

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 714 789**

51 Int. Cl.:

A61F 2/00 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
A61B 17/12 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/07 (2006.01)
A61B 17/135 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
A61F 2/04 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.10.2008 PCT/SE2008/000560**
 87 Fecha y número de publicación internacional: **16.04.2009 WO09048373**
 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2008 E 08838487 (0)**
 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.12.2018 EP 2211767**

54 Título: **Dispositivo implantable para control urinario externo**

30 Prioridad:

11.10.2007 US 960715 P
11.10.2007 US 960716 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.05.2019

73 Titular/es:

KIRK PROMOTION LTD. (100.0%)
Frejgatan 13, Att. 1492
114 79 Stockholm, SE

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 714 789 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 control urinario externo

Sector técnico de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato implantable para la obtención de control urinario y el vaciado de la vejiga urinaria, impidiendo de ese modo la retención urinaria involuntaria, o tratándola. Más en particular, la invención se refiere a un aparato implantable para descargar orina desde la vejiga urinaria con un elemento motorizado que funciona desde el exterior de la vejiga urinaria, asistido por una estructura de soporte.

Antecedentes de la invención

10 La disfunción urinaria, causada normalmente por lesiones en la médula ósea, involucra la retención urinaria involuntaria, una afección que está asociada con infecciones urinarias, daños renales o daños en el tracto urinario. Un tratamiento común de la retención urinaria es la cateterización continua o intermitente. Junto a la incomodidad para el paciente, los catéteres representan siempre un riesgo de adquirir infecciones. Las terapias propuestas alternativamente incluyen la estimulación eléctrica de la vejiga urinaria para proporcionar contracción muscular y vaciado de la vejiga (ver, por ejemplo, la patente US 6,393,323). La estimulación eléctrica de la vejiga requiere la
15 consideración de que la contracción del esfínter urinario se estimula mediante electricidad y se hará necesaria una estimación pulsada que, sin embargo, puede conducir a chorros de orina incontrolados a través de la uretra. Es obvio que existe una necesidad de dispositivos que ayuden al vaciado de la vejiga urinaria que sean eficientes, fiables y proporcionen un alto nivel de comodidad del paciente. La patente US 2004/242956 da a conocer un dispositivo que puede aumentar la presión en la vejiga urinaria con una camisa constrictiva de material de malla que
20 comprende filamentos de un polímero electroactivo que, por medio de transductores, puede reducir o expandir el volumen de la camisa con el fin de expulsar o recoger orina. Sin embargo, se ha detectado que el dispositivo tiene dificultades para vaciar de manera completa y controlable la vejiga urinaria, tal como se requiere para impedir la retención urinaria. Por esta razón, la presente invención introduce mejoras en el tratamiento de la retención urinaria.

Descripción de la invención

25 En términos generales, la presente invención se refiere a un aparato para tratar la retención urinaria de un paciente mamífero, que comprende un elemento motorizado implantable, adaptado para ejercer una fuerza desde el exterior sobre una parte seleccionada de la vejiga urinaria con el fin de descargar orina de la vejiga urinaria. El aparato comprende además un dispositivo de control para controlar el funcionamiento del elemento motorizado. La fuerza del elemento motorizado se ejerce, por lo menos parcialmente, contra una estructura de soporte que está adaptada
30 para apoyarse contra por lo menos uno de un hueso, tal como el hueso pélvico, el hueso púbico o el sacro o la médula espinal, otro tejido humano tal como el peritoneo, la pared abdominal o pélvica, o la propia vejiga urinaria.

El dispositivo de control comprende preferentemente una fuente de energía para hacer funcionar el elemento motorizado y otras partes del aparato que consumen energía. A continuación se describirán disposiciones para activar y controlar el aparato en el contexto de un sistema que comprende el aparato. El dispositivo de control está
35 preferentemente adaptado para ser implantado, por lo menos parcialmente, de manera subcutánea o en el abdomen o en la zona pélvica. El dispositivo de control comprende un conjunto de control adaptado para ser implantado subcutáneamente y/o en la cavidad abdominal, comprendiendo dicho conjunto de control por lo menos dos partes adaptadas para ser conectadas, cuando se implanta.

40 Para accionar la vejiga urinaria desde el exterior, el elemento motorizado comprende una parte de contacto adaptada para contactar con una parte de la superficie de la vejiga urinaria. El elemento motorizado comprende por lo menos un presurizador operable conectado a la parte de contacto en una disposición, donde hacer funcionar el presurizador proporciona compresión o distensión de la vejiga urinaria. Para este propósito, el elemento motorizado se puede hacer funcionar hidráulica o mecánicamente para proporcionar compresión o distensión de la vejiga urinaria.

45 En una realización, el presurizador comprende por lo menos un brazo desplazable que se extiende desde un dispositivo de funcionamiento hasta la parte de contacto del elemento motorizado. El dispositivo de funcionamiento está adaptado para desplazar el brazo desplazable móvil hacia la vejiga urinaria con el fin de descargar orina de la vejiga urinaria. El dispositivo de funcionamiento está sujeto a tejido humano, preferentemente en esta realización, al hueso púbico. También en esta realización, el dispositivo de funcionamiento comprende un motor, preferentemente
50 un motor eléctrico adaptado para desplazar el brazo desplazable. La parte de contacto está adaptada para fijarse a la parte superior de la vejiga urinaria y la parte de contacto está preferentemente diseñada para extenderse radialmente desde un punto esencialmente en línea con el vértice de la vejiga urinaria.

En otra realización, el presurizador comprende un depósito para fluido hidráulico, y la parte de contacto comprende una cavidad expandible conectada hidráulicamente al depósito. El presurizador comprende una bomba para
55 transportar el fluido hidráulico desde el depósito para expandir la cavidad expandible, comprimiendo de ese modo la vejiga urinaria. Además, el presurizador está adaptado para que se transporte fluido hidráulico desde la cavidad expandible hasta el depósito mediante la presión urinaria en la vejiga urinaria, cuando la bomba no está activa. Para

- conseguir el transporte de vuelta desde la cavidad al depósito, puede estar dispuesta una disposición en la que una segunda conexión entre la cavidad expandible y el depósito adaptada para admitir fluido hidráulico de transporte desde la cavidad expandible hacia el depósito mediante la presión urinaria en la vejiga urinaria, cuando la bomba no está activa. Preferentemente, la capacidad de flujo de la segunda conexión es menor que el flujo de la bomba, lo que permite que dicha segunda conexión se mantenga abierta. Alternativamente a esta disposición, la bomba puede transportar fluido hidráulico desde la cavidad expandible hasta el depósito, para distender la vejiga urinaria.
- En otra realización más, el presurizador operable comprende un dispositivo de funcionamiento acoplado a un dispositivo de soporte adaptado para estar sujeto a la pared de la vejiga urinaria. El presurizador operable comprende un accionador conectado operativamente al dispositivo de funcionamiento, que comprende un motor para realizar un movimiento de accionamiento para accionar la parte de contacto con el fin de comprimir la vejiga urinaria. Preferentemente, el dispositivo de funcionamiento comprende un pivote para conseguir un movimiento pivotante del accionador. El dispositivo de soporte es en general en forma de anillo o tiene una forma de anillo intermitente, y se extiende a lo largo de la periferia de la vejiga urinaria.
- El aparato realizado en las secciones anteriores puede comprender además un dispositivo para estimular eléctricamente la contracción de los músculos de la vejiga urinaria. Dicho dispositivo de estimulación puede comprender una serie de bandas de electrodos fijadas a los músculos de la vejiga urinaria.
- El aparato realizado en las secciones anteriores puede comprender asimismo un par implantable de dispositivos de restricción, donde el dispositivo de control controla los dispositivos de restricción adaptados para cerrar los uréteres cuando descargan orina desde la vejiga urinaria.
- El aparato realizado en las secciones anteriores puede comprender asimismo un esfínter urinario artificial, en el que un dispositivo de restricción, controlado por el dispositivo de control, funciona como un esfínter urinario.
- El aparato realizado en las secciones anteriores puede comprender asimismo un sensor para medir cualquier parámetro relacionado con la presión urinaria o el volumen de la vejiga urinaria. El sensor puede enviar una señal al dispositivo de control, que de ese modo activa y desactiva el elemento motorizado.
- Se describe asimismo un procedimiento para implantar el aparato dado a conocer, que comprende las etapas de introducir un tubo de tipo aguja en el abdomen del paciente; llenar el abdomen con gas a través de dicho tubo, expandiendo de ese modo la cavidad abdominal; colocar por lo menos dos trócares laparoscópicos en el cuerpo del paciente e introducir una cámara en el abdomen a través de uno de dichos trócares; introducir por lo menos una herramienta de disección a través de un trocar y diseccionar un área de por lo menos una parte de la vejiga urinaria del paciente; fijar una primera parte del elemento motorizado a la vejiga urinaria; fijar otra parte, diferente, del elemento motorizado a tejido humano e implantar el dispositivo de control conectado al elemento motorizado.
- En el procedimiento, la primera parte del elemento motorizado es una parte de contacto que contacta con una parte de la superficie de la vejiga urinaria, y la parte diferente del elemento motorizado está sujeta al hueso púbico o a la pared abdominal o a la pared de la vejiga urinaria. Cuando se fija la parte diferente a la pared urinaria, es preferible tunelizar mediante sutura la vejiga urinaria hasta la misma, con el fin de inmovilizar la parte diferente, incluyendo o no la pared urinaria el peritoneo. Preferentemente, la parte diferente comprende generalmente un dispositivo de soporte en forma de anillo que se extiende, preferentemente, a lo largo de la periferia de la vejiga urinaria.
- Se describe asimismo un procedimiento alternativo para implantar el aparato, que comprende las etapas de cortar la piel; diseccionar un área de por lo menos una parte de la vejiga urinaria del paciente; fijar una primera parte del elemento motorizado a la vejiga urinaria; fijar otra parte, diferente, del elemento motorizado a tejido humano e implantar el dispositivo de control conectado al elemento motorizado. En el procedimiento, la primera parte del elemento motorizado es una parte de contacto que contacta con una parte de superficie de la vejiga urinaria, y la parte diferente del elemento motorizado está fijada al hueso púbico o a la pared abdominal o a la pared de la vejiga urinaria; colocar un dispositivo de control fuera de la vejiga urinaria. El procedimiento puede incluir además por lo menos una de las siguientes etapas de colocar una fuente de alimentación en el interior del cuerpo, para alimentar el dispositivo de control; colocar un depósito hidráulico y; colocar una bomba en el interior del cuerpo, para bombear fluido entre el depósito y el elemento expandible con el fin de descargar orina desde la vejiga urinaria.
- La presente invención se refiere además a un sistema que comprende cualquiera de las realizaciones del aparato dadas a conocer anteriormente, incluyendo una energía implantable y
- En una realización preferida, el sistema comprende por lo menos un conmutador implantable en el paciente para controlar de forma manual y no invasiva el aparato.
- En otra realización preferida, el sistema comprende un mando a distancia inalámbrico para controlar de forma no invasiva el aparato.
- En una realización preferida, el sistema comprende un dispositivo de funcionamiento hidráulico para hacer funcionar el aparato.
- En una realización, el sistema comprende un motor o una bomba para hacer funcionar el aparato.

- 5 El aparato o el sistema según la invención 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 a una segunda forma de energía, en el que el dispositivo de transformación de energía está adaptado para llevar a cabo por lo menos uno de lo siguiente: a) alimentar directamente componentes implantables del dispositivo que consumen energía, con la segunda forma de energía o b) cuando el sistema comprende además una fuente de energía interna implantable para alimentar componentes implantables del dispositivo que consumen energía, que se puede cargar mediante la energía inalámbrica, alimentar la fuente de energía interna con la segunda forma de energía, a medida que el dispositivo de transformación de energía transforma la primera forma de energía transmitida por el dispositivo de transmisión de energía en la segunda forma de energía.
- 10 El dispositivo de aparato o el sistema según la invención, 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, por lo menos, con uno de un parámetro físico del paciente y un parámetro funcional relacionado con el dispositivo, en el que por lo menos un parámetro funcional está correlacionado con la transferencia de energía inalámbrica.
- 15 El aparato o el sistema según la invención puede comprender además un sensor y/o un dispositivo de medición y una unidad de control interna, implantable, para controlar el dispositivo en respuesta a información que está relacionada con, por lo menos, uno de: a) un parámetro físico del paciente detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición y b) un parámetro funcional relacionado con el dispositivo, detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición.
- 20 El aparato o el sistema según la invención puede comprender además un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde el 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 componentes implantables del dispositivo que consumen energía, para suministrar directa o indirectamente energía recibida a estos, comprendiendo además el sistema un dispositivo de determinación adaptado para determinar un equilibrio de energía entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes implantables del dispositivo que consumen energía, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía externo, en base al equilibrio de energía determinado por el dispositivo de determinación, en el que el dispositivo de determinación está adaptado para detectar por lo menos uno de: a) un cambio en el equilibrio de energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de la energía inalámbrica en base al cambio del equilibrio de energía detectado, y b) una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes implantables del dispositivo que consumen energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en base a la diferencia de energía detectada.
- 25 30 El aparato o el sistema según la reivindicación, puede comprender además componentes eléctricos implantables, que incluyen por lo menos un protector del nivel de tensión y/o por lo menos un protector de corriente constante.
- 35 El dispositivo de aparato o el sistema según la invención puede comprender además un comunicador de datos externo y un comunicador de datos interno implantable que comunica con el comunicador de datos externo, en el que el comunicador interno alimenta datos relacionados con el dispositivo o con el paciente al comunicador de datos externo y/o el comunicador de datos externo alimenta datos al comunicador de datos interno.
- 40 A continuación en la descripción detallada se explican detalles adicionales de los sistemas aplicables al aparato que se describe en general en la presente memoria.

Descripción detallada de la invención

- La presente invención se describirá en mayor detalle a continuación, a modo de ejemplos no limitativos y haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:
- 45 La figura 1 muestra una vista esquemática en sección transversal, de una realización del aparato de la invención cuando está implantado en un paciente.
- Las figuras 2 y 3 muestran esquemáticamente una realización del aparato con una primera variante del elemento motorizado.
- 50 Las figuras 4 y 5A a C muestran de manera esquemática realizaciones diferentes respectivamente del presurizador del elemento motorizado.
- La figura 6 muestra un sistema que incluye un aparato para tratar la incontinencia urinaria, según la invención, como el que se describe o muestra en general en las figuras 1 a 5, en este caso en forma general.
- Las figuras 7 a 21 muestran esquemáticamente varias realizaciones del sistema para alimentar de manera inalámbrica el aparato mostrado en la figura 1.

La figura 22 es un diagrama de bloques esquemático que muestra una disposición para suministrar una cantidad precisa de energía, utilizada para el funcionamiento del aparato mostrado en la figura 1.

La figura 23 muestra esquemáticamente una realización del sistema en la que el aparato se hace funcionar con energía por cable.

- 5 La figura 24 es un diagrama de bloques más detallado, de una disposición para controlar la transmisión de energía inalámbrica utilizada para el funcionamiento del aparato mostrado en la figura 1.

La figura 25 es un circuito para la disposición mostrada en la figura 19, de acuerdo con un posible ejemplo de implementación.

- 10 Las figuras 26 a 32 muestran modos de disponer alimentación hidráulica o neumática del aparato implantado en un paciente.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

- La figura 1 es una vista general en sección transversal del aparato cuando está implantado en un paciente humano. Haciendo referencia a la figura 2, una realización del aparato se muestra implantada cuando está actuando sobre una vejiga urinaria 300. El aparato incluye un elemento motorizado 100 y un dispositivo de control 200. El dispositivo de controles 200 controla el funcionamiento del elemento motorizado y puede recibir una señal desde un sensor 150 en relación con el volumen en la vejiga urinaria, tal como un sensor de presión o cualquier sensor relacionado con la pared de la vejiga urinaria (no mostrado) y que emite desde el cuerpo una señal de alarma. El sensor está conectado a una unidad de control de sensores 205 del dispositivo de control 200. Se pueden utilizar varios tipos diferentes de sensores de entrada que determinan, por ejemplo, el estiramiento o la flexión o la presión de la pared de la vejiga urinaria o, por ejemplo, detectan el volumen o la presión en el interior de la vejiga urinaria. Lo más probable es que estos sensores provoquen sólo indirectamente el vaciado de la vejiga, al presentar al paciente una alarma que informa de que es momento de vaciar la vejiga. Una alarma de este tipo se puede generar de modo audible o visual. Un mando a distancia 300 controlado desde el exterior del cuerpo del paciente para manejar el elemento motorizado, tal como un mando a distancia inalámbrico que comunica con una unidad de control interna 203 o por lo menos con un conmutador implantado 204. El dispositivo de control 200 incluye asimismo una fuente de energía 201 para suministrar energía a las partes del elemento motorizado que consumen energía. La fuente de energía puede estar suministrada de forma inalámbrica desde el exterior, desde una unidad de activación 400. Para este propósito, el dispositivo de control está dotado de un dispositivo de transformación de energía 202. El dispositivo de control comprende una parte externa 200A que está dotada de un conmutador accionado manualmente 201A y de un puerto de inyección 201B para comunicar por fluido hidráulico con un depósito interno 206. El dispositivo de control incluye además una función de motor/bomba. Se contempla que las características relacionadas con el fluido hidráulico son relevantes para una realización hidráulica de la figura 4 y el elemento motorizado 100 incluye un presurizador 140 y una parte 120 de contacto con la vejiga urinaria, que se puede fijar a la vejiga urinaria. El presurizador incluye un dispositivo de funcionamiento 144 fijado a tejido humano, en este caso al hueso púbico, y está conectado de forma operativa al brazo desplazable 142 conectado a la parte de contacto. Para ejercer en funcionamiento una presión sobre la vejiga urinaria y de ese modo descargar orina a través de la uretra, el dispositivo de funcionamiento 144 es activado por el dispositivo de control para desplazar el brazo hacia la vejiga urinaria, que de este modo se contrae. Además la figura 2 muestra un dispositivo de restricción 59B para restringir temporalmente un uréter (esta realización cierra ambos uréteres con dispositivos de restricción). El aparato puede eventualmente estar dotado de dichos dispositivos de restricción para los uréteres, que son controlados por el dispositivo de control 200 para cerrar los uréteres cuando se acciona el elemento motorizado para descargar orina, con el fin de impedir flujo urinario de la vejiga a los riñones. En funcionamiento, el dispositivo de control 200 es activado y suministra energía al elemento motorizado. El presurizador accionará a continuación la compresión de la vejiga urinaria, de tal modo que la presión urinaria en la vejiga aumenta de manera que la orina se descarga a través de la uretra. Cuando finaliza la descarga de orina, el presurizador alivia la urinaria y recupera su posición inicial, mientras que los dispositivos de restricción para los uréteres se distienden y la vejiga urinaria puede recibir orina de los riñones. La figura 3 muestra el mismo aparato que la figura 2 cuando descarga orina a través de la uretra. A tal efecto, el esfínter urinario 59C se desactiva y se abre y el dispositivo de restricción 59B. El aparato tiene que ejercer una presión considerable (una presión de aproximadamente 60 a 80 cm de agua) para forzar la salida de la orina desde la vejiga, y de este modo se puede producir un reflujo de orina a través de los uréteres 32A, 32B con riesgos potenciales de daños en los riñones. Para impedir todas estas complicaciones, el dispositivo de control está dotado de dispositivos de restricción 59A, 59B dispuestos para contraer temporalmente los uréteres y cerrarlos durante la operación de descarga de orina. La presión de orina en el uréter es normalmente de aproximadamente 50 cm de agua, aunque lo más probable es que un aumento de presión de corta duración no dañe los riñones, y por lo tanto los dispositivos de restricción 59A y 59B se pueden omitir.

- La figura 4 muestra esquemáticamente una variante del presurizador, que en este caso incluye un depósito 440 que está conectado hidráulicamente a una cavidad 420 de la parte de contacto. Un dispositivo de control 200 controla el funcionamiento del presurizador de manera similar a lo explicado con la figura 2. Cuando se hace funcionar el aparato para descargar orina, el dispositivo de control activa el transporte de fluidos del depósito 440 a la cavidad 420 de la parte de contacto que, de este modo, expande su volumen de tal modo que la vejiga urinaria se comprime

y se descarga orina a través de la uretra como consecuencia de una mayor presión urinaria en la vejiga. Para distender la vejiga, se transporta fluido de hacia atrás al depósito desde la cavidad. El transporte hacia atrás se puede llevar a cabo mediante una operación alimentada (es decir, una bomba conectada operativamente al depósito) o bien como resultado del aumento de la presión urinaria en la vejiga. Una segunda conexión 444 entre la cavidad y el depósito se utiliza para el transporte posterior. Si la capacidad de bombeo de la bomba es mayor que la capacidad de flujo de dicha segunda conexión, la segunda conexión puede estar abierta en todo momento. La figura 4 muestra además un sensor 445 que comunica con una unidad de control de sensores del dispositivo de control. La figura 5 muestra esquemáticamente otra variante del presurizador 540 que incluye un dispositivo de funcionamiento 544 acoplado a un dispositivo de soporte 510 fijado a la pared de la vejiga urinaria. El presurizador puede ser accionado tanto hidráulica como mecánicamente. En este caso, una construcción mecánica tiene un accionador 542 conectado de manera operativa con el dispositivo de funcionamiento para llevar a cabo un movimiento de accionamiento con el fin de accionar la parte de contacto 520 para comprimir la vejiga urinaria. En funcionamiento para descargar orina, el dispositivo de funcionamiento lleva a cabo un movimiento pivotante del accionador, de tal modo que este contacta con la parte de contacto 520 para comprimir la vejiga urinaria con el fin de descargar orina a través de la uretra. Cuando se distiende la vejiga, el dispositivo de funcionamiento retira el accionador 542 de la parte de contacto 520 hasta su posición inicial, y la vejiga urinaria está dispuesta para recibir orina a través de los uréteres.

La figura 5a muestra una realización del aparato de la figura 2 con el dispositivo de funcionamiento 544A colocado sobre la pared abdominal, como una función de soporte alternativa. La figura 5b muestra otra alternativa del aparato de la figura 2, con el dispositivo de funcionamiento soportado otra estructura ósea. La figura 5c muestra una alternativa del aparato de la figura 2 sin dispositivos de restricción para los uréteres y una función de esfínter urinario.

Algunos pacientes que tienen retención urinaria tienen asimismo incontinencia urinaria. En tal caso, se incluye en el sistema un esfínter urinario independiente 59C, cerrando un dispositivo de restricción la uretra hasta que el paciente desea orinar. En este caso, es necesaria una menor presión para vaciar la vejiga debido a que no sería necesaria ninguna fuerza para abrir el esfínter mediante la presión intra-vejiga. En este caso, se pueden omitir los dispositivos de restricción de los uréteres.

El depósito puede estar situado en cualquier lugar dentro del cuerpo, aunque es preferible la cavidad abdominal, puede estar situado sobre la vejiga urinaria o en la zona pélvica. La cantidad de líquido en el depósito se puede calibrar con fluido utilizando un puerto de inyección situado en el interior del cuerpo, al alcance de una aguja especial del puerto de inyección. El depósito puede asimismo omitirse y se puede utilizar solamente el puerto de inyección para llenar y vaciar el elemento expandible.

La figura 6 muestra un sistema para tratar la retención urinaria con un aparato 10 de la presente invención, que se muestra esquemáticamente colocado en el abdomen de un paciente. El aparato 10 puede ser cualquiera de los discutidos en el contexto de las figuras 1 a 5, o según la descripción general de la sección anterior de la descripción. Un dispositivo de transformación de energía implantado 1002 está adaptado para suministrar energía a los componentes del aparato que consumen energía, por medio de una línea de suministro de alimentación 1003. Para activar de manera no invasiva el aparato 10, un dispositivo de transmisión de energía externo 1004 transmite energía mediante por lo menos una señal de energía inalámbrica. El dispositivo de transformación de energía implantado 1002 transforma energía de la señal de energía inalámbrica en energía eléctrica que es suministrada por medio de la línea de suministro de alimentación 1003.

La señal de energía inalámbrica puede incluir una señal de onda seleccionada de las siguientes: una señal de onda de sonido, una señal de onda de ultrasonido, 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 microondas, una señal de ondas 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 combinado eléctrico y magnético.

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

En términos generales, el dispositivo de transformación de energía 1002 está dispuesto para transformar energía inalámbrica de una primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 en energía de una segunda forma, que habitualmente es diferente de la energía de la primera forma. El aparato implantado 10 puede funcionar 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, a medida 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 energía de la segunda forma. El sistema puede incluir además un acumulador implantable, en el que la energía de la segunda forma se utiliza, por lo menos parcialmente, para cargar el acumulador.

Alternativamente, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 se puede utilizar para alimentar directamente el aparato, cuando la energía inalámbrica está siendo transmitida por el

dispositivo de transmisión de energía 1004. Cuando el sistema comprende un dispositivo de funcionamiento para hacer funcionar el aparato, tal como se describirá a continuación, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 1004 se puede utilizar para alimentar directamente el dispositivo de funcionamiento con el fin de crear energía cinética para el funcionamiento del aparato.

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

Opcionalmente, una de la energía de la primera forma y la energía de la segunda forma puede comprender energía magnética, energía cinética, energía acústica, energía química, energía radiante, energía electromagnética, energía fotoeléctrica, energía nuclear o energía térmica. Preferentemente, una de la energía de la primera forma y la energía de la segunda forma es no magnética, no cinética, no química, no acústica, no nuclear o no térmica.

15 El dispositivo de transmisión de energía se puede controlar desde el exterior del cuerpo del paciente para liberar energía inalámbrica electromagnética, y la energía inalámbrica electromagnética liberada se utiliza para hacer funcionar el aparato. Alternativamente, el dispositivo de transmisión de energía se controla desde el exterior del
20 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 de transmisión de energía externo 1004 incluye asimismo un mando a distancia 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
25 dispositivo de transformación de energía implantado 1002 o ser independiente del mismo.

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

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

35 La figura 7 muestra el sistema de la figura 6 en forma de un diagrama de bloques más generalizado que muestra el aparato 10, el dispositivo de transformación de energía 1002 alimentando el aparato 10 por medio de una línea de suministro de alimentación 1003, y el dispositivo de transmisión de energía externo 1004. La piel 1005 del paciente, mostrada en general mediante una línea vertical, separa el interior del paciente a la derecha de la línea, del exterior a la izquierda de la línea.

40 La figura 8 muestra una realización de la invención idéntica a la de la figura 7, excepto en que un dispositivo de inversión en forma de un conmutador eléctrico 1006 que puede funcionar, por ejemplo, mediante energía polarizada, está implantado asimismo en el paciente para invertir el aparato 10. Cuando el conmutador es activado mediante energía polarizada, el mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004 transmite una señal inalámbrica que transporta energía polarizada, y el dispositivo de transformación de energía
45 implantado 1002 transforma la energía inalámbrica polarizada en una corriente polarizada para hacer funcionar el conmutador eléctrico 1006. Cuando el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 cambia la polaridad de la corriente, el conmutador eléctrico 1006 invierte la función realizada por el aparato 10.

La figura 9 muestra una realización de la invención idéntica a la de la figura 7, excepto en que un dispositivo de funcionamiento 1007 implantado en el paciente para hacer funcionar el aparato 10 está dispuesto entre el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 y el aparato 10. Este dispositivo de funcionamiento puede adoptar la forma de un motor 1007, tal como un servomotor eléctrico. El motor 1007 es alimentado con energía desde el dispositivo de transformación de energía implantado 1002, cuando el mando a distancia del dispositivo de transmisión de energía externo 1004 transmite una señal inalámbrica al receptor del dispositivo de transformación de energía implantado 1002.

55 La figura 10 muestra una realización de la invención idéntica a la de la figura 7, excepto en que comprende asimismo un dispositivo de funcionamiento está en la forma de un conjunto 1008 que incluye una unidad de motor/bomba 1009 y un depósito de fluido 1010 está implantado en el paciente. En este caso, el aparato 10 se hace funcionar hidráulicamente, es decir, el fluido hidráulico es bombeado mediante la unidad de motor/bomba 1009

desde el depósito de fluido 1010 a través de un conducto 1011 hasta el aparato 10 para hacer funcionar el aparato, y el fluido hidráulico es bombeado mediante la unidad de motor/bomba 1009 hacia atrás 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 corriente, por ejemplo una corriente polarizada, para alimentar la unidad de motor/bomba 1009 por medio de una línea de suministro de alimentación eléctrica 1012.

En lugar de un aparato activado hidráulicamente 10, se contempla asimismo que el dispositivo de funcionamiento comprenda un dispositivo de funcionamiento neumático. En este caso, el fluido hidráulico puede ser aire a presión para su utilización en la regulación, y el depósito de fluido es sustituido por una cámara de aire.

En todas estas realizaciones, el dispositivo de transformación de energía 1002 puede incluir un acumulador recargable, tal como una batería o un condensador para ser cargado mediante la energía inalámbrica, y suministra energía para cualquier parte del sistema que consuma energía.

Como una alternativa, el mando a distancia inalámbrico descrito anteriormente puede ser sustituido por un control manual de cualquier parte implantada, para hacer contacto, muy probablemente indirecto, con la mano del paciente, por ejemplo un pulsador situado bajo la piel.

La figura 11 muestra una realización de la invención que comprende un dispositivo de transmisión de energía externo 1004 con su mando a distancia inalámbrico, el aparato 10, en este caso accionado de manera hidráulica, y el dispositivo de transformación de energía implantado 1002, y comprende además un depósito de fluido hidráulico 1013, una unidad de motor/bomba 1009 y un dispositivo de inversión en la forma de un dispositivo de desplazamiento de la válvula hidráulica 1014, todo ello implantado en el paciente. Por supuesto, el funcionamiento hidráulico podría fácilmente llevarse a cabo simplemente cambiando el sentido de la bomba y, por lo tanto, se puede omitir la válvula hidráulica. El mando distancia puede ser un dispositivo independiente del dispositivo de transmisión de energía externo o incluido en el mismo. El motor de la unidad de motor/bomba 1009 es un motor eléctrico. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 alimenta la unidad de motor/bomba 1009 con energía procedente de la energía transportada por la señal de control, con lo que la unidad de motor/bomba 1009 distribuye fluido hidráulico entre el depósito de fluido hidráulico 1013 y el aparato 10. El mando a distancia del dispositivo de transmisión de energía externo 1004 controla el dispositivo de desplazamiento de la válvula hidráulica 1014 para cambiar el sentido del flujo del fluido hidráulico, entre un sentido en el que el fluido es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 desde el depósito de fluido hidráulico 1013 al aparato 10 para hacer funcionar el aparato, y otro sentido, opuesto, en el que el fluido es bombeado por la unidad de motor/bomba 1009 hacia atrás desde el aparato 10 al depósito de fluido hidráulico 1013 para devolver el aparato a una posición de inicio.

La figura 12 muestra una realización de la invención que comprende el dispositivo de transmisión de energía externo 1004 con su mando a distancia inalámbrico, el aparato 10, el dispositivo de transformación de energía implantado 1002, una unidad de control interna implantada 1015 controlada por el mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, un acumulador implantado 1016 y un condensador implantado 1017. La unidad de control interna 1015 dispone el almacenamiento de energía eléctrica recibida desde el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 en el acumulador 1016, que suministra energía al aparato 10. En respuesta a una señal de control desde el mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, la unidad de control interna 1015 libera energía eléctrica desde el acumulador 1016 y transfiere la energía liberada por medio de líneas de alimentación 1018 y 1019, o bien transfiere directamente energía eléctrica desde el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 por medio de una línea de alimentación 1020, del condensador 1017, que estabiliza la corriente eléctrica, de una línea de alimentación 1021 y de la línea de alimentación 1019, para el funcionamiento del aparato 10.

La unidad de control interna es preferentemente programable desde el exterior del cuerpo del paciente. En una realización preferida, la unidad de control interna está programada para regular el aparato 10 de acuerdo con una planificación de tiempo programada previamente, o para introducir desde cualquier detección de sensor cualquier posible parámetro físico del paciente o cualquier parámetro funcional del sistema.

De acuerdo con una alternativa, se puede omitir el condensador 1017 de la realización de la figura 12. De acuerdo con otra alternativa, se puede omitir el acumulador 1016 de esta realización.

La figura 13 muestra un ejemplo idéntico al de la figura 7, excepto en que están asimismo implantados en el paciente una batería 1022 para suministrar energía para el funcionamiento del aparato 10 y un conmutador eléctrico 1023 para conmutar el funcionamiento del aparato 10. El conmutador eléctrico 1023 puede estar controlado por el mando distancia y puede asimismo ser accionado mediante la energía suministrada por el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 para conmutar desde un modo desconectado, en el que la batería 1022 no está en uso, a un modo conectado, en el que la batería 1022 suministra energía para el funcionamiento del aparato 10.

La figura 14 muestra un ejemplo idéntico al de la figura 13, excepto en que está asimismo implantada en el paciente una unidad de control interna 1015 controlable por el mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de

energía externo 1004. En este caso, el conmutador eléctrico 1023 es accionado por la energía suministrada por el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 para conmutar desde un modo desconectado, en el que se impide que el mando a distancia inalámbrico controle la unidad de control interna 1015 y la batería no está en uso, a un modo de espera, en el que se permite que el mando distancia controle la unidad de control interna 1015 para liberar energía eléctrica de la batería 1022 para el funcionamiento del aparato 10.

La figura 15 muestra un ejemplo idéntico al de la figura 14, excepto en que un acumulador 1016 es sustituido por la batería 1022 y los componentes implantados están interconectados de manera diferente. En este caso, el acumulador 1016 almacena energía procedente del dispositivo de transformación de energía implantado 1002. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, la unidad de control interna 1015 controla el conmutador eléctrico 1023 para conmutar desde un modo desconectado, en el que el acumulador 1016 no está en uso, a un modo conectado, en el que el acumulador 1016 suministra energía para el funcionamiento del aparato 10. El acumulador se puede combinar con, o sustituir por un condensador.

La figura 16 muestra un ejemplo idéntico al de la figura 15, excepto en que una batería 1022 está asimismo implantada en el paciente, y los componentes implantados están interconectados de diferente manera. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, la unidad de control interna 1015 controla el acumulador 1016 para suministrar energía para hacer funcionar el conmutador eléctrico 1023 con el fin de conmutar desde un modo desconectado, en el que la batería 1022 no está en uso, a un modo conectado, en el que la batería 1022 suministra energía eléctrica para el funcionamiento del aparato 10.

Alternativamente, el conmutador eléctrico 1023 se puede hacer funcionar mediante energía suministrada por el acumulador 1016 para conmutar desde un modo desconectado, en el que se impide que el mando a distancia 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 mando a distancia inalámbrico controle la batería 1022 para suministrar energía eléctrica para el funcionamiento del aparato 10.

Se debe entender que el conmutador 1023 y todos los demás conmutadores en esta solicitud, se deberán interpretar en su realización más amplia. Esto significa un transistor, MCU, MCPU, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente electrónico o circuito que pueda conectar y desconectar la alimentación. Preferentemente, el conmutador se controla desde fuera del cuerpo, o alternativamente puede estar implantado mediante una unidad de control interna implantada.

La figura 17 muestra una realización de la invención idéntica al ejemplo de la figura 13, excepto en que están asimismo implantados en el paciente un motor 1007, un dispositivo mecánico de inversión en forma de una caja de engranajes 1024, y una unidad de control interna 1015 para controlar la caja de engranajes 1024. La unidad de control interna 1015 controla la caja de engranajes 1024 para invertir la función realizada por el aparato 10 (accionado mecánicamente). Es aún más simple conmutar electrónicamente el sentido del motor. La caja de engranajes interpretada en su realización más amplia puede representar una disposición servo que conserva fuerza para el dispositivo de funcionamiento en beneficio del accionamiento de una carrera más larga.

La figura 18 muestra un ejemplo idéntico al de la figura 24, excepto en que los componentes implantados son interconectados de manera diferente. Por lo tanto, en este caso la unidad de control interna 1015 es alimentada por la batería 1022 cuando el acumulador 1016, adecuadamente un condensador, activa el conmutador eléctrico 1023 para conmutar a un modo conectado. Cuando el conmutador eléctrico 1023 está en su modo conectado, se permite que la unidad de control interna 1015 controle la batería 1022 para suministrar, o no suministrar, energía para el funcionamiento del aparato 10.

La figura 19 muestra esquemáticamente combinaciones concebibles de componentes implantados del aparato, para conseguir varias opciones de comunicación. Básicamente, existen el aparato 10, la unidad de control interna 1015, una unidad de motor o de bomba 1009 y el dispositivo de transmisión de energía externo 1004 que incluye el mando a distancia inalámbrico externo. Tal como se ha descrito ya anteriormente, el mando a distancia 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.

Un dispositivo de retroalimentación, que comprende preferentemente un sensor o dispositivo de medición 1025, puede estar implantado en el paciente para detectar un parámetro físico del paciente. El parámetro físico puede ser por lo 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 del corazón y respiración. El sensor puede detectar cualquiera de los parámetros físicos anteriores. Por ejemplo, el sensor puede ser un sensor de presión o de movilidad. Alternativamente, el sensor 1025 puede estar dispuesto para detectar un parámetro funcional. El parámetro funcional puede estar correlacionado con la transferencia de energía para cargar una fuente de energía implantada, y puede incluir además por lo 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 se puede enviar a la unidad de control interna o emitirse a una unidad de control externa, preferentemente por medio de la unidad de control interna. La retroalimentación puede ser emitida desde el cuerpo por medio 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 mando a distancia inalámbrico externo del dispositivo de transmisión de energía externo 1004, puede controlar el aparato 10 en respuesta a señales del sensor 1025. Un transceptor puede estar combinado con el sensor 1025 para enviar información sobre el parámetro físico detectado, al mando a distancia inalámbrico externo. El mando a distancia inalámbrico puede comprender un transceptor o transmisor de señal, y la unidad de control interna 1015 puede comprender un transceptor o receptor de señal.
10 Alternativamente, el mando a distancia inalámbrico puede comprender un transceptor o receptor de señal, y la unidad de control interna 1015 puede comprender un transceptor o transmisor de señal. Los anteriores transceptores, transmisores y receptores pueden ser utilizados para enviar información o datos relacionados con el aparato 10 desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo.

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

20 La figura 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 por medio de un conmutador eléctrico subcutáneo 1026. De este modo, la regulación del aparato 10 se lleva a cabo de forma no invasiva mediante presionar manualmente el conmutador subcutáneo, con lo que se conecta y desconecta el funcionamiento del aparato 10. Se apreciará que la realización mostrada es una simplificación y que se pueden añadir al sistema componentes adicionales, tales como una unidad de control interna o cualquier otro componente dado a conocer en la presente solicitud. Se pueden utilizar asimismo dos conmutadores subcutáneos. En la realización preferida, un
25 conmutador implantado envía información a la unidad de control interna para llevar a cabo un determinado comportamiento predeterminado, y cuando el paciente presiona de nuevo el conmutador se invierte el comportamiento.

30 La figura 21 muestra una realización alternativa, en la que el sistema 1000 comprende un depósito de fluido hidráulico 1013 conectado hidráulicamente al aparato. Se lleva a cabo una regulación no invasiva pulsando manualmente el depósito hidráulico conectado al aparato.

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

35 La figura 22 muestra esquemáticamente una disposición del sistema que puede enviar información desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo para proporcionar información de retroalimentación relacionada, por lo menos, con 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 los componentes implantados del aparato que consumen energía 10. Dicho receptor de energía 1002 puede incluir una
40 fuente de energía y/o un dispositivo de transformación de energía. Descrito brevemente, la energía inalámbrica se transmite desde una fuente de energía externa 1004a situada en el exterior del paciente y es recibida por el receptor de energía interno 1002 situado en el interior del paciente. El receptor de energía interno está adaptado para suministrar directa o indirectamente energía recibida a los componentes del aparato que consumen energía 10 por medio de un conmutador 1026. Se determina un equilibrio de energía entre la energía recibida por el receptor de
45 energía interno 1002 y la energía utilizada por el aparato 10, y a continuación se controla la transmisión de energía inalámbrica en base al equilibrio de energía determinado. El equilibrio de energía proporciona por lo tanto una indicación precisa de la cantidad de energía requerida correcta, que es suficiente para hacer funcionar adecuadamente el aparato 10, pero sin provocar un aumento indebido de la temperatura.

50 En la figura 22, la piel del paciente está indicada por una línea vertical 1005. En este caso, el receptor de energía comprende un dispositivo de transformación de energía 1002 situado en el interior del paciente, preferentemente inmediatamente por debajo de la piel 1005 del paciente. En términos generales, el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 puede estar situado en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), subcutáneamente o en cualquier otra posición adecuada. El dispositivo de transformación de energía implantado 1002 está adaptado para recibir energía inalámbrica E transmitida desde la fuente de energía externa
55 1004a dispuesta en un dispositivo de transmisión de energía externo 1004 situado en el exterior de la piel 1005 del paciente, en la proximidad del dispositivo de transformación de energía implantado 1002.

Tal como es bien conocido en la técnica, la energía inalámbrica E puede en general ser transferida por medio de cualquier dispositivo adecuado de transferencia de energía transcutánea (TET, Transcutaneous Energy Transfer), tal como un dispositivo que incluye una bobina principal dispuesta en la fuente de energía externa 1004a y una bobina
60 secundaria adyacente dispuesta en el dispositivo de transformación de energía implantado 1002. Cuando se

5 alimenta una corriente eléctrica a través de la bobina principal, se induce energía en forma de una tensión en la bobina secundaria, que se puede utilizar para alimentar componentes implantados del aparato que consumen energía, por ejemplo después de almacenar la energía entrante en una fuente de energía implantada, tal como una batería recargable o un condensador. Sin embargo, la presente invención no se limita en general a ninguna técnica particular de transferencia de energía, dispositivos TET o fuentes de energía, y se puede utilizar cualquier clase de energía inalámbrica.

10 La cantidad de energía recibida por el receptor de energía implantado se puede comparar con la energía utilizada por los componentes implantados del aparato. Se entiende entonces que el término "energía utilizada" incluye asimismo energía almacenada por componentes implantados del aparato. Un dispositivo de control incluye una unidad de control externa 1004b que controla la fuente de energía externa 1004a en base al equilibrio de energía determinado, para regular la cantidad de energía transferida. Para transferir la cantidad de energía correcta, el equilibrio de energía y la cantidad de energía requerida se determina por medio de un dispositivo de determinación que incluye una unidad de control interna implantada 1015 conectada entre el conmutador 1026 y el aparato 10. La unidad de control interna 1015 puede por lo tanto disponerse para recibir varias medidas obtenidas por sensores adecuados o similares, no mostrados, midiendo determinadas características del aparato 10, que reflejan de algún modo la cantidad de energía requerida necesaria para el funcionamiento adecuado del aparato 10. Además, la presente afección del paciente puede asimismo detectarse por medio de sensores o dispositivos de medición adecuados, para proporcionar parámetros que reflejen la afección del paciente. Por lo tanto, dichas características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del aparato 10, tal como el consumo de potencia, el modo de funcionamiento y la temperatura, así como con la afección del paciente reflejada por parámetros tales como la temperatura corporal, la presión sanguínea, los latidos del corazón y la respiración. En otro lugar se describen otras clases de parámetros físicos del paciente y parámetros funcionales del dispositivo.

15 Además, una fuente de energía en forma de acumulador 1016 puede conectarse opcionalmente al dispositivo de transformación de energía implantado 1002 por medio de la unidad de control 1015 para acumular energía recibida para su posterior uso por el aparato 10. Alternativa o adicionalmente, se pueden medir asimismo características de dicho acumulador, que reflejan asimismo 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 tal como tensión de consumo de energía, temperatura, etc. Para proporcionar una tensión y una corriente suficientes al aparato 10, y asimismo para evitar un calentamiento excesivo, se entiende claramente que la batería se debería cargar óptimamente recibiendo del dispositivo de transformación de energía implantado 1002 una cantidad de energía correcta, es decir ni insuficiente ni excesiva. El acumulador puede ser asimismo un condensador con características correspondientes.

25 Por ejemplo, las características de la batería se pueden medir de manera regular para determinar el estado actual de la batería, que puede a continuación almacenarse como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad de control interna 1015. Por lo tanto, siempre que se realicen nuevas mediciones, la información almacenada del estado de la batería se puede actualizar en consecuencia. De este modo, el estado de la batería se puede "calibrar" transfiriendo una cantidad de energía correcta, con el fin de mantener la batería en un estado óptimo.

30 De este modo, la unidad de control interna 1015 del dispositivo de determinación está adaptada para determinar el equilibrio de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente (ya sea energía por unidad de tiempo o energía acumulada) en base a mediciones realizadas por los sensores o dispositivos de medición del aparato 10 mencionados anteriormente, o por el paciente, o por una fuente de energía implantada si se utiliza, o 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 energía externa 1004a puede a continuación se regulada en respuesta a la señal de control recibida.

35 Alternativamente, el dispositivo de determinación puede incluir la unidad de control externa 1004b. En esta alternativa, las mediciones de sensor se pueden transmitir directamente a la unidad de control externa 1004b, en la que el equilibrio de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente pueden ser determinadas por la unidad de control externa 1004b, integrando de este modo la función descrita anteriormente de la unidad de control interna 1015 en la unidad de control externa 1004b. En este caso, se puede omitir la unidad de control interna 1015 y las mediciones de sensor son suministradas directamente al transmisor de señal interno 1027, que envía las mediciones sobre el receptor de señal externo 1004c y la unidad de control externa 1004b. El equilibrio de energía y la cantidad de energía requerida actualmente pueden a continuación ser determinadas por la unidad de control externa 1004b en base a dichas mediciones de sensor.

40 De este modo, la presente solución según la disposición de la figura 22 utiliza la retroalimentación de información que indica la energía requerida, lo cual es más eficiente que la solución anterior debido a que se basa en la utilización real de energía que se compara con la energía recibida, por ejemplo con respecto a la cantidad de energía, la diferencia de energía o la tasa de recepción de energía en comparación con la tasa de energía utilizada por componentes implantados del aparato que consumen energía. El aparato puede utilizar la energía recibida ya

5 sea para consumir o para almacenar la energía en una fuente de energía implantada o similar. Los diferentes parámetros discutidos anteriormente serían por lo tanto utilizados si fueran relevantes y necesarios, y por lo tanto como una herramienta para determinar el equilibrio de energía real. Sin embargo, dichos parámetros pueden asimismo ser necesarios por sí mismos para cualesquiera acciones adoptadas internamente con el fin de hacer funcionar específicamente el aparato.

10 El transmisor de señal interno 1027 y el receptor de señal externo 1004c se pueden implementar como unidades independientes que utilizan medios de transferencia de señal adecuados, tal como señales de radio, IR (infrarrojos) o ultrasónicos. Alternativamente, el transmisor de señal interno 1027 y el receptor de señal externo 1004c pueden estar integrados en el dispositivo de transformación de energía implantado 1002 y la fuente de energía externa 1004a, respectivamente, para transportar señales de control en sentido inverso con respecto a la transferencia de energía, básicamente utilizando la misma técnica de transmisión. Las señales de control se pueden modular con respecto a frecuencia, fase o amplitud.

15 Por lo tanto, la información de retroalimentación se puede transferir mediante un sistema de comunicación independiente que incluye receptores y transmisores, o bien puede estar integrada en el sistema de energía. De acuerdo con la presente invención, dicha retroalimentación de información y energía del sistema integrada comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica, teniendo el receptor de energía una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina, y un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, teniendo el transmisor de energía 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 alimentación para activar y desactivar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de tal modo que la información de retroalimentación relacionada con la carga de la primera bobina es recibida por un transmisor de energía externo en forma de una variación de impedancia en la carga de la segunda bobina externa, cuando el conmutador de alimentación activa y desactiva la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico. En la implementación de este sistema en la disposición de la figura 17, el conmutador 1026 es independiente y está controlado por la unidad de control interna 1015, o bien está integrado en la unidad de control interna 1015. Se debe entender que el conmutador 1026 se debería interpretar en su realización más amplia. Esto significa un transistor, MCU, MCPU, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente electrónico o circuito que pueda conectar y desconectar la alimentación.

20 Para concluir, la disposición de suministro de energía mostrada en la figura 22 puede funcionar básicamente del siguiente modo. El equilibrio de energía es determinado primero por la unidad de control interna 1015 del dispositivo de determinación. Una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida es creada asimismo 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 equilibrio de energía puede ser determinado por la unidad de control externa 1004b en lugar de depender de la implementación, tal como se ha mencionado anteriormente. En tal caso, la señal de control puede transportar resultados medidos procedentes de diversos sensores. La cantidad de energía emitida desde la fuente de energía externa 1004a puede de continuación ser regulada por la unidad de control externa 1004b, en base al equilibrio de energía determinado, por ejemplo en respuesta a la señal de control recibida. Este proceso se puede repetir intermitentemente a ciertos intervalos durante la transferencia de energía en curso, o puede ser ejecutado de manera más o menos continua durante la transferencia de energía.

25 La cantidad de energía transferida puede en general ser regulada ajustando varios parámetros de transmisión en la fuente de energía externa 1004a, tal como tensión, corriente, amplitud, frecuencia ondulatoria y características de los pulsos.

30 Este sistema puede asimismo utilizarse para obtener información sobre los factores de acoplamiento entre las bobinas en un sistema TET, incluso para calibrar el sistema tanto para encontrar una posición óptima para la bobina externa en relación con la bobina interna como para optimizar la transferencia de energía. Simplemente comparando en este caso la cantidad de energía transferida con la cantidad de energía recibida. Por ejemplo, si la bobina externa se desplaza el factor de acoplamiento puede variar y unos movimientos visualizados correctamente podrían hacer que la bobina externa encuentre la posición óptima para la transferencia de energía. Preferentemente, la bobina externa se adapta con el fin de calibrar la cantidad de energía transferida para conseguir la información de retroalimentación en el dispositivo de determinación, antes de que se maximice el factor de acoplamiento.

35 Está información del factor de acoplamiento puede ser utilizada asimismo como una retroalimentación durante la transferencia de energía. En tal caso, la energía del sistema de la presente invención comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica, teniendo el receptor de energía una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina, y un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, teniendo el transmisor de energía una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina. La segunda bobina externa del transmisor de energía transmite energía inalámbrica que es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema comprende además un dispositivo de retroalimentación para comunicar al exterior la cantidad de energía recibida en la primera bobina como una información de retroalimentación, y donde el segundo circuito electrónico incluye un dispositivo de determinación para recibir la información de retroalimentación y para comparar la cantidad de energía transferida por

la segunda bobina con la información de retroalimentación relacionada con la cantidad de energía recibida en la primera bobina, con el fin de 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.

5 Haciendo referencia a la figura 23, aunque se ha descrito anteriormente la transferencia inalámbrica de energía para hacer funcionar el aparato permitiendo un funcionamiento no invasivo, se apreciará que el aparato se puede hacer funcionar asimismo con energía por cable. Dicho ejemplo se muestra en la figura 18, en la que un conmutador externo 1026 está interconectado entre la fuente de energía externa 1004a y un dispositivo de funcionamiento, tal como un motor eléctrico 1007 que hace funcionar el aparato 10. Una unidad de control externa 1004b controla el funcionamiento del conmutador externo 1026 para realizar el funcionamiento adecuado del aparato 10.

10 La figura 24 muestra diferentes realizaciones sobre cómo la energía recibida puede ser suministrada y utilizada por el aparato 10. De manera similar al ejemplo de la figura 17, un receptor de energía interno 1002 recibe energía inalámbrica E desde una fuente de energía externa 1004a que es controlada por una unidad de control de transmisión 1004b. El receptor de energía interno 1002 puede comprender un circuito de tensión constante, indicado como una caja de trazos "V constante" en la figura, para suministrar energía a tensión constante al aparato 10. El receptor de energía interno 1002 puede comprender además un circuito de corriente constante, indicado como una caja de trazos "C constante" en la figura, para suministrar energía a corriente constante al aparato 10.

El aparato 10 comprende una parte de consumo 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 energía suministrada desde el receptor de energía interno 1002. Por lo tanto, la energía suministrada puede ser consumida directamente por la parte de consumo 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 de estabilización de energía 10c para estabilizar la energía suministrada desde el receptor de energía interno 1002. Por lo tanto, la energía puede ser suministrada de manera fluctuante, de tal modo que puede ser necesario estabilizar la energía antes de que sea consumida o almacenada.

La energía suministrada desde el receptor de energía interno 1002 puede además ser acumulada y/o estabilizada por una unidad independiente de estabilización de energía 1028 situada en el exterior 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 de estabilización de energía 1028 puede comprender un circuito de tensión constante y/o un circuito de corriente constante.

Se debe observar que la figura 22 y la figura 24 muestran algunas opciones de implementación posibles pero no limitativas, en relación con cómo se pueden disponer y conectar entre sí los diversos elementos y componentes funcionales mostrados. Sin embargo, el experto en la materia apreciará que se pueden realizar muchas variaciones y modificaciones dentro del alcance de la presente invención.

35 La figura 25 muestra esquemáticamente un circuito de medición del equilibrio de energía de uno de los diseños propuestos del sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica, o del sistema de control del equilibrio de energía. El circuito tiene una señal de salida centrada en 2,5 V y relacionada proporcionalmente con el desequilibrio de energía. La derivada de esta señal muestra si el valor sube y baja, y con qué rapidez tiene lugar este cambio. Si la cantidad de energía recibida es menor que la energía utilizada por los componentes implantados del aparato, se transfiere más energía y por lo tanto esta se carga en la fuente de energía. La señal de salida del circuito es normalmente alimentada a un convertidor A/D y convertida a formato digital. La información digital puede a continuación ser enviada al dispositivo de transmisión de energía externo permitiéndole ajustar el nivel de la energía transmitida. Otra posibilidad es tener un sistema completamente analógico que utiliza comparadores que comparan el nivel de equilibrio de energía con ciertos umbrales máximo y mínimo, enviando información al dispositivo de transmisión de energía externo si el equilibrio se sale de la ventana máx./mín.

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

Por supuesto, la implementación del concepto general de equilibrio de energía y el modo en que la información es transmitida al transmisor de energía externo se pueden implementar de muchos modos diferentes. La figura esquemática 25 y el procedimiento descrito anteriormente de evaluación y transmisión de la información se deberían considerar solamente como ejemplos de cómo implementar el sistema de control.

55 DETALLES DEL CIRCUITO

En la figura 25, los símbolos Y1, Y2, Y3 y similares simbolizan puntos de prueba dentro del circuito. Los componentes en el diagrama y sus respectivos valores son valores que funcionan en este implementación particular que, por supuesto, es solamente una de un número infinito de posibles soluciones de diseño.

La energía para alimentar el circuito es recibida por la bobina de recepción de energía L1. La energía para los componentes implantados es transmitida, en este caso particular, a una frecuencia de 25 kHz. La señal de salida del equilibrio de energía está presente en el punto de prueba Y1.

5 Los expertos en la materia comprenderán que las diversas realizaciones anteriores del sistema se podrían combinar de muchos modos diferentes. Por ejemplo, el conmutador eléctrico 1006 de la figura 8 se podría incorporar a cualquiera de las realizaciones de las figuras 11 a 17, el dispositivo de desplazamiento de la válvula hidráulica 1014 de la figura 11 se podría incorporar a la realización de la figura 10, y la caja de engranajes 1024 se podría incorporar a la realización de la figura 9. Téngase en cuenta que el conmutador podría significar simplemente cualquier componente o circuito electrónico.

10 Las realizaciones descritas en relación con las figuras 22, 24 y 25 identifican un procedimiento y un sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica para componentes implantados que consumen energía, de un aparato que puede funcionar eléctricamente. Dichos procedimiento y sistema se definirán en términos generales a continuación.

15 Por lo tanto, se da a conocer un procedimiento para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a componentes de un aparato implantados que consumen energía, como los descritos anteriormente. La energía inalámbrica E es transmitida desde una fuente de energía externa situada en el exterior del paciente y recibida por un receptor de energía interno situado en el interior del paciente, estando el receptor de energía interno conectado a los componentes del aparato implantados que consumen energía, para suministrar directa o indirectamente a estos la energía recibida. Se determina un equilibrio de energía 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 energía externa se controla a continuación en base al equilibrio de energía determinado.

20 La energía inalámbrica se puede transmitir inductivamente desde una bobina primaria en la fuente de energía externa hasta una bobina secundaria en el receptor de energía interno. Se puede detectar un cambio en el equilibrio de energía, para controlar la transmisión de energía inalámbrica en base al cambio detectado del equilibrio de energía. Se puede detectar asimismo una diferencia entre energía recibida por el receptor de energía interno y energía utilizada por el dispositivo médico, para controlar la transmisión de energía inalámbrica en base a la diferencia de energía detectada.

25 Cuando se controla la transmisión de energía, se puede reducir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio de equilibrio de energía detectado implica que el equilibrio de energía está aumentando, o viceversa. La disminución/aumento de la transmisión de energía puede corresponder además a una tasa de cambio detectada.

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

35 Tal como se ha mencionado anteriormente, la energía utilizada para el dispositivo médico puede ser consumida para hacer funcionar el dispositivo médico, y/o almacenada en, por lo menos, un dispositivo de almacenamiento de energía del dispositivo médico.

40 Cuando se determinan parámetros eléctricos y/o físicos del dispositivo médico y/o parámetros físicos del paciente, la energía se puede transmitir para consumo y almacenamiento en función de una tasa de transmisión por unidad de tiempo, que se determina en base a dichos parámetros. La cantidad total de energía transmitida se puede determinar asimismo en base a dichos parámetros.

45 Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad de energía total recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada se relaciona con la integral temporal de, por lo menos, un parámetro eléctrico medido con respecto a dicho equilibrio de energía, la integral se puede determinar para una tensión y/o una corriente monitorizada, en relación con el equilibrio de energía.

50 Cuando se determina la derivada temporal de un parámetro eléctrico medido, en relación con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, la derivada se puede determinar para una tensión y/o corriente monitorizada, en relación con el equilibrio de energía.

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

En ese caso, la frecuencia de los pulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante cuando se varían los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo. Cuando se aplican pulsos eléctricos, los pulsos eléctricos pueden permanecer sin cambios, excepto por la variación de los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo. La amplitud

de los pulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante cuando se varían los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo. Además, los pulsos eléctricos se pueden variar variando solamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre bordes de entrada y de salida sucesivos de los pulsos eléctricos.

5 Se puede suministrar un tren de dos o más pulsos eléctricos en una fila, donde cuando se aplica el tren de pulsos, teniendo el tren un primer pulso eléctrico al inicio del tren de pulsos y un segundo pulso eléctrico al término del tren de pulsos, se pueden suministrar dos o más trenes de pulsos en una fila, donde se varían las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre un borde de salida sucesivo del segundo pulso eléctrico en un primer tren de pulsos y un borde de entrada del primer pulso eléctrico de un segundo tren de pulsos.

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

15 El circuito formado por el primer circuito eléctrico y la fuente de energía externa puede tener un primer periodo de tiempo característico o una primera constante de tiempo, y cuando se varía de manera efectiva la energía transmitida, dicho periodo de tiempo de frecuencia puede estar en el intervalo del primer periodo de tiempo característico o constante de tiempo, o ser más corto.

20 Se da a conocer asimismo un sistema que comprende un aparato como el descrito anteriormente, para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a componentes implantados del aparato que consumen energía. En un 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 implantables del aparato que consumen energía, para suministrar directa o indirectamente energía recibida a los mismos. El sistema comprende además un dispositivo de determinación adaptado para determinar un equilibrio de energía entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes implantables del aparato que consumen energía, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía externo, en base al equilibrio de energía determinado por el dispositivo de determinación.

Además, el sistema puede comprender cualquiera de lo siguiente:

30 - Una bobina principal en la fuente de energía externa, adaptada para transmitir de manera inductiva la energía inalámbrica a una bobina secundaria en el receptor de energía interno.

- El dispositivo de determinación está adaptado para detectar un cambio en el equilibrio de energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de la energía inalámbrica en base al cambio del equilibrio de energía detectado.

35 - 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 implantables del aparato que consumen energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en base a la diferencia de energía detectada.

40 - El dispositivo de control controla el dispositivo de transmisión de energía externo para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio detectado del equilibrio de energía implica que el equilibrio de energía está aumentando, o viceversa, donde la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a una tasa de cambio detectada.

45 - El dispositivo de control controla el dispositivo de transmisión de energía externo para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa, donde la disminución/aumento de transmisión de energía corresponde a la magnitud de dicha diferencia de energía detectada.

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

50 - Cuando se determinan los parámetros eléctricos y/o físicos del aparato y/o parámetros físicos del paciente, el dispositivo de transmisión de energía transmite la energía para consumo y almacenamiento de acuerdo con una tasa de transmisión por unidad de tiempo, que es determinada por el dispositivo de determinación en base a dichos parámetros. El dispositivo de determinación determina asimismo la cantidad total de energía transmitida, en base a dichos parámetros.

55 - Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad de energía total recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral temporal de por lo menos un parámetro eléctrico medido, en relación con el equilibrio de energía, el dispositivo de

determinación determina la integral para una tensión y/o una corriente monitorizada, en relación con el equilibrio de energía.

- 5 - Cuando se determina la derivada temporal de un parámetro eléctrico medido, en relación con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, el dispositivo de determinación determina la derivada para una tensión y/o una corriente monitorizada, con respecto al equilibrio de energía.
- 10 - El dispositivo de transmisión de energía comprende una bobina situada externamente al cuerpo humano, y está dispuesto un circuito eléctrico para alimentar la bobina externa con pulsos eléctricos con el fin de transmitir la energía inalámbrica. Los pulsos eléctricos tienen bordes de entrada y de salida, y el circuito eléctrico está adaptado para variar primeros intervalos de tiempo entre bordes de entrada y de salida sucesivos y/o segundos intervalos de tiempo entre bordes de salida y de entrada sucesivos de los pulsos eléctricos, para variar la potencia de la energía inalámbrica transmitida. Como resultado, el receptor de energía que recibe la energía inalámbrica transmitida tiene una potencia modificada.
- 15 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los pulsos eléctricos permaneciendo sin cambios excepto variando los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo.
- 20 - El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los primeros y los segundos intervalos de tiempo solamente en el intervalo de la primera constante de tiempo, de tal modo que cuando se varían las longitudes de los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo, se varía la potencia transmitida sobre la bobina.
- 25 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los pulsos eléctricos para que varíen solamente variando las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre bordes sucesivos de entrada y de salida de los pulsos eléctricos.
- 30 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar un tren de dos o más pulsos eléctricos en una fila, teniendo dicho tren un primer pulso eléctrico al inicio del tren de pulsos y teniendo un segundo pulso eléctrico al término del tren de pulsos, y
- 35 - las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre un borde de salida sucesivo del segundo pulso eléctrico en un primer tren de pulsos y un borde de entrada del primer pulso eléctrico de un segundo tren de pulsos, se varían mediante el primer circuito electrónico.
- 40 - El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los pulsos eléctricos como pulsos que tienen una altura y/o amplitud y/o intensidad y/o tensión y/o corriente y/o frecuencia sustancialmente constante.
- 45 - El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los primeros y los segundos intervalos de tiempo solamente en el intervalo de la primera constante de tiempo, de tal modo que cuando se varían las longitudes de los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo, se varía la potencia transmitida sobre la primera bobina.
- 50 - El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los pulsos eléctricos variando las longitudes de los primeros y/o los segundos intervalos de tiempo solamente dentro de un intervalo que incluye la primera constante de tiempo o que está situado relativamente cerca de la primera constante de tiempo, en comparación con la magnitud de la primera constante de tiempo.

Las figuras 26 a 29 muestran en mayor detalle diagramas de bloques de cuatro diferentes modos de alimentar hidráulica o neumáticamente un aparato implantado, según la invención.

40 La figura 26 muestra un sistema como el descrito anteriormente con. El sistema comprende un aparato implantado 10 y además un depósito de regulación independiente 1013, una bomba unidireccional 1009 y una válvula alterna 1014.

45 La figura 27 muestra el aparato 10 y un depósito de fluido 1013. Desplazando la pared del depósito de regulación o cambiando el tamaño del mismo de otro modo diferente, el ajuste del aparato se puede llevar a cabo sin ninguna válvula, tan sólo liberando el paso de fluido en cualquier momento mediante desplazar la pared del depósito.

La figura 28 muestra el aparato 10, una bomba bidireccional 1009 y el depósito de regulación 1013.

50 La figura 29 muestra un diagrama de bloques de un sistema servo invertido, con un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El sistema servo comprende un depósito de regulación 1013 y un depósito servo 1050. El depósito servo 1050 controla mecánicamente un aparato implantado 10 por medio de una interconexión mecánica 1054. El aparato tiene una cavidad expandible/contraíble. Esta cavidad es expandida o contraída preferentemente suministrando fluido hidráulico desde el depósito ajustable mayor 1052, en conexión de fluido con el aparato 10. Alternativamente, la cavidad contiene gas comprimible, que puede ser comprimido y expandido bajo el control del depósito servo 1050.

El depósito servo 1050 puede asimismo formar parte del propio aparato.

- 5 En una realización, el depósito de regulación está en posición subcutánea bajo la piel del paciente y se hace funcionar pulsando la superficie exterior del mismo mediante un dedo. Este sistema se muestra en las figuras 30a a c. En la figura 30a, se muestra un depósito de regulación subcutáneo flexible 1013 conectado a un depósito servo de forma abultada 1050, por medio de un conducto 1011. Este depósito servo en forma de fuelle 1050 está comprendido en un aparato flexible 10. En el estado mostrado en la figura 30a, el depósito servo 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 depósito servo 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 de trazos en la figura.
- 10 La figura 30b muestra un estado en el que un usuario, tal como el paciente en el que está implantado el aparato, presiona el depósito de regulación 1013 de tal modo que se hace que el fluido contenido en el mismo fluya a través del conducto 1011 y hacia el depósito servo 1050 que, gracias a su forma de fuelle, se expande longitudinalmente. A su vez, esta expansión expande el aparato 10, de tal modo que este ocupa su volumen máximo, estirando de ese modo la pared del estómago (no mostrada), con la que contacta.
- 15 El depósito de regulación 1013 está dotado preferentemente de medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Estos medios, que se muestran esquemáticamente en la figura, mantendrán por lo tanto 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 conmutador de encendido/apagado del sistema.
- 20 A continuación se describirá una realización alternativa de un funcionamiento hidráulico o neumático, haciendo referencia a las figuras 31 y 32a a c. El diagrama de bloques mostrado en la figura 31 comprende con un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El primer sistema comprende un depósito de regulación 1013 y un depósito servo 1050. El depósito servo 1050 controla mecánicamente un depósito ajustable mayor 1052 por medio de una interconexión mecánica 1054. Un aparato implantado 10 que tiene una cavidad expandible/contraíble es, su vez, controlado por el depósito ajustable mayor 1052 mediante un suministro de fluido
- 25 hidráulico desde el depósito ajustable mayor 1052 en conexión de fluido con el aparato 10.
- Se describirá un ejemplo de esta realización haciendo referencia a las figuras 32a a c. Igual que en la realización anterior, el depósito de regulación está en posición subcutánea bajo la piel del paciente y se hace funcionar pulsando la superficie exterior del mismo con un dedo. El depósito de regulación 1013 está en conexión de fluido con un depósito servo en forma de fuelle 1050 por medio de un conducto 1011. En el primer sistema cerrado 1013, 1011, 1050 mostrado en la figura 31a, el depósito servo 1050 contiene un mínimo de fluido, y la mayor parte del fluido se encuentra en el depósito de regulación 1013.
- 30 El depósito servo 1050 está conectado mecánicamente a un depósito ajustable mayor 1052, en este ejemplo tiene asimismo forma de fuelle pero con un diámetro mayor que el depósito servo 1050. El depósito ajustable mayor 1052 está en conexión de fluido con el aparato 10. Esto significa que cuando un usuario pulsa el depósito de regulación 1013, desplazando de ese modo fluido del depósito de regulación 1013 al depósito servo 1050, la expansión del depósito servo 1050 desplazará un mayor volumen de fluido desde el depósito ajustable mayor 1052 al aparato 10. En otras palabras, en este servo invertido, un pequeño volumen en el depósito de regulación se comprime con una fuerza mayor, y esto crea un movimiento de un área total mayor con menos fuerza por unidad de área.
- 35 Igual que en la realización anterior descrita anteriormente haciendo referencia las figuras 30a a c, el depósito de regulación 1013 está preferentemente dotado de medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Estos medios, que se muestran esquemáticamente en la figura, mantendrán por lo tanto 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 conmutador de encendido/apagado del sistema.
- 40

REIVINDICACIONES

1. Un aparato adaptado para el tratamiento de la retención urinaria de un paciente mamífero mediante la descarga de orina desde la vejiga urinaria, que comprende:
- 5 un elemento motorizado implantable (100) con una parte de contacto con la superficie de la vejiga urinaria, estando dicho elemento motorizado adaptado para ejercer una fuerza desde el exterior sobre una parte seleccionada de la vejiga urinaria con el fin de descargar orina de la vejiga urinaria;
- una estructura de soporte adaptada para apoyarse contra por lo menos uno de un hueso u otro tejido humano, tal como el hueso pélvico, el hueso púbico o el sacro, otro tejido humano tal como el peritoneo, la pared abdominal o pélvica, o la propia vejiga urinaria; y
- 10 un dispositivo de control (200) para controlar el funcionamiento del elemento motorizado,
- en el que el aparato está **caracterizado por que** la fuerza del elemento motorizado ejercida sobre la vejiga urinaria se ejerce, por lo menos parcialmente, contra la estructura de soporte cuando se descarga orina de la vejiga urinaria.
2. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1, en el que el dispositivo de control comprende una fuente de energía para hacer funcionar el elemento motorizado y otras partes del aparato que consumen energía.
- 15 3. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en el que dicho dispositivo de control está adaptado para estar implantado, por lo menos parcialmente, de forma subcutánea o en el abdomen o en la zona pélvica.
4. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el dispositivo de control comprende un conjunto de control adaptado para estar implantado tanto de manera subcutánea como en la cavidad abdominal, comprendiendo dicho conjunto de control por lo menos dos partes adaptadas para estar conectadas, cuando está
- 20 implantado.
5. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el elemento motorizado comprende por lo menos un presurizador operable (140) conectado a una parte de contacto en una disposición, en el que hacer funcionar el presurizador proporciona compresión o distensión de la vejiga urinaria.
6. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el elemento motorizado se hace funcionar
- 25 hidráulicamente para proporcionar compresión o distensión de la vejiga urinaria.
7. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el elemento motorizado se hace funcionar mecánicamente para proporcionar compresión o distensión de la vejiga urinaria.
8. Un aparato según la reivindicación 7, que comprende por lo menos un brazo desplazable (142) que se extiende desde un dispositivo de funcionamiento (144) hasta una parte de contacto (120) del elemento motorizado adaptada
- 30 para contactar con una parte de superficie de la vejiga urinaria, en el que el dispositivo de funcionamiento (144) está adaptado para desplazar el brazo desplazable hacia la vejiga urinaria con el fin de descargar orina de la vejiga urinaria, en el que el dispositivo de funcionamiento (144) comprende un motor adaptado para desplazar el brazo desplazable.
9. Un aparato según la reivindicación 5, en el que el presurizador comprende un depósito para fluido hidráulico, en el que la parte de contacto (120) está adaptada para contactar con una parte de superficie de la vejiga urinaria, preferentemente la parte superior de la vejiga urinaria, y en el que la parte de contacto comprende una cavidad expandible conectada hidráulicamente al depósito.
- 35 10. Un aparato según la reivindicación 8, en el que el dispositivo de funcionamiento está (144) fijado a tejido humano, en el que el dispositivo de funcionamiento está adaptado para su fijación al hueso púbico.
11. Un aparato según la reivindicación 9, en el que el presurizador comprende una bomba para transportar el fluido hidráulico desde el depósito con el fin de expandir la cavidad expandible, comprimiendo de ese modo la vejiga urinaria.
- 40 12. Un aparato según la reivindicación 11, en el que el presurizador está adaptado para que el fluido hidráulico sea transportado desde la cavidad expandible al depósito mediante la presión urinaria en la vejiga urinaria, cuando la bomba no está activa.
13. Un aparato según la reivindicación 5, en el que el presurizador operable comprende un dispositivo de funcionamiento acoplado a un dispositivo de soporte adaptado para estar fijado a la pared de la vejiga urinaria.
14. Un aparato según la reivindicación 13, en el que el dispositivo de soporte tiene en general forma de anillo o forma de anillo intermitente, extendiéndose dicho dispositivo de soporte a lo largo de la periferia de la vejiga urinaria.
- 50 15. Una aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, que comprende un dispositivo de funcionamiento para hacer funcionar el elemento motorizado, en el que el dispositivo de funcionamiento comprende por lo menos

- 5 uno de: a) por lo menos un motor, que comprende preferentemente un servo diseñado para disminuir la fuerza necesaria para que el motor haga funcionar el dispositivo, en lugar de que el motor actúe sobre un recorrido más largo aumentando el tiempo para una acción determinada y b) por lo menos una bomba para hacer funcionar el dispositivo, en el que la bomba está adaptada para hacer funcionar un dispositivo de funcionamiento hidráulico con el fin de hacer funcionar el dispositivo.
16. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, en el que el dispositivo de control comprende además un dispositivo para estimular eléctricamente los músculos de la vejiga urinaria con el fin de contraer los músculos.
- 10 17. Un aparato según la reivindicación 16, en el que el dispositivo de estimulación eléctrica comprende una serie de electrodos acoplados a los músculos de la vejiga urinaria.
18. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, que comprende un par implantable de dispositivos de restricción, en el que el dispositivo de control controla los dispositivos de restricción adaptados para cerrar los uréteres cuando se descarga orina de la vejiga urinaria.
- 15 19. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 18, que comprende un esfínter urinario artificial, en el que el dispositivo de restricción, controlado por el dispositivo de control, funciona como un esfínter urinario.
20. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 19, que comprende un sensor para medir cualquier parámetro relacionado con la presión urinaria o el volumen de la vejiga urinaria, pudiendo dicho sensor enviar una señal al dispositivo de control, que de este modo está adaptado para emitir una información de alarma desde el cuerpo a modo de solicitud para activar el elemento motorizado.
- 20 21. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 20, que comprende además por lo menos uno de lo siguiente: a) por lo menos un conmutador implantable en el paciente para controlar de manera manual y no invasiva el dispositivo, b) un dispositivo hidráulico que tiene un depósito hidráulico implantable, que está conectado de manera hidráulica al dispositivo, en el que el dispositivo está adaptado para ser regulado de manera no invasiva presionando manualmente el depósito hidráulico, y c) un mando a distancia inalámbrico para controlar de manera no invasiva el dispositivo.
- 25 22. Un sistema que comprende un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, que comprende una fuente de energía interna implantable, para alimentar componentes implantables del aparato que consumen energía.
- 30 23. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22, que comprende además un dispositivo de transmisión de energía inalámbrica para activar de manera no invasiva componentes implantables del dispositivo que consumen energía con energía inalámbrica.
- 35 24. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22 o 23, que comprende además un dispositivo de transformación de energía para transformar la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía de una primera forma a una segunda forma de energía, en el que el dispositivo de transformación de energía está adaptado para llevar a cabo por lo menos uno de lo siguiente: a) alimentar directamente componentes implantables del dispositivo que consumen energía con la segunda forma de energía o b) cuando el sistema comprende además una fuente de energía interna implantable para alimentar componentes implantables del dispositivo que consumen energía, que se puede cargar mediante la energía inalámbrica, alimentar la fuente de energía interna con la segunda forma de energía, a medida que el dispositivo de transformación de energía transforma la primera forma de energía transmitida por el dispositivo de transmisión de energía en la segunda forma de energía.
- 40 25. Un dispositivo de aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22, que comprende 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, por lo menos, uno de un parámetro físico del paciente y un parámetro funcional relacionado con el dispositivo, en el que por lo menos un parámetro funcional está correlacionado con la transferencia de energía inalámbrica.
- 45 26. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según las reivindicaciones 22, que comprende además un sensor y/o un dispositivo de medición y una unidad de control interna implantable, para controlar el dispositivo en respuesta a información que está relacionada con por lo menos uno de: a) un parámetro físico del paciente, detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición y b) un parámetro funcional relacionado con el dispositivo, detectado por el sensor o medido por el dispositivo de medición.
- 50 27. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22, que comprende además un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde el 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 componentes implantables del dispositivo que consumen energía, para suministrar directa o indirectamente energía recibida a estos, comprendiendo además el sistema un dispositivo de determinación adaptado para determinar un equilibrio de energía entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes
- 55

- implantables del dispositivo que consumen energía, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía externo, en base al equilibrio de energía determinado por el dispositivo de determinación, en el que el dispositivo de determinación está adaptado para detectar por lo menos uno de: a) un cambio en el equilibrio de energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de la energía inalámbrica en base al cambio del equilibrio de energía detectado, y b) una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes implantables del dispositivo que consumen energía, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en base a la diferencia de energía detectada.
- 5
28. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22, que comprende además componentes eléctricos implantables que incluyen por lo menos un protector del nivel de tensión y/o por lo menos un protector de corriente constante.
- 10
29. Un dispositivo de aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, o un sistema según la reivindicación 22, que comprende además un comunicador de datos externo y un comunicador de datos interno implantable que comunica con el comunicador de datos externo, en el que el comunicador interno alimenta datos relacionados con el dispositivo o con el paciente al comunicador de datos externo, y/o el comunicador de datos externo alimenta datos al comunicador de datos interno.
- 15

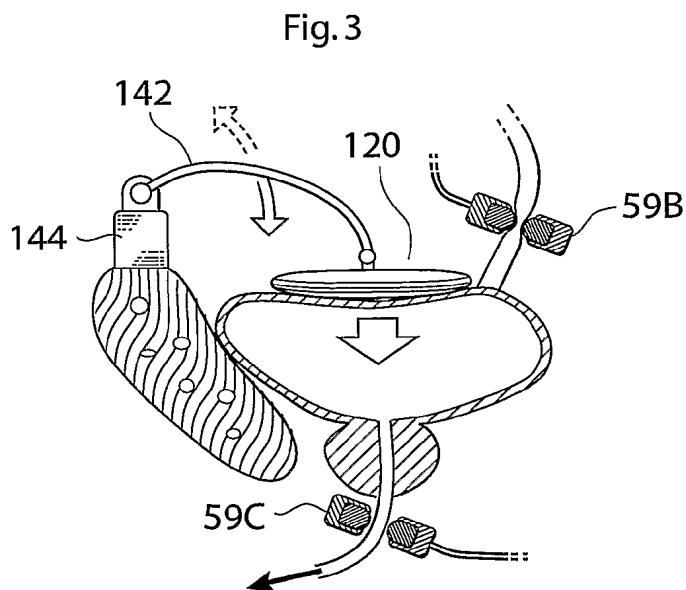
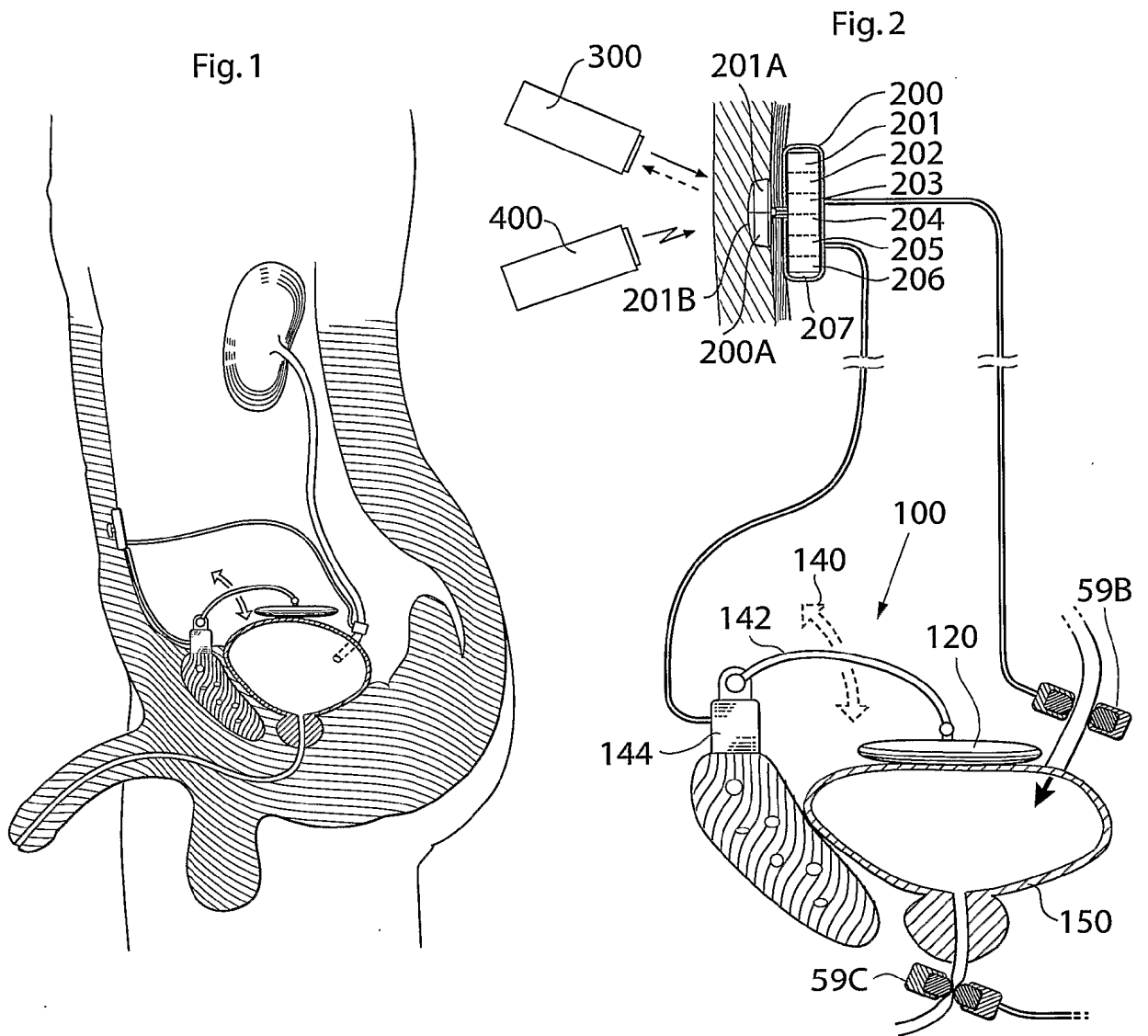


Fig. 4

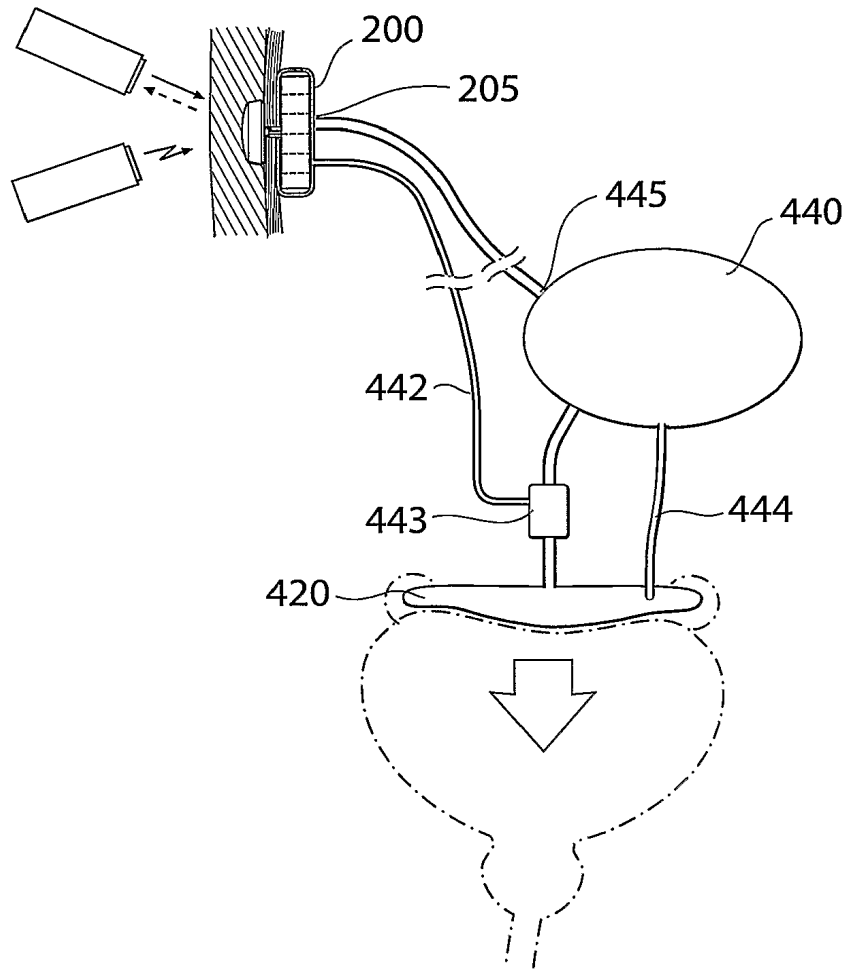


Fig. 5

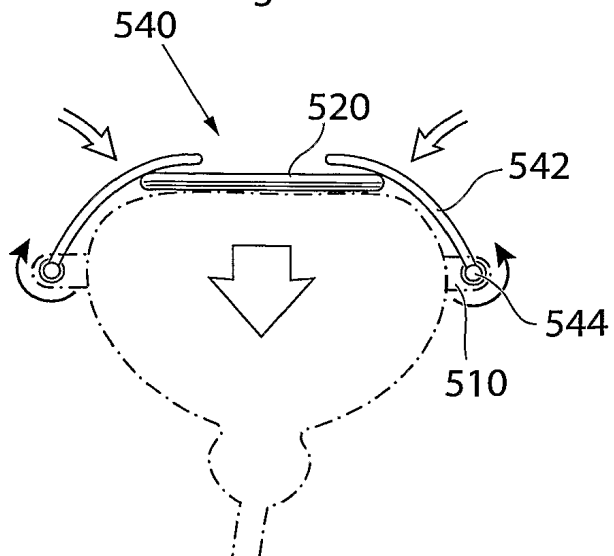


Fig.5 A

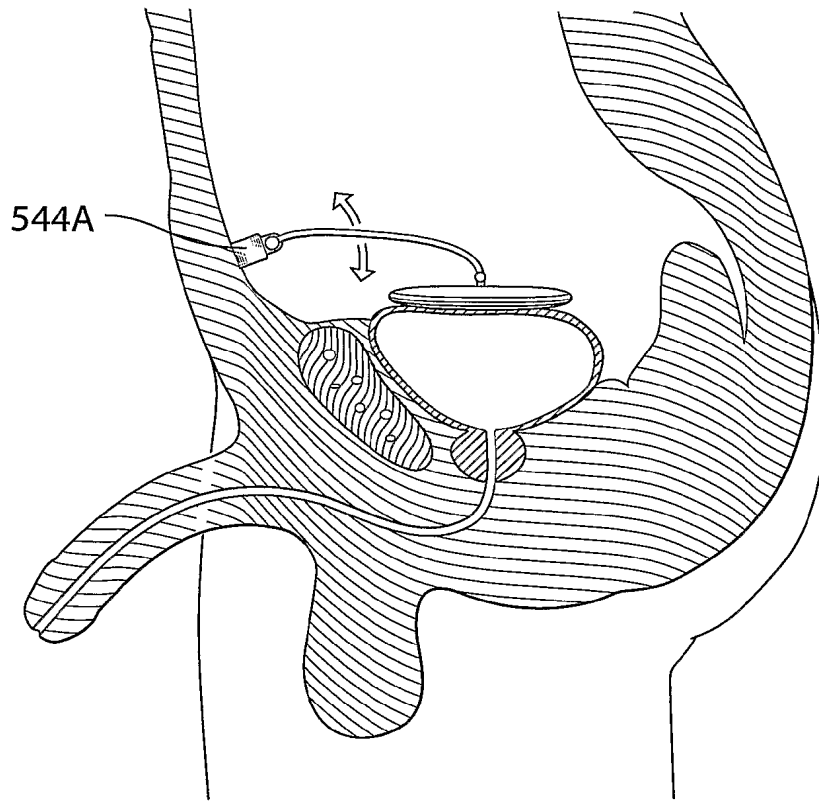


Fig.5 B

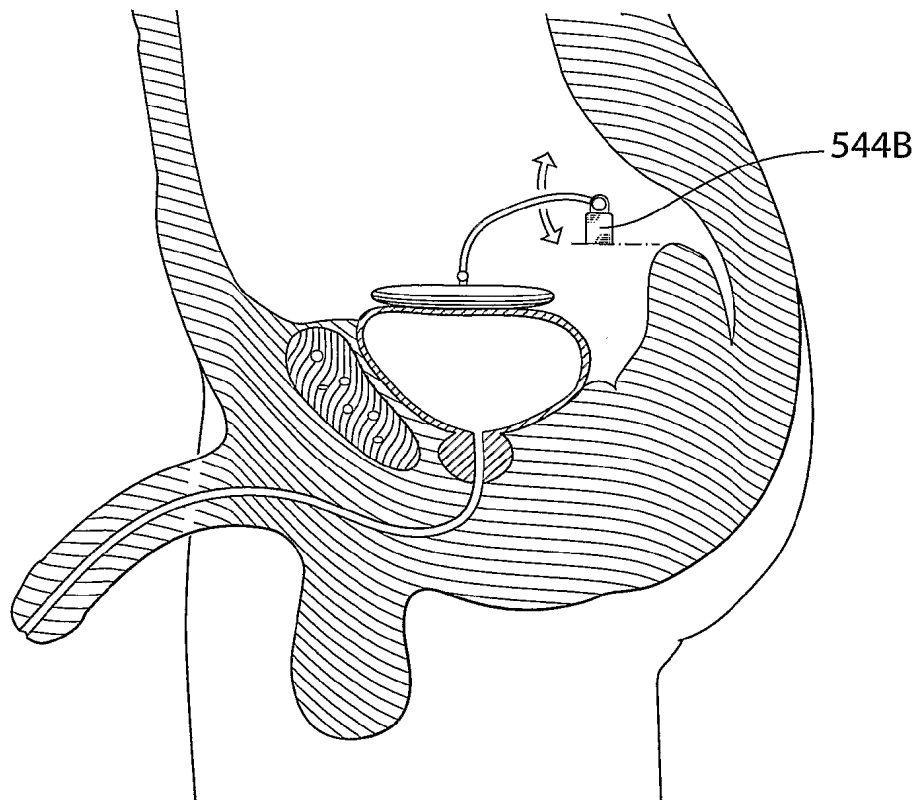


Fig. 5 C

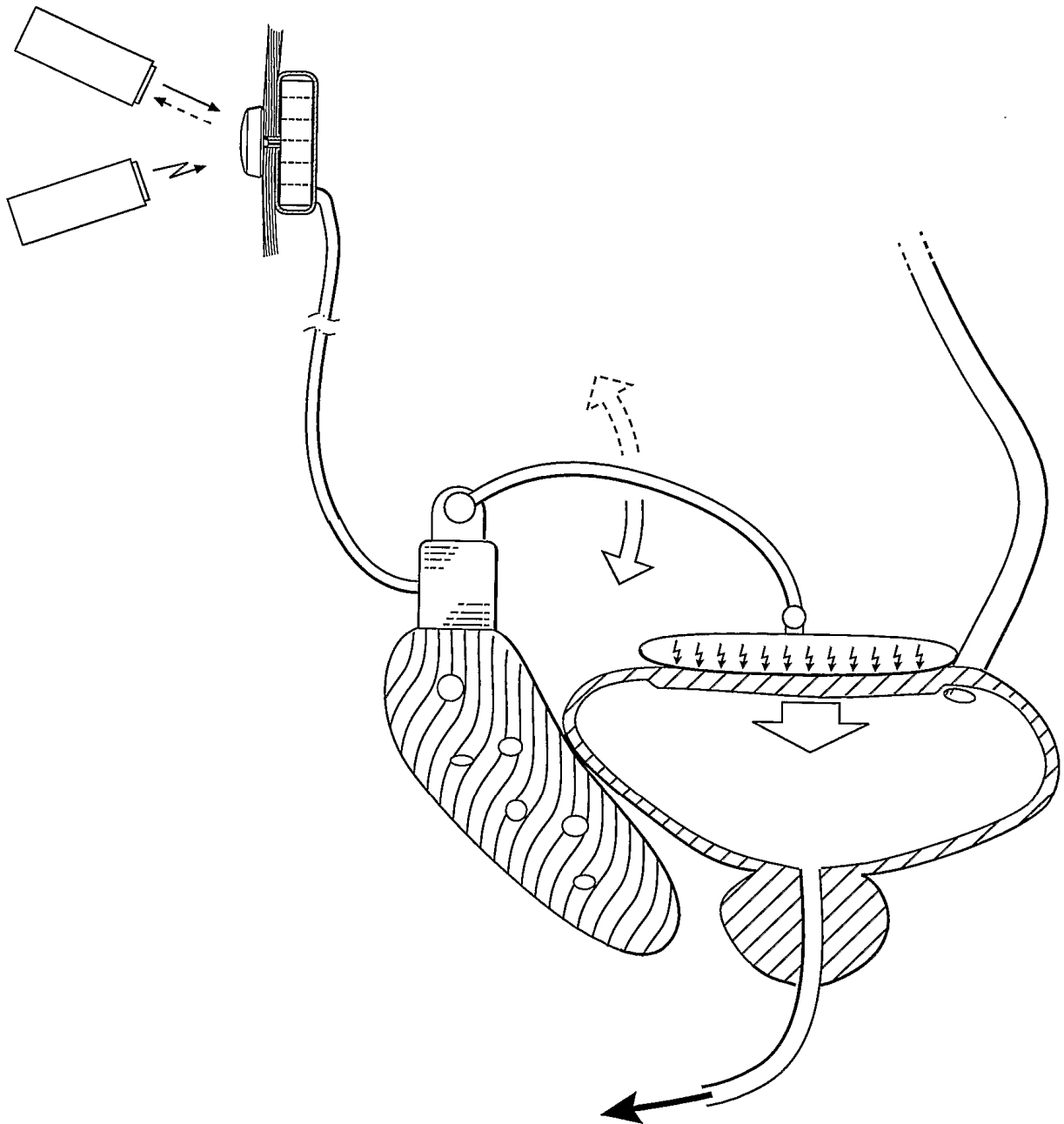
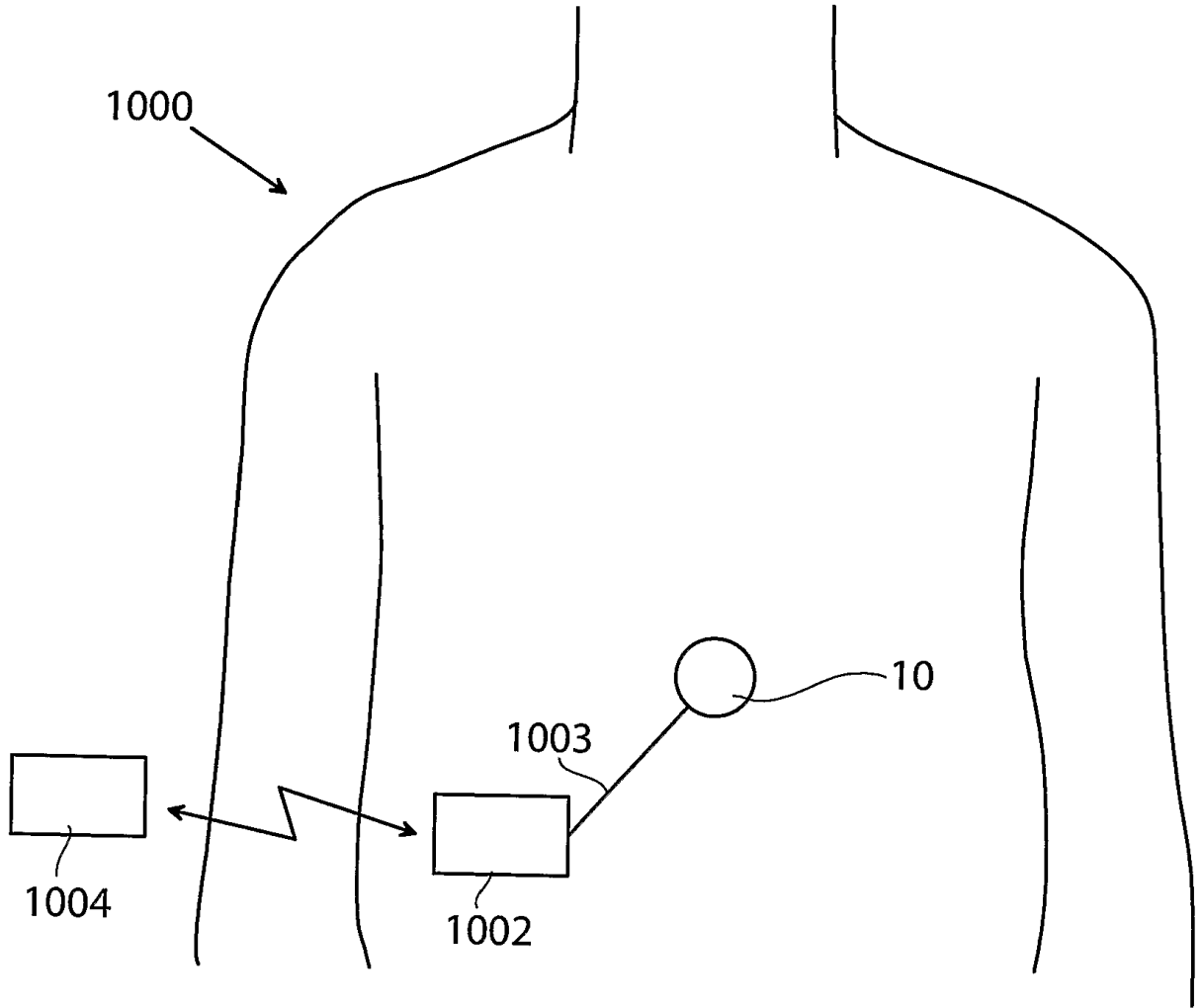


Fig.6



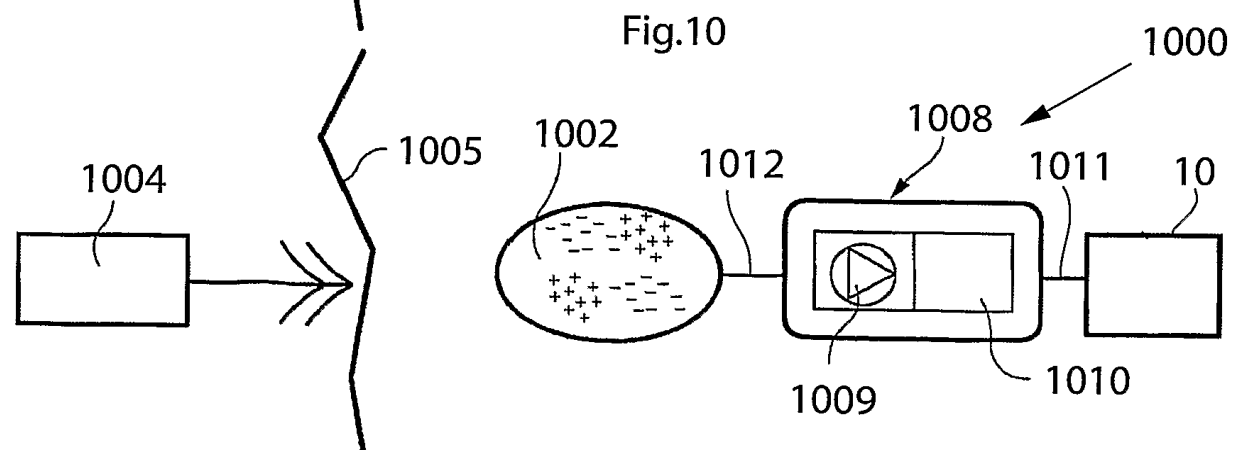
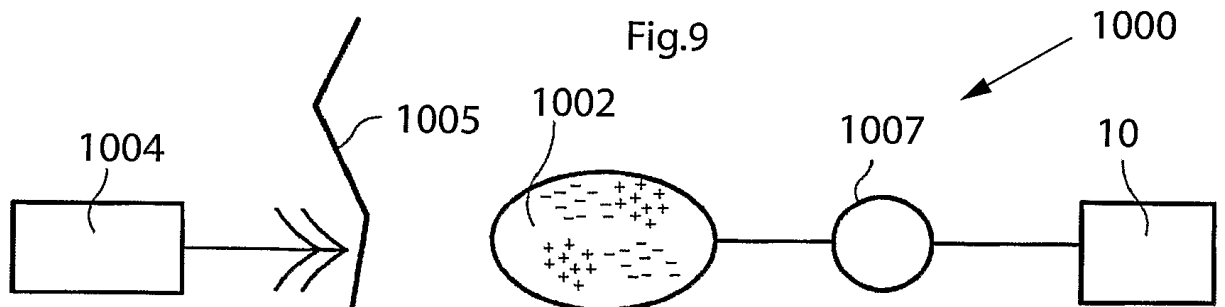
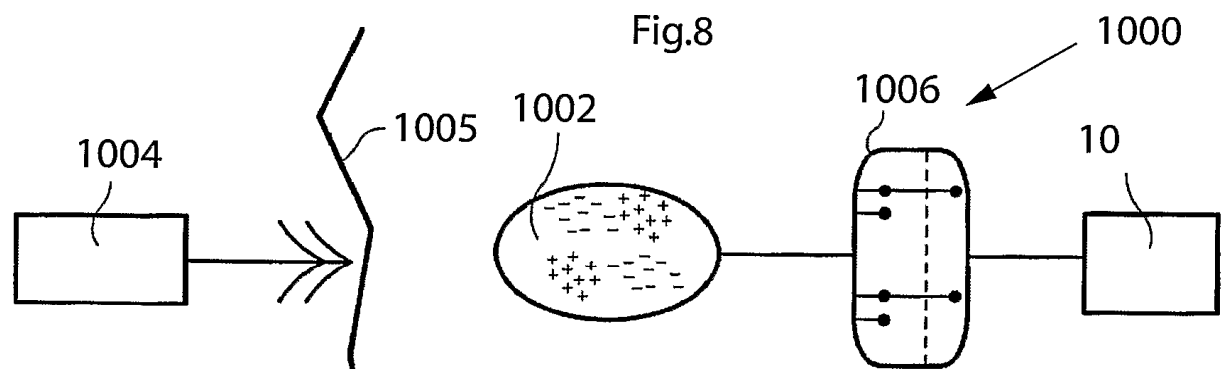
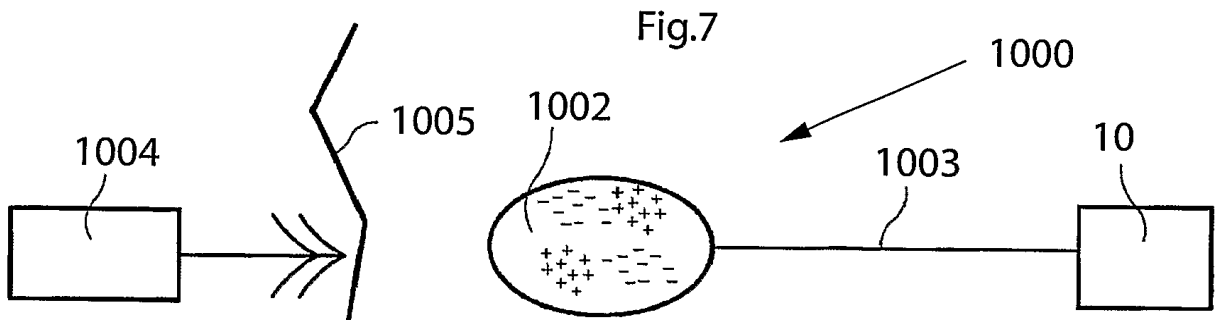


Fig.11

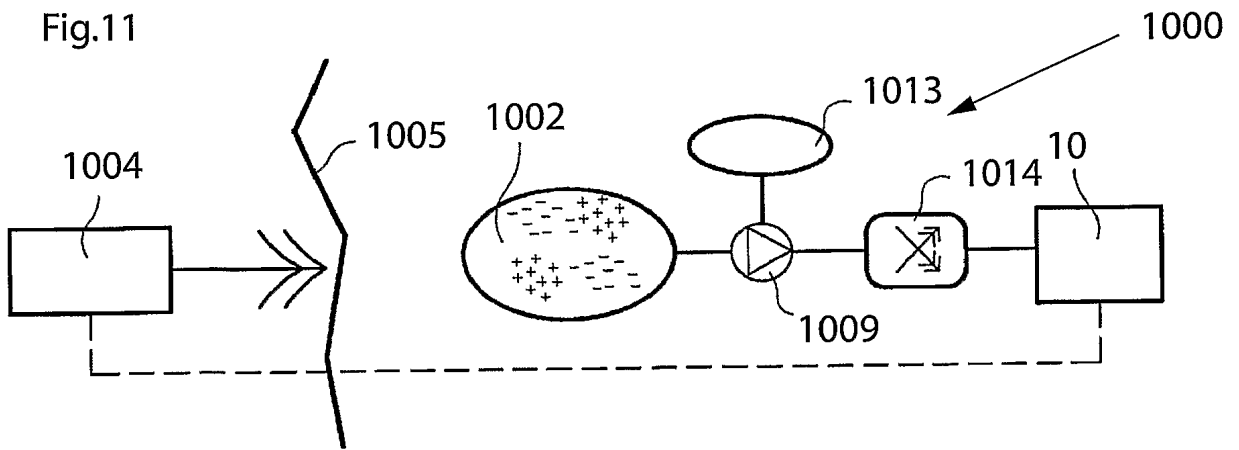


Fig.12

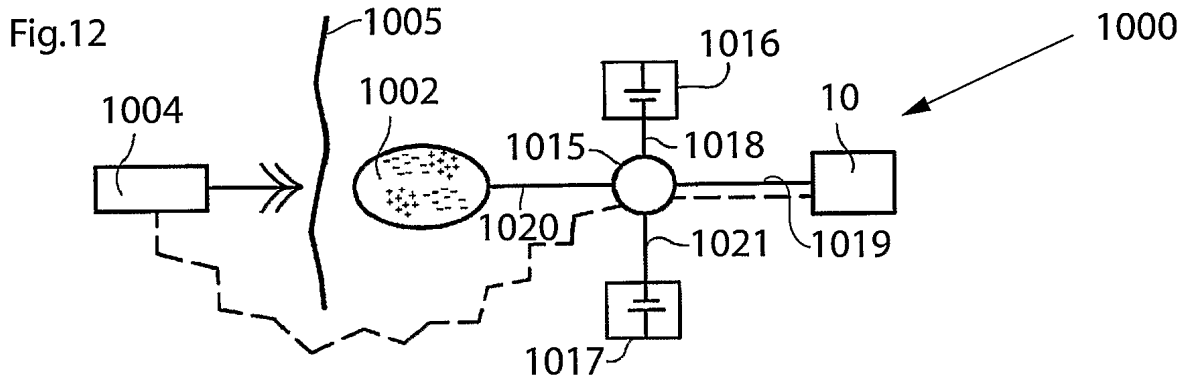


Fig.13

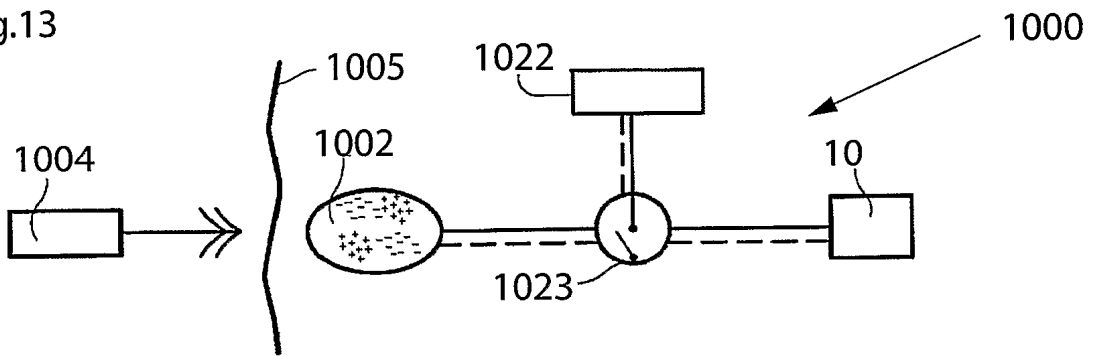


Fig.14

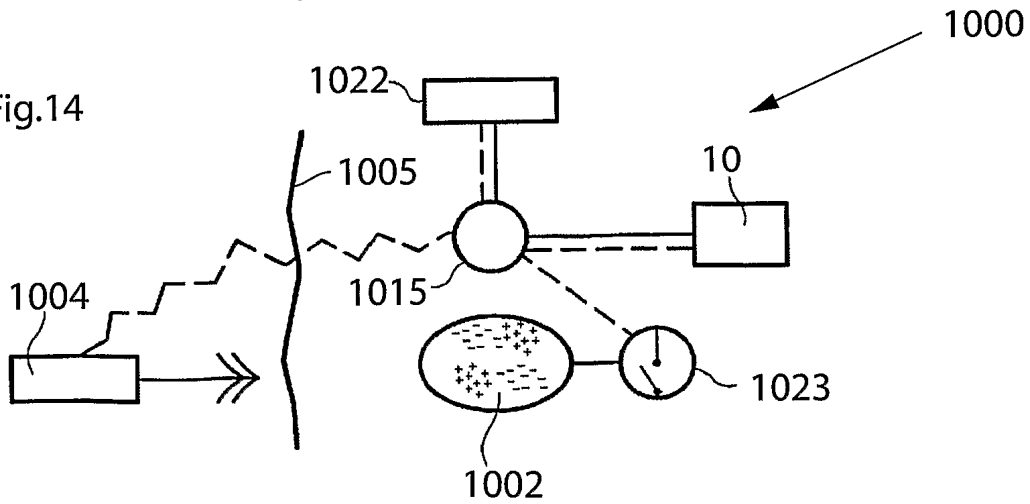


Fig.15

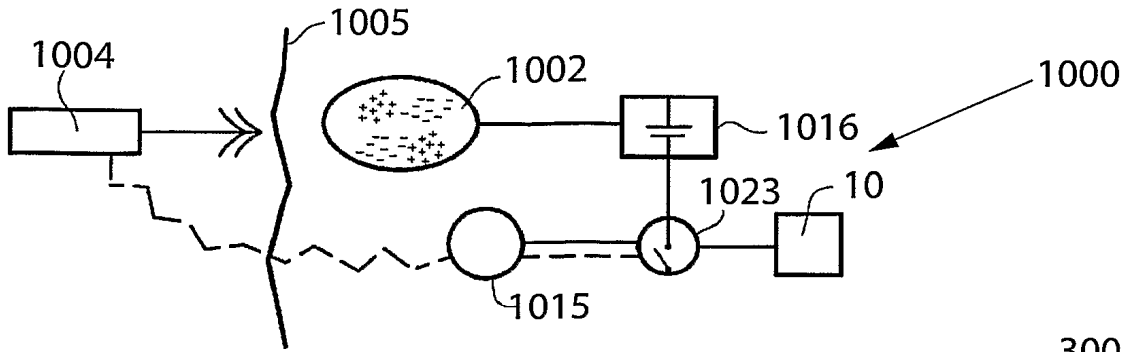


Fig.16

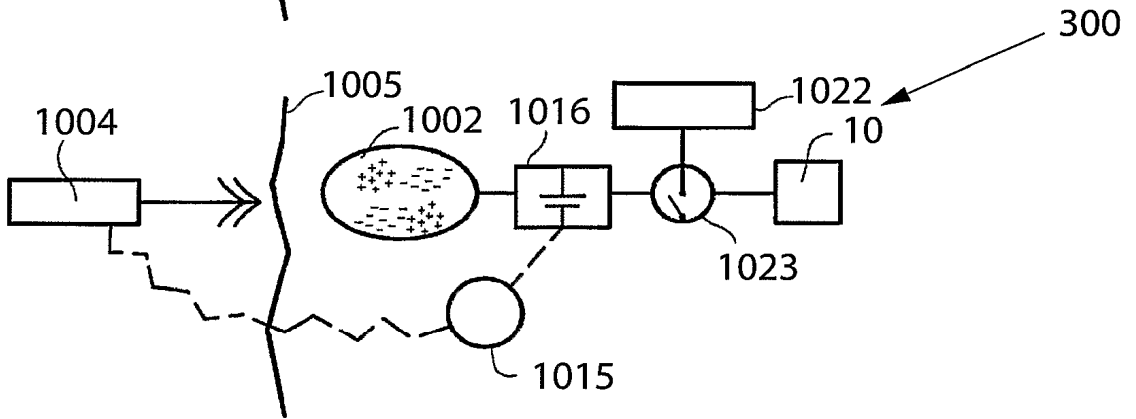


Fig.17

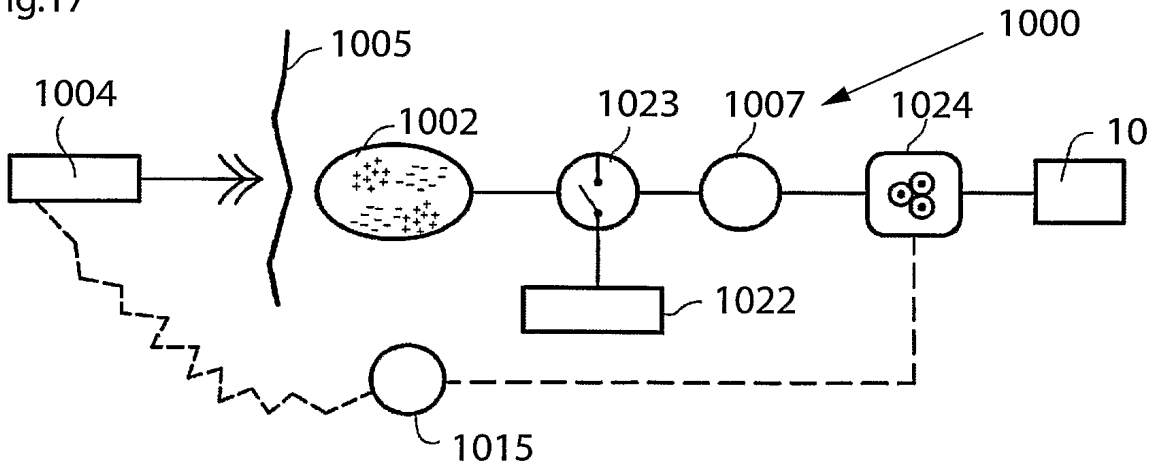


Fig.18

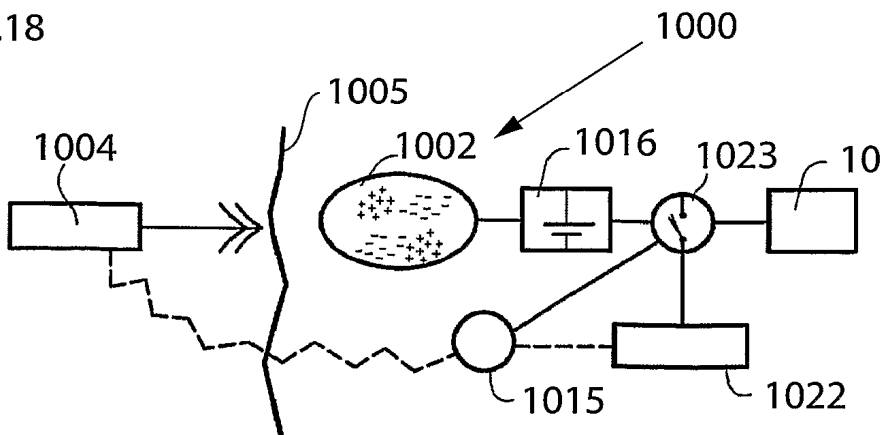


Fig.19

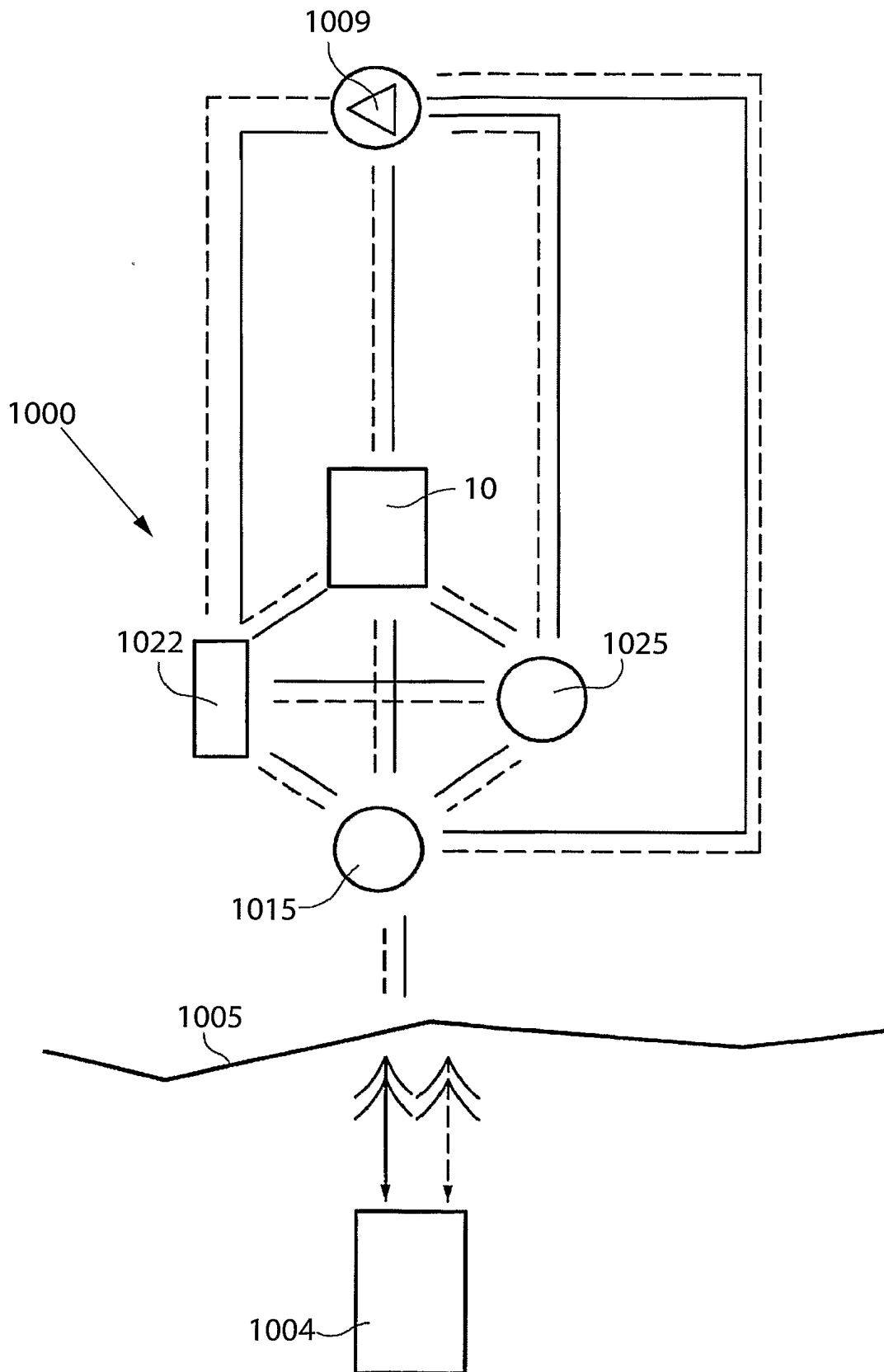


Fig.20

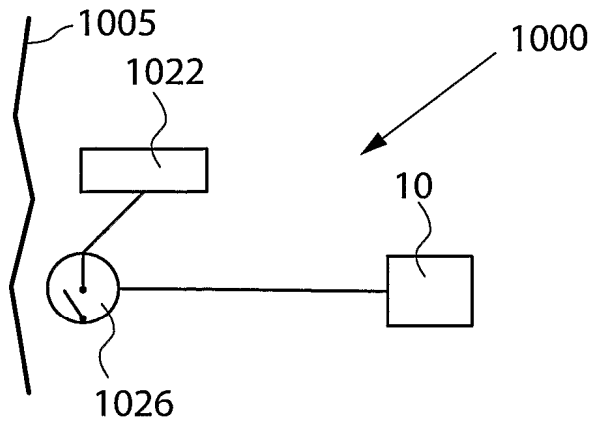


Fig.21

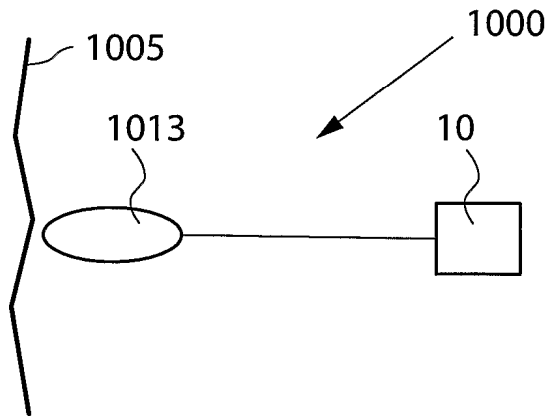


Fig.22

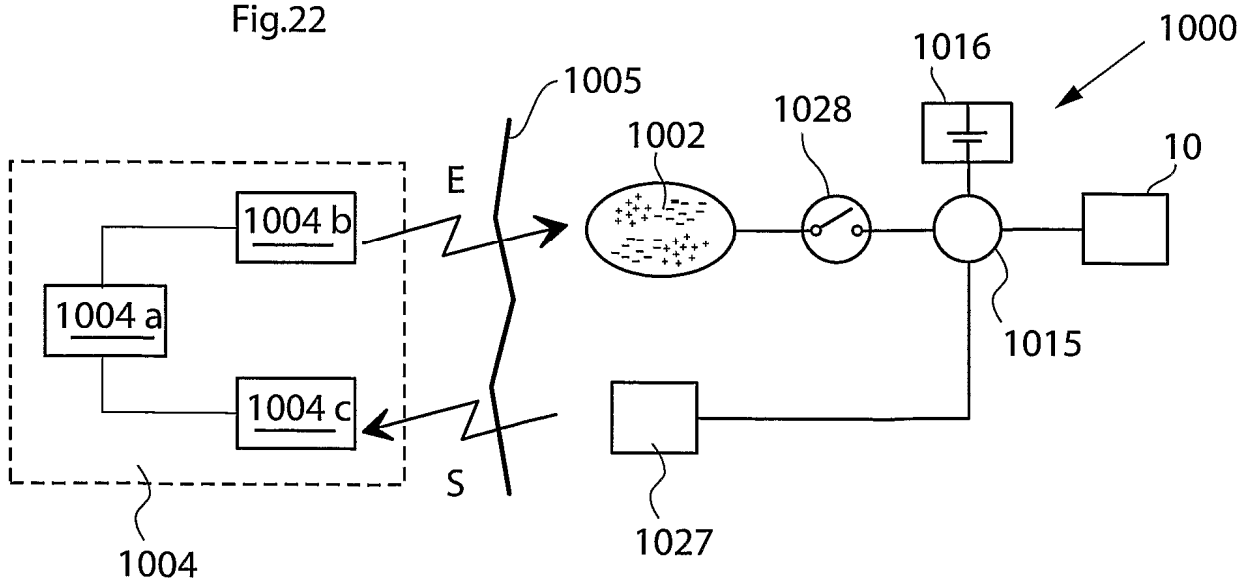


Fig.23

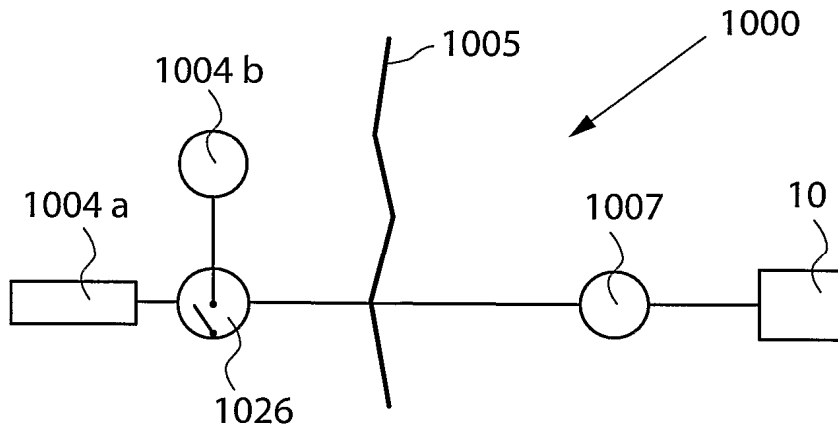


Fig.24

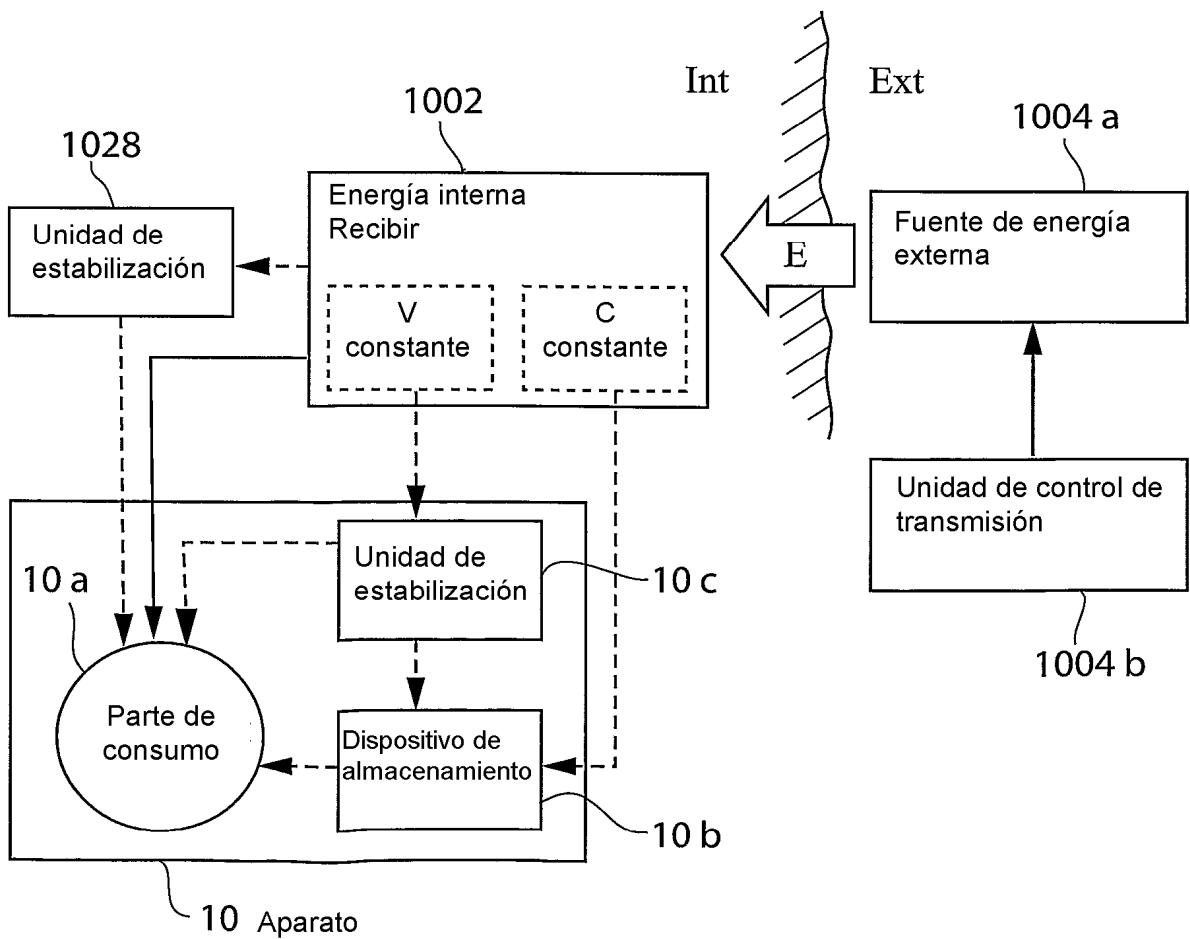


Fig.25

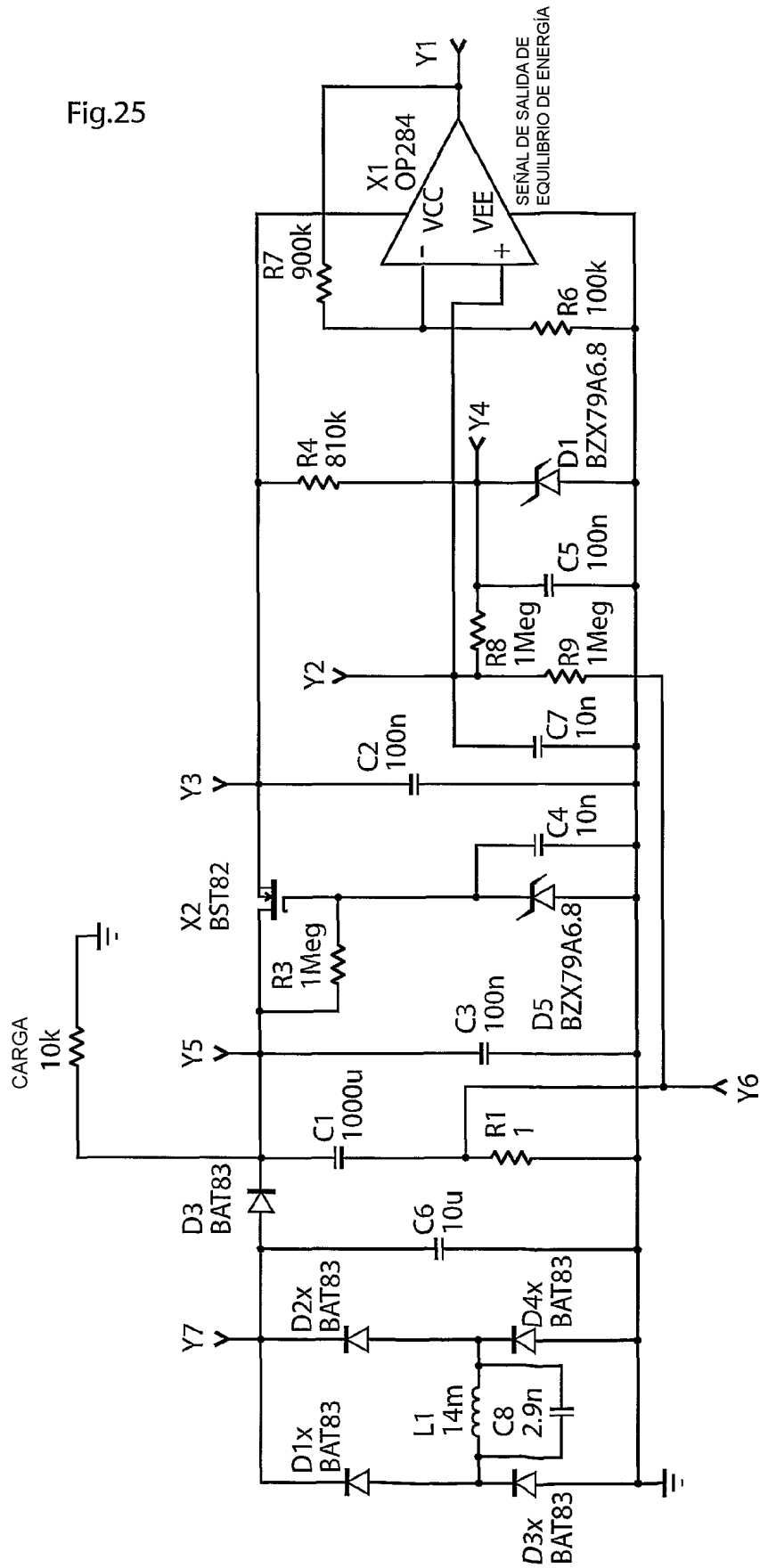


Fig.26

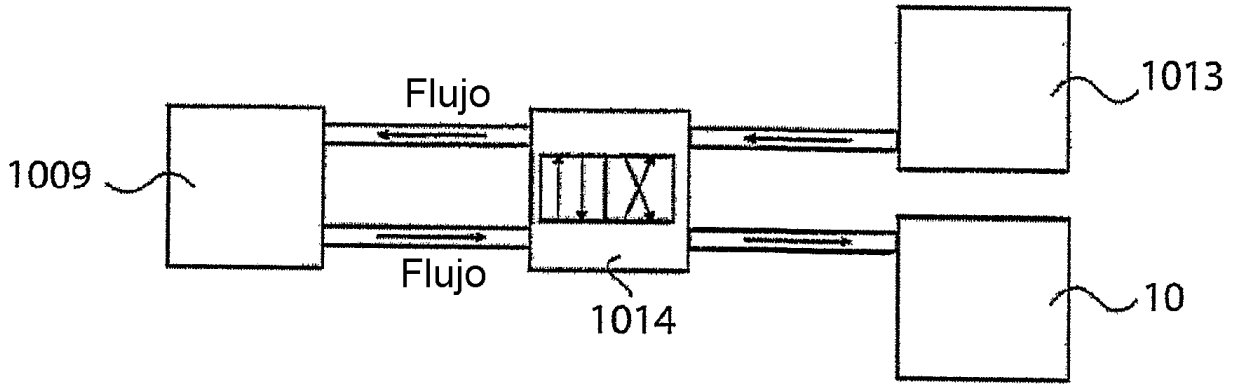


Fig.27

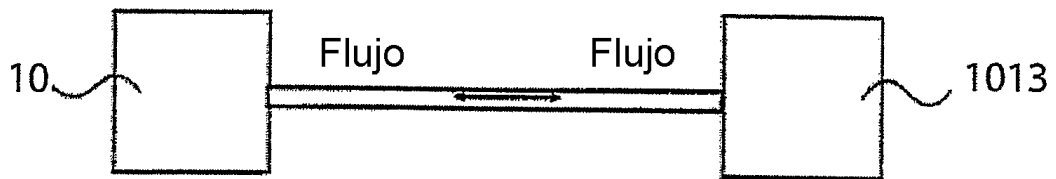


Fig.28

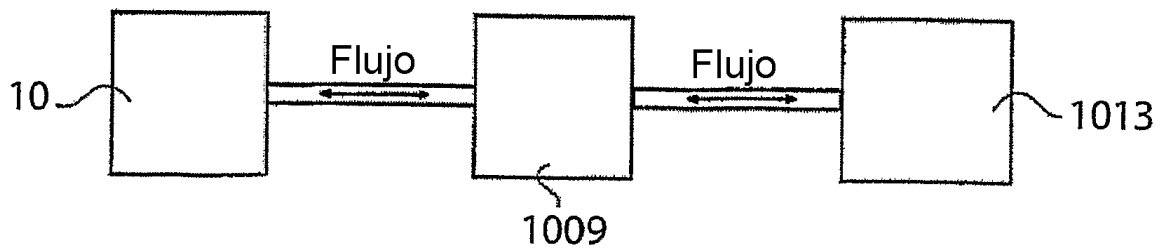


Fig. 29

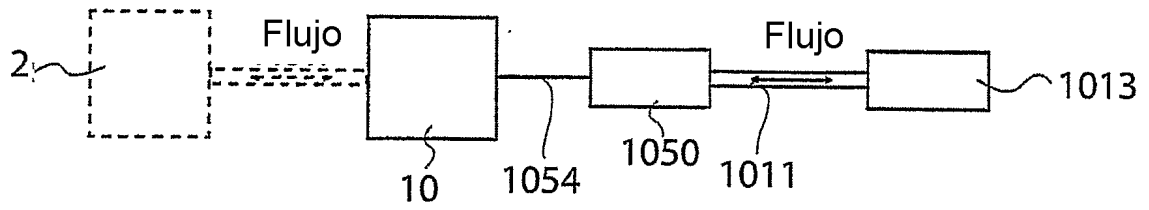


Fig. 30a

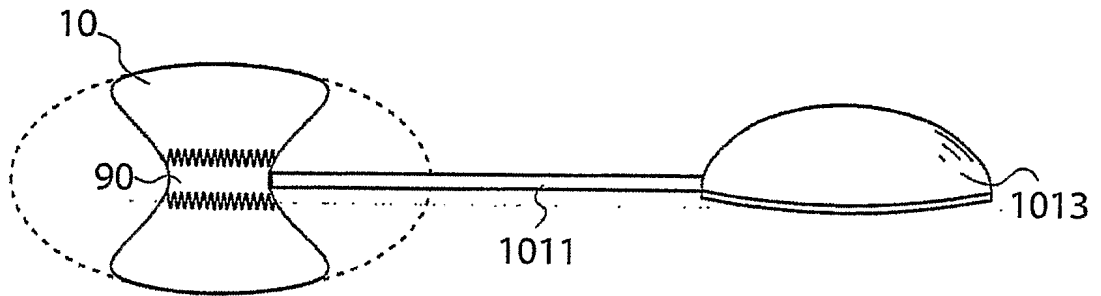


Fig. 30b

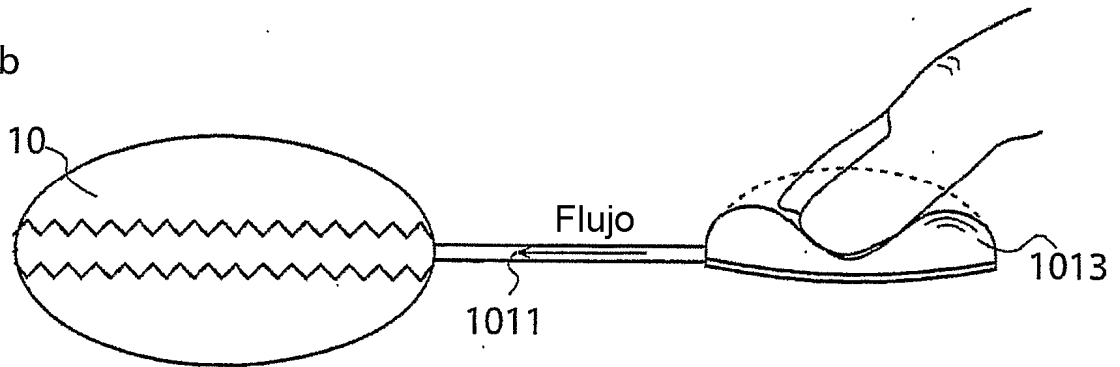


Fig. 30c

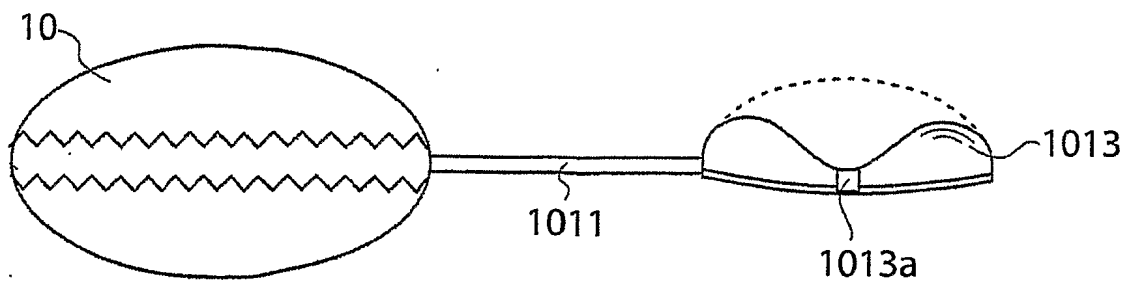


Fig. 31

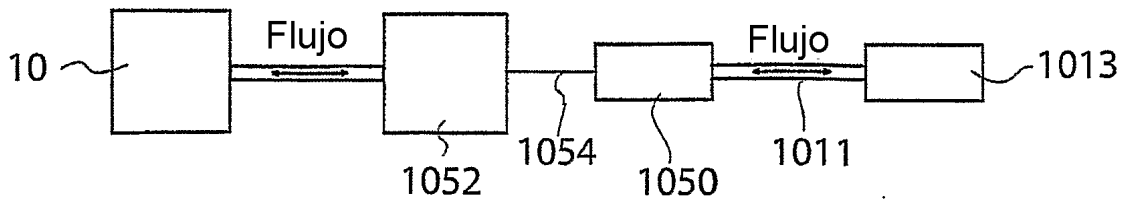


Fig. 32a

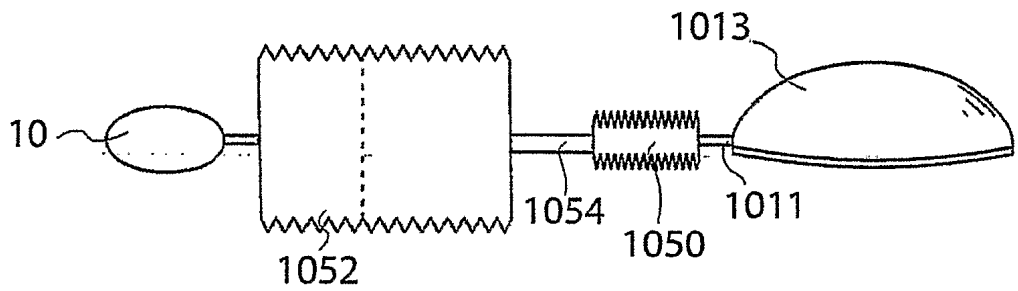


Fig. 32b

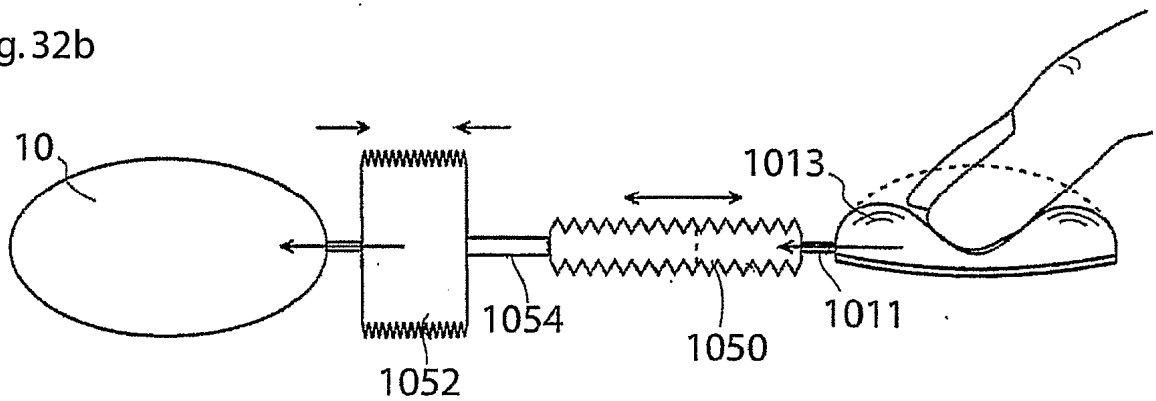


Fig. 32c

