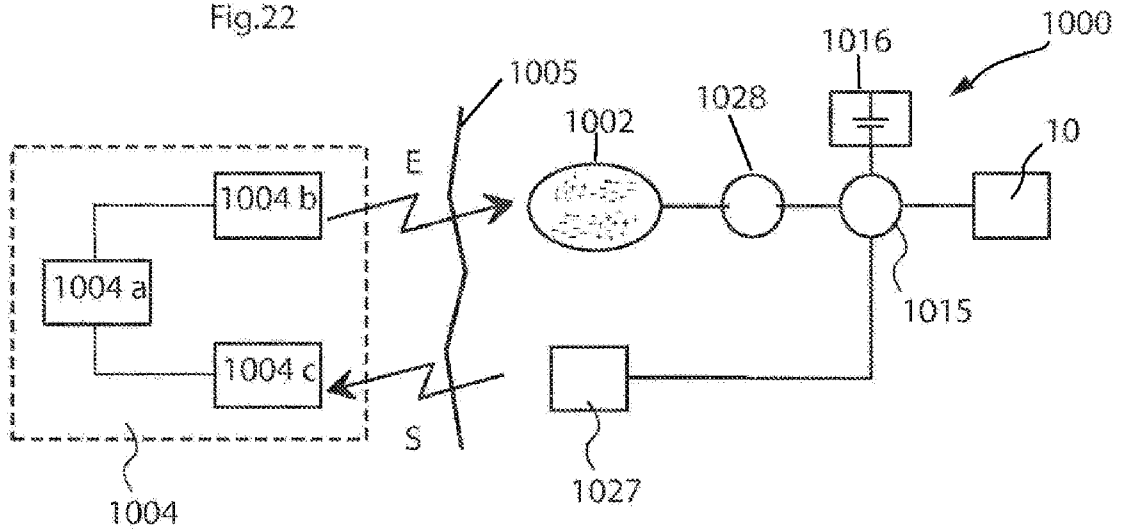


Fig.23

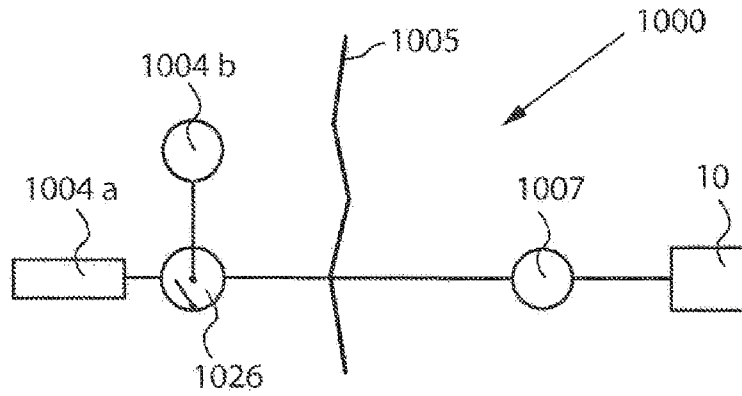


Fig.24

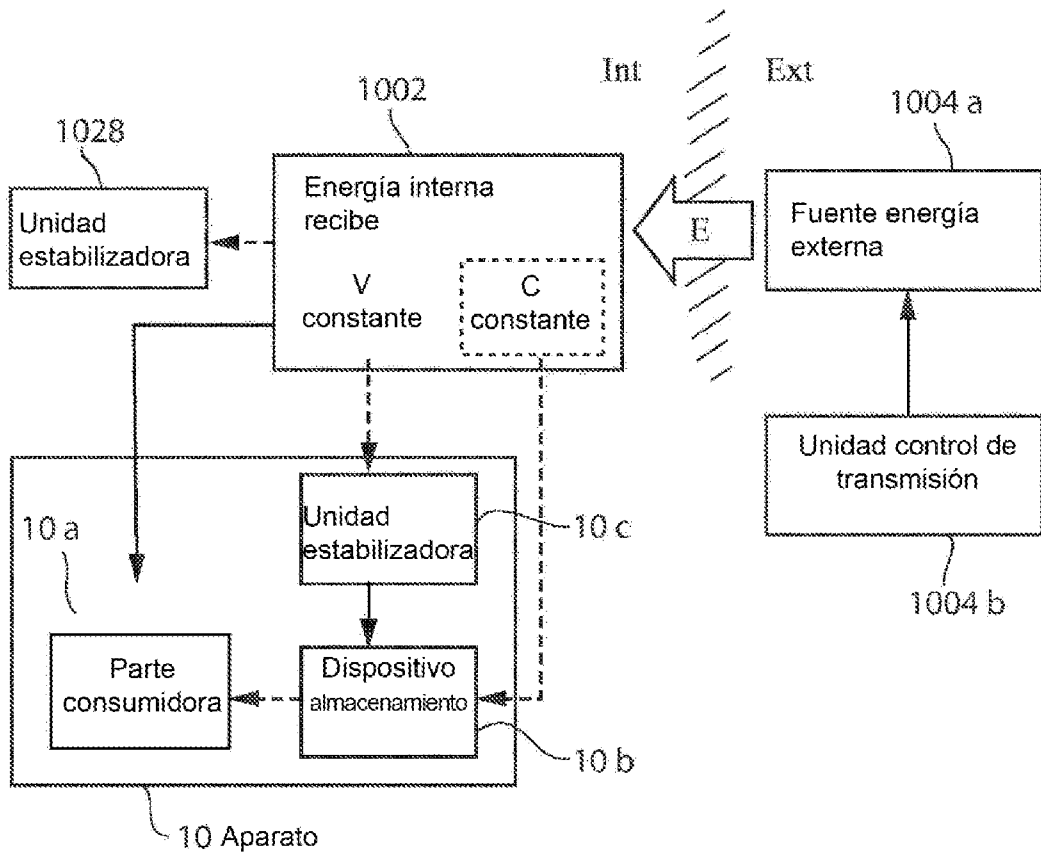
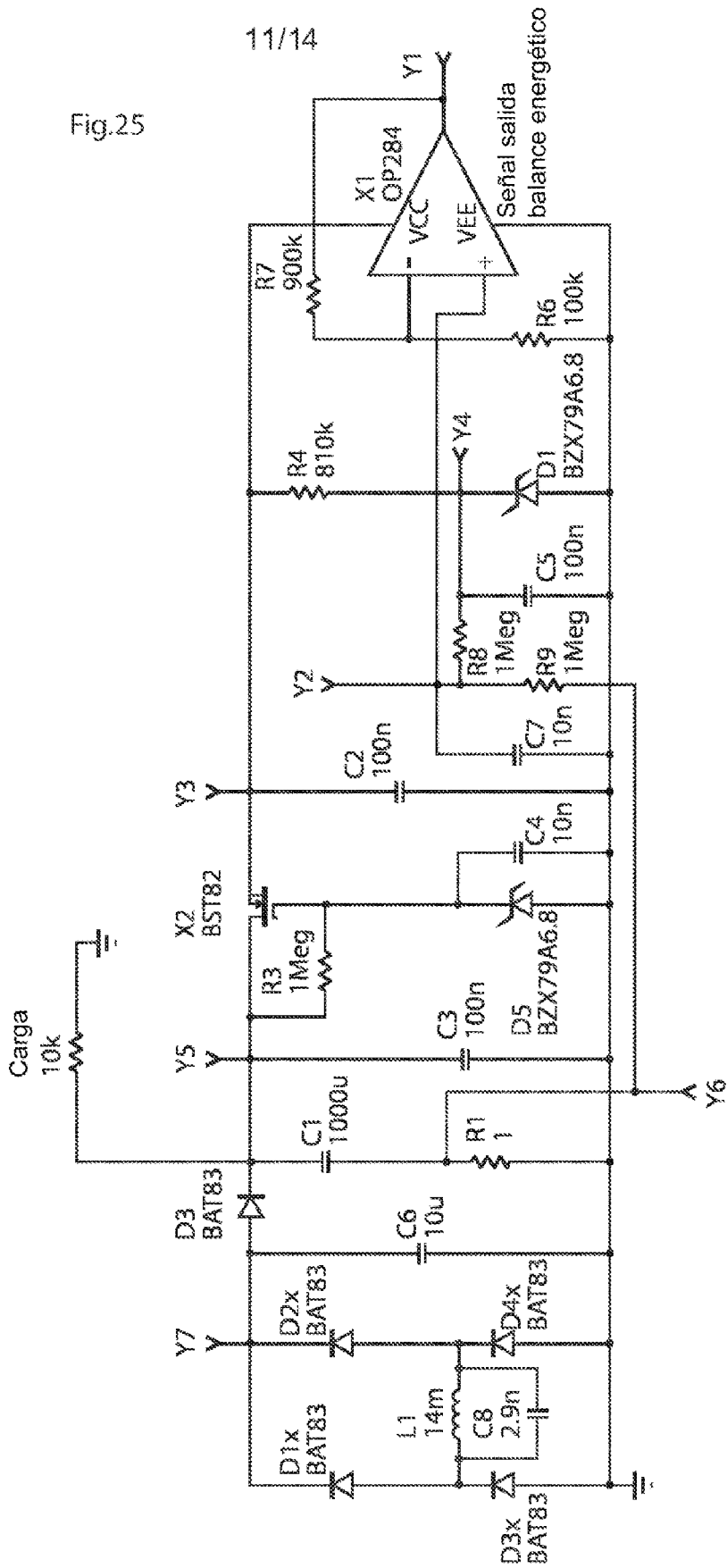


Fig.25



11/14

Fig.26

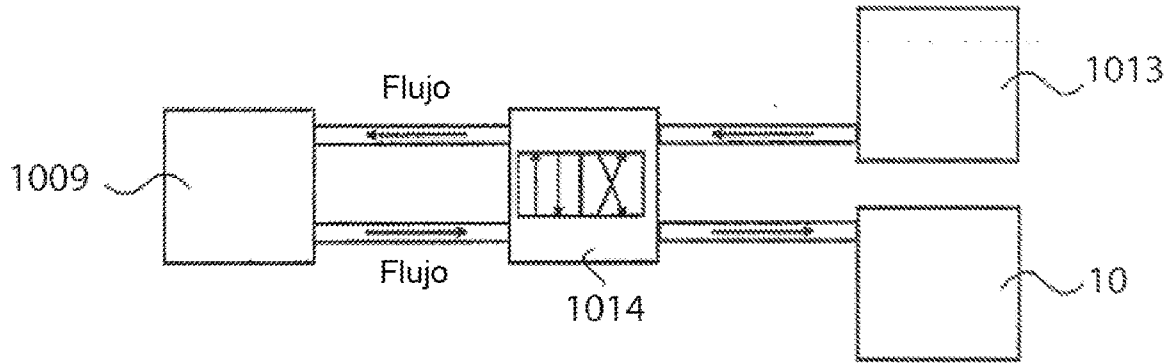


Fig.27

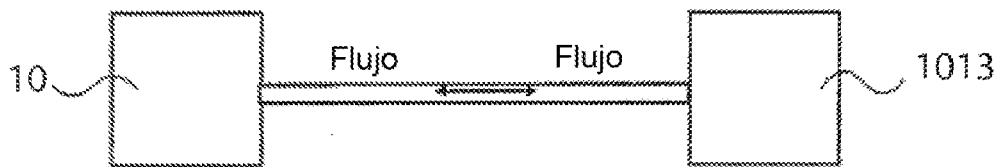


Fig.28

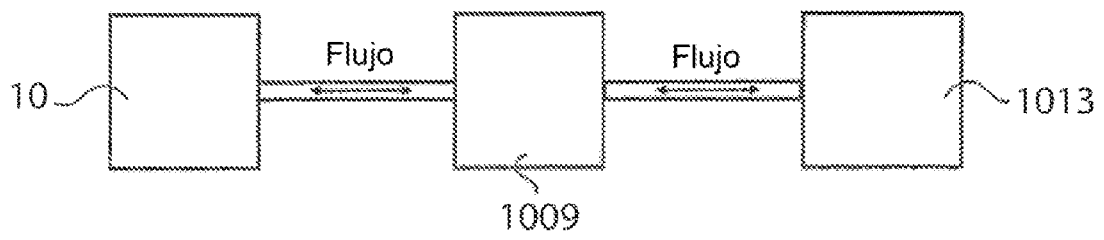


Fig.29

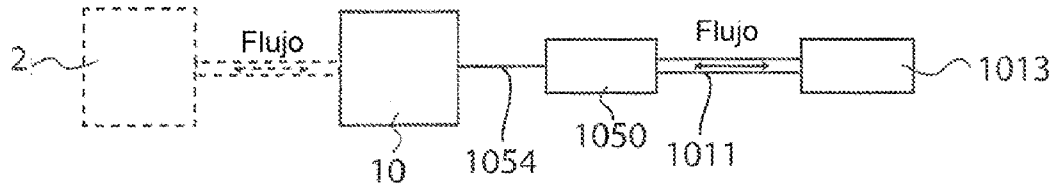


Fig.30 a

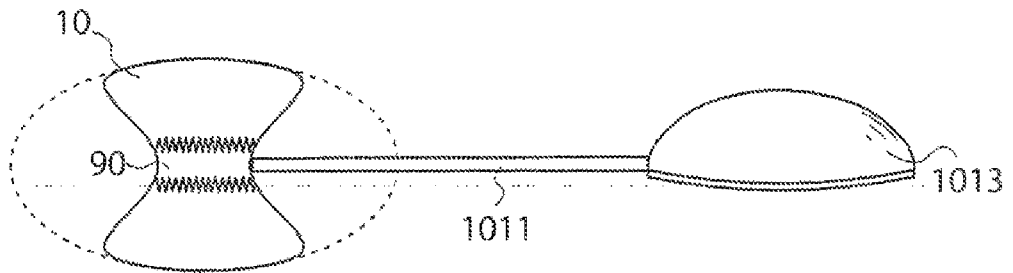


Fig.30 b

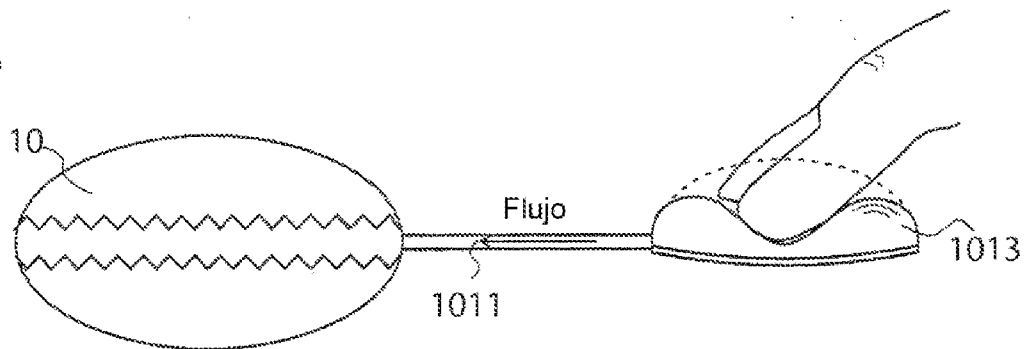


Fig.30 c

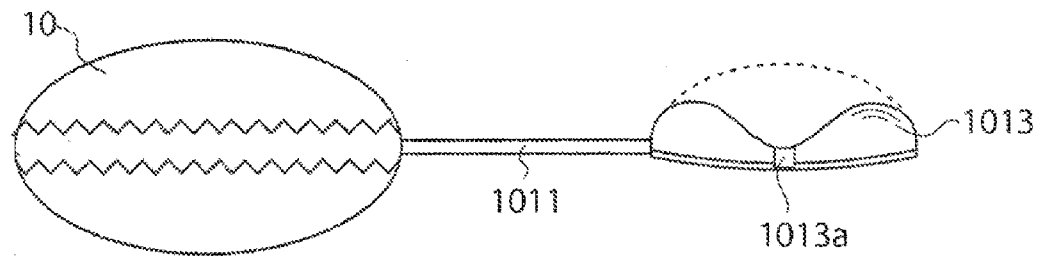


Fig.31

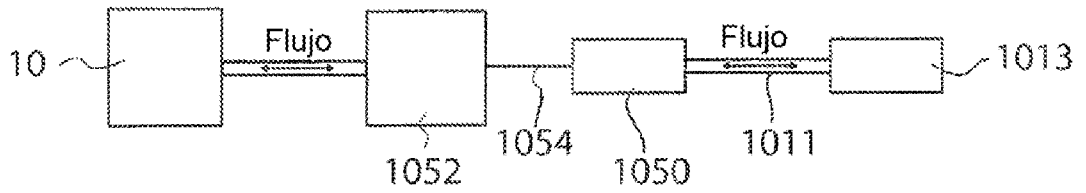


Fig.32 a

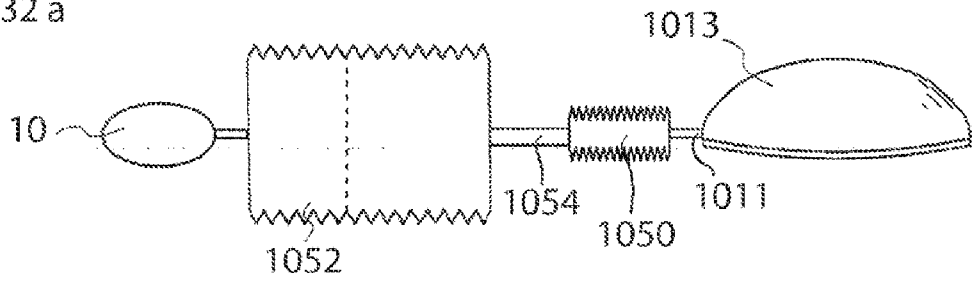


Fig.32 b

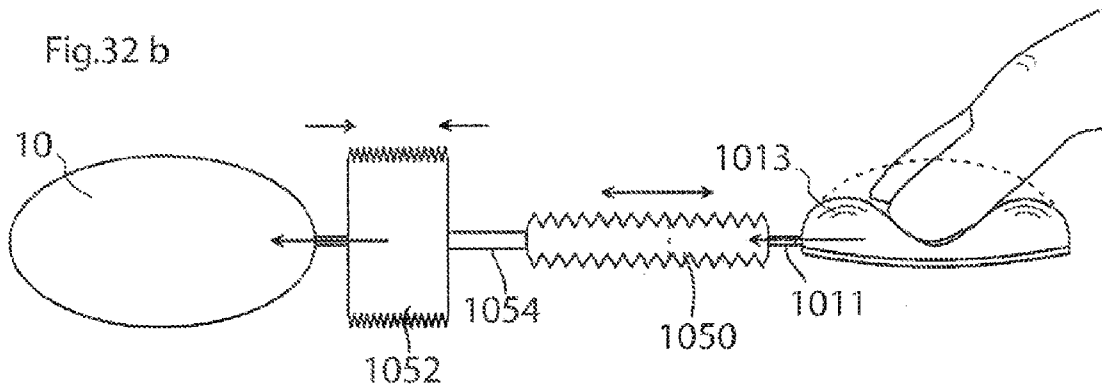


Fig.32 c

