

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 985 873**

51 Int. Cl.:

A61F 2/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.10.2009** **PCT/SE2009/051108**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.04.2010** **WO10042032**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.10.2009** **E 09819486 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.07.2024** **EP 2349078**

54 Título: **Medios de fijación para conjunto de control médico implantable**

30 Prioridad:

10.10.2008 SE 0802159
23.07.2009 US 227817 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
07.11.2024

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 985 873 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

Medios de fijación para conjunto de control médico implantable

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere en general a un conjunto de control para su implantación en el cuerpo de un paciente y, más particularmente, a un conjunto de control mantenido en su lugar por un tejido corporal del paciente. La invención también se refiere a un sistema que comprende un tal conjunto.

Antecedentes

10 Los dispositivos médicos, diseñados para ser implantados en el cuerpo de un paciente, funcionan típicamente por medio de potencia eléctrica. Tales dispositivos médicos incluyen estimuladores eléctricos y mecánicos, motores, bombas, etc., los cuales están diseñados para soportar o estimular diversas funciones corporales. La potencia eléctrica puede suministrarse a un tal dispositivo médico implantado a partir de una batería igualmente implantada o a partir de una fuente de energía externa que pueda suministrar cualquier cantidad necesaria de potencia eléctrica de manera intermitente o continuamente sin requerir operaciones quirúrgicas repetidas.

15 Una fuente de energía externa puede transferir energía inalámbrica a un receptor de energía interno implantado situado en el interior del paciente y conectado al dispositivo médico para suministrarle la energía recibida. Se conocen los llamados dispositivos TET (Transferencia de Energía Transcutánea) que pueden transferir energía inalámbrica de esta manera. Por lo tanto, no es necesario utilizar cables o similares que penetren en la piel para conectar el dispositivo médico a una fuente de energía externa, tal como una batería. Un dispositivo TET típicamente comprende una fuente de energía externa que incluye una bobina primaria adaptada para transferir de manera inductiva cualquier cantidad de energía inalámbrica, induciendo tensión en una bobina secundaria de un receptor de energía interno el cual se implanta preferentemente justo debajo de la piel de un paciente.

Otro ejemplo de dispositivo implantado necesario para el funcionamiento de un dispositivo médico implantado es un puerto de inyección subcutánea adaptado para recibir una aguja de inyección o similar para la inyección y/o retracción de un fluido hacia/desde el implante médico.

25 Un receptor de energía u otros dispositivos implantados necesarios para el funcionamiento de un dispositivo médico implantado deben estar ubicados de alguna manera en el cuerpo del paciente de forma segura y conveniente. A menudo ocurre que el dispositivo implantado debe situarse cerca de la piel del paciente con el fin de mantener al mínimo la distancia entre un dispositivo externo, tal como un transmisor de energía, y el dispositivo implantado. En la práctica, esto significa la colocación subcutánea del dispositivo implantado.

30 A menudo también es importante que el dispositivo implantado se mantenga en una posición relativamente fija de modo que, por ejemplo, la transferencia de energía pueda realizarse con precisión.

35 El documento EP 0 134 340 A1 describe un aparato de catéter de inyección peritoneal que comprende un depósito receptor interconectado con la cavidad peritoneal por un vástago hueco proporcionado con bridas. El aparato se asegura en su lugar por medio de suturas y las bridas sólo se proporcionan para minimizar la probabilidad de obstrucción del catéter durante su uso por un paciente.

El documento US 4 587 954 A describe un esfínter protésico para su implantación en un paciente para superar la incontinencia. El esfínter comprende una estructura articulada con medios de fijación de sutura para estabilizar la conexión con el hueso o tejido muscular adyacente, un depósito y un disco de alivio de presión situado en un área de piel suelta del escroto.

40 El documento US 4 419 985 A describe un aparato implantable que puede cerrar reversiblemente una vía urinaria. El aparato implantable comprende un manguito inflable conectado a un depósito de fluido expandible accionado por pulsador para abrir y cerrar la uretra. Los tubos conectan el manguito inflable al depósito de fluido.

45 El documento US 2006/247688 A1 describe un desfibrilador cardioversor implantable (ICD). El ICD tiene una carcasa de forma ovalada con una articulación flexible en la línea media que proporciona flexibilidad para proporcionar menos incomodidad al paciente cuando realiza movimientos del torso, debido a que la carcasa se ajusta dinámicamente a la dinámica del paciente.

50 El documento US2006/271088 A1 describe un dispositivo de balón intragástrico para el tratamiento de la obesidad. El dispositivo tiene un miembro de balón principal para reducir la capacidad gástrica del estómago, un miembro de balón de soporte para anclar el dispositivo a la pared gástrica, un mecanismo de inflado que comprende una cámara de inflado y un catéter de soporte que conecta los miembros de balón al mecanismo de inflado

El documento US2003/109771 A1 describe un aparato de tratamiento de impotencia sexual masculina con un dispositivo de restricción implantable el cual acopla una porción del tejido del pene, y un dispositivo de ajuste implantable para ajustar el dispositivo de restricción para restringir el flujo sanguíneo que sale del pene. El aparato también puede comprender un dispositivo de funcionamiento potenciado para operar el dispositivo de ajuste

- 5 El documento WO 2007/084042 A1 describe un dispositivo de acceso para la conexión externa de una fuente de circuito de fluido a un paciente. El dispositivo tiene un collar de crecimiento interno circundante para soportar el crecimiento interno de tejido humano y una función de bloqueo a presión que permite el acceso a la superficie de conexión del dispositivo con fines de limpieza.

- 10 El documento US 4 405 305 A describe un aparato de catéter de inyección peritoneal que comprende un depósito interconectado con la cavidad peritoneal por un vástago hueco proporcionado con bridas. Insertando una aguja hueca en el depósito y ejerciendo luego una presión, se puede expulsar un fluido de inyección hacia la cavidad peritoneal. El aparato se asegura en su sitio mediante suturas, y la finalidad de las bridas es mantener el vástago hueco en comunicación fluida con la cavidad peritoneal.

- 15 El documento US 6,454,699 B1 describe un aparato de restricción de ingesta de alimentos. El aparato comprende una fuente de energía externa al cuerpo del paciente y un dispositivo de control para liberar energía inalámbrica a partir de la fuente de energía desde afuera del cuerpo del paciente.

El documento US 4,245,893 se refiere a un aparato para tratar la obesidad extrema que comprende medios para comprimir el estómago y reducir su capacidad.

Sumario de la invención

- 20 De acuerdo con la presente invención se proporciona un conjunto de control, el cual es adecuado para la colocación subcutánea y el cual se mantiene en una posición relativamente fija.

La invención se define mediante las reivindicaciones independientes. Las realizaciones se dan mediante las

La invención es en base a la realización de que el conjunto de control puede proporcionarse en dos partes en diferentes lados de un tejido corporal del paciente y mantenerse en su lugar mediante un dispositivo de interconexión.

- 25 Por lo tanto, un conjunto de control de acuerdo con la invención para implantación en un paciente comprende una primera unidad adaptada para implantación subcutánea en un primer lado de un tejido corporal de dicho paciente, una segunda unidad adaptada para implantación en una cavidad corporal de dicho paciente en un segundo lado de dicho tejido corporal, en el que al menos una de la primera y la segunda unidad está adaptada para controlar un dispositivo médico potenciado, y un dispositivo de interconexión adaptado para la interconexión mecánica de la primera y la segunda unidades para mantener el conjunto en su lugar por el tejido corporal, teniendo el dispositivo de interconexión un área de sección transversal la cual es más pequeña que el área de sección transversal de la primera unidad y la segunda unidad en un plano paralelo a la extensión del tejido corporal.

- 30 En una realización preferente, el conjunto de control comprende un receptor de energía. Es preferente que el receptor de energía esté adaptado para recibir energía inalámbrica. El receptor de energía puede ser una bobina, la cual puede adaptarse para utilizarse como antena.

En una realización, el conjunto de control comprende una bomba.

En otra realización, el conjunto de control comprende una batería.

En una realización, el dispositivo de interconexión es elástico para manejar los movimientos del paciente.

- 40 El conjunto de control puede comprender al menos una de las siguientes partes: bomba, motor, circuito electrónico, circuito de potencia, circuito de control, sensor, sensor de temperatura, receptor de retroalimentación, transmisor de retroalimentación, condensador, batería recargable, receptor de energía inalámbrico, sensor de presión, depósito, fluido hidráulico, caja de engranaje, servo y servo invertido, o cualquier combinación de estos. Por lo tanto, proporcionando una primera y una segunda unidad interconectadas, el conjunto de control puede adaptarse fácilmente a diferentes aplicaciones.

- 45 Cada parte se proporciona en una o más piezas.

Las diferentes partes del conjunto de control pueden estar todas posicionadas en la parte interior o exterior del conjunto de control independientemente unas de otras o tanto en la parte interior como en la exterior. En una realización, el receptor de energía comprende una bobina, la cual se proporciona preferentemente en la primera unidad adaptada para ser implantada subcutáneamente entre la piel del paciente y el tejido corporal. La primera unidad con la bobina

se puede hacer entonces delgada, lo cual es adecuado para la colocación subcutánea, a la vez que la bobina se puede conectar a, por ejemplo, un circuito electrónico proporcionado en la segunda unidad. La bobina también puede utilizarse como antena, funcionando como receptor y transmisor de datos hacia y desde una unidad de control.

- 5 El conjunto de control puede formar parte de un sistema. El sistema puede ser operado de manera hidráulica, mecánica, o neumáticamente. Al proporcionar un conjunto de control el cual se conecta a un dispositivo médico implantado, se pueden obtener fácilmente diferentes configuraciones de control.

Otras realizaciones preferentes se definen mediante las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

La invención se describe ahora, a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

- 10 La Figura 1 es una vista general del cuerpo de un paciente humano que muestra la posición de un conjunto implantado de acuerdo con la invención;
- La Figura 2 es una vista lateral de una primera realización de un conjunto implantado de acuerdo con la invención montado en un tejido corporal;
- La Figura 3a es una vista superior del conjunto que se muestra en la Figura 2 que tiene forma elíptica;
- 15 La Figura 3b es una vista superior del conjunto que se muestra en la Figura 2 que tiene forma circular;
- La Figura 3c es una vista en sección del conjunto que se muestra en la Figura 2 proporcionado con una cubierta elástica;
- La Figura 4 es una vista general del cuerpo de un paciente humano que muestra un conjunto implantado de acuerdo con la invención conectado a un dispositivo médico implantado;
- 20 La Figura 5 es un diagrama de bloques de un sistema de control que comprende un conjunto de control de acuerdo con la invención;
- La Figura 6 es una vista en sección del conjunto de control que se muestra en la Figura 2;
- La Figura 7 es un diagrama de bloques que muestra las diferentes partes de un conjunto de control de acuerdo con la invención;
- 25 La Figura 8 es una vista lateral de una realización alternativa de un conjunto implantado de acuerdo con la invención que comprende un puerto de inyección; y
- La Figura 9 es una vista lateral de aún una realización alternativa de un conjunto implantado de acuerdo con la invención que comprende una bomba.
- 30 La Figura 10 ilustra un sistema para tratar una enfermedad, en el que el sistema incluye un conjunto implantado de la invención implantado en un paciente.
- Las Figuras 11-25 muestran esquemáticamente diversas realizaciones del sistema para potenciar de manera inalámbrica el conjunto implantado que se muestra en la Figura 1.
- 35 La Figura 26 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra una disposición para suministrar una cantidad precisa de energía utilizada para el funcionamiento del conjunto implantado que se muestra en la Figura 1.
- La Figura 27 muestra esquemáticamente una realización del sistema, en la cual el conjunto implantado funciona con energía unida al cable.
- La Figura 28 es un diagrama de bloques más detallado de una disposición para controlar la transmisión de energía inalámbrica utilizada para el funcionamiento del conjunto implantado que se muestra en la Figura 1.
- 40 La Figura 29 es un circuito para la disposición que se muestra en la Figura 19, de acuerdo con un posible ejemplo de implementación.
- Las Figuras 30-46 muestran diversas formas de disponer la potencia de manera hidráulica o neumáticamente de un conjunto implantado que es implantado en un paciente.

Descripción detallada de realizaciones preferentes

En la continuación se ofrece una descripción detallada de realizaciones preferentes de la presente invención. En las figuras del dibujo, los números de referencia similares designan elementos idénticos o correspondientes a lo largo de las distintas figuras. Se apreciará que estas figuras son simplemente ilustrativas y no restringen en modo alguno el ámbito de la invención. Por lo tanto, cualquier referencia a la dirección, tal como "arriba" o "abajo", sólo se refiere a las direcciones que se muestran en las figuras. Además, todas las dimensiones, etc. que se muestran en las figuras son con fines ilustrativos.

El término "partes funcionales" debe interpretarse como todas las partes del conjunto de control para el funcionamiento eléctrico o hidráulico del conjunto.

La Figura 1 muestra el cuerpo de un paciente 1 humano. Se muestra un conjunto 10 de control adaptado para controlar un dispositivo médico implantado, implantado subcutáneamente en el área abdominal del cuerpo del paciente. Aunque en la figura se muestra una posición específica para el conjunto de control, se apreciará que el conjunto de control puede proporcionarse esencialmente en cualquier parte del cuerpo del paciente, preferentemente relativamente cerca del dispositivo médico implantado el cual está adaptado para controlar. En términos generales, el conjunto 10 de control puede colocarse en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), de manera subcutánea, o en cualquier otro lugar adecuado.

En la Figura 2 se muestra una vista lateral general del conjunto 10 de control. El conjunto de control comprende una primera unidad 20 implantada subcutáneamente en un primer lado de un tejido 3 corporal del paciente, tal como el músculo recto abdominal que discurre verticalmente a cada lado de la pared anterior del abdomen humano. En otras palabras, la primera unidad se posiciona entre la piel 5 del paciente y el tejido 3 corporal.

Una segunda unidad 30 se implanta en una cavidad 7 corporal del paciente en un segundo lado del tejido 3 corporal, es decir, el lado opuesto al lado en el cual se proporciona la primera unidad 20.

Las unidades 20, 30 primera y/o segunda tienen preferentemente forma de sección transversal circular o elíptica cuando se observan desde afuera del cuerpo del paciente, véanse las Figuras 3a, 3b, que muestran una vista superior del conjunto que tiene forma elíptica y circular, respectivamente. Combinado con una forma en sección suavemente curvada, esto evita cualquier esquina afilada en las unidades 20, 30, lo cual podría causar lesiones al paciente en el cual se implanta el conjunto 10 de control.

Las unidades 20, 30 primera y segunda pueden estar cubiertas por una cubierta 12 hecha, por ejemplo, de silicona u otro material que proporcione protección. La cubierta 12, la cual es preferentemente elástica para seguir los contornos de las unidades primera y segunda, también sella el conjunto 10 de control, protegiendo así los componentes electrónicos y otros componentes sensibles del conjunto de control.

Si una cubierta encierra las unidades 20, 30 primera y segunda, éstas se mantendrán juntas mecánicamente, ayudando así al dispositivo 40 de interconexión en su función de interconexión.

Un dispositivo 40 de interconexión constituye una interconexión mecánica entre las unidades 20, 30 primera y segunda, de modo que el conjunto 10 de control se mantiene en su sitio por el tejido 3 corporal. El dispositivo de interconexión tiene un área de sección transversal la cual es más pequeña que el área de sección transversal de la primera unidad y la segunda unidad en un plano paralelo a la extensión del tejido corporal. De este modo, un orificio 3a en el tejido 3 corporal a través del cual se extiende el dispositivo 40 de interconexión puede ser lo suficientemente pequeño como para evitar que una u otra de las unidades 20, 30 "se deslice a través" del tejido 3 corporal. Asimismo, la forma de sección transversal del dispositivo 40 de interconexión es preferentemente circular para evitar dañar el tejido 3 corporal.

El dispositivo 40 de interconexión puede ser integral con una de las unidades 20, 30 primera y segunda. Alternativamente, el dispositivo 40 de interconexión es una pieza separada, la cual se conecta a las unidades 20, 30 primera y segunda durante la implantación del conjunto 10 de control.

En una realización preferente, el dispositivo 40 de interconexión es hueco de modo que aloje diversos cables, mangueras, etc., que interconectan de manera eléctrica o hidráulicamente las unidades 20, 30 primera y segunda.

De manera alternativa o adicionalmente, el dispositivo 40 de interconexión está hecho de un material elástico, tal como el caucho, de modo que el conjunto 10 de control pueda adaptarse a los movimientos del paciente en el cual está implantado.

El conjunto 10 de control está adaptado para controlar un dispositivo 100 médico implantado potenciado, véase la Figura 4. El dispositivo médico implantado puede ser cualquier tipo de dispositivo de funcionamiento potenciado, tal como un dispositivo de funcionamiento potenciado de manera hidráulica, neumática o mecánicamente. El dispositivo 100 médico puede ser cualquier tipo de implante, tal como un dispositivo de constricción adaptado para constreñir y

liberar un lumen o vaso corporal, un dispositivo de estimulación adaptado para estimular eléctricamente un órgano corporal, un dispositivo inflable adaptado para rellenar, por ejemplo, los cuerpos cavernosos del paciente, etc. El dispositivo médico implantado es preferentemente muy pequeño, con un diámetro menor que 5 centímetros, para ajustarse en las diferentes áreas objetivo del cuerpo.

- 5 Dependiendo del tipo de potencia requerida para controlar el dispositivo 100 médico, se proporciona una interconexión 102 en forma de cable eléctrico, manguera neumática, etc., entre el conjunto 10 de control y el dispositivo 100 médico.

El conjunto 10 de control está adaptado para recibir energía, preferentemente energía inalámbrica, transmitida desde una fuente de energía externa o energizador 110 situado fuera de la piel en las proximidades del conjunto 10 de control. El energizador 110, el cual es un dispositivo externo el cual funciona como equipo de carga y dispositivo de control para el conjunto de control, está conectado a través de una conexión, tal como una conexión serial RS232, a un ordenador 112, tal como una PC de escritorio estándar o un ordenador portátil. El software del PC implementa la interfaz de usuario del sistema de implante, y funciona como unidad de control y unidad de lectura posterior del sistema de implante.

10 En la Figura 5 se muestra un diagrama de bloques del sistema de implante. La energía se transfiere por medio del acoplamiento inalámbrico entre una bobina 110a de energizador que forma parte del energizador 110 y una bobina 10a de conjunto de control que forma parte del conjunto 10 de control. De manera similar, la información de control se transfiere entre el energizador 110 por medio de una interfaz de comunicaciones inalámbricas que comprende una antena 110b de energizador que forma parte del energizador 110 y una antena 10b de conjunto de control que forma parte del conjunto 10 de control. De este modo, tanto la energía como la información de comunicación pueden transferirse de manera inalámbrica hacia y desde el conjunto 10 de control.

Aunque se muestran dispositivos separados para la transferencia de energía e información, es decir, las bobinas y las antenas, respectivamente, se apreciará que las bobinas 10a, 100a pueden ser implementadas para su uso como antena también, por lo que la información de control puede ser transferida por medio de las bobinas y no se necesitan antenas separadas para ese propósito.

- 25 Las partes funcionales del conjunto 10 de control pueden proporcionarse en la primera unidad 20 o en la segunda unidad 30 o tanto en la primera como en la segunda unidad. En otras palabras, al menos una de las unidades primera y segunda está adaptada para controlar un dispositivo médico implantado potenciado.

La Figura 6 es una vista en sección del conjunto 10 de control que muestra un ejemplo del contenido de la primera unidad 20, la segunda unidad 30 y el dispositivo 40 de interconexión. También se muestra que el dispositivo 40 de interconexión se proporciona integral con la primera unidad 20, formando una extensión de la porción central de la primera unidad. El extremo exterior de la extensión está proporcionado con púas 42 que se acoplan en el borde de un orificio 22 proporcionado en la porción central de la segunda unidad. De este modo, el conjunto 10 de control puede ensamblarse mediante una sencilla operación de encaje, como se describirá con más detalle más adelante.

Bobina 50

35 Se proporciona una bobina 50 en la primera unidad, siendo la bobina una bobina de transferencia de energía dispuesta para captar energía electromagnética inalámbrica y señales procedentes de una unidad externa. El número de vueltas en la bobina se adapta a la operación específica y es preferentemente de al menos diez. Las porciones de extremo de la bobina 50 se extienden perpendicularmente a la extensión general de la bobina y son conducidas a través del dispositivo 40 de interconexión hueco para ser conectadas a las partes funcionales proporcionadas en la segunda unidad 30, se muestra como un diagrama de bloques en la Figura 7. Las partes funcionales que se muestran en esta figura son un ejemplo no limitativo de las diferentes partes comprendidas en un conjunto de control de acuerdo con la invención.

MCU 52

45 Se proporciona una unidad (MCU) 52 de microcontrolador como unidad de controlador principal del conjunto 10 de control y, por lo tanto, está proporcionada con un software de control para controlar el funcionamiento de las partes funcionales del conjunto de control. En una realización preferente, esta MCU es una MCU MSP430F149 de Texas Instruments. Aunque no se muestra en la figura, la MCU puede complementarse con circuitos periféricos adicionales, tales como un conjunto de puertas implementado como un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), que actúa como interfaz con las diversas partes funcionales.

50 La MCU 52 recibe comandos a partir del energizador 110 a través de un enlace de comunicación inalámbrica, véase más abajo, y toma decisiones acerca de las acciones. Por lo tanto, la MCU 52 supervisa todas las funciones en el conjunto 10 de control.

La MCU almacena parámetros específicos de aplicación y datos de calibración en una EEPROM externa (no se muestra).

La funcionalidad principal del conjunto 10 de control es que todas las operaciones, tales como estímulos, ajustes o mediciones son iniciadas a través del energizador 110. Por lo tanto, el energizador tiene dos funciones principales:

- 5 Interfaz de usuario a través de comunicación RF con el conjunto 10 de control y transferencia de energía al conjunto de control.

El conjunto 10 de control puede estar en APAGADO o en Inactivo cuando está “desconectado”. Todas las funciones dentro del conjunto de control se controlan a través del enlace de comunicación inalámbrica.

- 10 La función de transferencia de energía se ejecuta en segundo plano en cuanto el usuario ha iniciado una operación de carga. El acoplamiento entre el energizador y la bobina receptora se visualiza por medio de una interfaz gráfica de usuario (GUI) en la pantalla del energizador 110.

Si la comunicación se interrumpe durante el funcionamiento, la función activa finaliza con un mensaje de advertencia. En cuanto se obtiene una conexión correcta, se puede volver a activar la última función desde la GUI.

Unidad 54 de control de carga

- 15 La MCU 52 está conectada a una unidad 54 de control de carga, la cual a su vez está conectada a la bobina 50, la cual en la presente realización se proporciona en la primera unidad 20. La unidad de control de carga comprende un condensador 54a de almacenamiento de energía, a partir del cual se toma el suministro de potencia normal. En la realización preferente, el condensador 54a de almacenamiento de energía tiene un valor de al menos 300 Farad con una tensión máxima de 2,3V. El condensador de almacenamiento de energía se conecta normalmente a la bobina 50
- 20 de transferencia de energía, evitando que se produzcan tensiones peligrosas en los circuitos de suministro. La tensión de la bobina 50 de transferencia de energía se rectifica por medio de rectificación de media onda.

- 25 La energía transferida es establecida por la tensión en la bobina 110a de transmisión del energizador, véase la Figura 5, y la colocación geométrica relativa a la bobina de transferencia de energía 10a en el conjunto de control. Las inductancias de fuga hacen que el comportamiento de un generador de corriente, es decir, la tensión a través del condensador 54a de almacenamiento de energía tenga una influencia muy pequeña en la corriente.

La función de carga es controlada desde el software de energizador, el cual depende de las lecturas de corriente y tensión en el condensador depósito.

- 30 La transferencia de energía aplicada cargará el condensador hasta una tensión límite, la cual en la realización preferente es de 2,3V, a la vez que la corriente de carga está preferentemente limitada a 2A por el diseño de energizador. Si la energía del condensador de almacenamiento de energía cae por debajo de una tensión límite inferior, en la realización preferente 1,2V, MCU 52 será notificado para terminar cualquier actividad y pasar al modo INACTIVO.

- 35 Una protección contra la sobretensión desconectará el inductor de receptor si la tensión de condensador de almacenamiento de energía alcanza los 2,35V. Todas las partes funcionales del conjunto de control seguirán siendo suministradas desde el condensador y continuará el procedimiento de carga de la batería.

Por lo tanto, la tensión variará entre 1,0 y 2,3V dependiendo del estado de carga. Esta tensión alimenta un convertidor de conmutación para suministrar la MCU, incluido cualquier conjunto de puertas. Es preferente que el suministro de conjunto de puertas pueda ser desconectado por la MCU para ahorrar energía.

El conjunto de control funcionará durante 36 horas dependiendo únicamente del condensador.

- 40 También se proporciona una batería 54b recargable como parte de la unidad 54 de control de carga. Preferentemente, la capacidad de la batería es aproximadamente diez veces la del condensador 54a de almacenamiento de energía. En la realización preferente, la batería utilizada son tres baterías de 1,2 V, tales como Varta V500-HT, conectadas en serie. Esto da una tensión nominal de 3,6V. La gestión de la batería consiste en dos actividades principales: Carga y descarga (transferencia de energía al condensador de depósito). Normalmente, la batería no se utiliza y la energía se
- 45 suministra a partir del condensador.

Una funcionalidad de carga de batería se implementa en hardware con supervisión y control desde la MCU 52. La batería recargable se carga desde el condensador 54a de almacenamiento de energía cuando la tensión a través del condensador de almacenamiento de energía supera los 1,9 V. Este límite evitará que el cargador de batería vacíe la energía del condensador. Cuando la tensión a través del condensador de almacenamiento de energía sea menor que

1,3 V, la batería cargará el condensador de almacenamiento de energía con una corriente constante por medio de un convertidor reductor (no se muestra). La corriente de carga es en la realización preferente 350mA con detección dv/dt.

La supervisión de la temperatura desactivará cualquier operación de carga si la temperatura de la batería aumenta más de 0,7 ° C por minuto.

- 5 La transferencia de energía se controla desde el software en el ordenador 112. La MCU 52 leerá la tensión y la corriente en el condensador 54a de almacenamiento de energía. Los valores se transmiten luego mediante un comando al ordenador 112, el cual controla el energizador. Si el condensador 54a de almacenamiento de energía tiene una capacitancia de 300F y la corriente de carga es normalmente muy inferior a 2A, los cambios de tensión serán muy lentos - minutos para un aumento de 0,1V. Este comportamiento lento hace que un regulador PI ordinario sea
- 10 superfluo. La realización preferente es un regulador de encendido/apagado con un espacio de histéresis de 100mV.

En el momento de la puesta en marcha, cuando puede no haber energía en el condensador. Una potencia de derivación especial encenderá la MCU/transceptor. Por lo tanto, el sistema de comunicación de retroalimentación se activará casi inmediatamente cuando se aplique la bobina del energizador.

Modos de potencia

- 15 El conjunto 10 de control puede estar en cuatro modos de potencia diferentes, es decir:

APAGADO: Todos los circuitos están apagados. El transceptor 56 es potenciado a partir de la batería 54b recargable, pero en modo de reposo.

- 20 DESPERTAR: La potencia se alimenta a partir de la bobina 50 de transferencia de energía, incondicionalmente del estado del condensador 54a de almacenamiento de energía o de la batería 54b recargable. Esto hace que el conjunto de control responda inmediatamente cuando se aplica el energizador.

INACTIVO: La MCU activa, pero sin estímulos, un sensor o tensión de motor activos.

ACTIVO: La MCU en funcionamiento. Motor/Sensores/Estímulos, etc. activos

El modo es controlado por el software en la MCU.

Transceptor 56

- 25 La MCU 52 se comunica con el energizador por medio de la antena 10b, véase la Figura 5, la cual está conectada eléctricamente a un transceptor 56 en el conjunto 10 de control. El transceptor 56 está a su vez conectado a la MCU 52. El transceptor 56 puede ser cualquier circuito transceptor adecuado y en la realización descrita es un circuito comercializado bajo el nombre ZL70101 por Zarlink Semiconductor Inc. Esto proporciona una comunicación RF utilizando el estándar MICS. El transceptor utiliza preferentemente una interfaz periférica de serie (SPI) para
- 30 comunicarse con la MCU y está especificado para un suministro de 2,1 - 3,6 V. El transceptor debe estar bajo potencia continua, pero debe tener un modo de baja potencia con una corriente de reposo muy baja donde se pueda reactivar alternando una entrada de activación o alternativamente mediante señales de radio de banda MICS o 2,4 GHz.

Antena 10b

- 35 En la realización preferente, la antena 10b está adaptada para soportar la telemetría MICS que opera en la banda dedicada 402-405MHz. La implementación más probable del transceptor 56 utilizará un sistema que puede implementarse utilizando también una banda ISM secundaria de 2,4 GHz con fines de activación, lo cual entonces también requerirá atención para salvaguardar la funcionalidad de la antena también en estas frecuencias. Se supone que la antena de activación es idéntica a la antena MICS, ya que las soluciones alternativas requerirían conexiones de paso herméticas separadas que añaden costes considerables. El aspecto de 2,4 GHz de la antena es una antena
- 40 eléctricamente grande que funciona bien con la mayoría de las implementaciones de antena MICS.

Sensor(es) 58 de temperatura

Se utilizará un sensor de temperatura para detectar la temperatura de la batería y otro para detectar la encapsulación. También es posible conectar uno o más sensores de temperatura externos. La precisión del sensor es típicamente de +/-0,5 grados entre -30 y +70 grados y más que +/-0,25 grados entre 20 y 45 grados.

Sensor(es) 60 de presión

Uno o más sensores 60 de presión están conectados a una entrada A/D de la MCU 52. Los sensores de presión tienen preferentemente un intervalo de detección de 0-2 bares. Los sensores pueden ser de la serie SMD 3000 tipo 3SC-0500-5212 de Merit Sensor Systems.

Controlador(es) 62 de motor

- 5 Uno o más motores pueden conectarse al conjunto 10 de control. El funcionamiento de estos motores se controla por medio de un controlador de motor respectivo. En una realización preferente, este controlador de motor consiste en 5 puentes en H con medición de corriente y detección de rotación. Las opciones de control son adelante, atrás, o pausa. El control es ENCENDIDO o APAGADO, es decir, no se implementa ningún control de velocidad. Alternativamente, puede implementarse el control de velocidad, por ejemplo, tal como por medio de una señal modulada de ancho de pulso (PWM).
- 10

Con el fin de conservar potencia, una señal de selección para cada retroalimentación de corriente de motor necesita ser activada antes de que cualquier medición pueda ser hecha.

La corriente a través del motor se mide con el fin de diferenciar cuatro estados:

- Funcionamiento normal
- 15 • Parada del motor
- ¡Cortocircuito en el motor! circuito abierto
- Deslizamiento del embrague magnético

Diferentes mecánicas y motores tendrán diferentes umbrales para los estados. Esto se evaluará mediante software.

- 20 La rotación de los motores será monitoreada mediante un codificador interno en el motor o mediante sensores/codificadores externos. La detección del movimiento puede realizarse con un elemento Hall de baja potencia, por ejemplo, de la serie Allegro A139X, en combinación con un comparador que establece la sensibilidad o mediante codificadores ópticos dependiendo de la mecánica. Hay dos sensores por cada motor para poder determinar tanto la velocidad como la dirección. Opcionalmente, se pueden proporcionar interruptores finales.

- 25 Dependiendo de la mecánica y de los motores, se pueden utilizar diferentes procedimientos de detección de rotación. Los puntos de disparo exactos y la histéresis dependen de la aplicación. Se debe señalar que los sensores mencionados son simples ejemplos y que se pueden añadir más tipos.

- La detección en el eje saliente puede utilizarse cuando no hay codificador en el motor. La detección de la rotación puede realizarse con dos sensores de efecto Hall, tales como los sensores A1391 SE de Allegro MicroSystems, Inc. Utilizando dos sensores por motor se puede determinar tanto la dirección como la velocidad. La fase entre los detectores será de 90 grados, lo cual se establece mediante el montaje mecánico de los dispositivos.
- 30

Alternativamente, se puede utilizar un detector de reflejos para la detección de rotación.

En aún una realización alternativa, se puede utilizar un codificador integrado en el motor para determinar la rotación.

Generador(es) 64 de estímulos

- 35 El conjunto de control puede adaptarse para controlar el funcionamiento de un dispositivo médico implantado en forma de uno o más electrodos utilizados para estimular eléctricamente un órgano en el cuerpo del paciente, tal como los cuerpos cavernosos o la crura o sus prolongaciones del tejido del pene de un paciente masculino, el colon, el recto, o el ano o sus prolongaciones, la vejiga de la orina, la uretra o sus prolongaciones, o cualquier otro lumen corporal el cual requiera estimulación eléctrica bajo el control del paciente o de un médico.

- 40 Los generadores 64 de estímulos están diseñados alrededor de amplificadores operacionales de salida de alta velocidad y corriente, tales como el AD825 de Analog Devices, Inc. Cada salida tiene un condensador de bloqueo de cc. Un servo de CC evita que el condensador se cargue debido a la compensación de errores de corriente.

En una realización, el dispositivo médico implantado contiene 4+4 electrodos a los cuales está conectado un generador de impulsos de corriente constante. El generador de corriente puede conectarse a dos o varios electrodos simultáneamente.

- 45 Los impulsos de corriente siempre consisten en un impulso de corriente positiva y un impulso de corriente negativa en cualquier orden. Los impulsos de estímulo son configurables con respecto a la amplitud de la corriente, el ancho de

los impulsos, el número de impulsos en un tren de impulsos y la frecuencia de los impulsos. El conjunto 10 de control garantiza que los impulsos se carguen de manera equilibrada.

El software del ordenador 112 está adaptado para escribir parámetros de configuración en el conjunto 10 de control y para iniciar y detener la estimulación con esos parámetros. La estimulación puede “moverse” entre diferentes electrodos para, por ejemplo, crear una peristalsis artificial. En una realización preferente, la amplitud del estímulo es de hasta 20mA con +/-14V disponibles.

Dispositivo 66 de medición de condensador

Se proporcionan una o más entradas de medición de capacitancia para la determinación de una posición física o mecánica. La entrada tiene un intervalo de trabajo de 5-100pF.

Sensor 68 de movimiento

El sensor de movimiento es una tira de polímero piezoeléctrico que genera una carga/tensión durante el movimiento de un intestino. Cada sensor de movimiento se ajusta dependiendo de la aplicación con el fin de aplicar una ganancia adecuada.

Puerto 70 de inyección

En una realización alternativa, que se muestra en la Figura 8, la primera unidad 20 comprende un puerto 70 de inyección adaptado para recibir una aguja 70a de inyección. El puerto de inyección comprende un depósito 70b con un tabique 70c de silicona. El fluido se añade a o se extrae del depósito interior de la primera unidad 20 insertando una aguja Huber percutáneamente en el tabique. Aunque el tabique 70c está hecho de silicona, los medios del puerto de inyección para recibir una aguja incluyen cualquier estructura configurada para auto sellarse tras la punción con una aguja no perforante.

Opcionalmente, la primera unidad 20 comprende una disposición 71 magnética utilizada como medio para detectar la posición del conjunto 10 de control, lo cual resulta especialmente conveniente en el caso de un puerto de inyección, ya que un paciente o un médico deben poder localizar el tabique con el fin de realizar una punción precisa del mismo. La disposición magnética puede incluir una disposición como la divulgada en la publicación internacional WO2004/030536(A1).

Un tubo o manguera 70d está conectado al depósito 70b y está adaptado para conectarse a un dispositivo 100 médico implantado, tal como un dispositivo de constricción operado hidráulicamente proporcionado alrededor y acoplado a un órgano corporal del paciente, tal como los cuerpos cavernosos o la crura o sus prolongaciones del tejido del pene de un paciente masculino, el colon, el recto, o el ano o sus prolongaciones, la vejiga de la orina, la uretra o sus prolongaciones, o cualquier otro lumen corporal el cual requiera una restricción parcial o total bajo el control del paciente o de un médico. El dispositivo médico también podría ser un dispositivo protésico ajustable implantable en los cuerpos cavernosos u otras partes del tejido del pene de un paciente masculino impotente.

En la presente realización, el tubo 70d se proporciona en el dispositivo 40 de interconexión hueco y a través de la segunda unidad 30.

Bomba(s) 72

Se pueden proporcionar una o más bombas 72 en el conjunto 10 de control. Por lo tanto, en aún una realización alternativa del conjunto 10 de control, que se muestra en la Figura 9, la segunda unidad 30 comprende una bomba 72. La bomba puede controlarse por medio de un dispositivo electrónico en forma de MCU 52 y partes asociadas, es decir, transceptor con antena, unidad de control de carga conectada a una bobina 50 de transferencia de energía proporcionada en la primera unidad 20, etc., como se ha descrito anteriormente con referencia a la Figura 7. La bomba se energiza a través de una batería, preferentemente una batería recargable. Alternativamente, la bomba se energiza directamente desde el energizador 110.

La bomba está conectada a una primera manguera 72a de fluido y a una segunda manguera 72b de fluido. Estas mangueras se pueden conectar a depósitos situados en el cuerpo del paciente y, por lo tanto, la bomba está adaptada para bombear fluido de una parte del cuerpo del paciente a otra. Como ejemplo, en la Figura 9 la primera manguera 72a de fluido está conectada a un depósito 72c de equilibrio. Este depósito 72c de equilibrio se realiza preferentemente en forma de bolsa blanda colocada en proximidad de la segunda unidad 30. También podría colocarse directamente en una cara de o dentro de la segunda unidad. La segunda manguera 72b de fluido está conectada a un dispositivo 100 médico implantado, tal como un dispositivo de constricción operado hidráulicamente proporcionado alrededor de y acoplado a un órgano corporal del paciente, tal como los cuerpos cavernosos o la crura o las prolongaciones de los mismos del tejido del pene de un paciente masculino, el colon, el recto, o el ano o la prolongación de los mismos, la

vejiga de la orina, la uretra o la prolongación de la misma, o cualquier otro lumen corporal que requiera una restricción parcial o total bajo control del paciente o de un médico. El dispositivo médico también podría ser un dispositivo protésico ajustable implantable en los cuerpos cavernosos u otras partes del tejido del pene de un paciente masculino impotente.

- 5 A continuación, se describirán diferentes sistemas que comprenden un conjunto 10 de control.

La Figura 10 ilustra un sistema para tratar una enfermedad que comprende un dispositivo 100 médico implantado colocado en el abdomen de un paciente. Un dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, correspondiente al conjunto 10 de control, está adaptado para suministrar energía a los componentes consumidores de energía del dispositivo médico implantado a través de una línea 1003 de suministro de energía. Un dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, correspondiente al energizador 110, para energizar de manera no invasiva el dispositivo 100 médico implantado transmite energía mediante al menos una señal de energía inalámbrica. El dispositivo 1002 implantado de transformación de energía transforma la energía procedente de la señal de energía inalámbrica en energía eléctrica la cual se suministra a través de la línea 1003 de suministro de energía.

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

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

En términos generales, el dispositivo 1002 de transformación de energía se proporciona para transformar energía inalámbrica de una primera forma transmitida por el dispositivo 1004 de transmisión de energía en energía de una segunda forma, la cual típicamente es diferente de la energía de la primera forma. El dispositivo 100 médico implantado es operable en respuesta a la energía de la segunda forma. El dispositivo 1002 de transformación de energía puede potenciar directamente el dispositivo médico implantado con la energía de segunda forma, ya que el dispositivo 1002 de transformación de energía transforma la energía de primera forma transmitida por el dispositivo 1004 de transmisión de energía en energía de segunda forma. El sistema puede incluir además un acumulador implantable, en el que la energía de segunda forma se utiliza al menos en parte para cargar el acumulador.

Alternativamente, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo 1004 de transmisión de energía puede ser utilizada para alimentar directamente el dispositivo médico implantado, ya que la energía inalámbrica está siendo transmitida por el dispositivo 1004 de transmisión de energía. Cuando el sistema comprende un dispositivo de funcionamiento para operar el dispositivo médico implantado, como se describirá más adelante, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo 1004 de transmisión de energía puede utilizarse para potenciar directamente el dispositivo de funcionamiento para crear energía cinética para el funcionamiento del dispositivo médico implantado.

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

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

El dispositivo de transmisión de energía puede controlarse desde fuera del cuerpo del paciente para liberar energía electromagnética inalámbrica, y la energía electromagnética inalámbrica liberada se utiliza para operar el dispositivo médico implantado. Alternativamente, el dispositivo de transmisión de energía se controla desde fuera del cuerpo del paciente para liberar energía inalámbrica no magnética, y la energía inalámbrica no magnética liberada se utiliza para operar el dispositivo médico implantado.

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

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

El mando a distancia inalámbrico puede transmitir una señal portadora para transportar la señal de control inalámbrico.

- 10 Una tal señal portadora puede incluir señales digitales, analógicas o una combinación de señales digitales y analógicas. Cuando la señal de control incluye una señal analógica o digital, o una combinación de una señal analógica y digital, el mando a distancia inalámbrico transmite preferentemente una señal de onda portadora electromagnética para transportar las señales de control digitales o analógicas.

La Figura 11 ilustra el sistema de la Figura 10 en forma de un diagrama de bloques más generalizado que muestra el dispositivo 100 médico implantado, el dispositivo 1002 de transformación de energía que potencia el dispositivo 100 médico implantado a través de la línea 1003 de suministro de energía, y el dispositivo 1004 externo de transmisión de energía. La piel 1005 del paciente, en general se muestra mediante una línea vertical, separa el interior del paciente a la derecha de la línea del exterior a la izquierda de la línea.

- La Figura 12 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 11, excepto que un dispositivo de inversión en forma de un interruptor 1006 eléctrico operable, por ejemplo, por energía polarizada, también se implanta en el paciente para invertir el dispositivo 100 médico implantado. Cuando el interruptor se opera mediante energía polarizada, el mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía transmite una señal inalámbrica portadora de energía polarizada y el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía transforma la energía polarizada inalámbrica en una corriente polarizada para operar el interruptor 1006 eléctrico. Cuando la polaridad de la corriente es cambiada por el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, el interruptor 1006 eléctrico invierte la función realizada por el dispositivo 100 médico implantado.

La Figura 13 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 11, excepto que un dispositivo 1007 de funcionamiento implantado en el paciente para operar el dispositivo 100 médico implantado se proporciona entre el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía y el dispositivo 100 médico implantado. Este dispositivo de funcionamiento puede tener la forma de un motor 1007, tal como un servomotor eléctrico. El motor 1007 se potencia con energía procedente del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, ya que el mando a distancia del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía transmite una señal inalámbrica al receptor del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía.

- La Figura 14 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 11, excepto que también comprende un dispositivo de funcionamiento en forma de un conjunto 1008 que incluye una unidad 1009 de motor/bomba y un depósito 1010 de fluido implantado en el paciente. En este caso, el dispositivo 100 médico implantado se opera hidráulicamente, es decir, el fluido hidráulico es bombeado por la unidad 1009 de motor/bomba desde el depósito 1010 de fluido a través de un conducto 1011 al dispositivo 100 médico implantado para operar el dispositivo médico implantado, y el fluido hidráulico es bombeado por la unidad 1009 de motor/bomba de regreso desde el dispositivo 100 médico implantado al depósito 1010 de fluido para regresar el dispositivo médico implantado a una posición inicial. El dispositivo 1002 implantado de transformación de energía transforma la energía inalámbrica en una corriente, por ejemplo, una corriente polarizada, para potenciar la unidad 1009 de motor/bomba a través de una línea 1012 de suministro de potencia eléctrica.

- En lugar de un dispositivo 100 médico operado hidráulicamente, también se considera que el dispositivo de funcionamiento comprenda un dispositivo de funcionamiento neumático. En este caso, el fluido hidráulico puede ser aire a presión que se utilizará para la regulación y el depósito de fluido se sustituye por una cámara de aire.

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

- 50 Como alternativa, el mando a distancia inalámbrico descrito anteriormente puede ser sustituido por el control manual de cualquier parte implantada para hacer contacto con la mano del paciente más probablemente indirecto, por ejemplo, un botón de presión colocado debajo de la piel.

La Figura 15 muestra una realización de la invención que comprende el dispositivo 1004 externo de transmisión de energía con su mando a distancia inalámbrico, el dispositivo 100 médico, en este caso operado hidráulicamente, y el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, y que comprende además un depósito 1013 de fluido hidráulico, una unidad 1009 de motor/bomba y un dispositivo de inversión en forma de dispositivo 1014 de cambio de válvula hidráulica, todo ello implantado en el paciente. Por supuesto, el funcionamiento hidráulico podría realizarse fácilmente cambiando simplemente la dirección de bombeo y, por lo tanto, podría omitirse la válvula hidráulica. El mando a distancia puede ser un dispositivo separado del dispositivo externo de transmisión de energía o estar incluido en el mismo. El motor de la unidad 1009 de motor/bomba es un motor eléctrico. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía potencia la unidad 1009 de motor/bomba con energía procedente de la energía transportada por la señal de control, por lo que la unidad 1009 de motor/bomba distribuye fluido hidráulico entre el depósito 1013 de fluido hidráulico y el dispositivo 100 médico. El mando a distancia del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía controla el dispositivo 1014 de cambio de válvula hidráulica para cambiar la dirección del flujo de fluido hidráulico entre una dirección en la cual el fluido es bombeado por la unidad 1009 de motor/bomba desde el depósito 1013 de fluido hidráulico al dispositivo 100 médico implantado para operar el dispositivo médico implantado, y otra dirección opuesta en la cual el fluido es bombeado por la unidad 1009 de motor/bomba de regreso desde el dispositivo 100 médico implantado al depósito 1013 de fluido hidráulico para regresar el dispositivo médico implantado a una posición inicial.

La Figura 16 muestra una realización de la invención que comprende el dispositivo 1004 externo de transmisión de energía con su mando a distancia inalámbrico, el dispositivo 100 médico, el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, una unidad 1015 implantada de control interno controlada por el mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, un acumulador 1016 implantado y un condensador 1017 implantado. La unidad 1015 de control interno organiza el almacenamiento de la energía eléctrica recibida del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía en el acumulador 1016, el cual suministra energía al dispositivo 100 médico. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, la unidad 1015 de control interno libera energía eléctrica del acumulador 1016 y transfiere la energía liberada a través de las líneas 1018 y 1019 de potencia, o transfiere directamente energía eléctrica desde el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía a través de una línea 1020 de potencia, el condensador 1017, el cual estabiliza la corriente eléctrica, una línea 1021 de potencia y la línea 1019 de potencia, para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

La unidad de control interno es preferentemente programable desde fuera del cuerpo del paciente. En una realización preferente, la unidad de control interno está programada para regular el dispositivo 100 médico implantado de acuerdo con un calendario preprogramado o con la entrada de cualquier sensor que detecte cualquier parámetro físico posible del paciente o cualquier parámetro funcional del sistema.

De acuerdo con una alternativa, el condensador 1017 en la realización de la Figura 16 puede ser omitido. De acuerdo con otra alternativa, el acumulador 1016 en la presente realización puede ser omitido.

La Figura 17 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 11, excepto que una batería 1022 para suministrar energía para el funcionamiento del dispositivo 100 médico implantado y un interruptor 1023 eléctrico para conmutar el funcionamiento del dispositivo 100 médico implantado también están implantados en el paciente. El interruptor 1023 eléctrico puede ser controlado por el mando a distancia y también puede ser operado por la energía suministrada por el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía para conmutar de un modo apagado, en el cual la batería 1022 no está en uso, a un modo encendido, en el cual la batería 1022 suministra energía para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

La Figura 18 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 17, excepto que una unidad 1015 de control interno controlable por el mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía también se implanta en el paciente. En este caso, el interruptor 1023 eléctrico es operado por la energía suministrada por el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía para conmutar de un modo desactivado, en el cual se evita que el mando a distancia inalámbrico controle la unidad 1015 de control interno y la batería no está en uso, a un modo de espera, en el cual se permite que el mando a distancia controle la unidad 1015 de control interno para liberar energía eléctrica de la batería 1022 para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

La Figura 19 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 18, excepto 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 del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía. En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, la unidad 1015 de control interno controla el interruptor 1023 eléctrico para conmutar de un modo apagado, en el cual el acumulador 1016 no se utiliza, a un modo encendido, en el cual el acumulador 1016

suministra energía para el funcionamiento del dispositivo 100 médico. El acumulador puede combinarse con un condensador o sustituirse por éste.

La Figura 20 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 19, excepto que una batería 1022 también está implantada en el paciente y los componentes implantados están interconectados de manera diferente.

5 En respuesta a una señal de control procedente del mando a distancia inalámbrico del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, la unidad 1015 de control interno controla el acumulador 1016 para que entregue energía para operar el interruptor 1023 eléctrico para conmutar un modo apagado, en el cual la batería 1022 no está en uso, a un modo encendido, en el cual la batería 1022 suministra energía eléctrica para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

10 Alternativamente, el interruptor 1023 eléctrico puede ser operado por la energía suministrada por el acumulador 1016 para conmutar de un modo apagado, en el cual se evita 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 cual se permite que el mando a distancia inalámbrico controle la batería 1022 para suministrar energía eléctrica para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

15 Se debe entender que el interruptor 1023 eléctrico y todos los demás interruptores de la presente solicitud deben interpretarse en su forma de realización más amplia. Es decir, un transistor, MCU, MCPU, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la potencia. Preferentemente, el interruptor se controla desde fuera del cuerpo o, alternativamente, mediante una unidad de control interno implantada.

20 La Figura 21 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 17, excepto que un motor 1007, un dispositivo de inversión mecánica en forma de caja 1024 de engranajes, y una unidad 1015 de control interno para controlar la caja 1024 de engranajes también están implantados en el paciente. La unidad 1015 de control interno controla la caja 1024 de engranajes para invertir la función realizada por el dispositivo 100 médico implantado (operado mecánicamente). Aún más sencillo es conmutar la dirección del motor de manera electrónica. La caja de engranajes interpretada en su realización más amplia puede representar una disposición servo que ahorra fuerza para el dispositivo de funcionamiento a favor de una carrera más larga para actuar.

25 La Figura 22 muestra una realización de la invención idéntica a la de la Figura 21 excepto que los componentes implantados están interconectados de manera diferente. Por lo tanto, en este caso, la unidad 1015 de control interno es potenciada por la batería 1022 cuando el acumulador 1016, convenientemente un condensador, activa el interruptor 1023 eléctrico para conmutar a un modo encendido. Cuando el interruptor 1023 eléctrico está en su modo de encendido, la unidad 1015 de control interno puede controlar la batería 1022 para suministrar, o no suministrar, energía para el funcionamiento del dispositivo 100 médico.

30 La Figura 23 muestra esquemáticamente combinaciones concebibles de componentes implantados del sistema para lograr diversas opciones de comunicación. Básicamente, existen el dispositivo 100 médico, la unidad 1015 de control interno, la unidad 1009 de motor o bomba, y el dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, incluido el mando a distancia inalámbrico externo. Como ya se ha descrito anteriormente, el mando a distancia inalámbrico transmite una señal de control la cual es recibida por la unidad 1015 de control interno, la cual a su vez controla los diversos componentes implantados del sistema.

35 Se puede implantar en el paciente un dispositivo de retroalimentación, que comprende preferentemente un sensor o dispositivo 1025 de medición, para detectar un parámetro físico del paciente. El parámetro físico puede ser al menos uno seleccionado del grupo que consiste en presión, volumen, diámetro, estiramiento, elongación, extensión, movimiento, flexión, elasticidad, contracción muscular, impulso nervioso, temperatura corporal, presión sanguínea, flujo sanguíneo, latidos 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 motilidad. 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 al menos uno seleccionado del grupo de parámetros que consiste en; electricidad, cualquier parámetro eléctrico, presión, volumen, diámetro, estiramiento, elongación, extensión, movimiento, flexión, elasticidad, temperatura y flujo.

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

50 La unidad 1015 de control interno, o alternativamente el mando a distancia inalámbrico externo del dispositivo 1004 externo de transmisión de energía, puede controlar el dispositivo 100 médico implantado en respuesta a las señales del sensor 1025. Puede combinarse un transceptor con el sensor 1025 para enviar información sobre el parámetro físico detectado al mando a distancia inalámbrico externo. El mando a distancia inalámbrico puede comprender un

transmisor o transceptor de señales y la unidad 1015 de control interno puede comprender un receptor o transceptor de señales. Alternativamente, el mando a distancia inalámbrico puede comprender un receptor o transceptor de señales y la unidad 1015 de control interno puede comprender un transmisor o transceptor de señales. Los transceptores, transmisores y receptores anteriores pueden utilizarse para enviar información o datos relacionados con el dispositivo 100 médico implantado desde el interior del cuerpo del paciente al exterior de este.

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

La Figura 24 muestra una realización alternativa en la que el dispositivo 100 médico implantado se regula desde fuera del cuerpo del paciente. El sistema 1000 comprende una batería 1022 conectada al dispositivo 100 médico implantado a través de un interruptor 1026 eléctrico subcutáneo. Por lo tanto, la regulación del dispositivo 100 médico implantado se realiza de manera no invasiva pulsando manualmente el interruptor subcutáneo, por lo que el funcionamiento del dispositivo 100 médico implantado se enciende y apaga. Se apreciará que la realización que se muestra es una simplificación y que pueden añadirse al sistema componentes adicionales, tales como una unidad de control interno o cualquier otra parte divulgada en la presente solicitud. También pueden utilizarse dos interruptores subcutáneos. En la realización preferente, un interruptor implantado envía información a la unidad de control interno para realizar una determinada actuación predeterminada y, cuando el paciente vuelve a pulsar el interruptor, la actuación se invierte.

La Figura 25 muestra una realización alternativa, en la que el sistema 1000 comprende un depósito 1013 de fluido hidráulico conectado hidráulicamente al dispositivo médico implantado. La regulación no invasiva se realiza presionando manualmente el depósito hidráulico conectado al dispositivo médico implantado.

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

La Figura 26 ilustra esquemáticamente una disposición del sistema que es capaz de enviar información desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo para proporcionar información de retroalimentación relacionada con al menos un parámetro funcional del dispositivo o sistema médico implantado, o relacionada con un parámetro físico del paciente, con el fin de suministrar una cantidad precisa de energía a un receptor 1002 implantado de energía interno conectado a componentes consumidores de energía implantados del dispositivo 100 médico. Un tal receptor 1002 de energía puede incluir una fuente de energía y/o un dispositivo de transformación de energía. Brevemente descrito, la energía inalámbrica se transmite desde una fuente 1004a de energía externa situada fuera del paciente y es recibida por el receptor 1002 de energía interno situado dentro del paciente. El receptor de energía interno está adaptado para suministrar de manera directa o indirectamente la energía recibida a los componentes consumidores de energía del dispositivo 100 médico implantado a través de un interruptor 1026. Se determina un equilibrio de energía entre la energía recibida por el receptor 1002 de energía interno y la energía utilizada por el dispositivo 100 médico, y la transmisión de energía inalámbrica se controla en base al equilibrio de energía determinado. Por lo tanto, el equilibrio de energía proporciona una indicación precisa de la cantidad correcta de energía necesaria, la cual es suficiente para que el dispositivo 100 médico implantado funcione correctamente, pero sin causar un aumento indebido de la temperatura.

En la Figura 26 la piel del paciente está indicada por una línea 1005 vertical. En este caso, el receptor de energía comprende un dispositivo 1002 de transformación de energía situado dentro del paciente, preferentemente justo debajo de la piel 1005 del paciente. En términos generales, el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía puede colocarse en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), por vía subcutánea, o en cualquier otro lugar adecuado. El dispositivo 1002 implantado de transformación de energía está adaptado para recibir energía E inalámbrica transmitida desde la fuente 1004a de energía externa proporcionada en un dispositivo 1004 externo de transmisión de energía situado fuera de la piel 1005 del paciente en las proximidades del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía.

Como es bien conocido en la técnica, la energía E inalámbrica puede transferirse generalmente por medio de cualquier dispositivo de Transferencia de Energía Transcutánea (TET) adecuado, tal como un dispositivo que incluya una bobina primaria dispuesta en la fuente 1004a de energía externa y una bobina secundaria adyacente dispuesta en el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía. Cuando se introduce una corriente eléctrica a través de la bobina primaria, se induce energía en forma de tensión en la bobina secundaria, lo cual puede utilizarse para potenciar los componentes consumidores de energía implantados del dispositivo médico implantado, 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 de transferencia de energía, dispositivos TET o fuentes de energía en particular, y puede utilizarse cualquier tipo de energía inalámbrica.

La cantidad de energía recibida por el receptor de energía implantado puede compararse con la energía utilizada por los componentes implantados del dispositivo médico implantado. Se entiende que el término “energía utilizada” incluye también la energía almacenada por los componentes implantados del sistema. Un dispositivo de control incluye una unidad 1004b de control externa que controla la fuente 1004a de energía externa en base al equilibrio de energía determinado para equilibrar la cantidad de energía transferida. Con el fin de transferir la cantidad correcta de energía, el equilibrio de energía y la cantidad de energía necesaria se determinan por medio de un dispositivo de determinación que incluye una unidad 1015 de control interno implantada conectada entre el interruptor 1026 y el dispositivo 100 médico. Por lo tanto, la unidad 1015 de control interno puede estar dispuesta para recibir diversas mediciones obtenidas por sensores adecuados o similares, no se muestran, que miden determinadas características del dispositivo 100 médico, reflejando de algún modo la cantidad necesaria de energía necesaria para el correcto funcionamiento del dispositivo 100 médico. Además, el estado actual del paciente también puede detectarse por medio de dispositivos de medición o sensores adecuados, con el fin de proporcionar parámetros que reflejen el estado del paciente. Por lo tanto, tales características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del dispositivo 100 médico, tal como el consumo de potencia, el modo de funcionamiento y la temperatura, así como el estado del paciente reflejado por parámetros tales como; la temperatura corporal, la presión sanguínea, los latidos del corazón y la respiración. Otros tipos de parámetros físicos del paciente y parámetros funcionales del dispositivo se describen en otro lugar.

Además, una fuente de energía en forma de acumulador 1016 puede conectarse opcionalmente al dispositivo 1002 implantado de transformación de energía a través de la unidad 1015 de control interno para acumular la energía recibida para su uso posterior por el dispositivo 100 médico. De manera alternativa o adicionalmente, también pueden medirse las características de tal acumulador, que también reflejan la cantidad de energía requerida. El acumulador puede sustituirse por una batería recargable, y las características medidas pueden estar relacionadas con el estado actual de la batería, cualquier parámetro eléctrico tal como la tensión de consumo de energía, la temperatura, etc. Con el fin de proporcionar suficiente tensión y corriente al dispositivo 100 médico, y también para evitar un calentamiento excesivo, se entiende claramente que la batería debe cargarse de manera óptima recibiendo una cantidad correcta de energía del dispositivo 1002 implantado de transformación de energía, es decir, ni muy poca ni demasiada. El acumulador también puede ser un condensador con las características correspondientes.

Por ejemplo, las características de la batería pueden medirse de forma regular para determinar el estado actual de la batería, que luego puede almacenarse como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad 1015 de control interno. Por lo tanto, cada vez que se realizan nuevas mediciones, la información almacenada del estado de la batería puede actualizarse en consecuencia. De este modo, el estado de la batería puede “calibrarse” transfiriendo una cantidad correcta de energía, para mantener la batería en un estado óptimo.

Por lo tanto, la unidad 1015 de control interno 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 las mediciones realizadas por los sensores o dispositivos de medición mencionados anteriormente del dispositivo 100 médico, o el paciente, o una fuente de energía implantada si se utiliza, o cualquier combinación de estos. La unidad 1015 de control interno está conectada además a un transmisor 1027 de señal interno, dispuesto para transmitir una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida determinada, a un receptor 1004c de señal externo conectado a la unidad 1004b de control externo. La cantidad de energía transmitida desde la fuente 1004a de energía externa puede entonces regularse en respuesta a la señal de control recibida.

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

Por lo tanto, la presente solución de acuerdo con la disposición de la Figura 26 emplea la retroalimentación de información que indica la energía requerida, lo cual es más eficiente que las soluciones anteriores ya que es en base al uso real de energía que se compara con la energía recibida, por ejemplo, con respecto a la cantidad de energía, la diferencia de energía, o la tasa de recepción de energía en comparación con la tasa de energía utilizada por los componentes implantados consumidores de energía del dispositivo médico implantado. El sistema puede utilizar la energía recibida tanto para consumirla como para almacenarla en una fuente de energía implantada o similar. Por lo

tanto, los diferentes parámetros discutidos anteriormente se utilizarían si fueran pertinentes y necesarios y, luego, como herramienta para determinar el equilibrio de energía real. Sin embargo, tales parámetros también pueden ser necesarios per se para cualquier acción realizada internamente para operar específicamente el dispositivo médico implantado.

- 5 El transmisor 1027 de señal interno y el receptor 1004c de señal externo pueden ser implementados como unidades separadas utilizando medios de transferencia de señal adecuados, tales como radio, IR (Infrarrojo) o señales ultrasónicas. Alternativamente, el transmisor 1027 de señal interno y el receptor 1004c de señal externo pueden estar integrados en el dispositivo 1002 implantado de transformación de energía y en la fuente 1004a de energía externa, respectivamente, para transmitir señales de control en una dirección inversa relativa a la transferencia de energía, utilizando básicamente la misma técnica de transmisión. Las señales de control pueden modularse con respecto a la frecuencia, la fase o la amplitud.

- Por lo tanto, la información de retroalimentación puede ser transferida por un sistema de comunicación separado que incluya receptores y transmisores o puede estar integrada en el sistema de energía. De acuerdo con la presente invención, tal sistema integrado de retroalimentación de información y energía 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 que transmite 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 la cual es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema comprende además un interruptor de potencia para conmutar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de tal manera que la información de retroalimentación relacionada con la carga de la primera bobina es recibida por el transmisor de energía externo en forma de una variación de impedancia en la carga de la segunda bobina externa, cuando el interruptor de potencia conmuta la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico entre encendido y apagado. En la implementación de este sistema en la disposición de la Figura 26, el interruptor 1026 está separado y controlado por la unidad 1015 de control interno, o integrado en la unidad 1015 de control interno. Se debe entender que el interruptor 1026 debe interpretarse en su realización más amplia. Es decir, un transistor, MCU, MCP, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la potencia.

- Para concluir, la disposición de suministro de energía ilustrada en la Figura 26 puede operar básicamente de la siguiente manera. El equilibrio de energía se determina en primer lugar mediante el equilibrio de energía se determina en primer lugar mediante la unidad de control interno 1015 del dispositivo de determinación del dispositivo de determinación. La unidad 1015 de control interno también crea una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida, y la señal de control se transmite desde el transmisor 1027 de señal interno al receptor 1004c de señal externo. Alternativamente, el equilibrio de energía puede ser determinado por la unidad 1004b de control externa en su lugar, dependiendo de la implementación, como se mencionó anteriormente. En ese caso, la señal de control puede llevar los resultados de las mediciones de diversos sensores. La cantidad de energía emitida por la fuente 1004a de energía externa puede entonces ser regulada por la unidad 1004b de control externa, en base al equilibrio de energía determinado, por ejemplo, en respuesta a la señal de control recibida. Este procedimiento puede repetirse de manera intermitente a determinados intervalos durante la transferencia de energía en curso, o puede ejecutarse de forma más o menos continua durante la transferencia de energía.

- 40 La cantidad de energía transferida puede ser regulada generalmente ajustando diversos parámetros de transmisión en la fuente 1004a de energía externa, tales como tensión, corriente, amplitud, frecuencia de onda y características de impulso.

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

- Esta información del factor de acoplamiento también puede utilizarse como retroalimentación durante la transferencia de energía. En un tal caso, el sistema de energía 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

la cual es recibida por la primera bobina del receptor de energía. Este sistema comprende además un dispositivo de retroalimentación para comunicar la cantidad de energía recibida en la primera bobina como información de retroalimentación, y en el que el segundo circuito electrónico incluye un dispositivo de determinación para recibir la información de retroalimentación y comparar la cantidad de energía transferida por la segunda bobina con la información de retroalimentación relativa a la cantidad de energía recibida en la primera bobina para obtener el factor de acoplamiento entre la primera y la segunda bobinas. El transmisor de energía puede regular la energía transmitida en respuesta al factor de acoplamiento obtenido.

Con referencia a la Figura 27, aunque la transferencia inalámbrica de energía para operar el dispositivo médico implantado ha sido descrita anteriormente para permitir una operación no invasiva, se apreciará que el dispositivo médico implantado puede ser operado con energía cableada también. Un tal ejemplo se muestra en la Figura 27, en la que un interruptor 1026 externo está interconectado entre la fuente 1004a de energía externa y un dispositivo de funcionamiento, tal como un motor 1007 eléctrico que opera el dispositivo 100 médico. Una unidad 1004b de control externa controla el funcionamiento del interruptor 1026 externo para efectuar el funcionamiento correcto del dispositivo 100 médico.

La Figura 28 ilustra diferentes realizaciones de cómo la energía recibida puede ser suministrada y utilizada por el dispositivo 100 médico. De forma similar al ejemplo de la Figura 26, un receptor 1002 de energía interno recibe energía E inalámbrica procedente de una fuente 1004a de energía externa la cual está controlada por una unidad 1004b de control de transmisión. El receptor 1002 de energía interno puede comprender un circuito de tensión constante, indicado como un recuadro discontinuo "constante V" en la figura, para suministrar energía a tensión constante al dispositivo 100 médico. El receptor 1002 de energía interno puede comprender además un circuito de corriente constante, indicado como un recuadro discontinuo "constante C" en la figura, para suministrar energía a corriente constante al dispositivo 100 médico.

El dispositivo 100 médico implantado comprende una parte 100b consumidora de energía, la cual puede ser un motor, una bomba, un dispositivo de restricción, o cualquier otro aparato médico que requiera energía para su funcionamiento eléctrico. El dispositivo 100 médico implantado puede comprender además un dispositivo 100c de almacenamiento de energía para almacenar la energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno. Por lo tanto, la energía suministrada puede ser consumida directamente por la parte 100b consumidora de energía, o almacenada por el dispositivo 100c de almacenamiento de energía, o la energía suministrada puede ser en parte consumida y en parte almacenada. El dispositivo 100 médico implantado puede comprender además una unidad 100d estabilizadora de energía para estabilizar la energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno. Por lo tanto, la energía puede suministrarse de forma fluctuante, de tal manera que puede ser necesario estabilizar la energía antes de consumirla o almacenarla.

La energía suministrada desde el receptor 1002 de energía interno puede además ser acumulada y/o estabilizada por una unidad 1028 estabilizadora de energía separada ubicada fuera del dispositivo 100 médico, antes de ser consumida y/o almacenada por el dispositivo 100 médico. Alternativamente, la unidad 1028 estabilizadora de energía puede estar integrada en el receptor 1002 de energía interno. En cualquier caso, la unidad 1028 estabilizadora de energía puede comprender un circuito de tensión constante y/o un circuito de corriente constante.

Cabe señalar que la Figura 26 y la Figura 28 ilustran algunas opciones de implementación posibles, pero no limitantes con respecto a cómo los diversos componentes y elementos funcionales mostrados pueden disponerse y conectarse entre sí. Sin embargo, el experto apreciará fácilmente que pueden realizarse muchas variaciones y modificaciones dentro del ámbito de la presente invención.

La Figura 29 muestra esquemáticamente un circuito de medición del equilibrio de energía de uno de los diseños propuestos del sistema de control de transmisión de energía inalámbrica, o sistema de control del equilibrio de energía. El circuito tiene una señal de salida centrada en 2,5V y proporcionalmente relacionada con el desequilibrio energético. La derivada de esta señal muestra si el valor sube o baja y a qué velocidad se produce tal cambio. Si la cantidad de energía recibida es inferior a la energía utilizada por los componentes implantados del sistema, se transfiere más energía y, por lo tanto, se carga en la fuente de energía. La señal de salida del circuito se alimenta típicamente a un convertidor A/D y se convierte a formato digital. La información digital puede enviarse entonces al dispositivo externo de transmisión de energía, lo que le permite ajustar el nivel de la energía transmitida. Otra posibilidad es disponer de un sistema completamente analógico que utilice comparadores que comparen el nivel de equilibrio de energía con determinados umbrales máximos y mínimos enviando información a un dispositivo externo de transmisión de energía si el equilibrio se desvía de la ventana de máximo/mínimo.

La Figura 29 muestra esquemática una implementación de circuito para un sistema que transfiere energía a los componentes de energía implantados del sistema de la presente invención desde fuera del cuerpo del paciente utilizando transferencia de energía inductiva. Un sistema de transferencia de energía inductiva utiliza típicamente una

bobina transmisora externa y una bobina receptora interna. La bobina receptora, L1, está incluida en el esquema de la Figura 12; las partes transmisoras del sistema están excluidas.

La implementación del concepto general de equilibrio de energía y la forma en que se transmite la información al transmisor de energía externo puede, por supuesto, implementarse de numerosas maneras diferentes. El esquema de la Figura 29 y el procedimiento descrito anteriormente para evaluar y transmitir la información sólo deben considerarse como ejemplos de cómo implementar el sistema de control.

Detalles del circuito

En la Figura 29 los símbolos Y1, Y2, Y3 y así sucesivamente simbolizan puntos de prueba dentro del circuito. Los componentes en el diagrama y sus respectivos valores son valores que funcionan en la presente implementación particular la cual, por supuesto, es sólo una de un número infinito de posibles soluciones de diseño.

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

Los expertos en la técnica se darán cuenta de que las diversas realizaciones anteriores del sistema podrían combinarse de muchas maneras diferentes. Por ejemplo, el interruptor 1006 eléctrico de la Figura 12 podría incorporarse en cualquiera de las realizaciones de las Figuras 15-21, el dispositivo 1014 de cambio de válvula hidráulica de la Figura 15 podría incorporarse a la realización de la Figura 14, y la caja 1024 de engranajes podría incorporarse en la realización de la Figura 13. Se debe observar que el interruptor simplemente podría significar cualquier circuito o componente electrónico.

Las realizaciones descritas en relación con las Figuras 26, 28 y 29 identifican un procedimiento y un sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica a componentes implantados consumidores de energía de un sistema eléctricamente operable. En la continuación se definen en términos generales el procedimiento y el sistema.

Por lo tanto, se proporciona un procedimiento para controlar la transmisión de la energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados de un sistema como el descrito anteriormente. La energía E inalámbrica se transmite desde una fuente de energía externa situada fuera del paciente y es recibida por un receptor de energía interno situado dentro del paciente, estando el receptor de energía interno conectado a los componentes consumidores de energía implantados del sistema para suministrarles de manera directa o indirectamente 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 sistema. A continuación, se controla la transmisión de energía E inalámbrica desde la fuente de energía externa en base al equilibrio de energía determinado.

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

Al controlar la transmisión de energía, la cantidad de energía inalámbrica transmitida puede disminuirse si el cambio detectado en el equilibrio de energía implica que el equilibrio de energía esté aumentando, o viceversa. La disminución/aumento de la transmisión de energía puede corresponder además a una tasa de cambio detectada.

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

Como se mencionó anteriormente, la energía utilizada para el dispositivo médico puede ser consumida para operar el dispositivo médico, y/o almacenada en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del dispositivo médico.

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

Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral en el

tiempo de al menos un parámetro eléctrico medido relacionado con dicho equilibrio de energía, la integral puede determinarse para una tensión y/o corriente monitoreada relacionadas con el equilibrio de energía.

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

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

15 En ese caso, la frecuencia de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar el primer y/o segundo intervalo de tiempo. Al aplicar los impulsos eléctricos, estos últimos pueden permanecer invariables, excepto para variar el primer y/o segundo intervalo de tiempo. La amplitud de los impulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar los intervalos de tiempo primero y/o segundo. Además, los impulsos eléctricos pueden variarse variando únicamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los bordes de entrada y salida sucesivos de los impulsos eléctricos.

20 Se puede suministrar un tren de dos o más impulsos eléctricos en una fila, en el que al aplicar el tren de impulsos, el tren que tiene un primer impulso eléctrico al comienzo del tren de impulsos y que tiene un segundo impulso eléctrico al final del tren de impulsos, se pueden suministrar dos o más trenes de impulsos en una fila, en el que se varían las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el borde de salida sucesivo del segundo impulso eléctrico en un primer tren de impulsos y el borde de salida del primer impulso eléctrico de un segundo tren de impulsos.

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

30 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 al variar efectivamente la energía transmitida, tal periodo de tiempo de frecuencia puede estar en el intervalo del primer periodo de tiempo característico o constante de tiempo o ser más corto.

35 Un sistema que comprende un dispositivo médico implantado como el descrito anteriormente también se proporciona para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados del sistema. En su sentido más amplio, el sistema comprende un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde un dispositivo de transmisión de energía, y un receptor de energía interno implantable para recibir la energía inalámbrica transmitida, estando el receptor de energía interno conectado a los componentes implantables consumidores de energía del sistema para suministrarles de manera directa o indirectamente la energía recibida. 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 consumidores de energía del sistema, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo externo de transmisión de energía, en base al equilibrio de energía determinado por el dispositivo de determinación.

Además, el sistema puede comprender cualquiera de los siguientes:

- 45 - Una bobina primaria en la fuente de energía externa adaptada para transmitir la energía inalámbrica inductivamente a una bobina secundaria en el receptor de energía interno.
- Un dispositivo de determinación adaptado para detectar un cambio en el equilibrio de energía, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en base al cambio detectado en el equilibrio de energía
- 50 - Un dispositivo de determinación adaptado para detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes implantables consumidores de energía del sistema, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica en base a la diferencia de energía detectada.

- Un dispositivo de control que controla el dispositivo externo de transmisión de energía para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio detectado en el equilibrio de energía implica que el equilibrio de energía está aumentando, o viceversa, en el que la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a una tasa de cambio detectada.
- 5 - Un dispositivo de control que controla el dispositivo externo de transmisión de energía para disminuir la cantidad de energía inalámbrica transmitida si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa, en el que la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a la magnitud de dicha diferencia de energía detectada.
- 10 - Un dispositivo médico implantado en el que la energía utilizada para el dispositivo médico implantado se consume para operar el dispositivo médico implantado, y/o se almacena en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del sistema.
- Un dispositivo médico implantado en el que se determinan los parámetros eléctricos y/o físicos del dispositivo médico implantado y/o los parámetros físicos del paciente, el dispositivo de transmisión de energía transmite la energía para su consumo y almacenamiento de acuerdo con una tasa de transmisión por unidad de tiempo la cual determina el dispositivo de determinación en base a dichos parámetros. El dispositivo de determinación también determina la cantidad total de energía transmitida en base a dichos parámetros.
- 15 - Un dispositivo médico implantado en el que, cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor de energía interno y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral en el tiempo de al menos un parámetro eléctrico medido relacionado con el equilibrio de energía, el dispositivo de determinación determina la integral para una tensión y/o corriente monitoreadas relacionadas con el equilibrio de energía.
- 20 - Un dispositivo médico implantado en el que la derivada se determina a lo largo del tiempo de un parámetro eléctrico medido relacionado con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, el dispositivo de determinación determina la derivada para una tensión y/o corriente monitoreada relacionadas con el equilibrio de energía.
- 25 - Un dispositivo de transmisión de energía que comprende una bobina colocada externamente al cuerpo humano, y un circuito eléctrico proporcionado para potenciar la bobina externa con impulsos eléctricos para transmitir la energía inalámbrica. Los impulsos eléctricos tienen bordes de entrada y salida, y el circuito eléctrico está adaptado para variar los primeros intervalos de tiempo entre los bordes de entrada y salida sucesivos y/o los segundos intervalos de tiempo entre los bordes de entrada y salida sucesivos de los impulsos eléctricos para variar la potencia de la energía inalámbrica transmitida. Como resultado, el receptor de energía que recibe la energía inalámbrica transmitida tiene una potencia variada.
- 30 - Un circuito eléctrico adaptado para suministrar los impulsos eléctricos para que permanezcan inalterados excepto variando el primer y/o segundo intervalo de tiempo.
- 35 - Un circuito eléctrico que tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el intervalo de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, se varía la potencia transmitida a través de la bobina.
- Un circuito eléctrico adaptado para suministrar los impulsos eléctricos que se van a variar variando únicamente las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y salida de los impulsos eléctricos.
- 40 - Un circuito eléctrico adaptado para suministrar un tren de dos o más impulsos eléctricos consecutivos, teniendo dicho tren un primer impulso eléctrico al comienzo del tren de impulsos y teniendo un segundo impulso eléctrico al final del tren de impulsos, y
- 45 - las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el borde de salida sucesivo del segundo impulso eléctrico de un primer tren de impulsos y el borde de entrada del primer impulso eléctrico de un segundo tren de impulsos son variadas por el primer circuito electrónico.
- Un circuito eléctrico adaptado para proporcionar los impulsos eléctricos como impulsos que tienen una altura y/o amplitud y/o intensidad y/o tensión y/o corriente y/o frecuencias sustancialmente constantes.
- 50 - Un circuito eléctrico que tiene una constante de tiempo, y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el intervalo de la primera constante de tiempo, de modo que cuando las longitudes

de los intervalos de tiempo primero y / o segundo se varían, la potencia transmitida a través de la primera bobina se varía.

- Un circuito eléctrico adaptado para proporcionar los impulsos eléctricos variando las longitudes del primer y/o segundo intervalo de tiempo sólo dentro de un intervalo que incluya la primera constante de tiempo o que esté situado relativamente cerca de la primera constante de tiempo, comparado con la magnitud de la primera constante de tiempo.

Las Figuras 30-33 muestran con más detalle diagramas de bloques de cuatro formas diferentes de potenciar de manera hidráulica o neumáticamente un dispositivo médico implantado de acuerdo con la invención.

La Figura 30 muestra un sistema como el descrito anteriormente con. El sistema comprende un dispositivo 100 médico implantado y, además, un depósito 1013 de regulación independiente, una bomba 1009 unidireccional y una válvula 1014 alternativa.

La Figura 31 muestra el dispositivo 100 médico implantado y un depósito 1013 de fluido. Moviendo la pared del depósito de regulación o cambiando el tamaño de este de cualquier otra forma diferente, el ajuste del dispositivo médico implantado puede realizarse sin ninguna válvula, sólo paso libre de fluido en cualquier momento moviendo la pared del depósito.

La Figura 32 muestra el dispositivo 100 médico, una bomba 1009 de dos vías y el depósito 1013 de regulación.

La Figura 33 muestra un diagrama de bloques de un sistema de servo invertido con un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El sistema de servo comprende un depósito 1013 de regulación y un depósito 1050 de servo. El depósito 1050 de servo controla mecánicamente un dispositivo 100 médico implantado a través de una interconexión 1054 mecánica. El dispositivo médico implantado tiene una cavidad expansible/conectable. Esta cavidad se expande o contrae preferentemente mediante el suministro de fluido hidráulico desde el depósito 1052 ajustable más grande en conexión de fluido con el dispositivo 100 médico. Alternativamente, la cavidad contiene gas compresible, el cual puede ser comprimido y expandido bajo el control del depósito 1050 de servo.

El depósito 1050 de servo también puede formar parte del propio dispositivo médico implantado.

En una realización, el depósito de regulación se coloca subcutáneamente bajo la piel del paciente y se opera empujando la superficie exterior del mismo por medio de un dedo. Este sistema se ilustra en las Figuras 34a-c. En la Figura 34a, se muestra un depósito 1013 de regulación subcutánea flexible conectado a un depósito 1050 de servo en forma de protuberancia por medio de un conducto 1011. Este depósito de servo con forma de fuelle 1050 está comprendido en un dispositivo 100 médico flexible. En el estado que se muestra en la Figura 34a, el depósito 1050 de servo contiene un mínimo de fluido y la mayor parte del fluido se encuentra en el depósito 1013 de regulación. Debido a la interconexión mecánica entre el depósito 1050 de servo y el dispositivo 100 médico, la forma exterior del dispositivo 100 médico implantado se contrae, es decir, ocupa menos de su volumen máximo. Este volumen máximo se muestra con líneas discontinuas en la figura.

La Figura 34b muestra un estado en el que un usuario, tal como el paciente en el que está implantado el dispositivo médico, presiona el depósito 1013 de regulación para que el fluido contenido en el mismo fluya a través del conducto 1011 y hacia el depósito 1050 de servo, el cual, gracias a su forma de fuelle, se expande longitudinalmente. Esta expansión, a su vez, expande el dispositivo 100 médico implantado para que ocupe su volumen máximo, estirando así la pared del estómago (no se muestra), con la cual entra en contacto.

El depósito 1013 de regulación está preferentemente proporcionado con medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Este medio, el cual se muestra esquemáticamente en la figura, mantendrá así el dispositivo 100 médico implantado en una posición estirada también cuando el usuario libere el depósito de regulación. De este modo, el depósito de regulación opera esencialmente como un interruptor de encendido/apagado del sistema.

Una realización alternativa de funcionamiento hidráulico o neumático se describirá ahora con referencia a las Figuras 35 y 36a-c. El diagrama de bloques que se muestra en la Figura 35 comprende un primer sistema cerrado que controla un segundo sistema cerrado. El primer sistema comprende un depósito 1013 de regulación y un depósito 1050 de servo. El depósito 1050 de servo controla mecánicamente un dispositivo 100 médico implantado que tiene una cavidad expandible/conectable es a su vez controlado por el depósito 1052 ajustable más grande mediante el suministro de fluido hidráulico desde el depósito 1052 ajustable más grande en conexión fluida con el dispositivo 100 médico.

Un ejemplo de la presente realización se describirá ahora con referencia a la Figura 36a-c. Al igual que en la realización anterior, el depósito de regulación se coloca subcutáneo bajo la piel del paciente y se opera empujando la superficie exterior del mismo por medio de un dedo. El depósito 1013 de regulación está en conexión fluida con un depósito 1050

de servo en forma de fuelle por medio de un conducto 1011. En el primer sistema 1013, 1011, 1050 cerrado que se muestra en la Figura 36a, el depósito 1050 de servo contiene un mínimo de fluido y la mayor parte del fluido se encuentra en el depósito 1013 de regulación.

El depósito 1050 de servo está conectado mecánicamente a un depósito 1052 ajustable más grande, en este ejemplo también teniendo una forma de fuelle, pero con un diámetro más grande que el depósito 1050 de servo. El depósito 1052 ajustable más grande está en conexión fluida con el dispositivo 100 médico. Esto significa que cuando un usuario empuja el depósito 1013 de regulación, desplazando así fluido desde el depósito 1013 de regulación al depósito 1050 de servo, la expansión del depósito 1050 de servo desplazará un mayor volumen de fluido desde el depósito 1052 ajustable más grande al dispositivo 100 médico. 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.

Como en la realización anterior descrita con referencia a las Figuras 25a-c, el depósito 1013 de regulación está proporcionado preferentemente con medios 1013a para mantener su forma después de la compresión. Este medio, el cual se muestra esquemáticamente en la figura, mantendrá así el dispositivo 100 médico implantado en una posición estirada también cuando el usuario libere el depósito de regulación. De este modo, el depósito de regulación funciona esencialmente como un interruptor de encendido/apagado del sistema.

El conjunto 10 de control puede colocarse en el cuerpo de un paciente por diferentes procedimientos. Un procedimiento comprende las etapas de:

- insertar una aguja o un instrumento similar a un tubo en el abdomen del cuerpo del paciente,
- utilizar la aguja o un instrumento similar a un tubo para llenar el abdomen con gas y expandir así la cavidad abdominal,
- colocar al menos dos trocares laparoscópicos en el cuerpo del paciente,
- insertar una cámara a través de uno de los trocares en el abdomen,
- insertar al menos una herramienta de disección a través de un trocar y diseccionar un área de un tejido corporal del paciente,
- colocar una primera unidad del conjunto de control en un primer lado del tejido corporal del paciente,
- colocar una segunda unidad del conjunto de control en un segundo lado del tejido corporal del paciente, y
- colocar un dispositivo de interconexión adaptado para la interconexión mecánica de la primera y la segunda unidad para mantener el conjunto en su lugar por el tejido corporal, teniendo el dispositivo de interconexión un área de sección transversal más pequeña que el área de sección transversal de la primera unidad y la segunda unidad en un plano paralelo a la extensión del tejido corporal.

Otro procedimiento para colocar un conjunto 10 de control en un paciente humano o mamífero comprende las etapas de:

- cortar la piel del paciente
- diseccionar de un área de un tejido corporal,
- colocar una primera unidad del conjunto de control en un primer lado del tejido corporal del paciente,
- colocar una segunda unidad del conjunto de control en un segundo lado del tejido corporal del paciente, y
- colocar un dispositivo de interconexión adaptado para la interconexión mecánica de la primera y la segunda unidad para mantener el conjunto en su lugar por el tejido corporal, teniendo el dispositivo de interconexión un área de sección transversal más pequeña que el área de sección transversal de la primera unidad y la segunda unidad en un plano paralelo a la extensión del tejido corporal.

Se han descrito realizaciones preferentes de un conjunto de control de acuerdo con la invención. Un experto en la técnica se dará cuenta de que éstas pueden variar dentro del ámbito de las reivindicaciones adjuntas. Por lo tanto, una o más partes de la realización descrita con referencia a la Figura 7 pueden omitirse sin apartarse del ámbito de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto (10) de control implantable para controlar un dispositivo médico potenciado implantado en un paciente, comprendiendo el conjunto:

- 5 - una primera unidad (20) implantable adaptada para su implantación subcutánea en un primer lado de un tejido corporal de dicho paciente,
 - una segunda unidad (30) implantable adaptada para su implantación en una cavidad corporal de dicho paciente en un segundo lado de dicho tejido corporal,
 10 - en el que al menos una de las unidades implantables primera y segunda comprende una unidad de control para controlar el dispositivo médico potenciado implantado,

caracterizado porque el conjunto comprende, además:

- 15 un dispositivo (40) de interconexión adaptado para la interconexión mecánica de la primera y la segunda unidades implantables para mantener la primera unidad implantable y la segunda unidad implantable en su lugar por el tejido corporal, cuando la primera y la segunda unidades implantables se colocan en lados opuestos de dicho tejido corporal, estando la primera y la segunda unidades implantables adaptadas para evitar el deslizamiento a través del tejido corporal, teniendo el dispositivo de interconexión un área de sección transversal más pequeña que el área de sección transversal de la primera unidad implantable y de la segunda
 20 unidad implantable en un plano paralelo a la extensión del tejido corporal, y teniendo el dispositivo de interconexión una longitud aproximada al grosor del tejido corporal, en el que el dispositivo de interconexión aloja al menos un cable para interconectar eléctricamente las unidades implantables primera y segunda o al menos un conducto para crear una conexión de fluidos entre las unidades implantables primera y segunda.

- 25 2. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un receptor de energía dentro de las unidades implantables primera y segunda, en el que el receptor de energía está adaptado para recibir energía inalámbrica.

- 30 3. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el receptor de energía es una bobina, en el que la bobina está adaptada para ser utilizada como antena, o es una bobina grande, o es una bobina plana.

4. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1-2, en el que el conjunto comprende además al menos uno de;

- 35 una antena.
 un puerto de inyección.
 una bomba, y
 una batería.

- 40 5. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1-4, en el que la primera unidad implantable comprende un primer dispositivo electrónico.

6. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1-5, en el que la segunda unidad implantable comprende al menos uno de;

- 45 un segundo dispositivo electrónico,
 un controlador de dispositivo de estimulación eléctrica,
 un controlador de motor, y
 un motor.

- 50 7. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1-6, en el que el dispositivo de interconexión es un tornillo.

8. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1-7, en el que el dispositivo de interconexión es elástico.

- 55 9. El conjunto de acuerdo con las reivindicaciones 1-8, en el que el dispositivo de interconexión tiene una forma de sección transversal circular.

10. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende una cubierta elástica que cubre la primera y segunda unidades implantables y el dispositivo de interconexión, sellando el conjunto mediante el seguimiento de un contorno de la primera y segunda unidades implantables y el dispositivo de interconexión.

- 60 11. El conjunto de acuerdo con la reivindicación 10, en el que la cubierta está hecha de silicona.

12. Un sistema que comprende un dispositivo médico potenciado implantable, el conjunto de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 - 11, y al menos uno de;

65

al menos un interruptor implantable en el paciente para controlar de manera manual y no invasiva el dispositivo médico potenciado implantable,
un mando a distancia inalámbrico para controlar de manera no invasiva el dispositivo médico potenciado implantable, y
un depósito hidráulico implantable adaptado para ser conectado hidráulicamente al dispositivo médico potenciado implantable y adaptado para ser regulado presionando manualmente el depósito hidráulico.

13. Un sistema, que comprende un dispositivo de transmisión de energía situado fuera del cuerpo del paciente, y un conjunto de acuerdo con la reivindicación 2 o una cualquiera de las reivindicaciones 3 - 11, cuando dependa de la reivindicación 2, en el que el receptor de energía está adaptado para ser energizado de manera no invasiva e inalámbrica por el dispositivo de transmisión de energía.

14. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el dispositivo de transmisión de energía está además adaptado para enviar energía inalámbrica a al menos uno de:

- una fuente de energía interna implantable comprendida en el sistema, cargable por la energía transferida desde el dispositivo de transmisión de energía, y
- al menos un componente implantable consumidor de energía del dispositivo médico potenciado implantable, energizado con energía inalámbrica.

15. Un sistema, que comprende un conjunto de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1- 11, que comprende además un sensor y/o un dispositivo de medición para detectar o medir al menos uno de;

- al menos un parámetro físico del paciente, y
- al menos un parámetro funcional relacionado con el dispositivo médico potenciado implantable, que comprenda al menos uno de: un parámetro funcional correlacionado con la transferencia de energía para cargar la fuente de energía interna, de acuerdo con la reivindicación 14, y cualquier otro parámetro funcional relacionado con el dispositivo médico potenciado implantable, y
- un dispositivo de retroalimentación para enviar información de retroalimentación desde el interior del cuerpo del paciente a al menos uno de;
- una unidad de control interno implantable incluida en el sistema, y
- el exterior del cuerpo del paciente,
- en el que la información de retroalimentación está relacionada con al menos uno de: el al menos un parámetro físico del paciente y el al menos un parámetro funcional relacionado con el dispositivo médico potenciado implantable.

Fig. 1

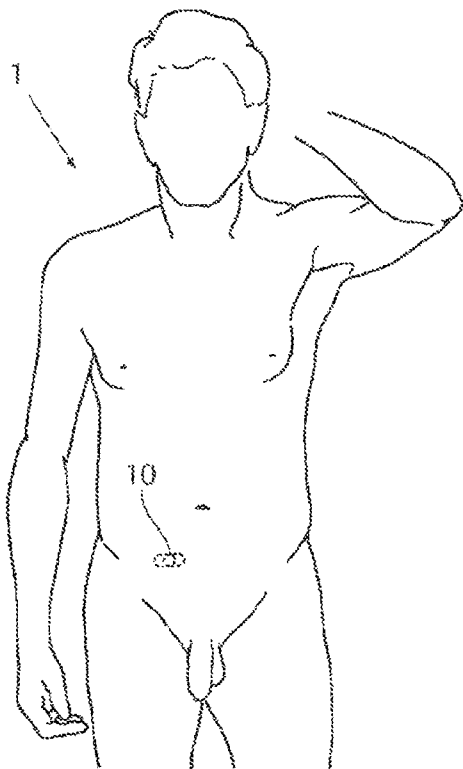


Fig. 2

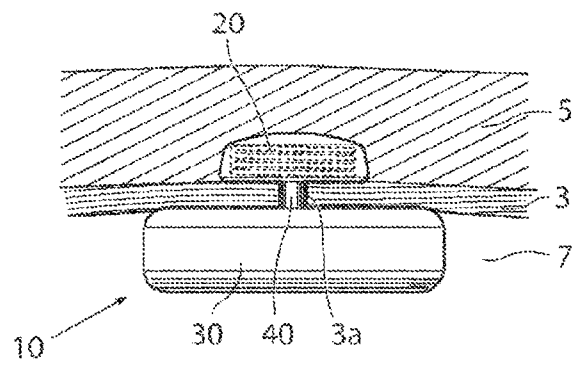


Fig. 3 a

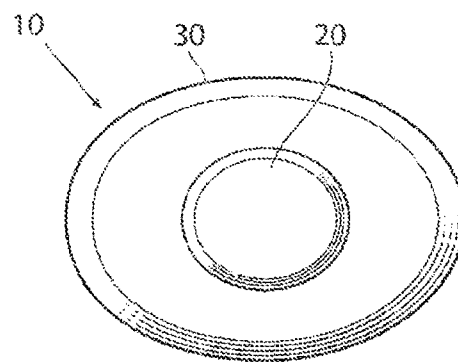


Fig. 3 b

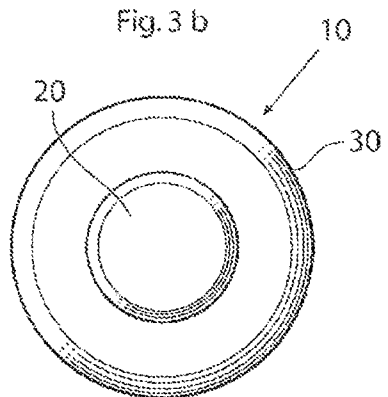
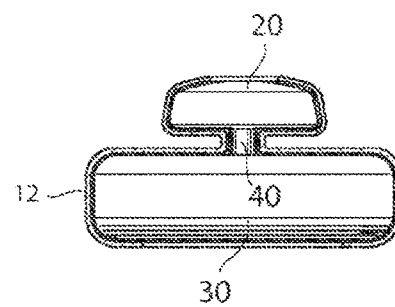


Fig. 3 c



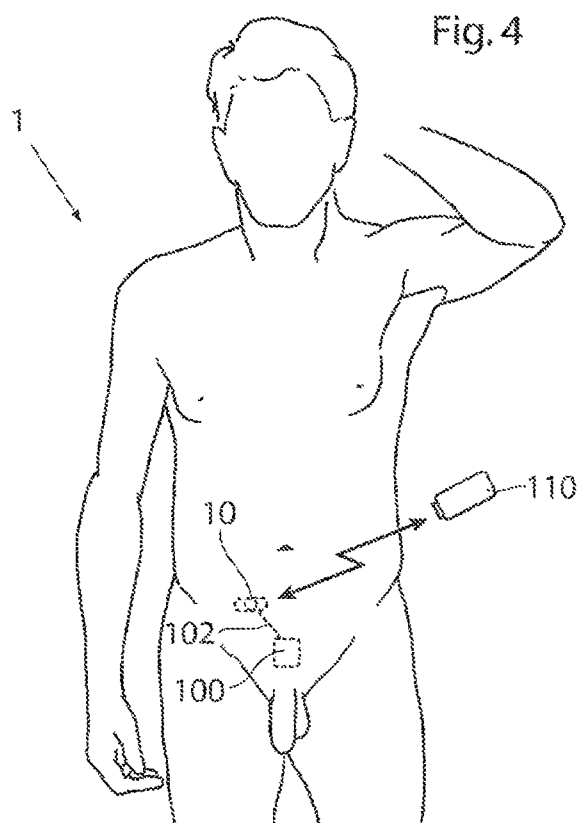
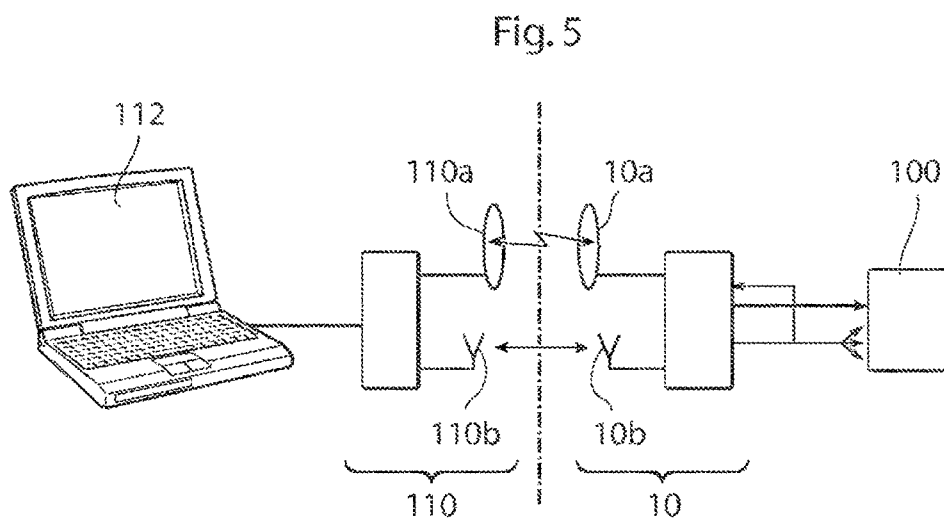


Fig. 6

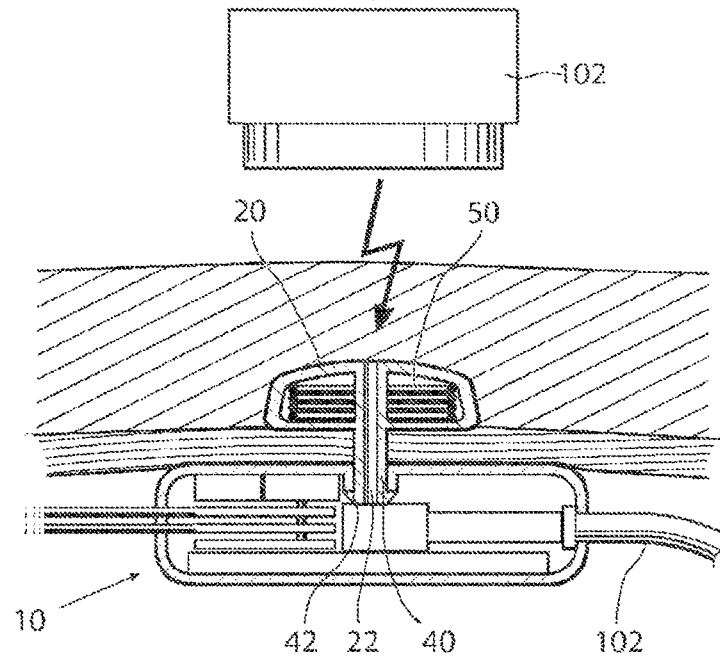


Fig. 7

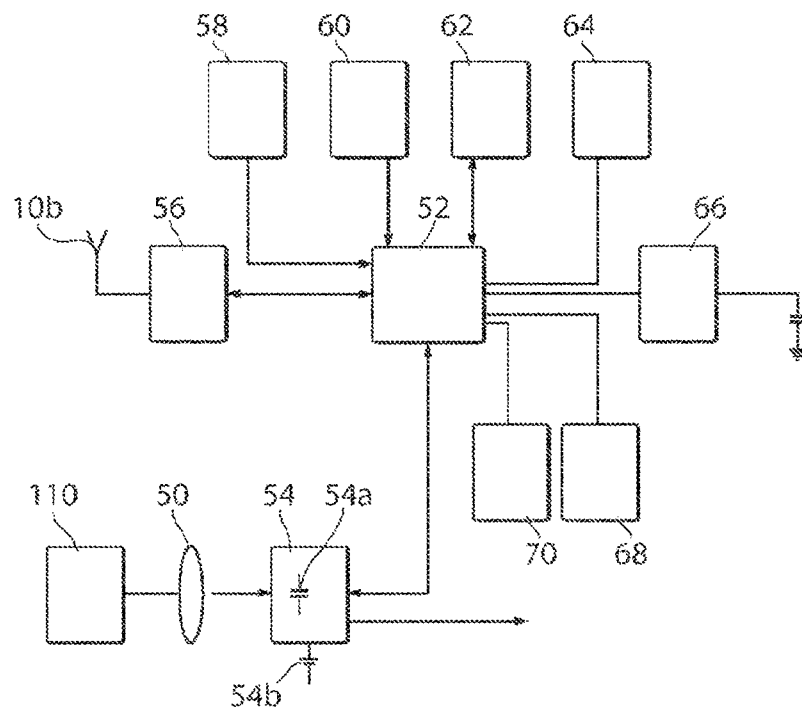


Fig. 8

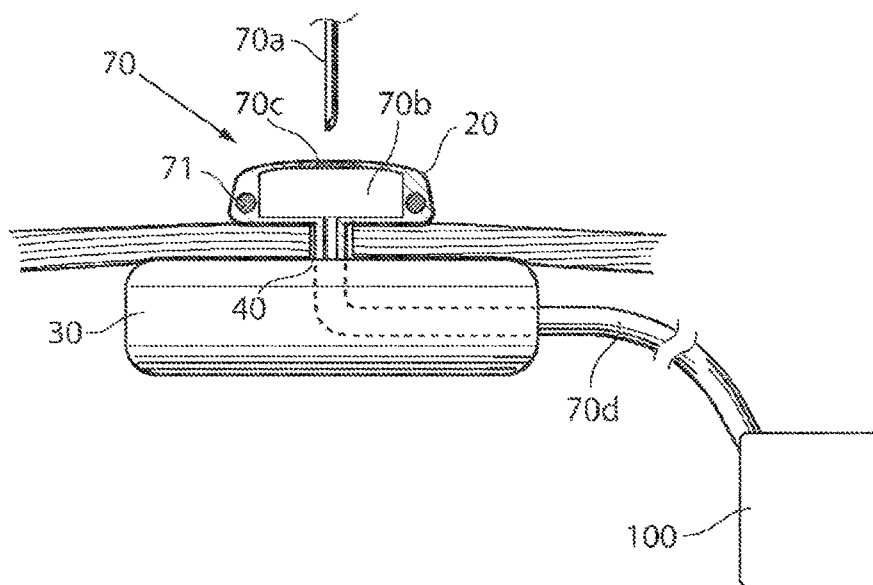


Fig. 9

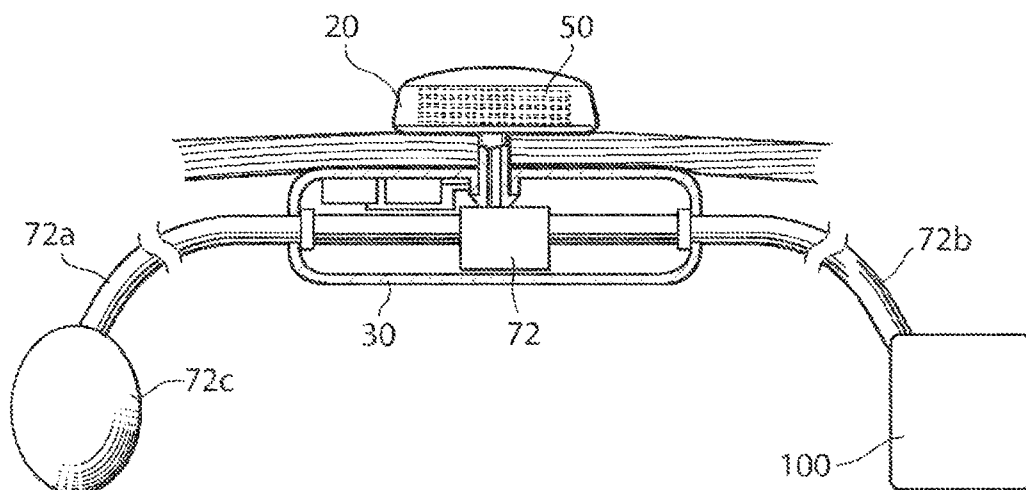
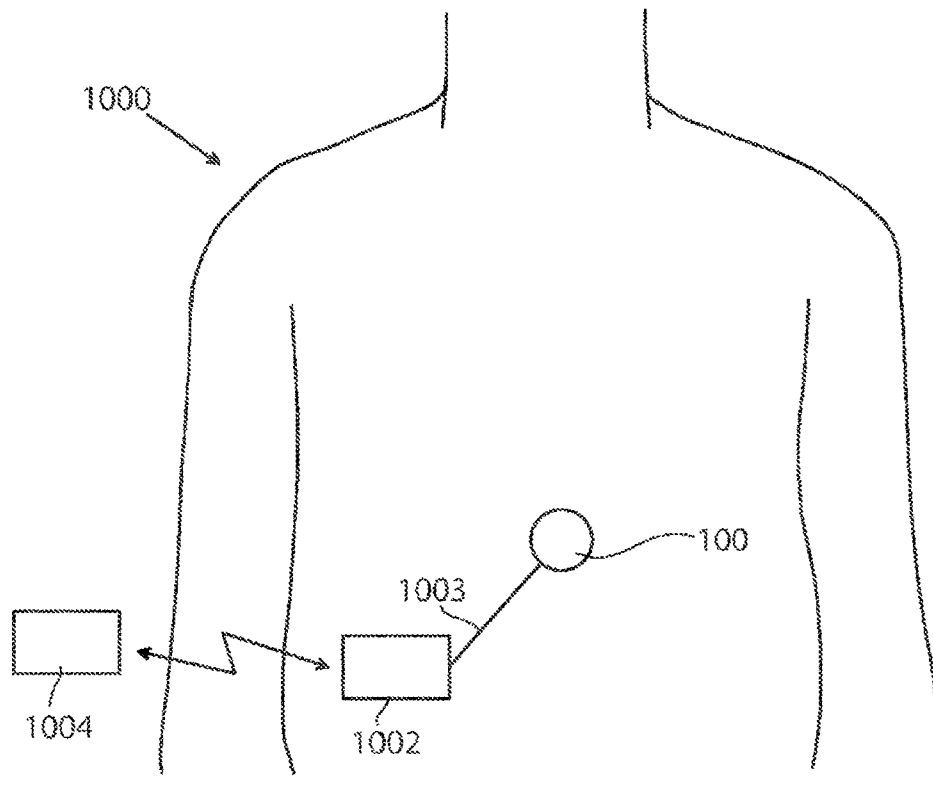
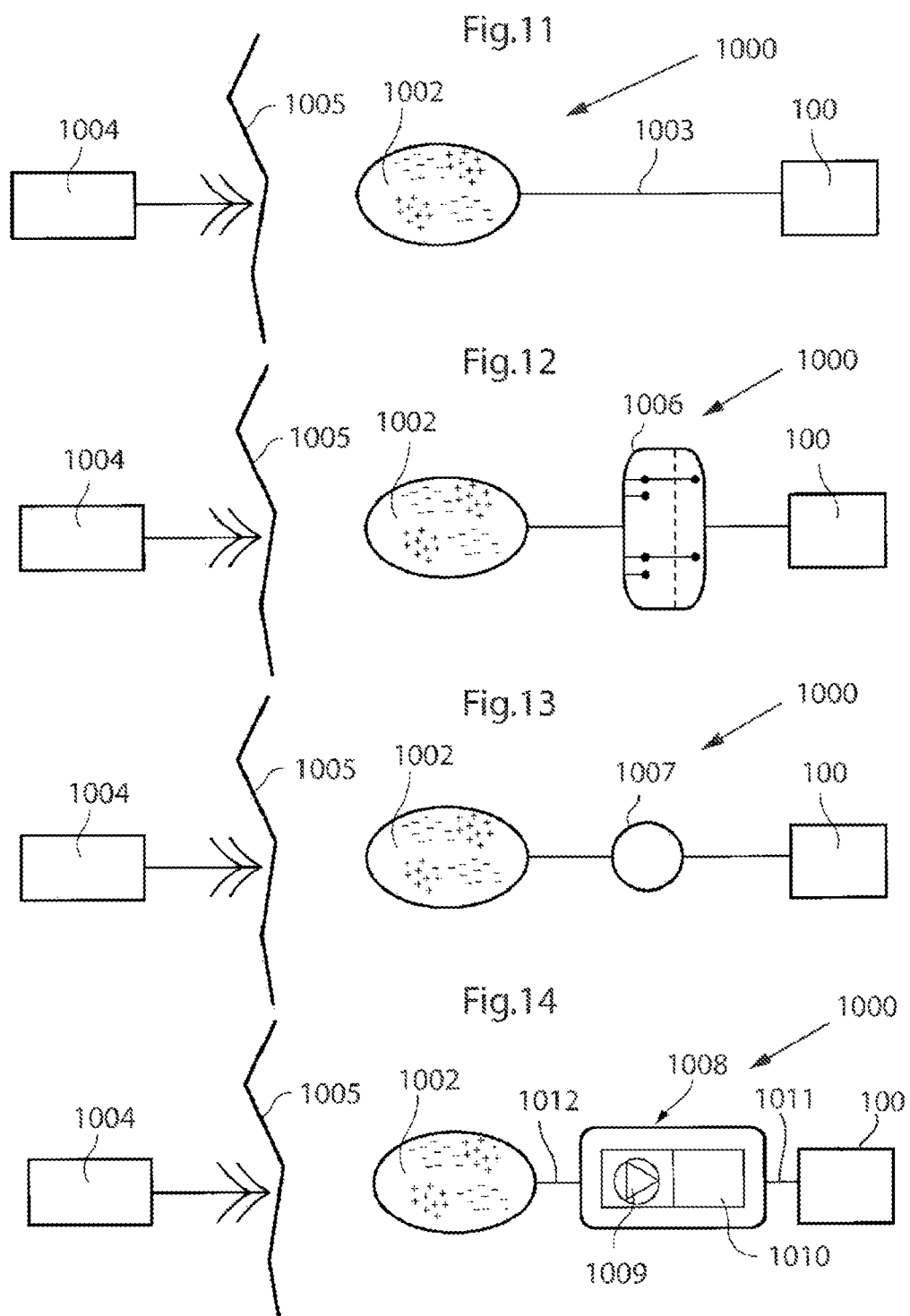


Fig.10





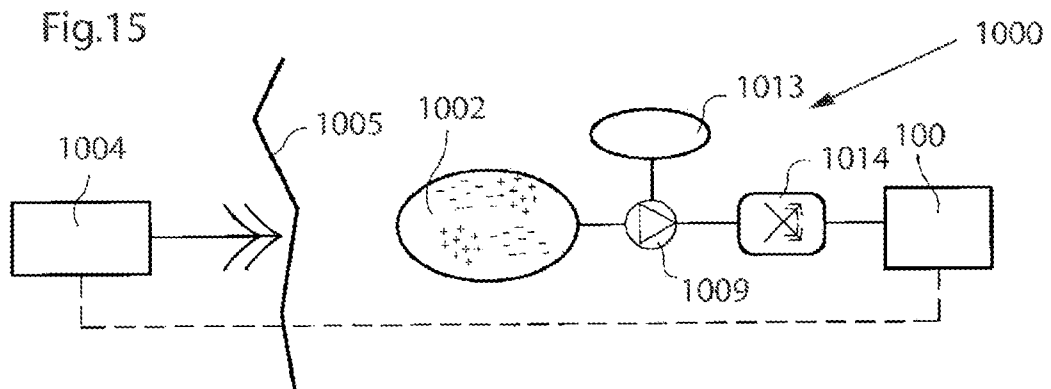
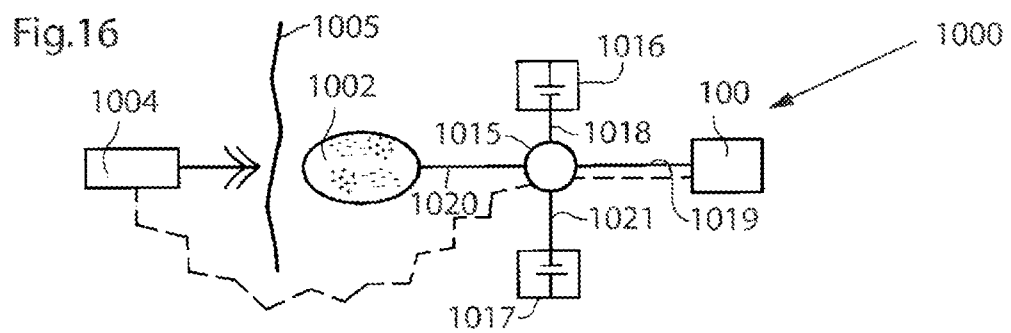
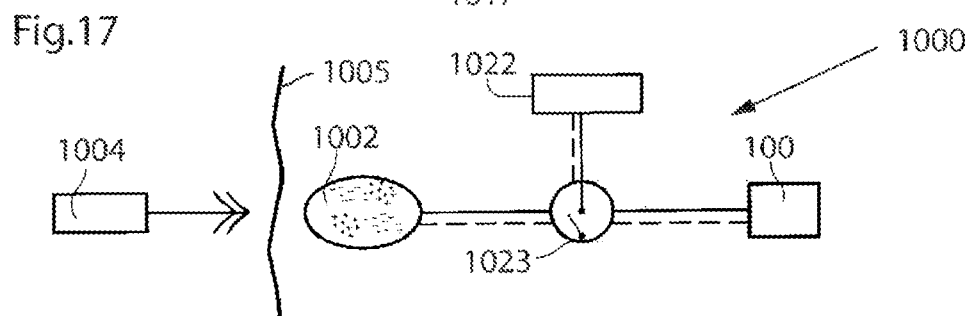
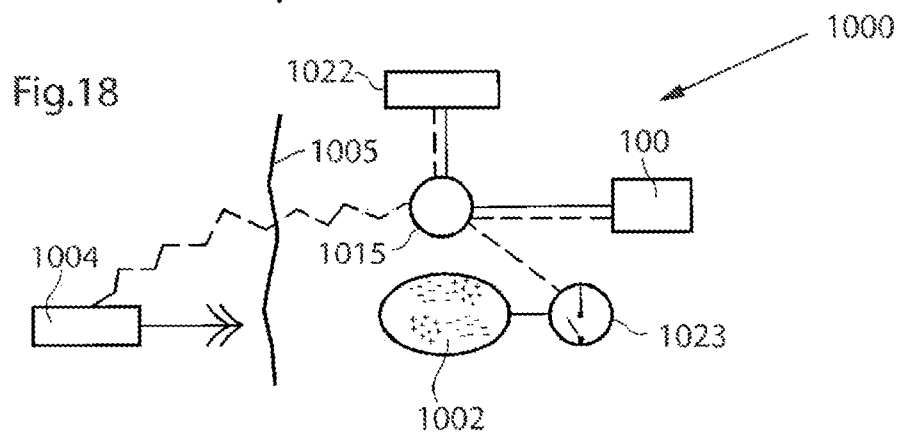


Fig.19

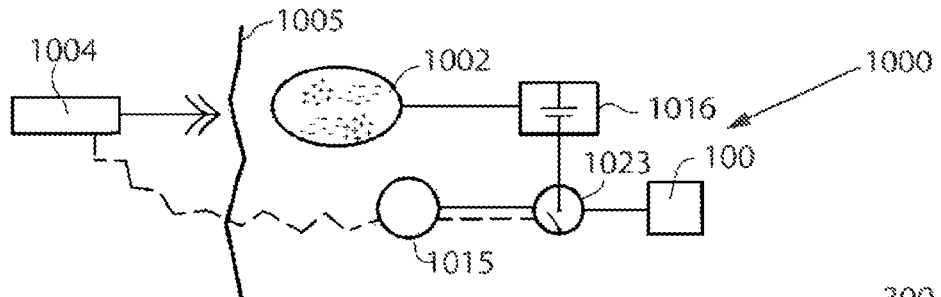


Fig.20

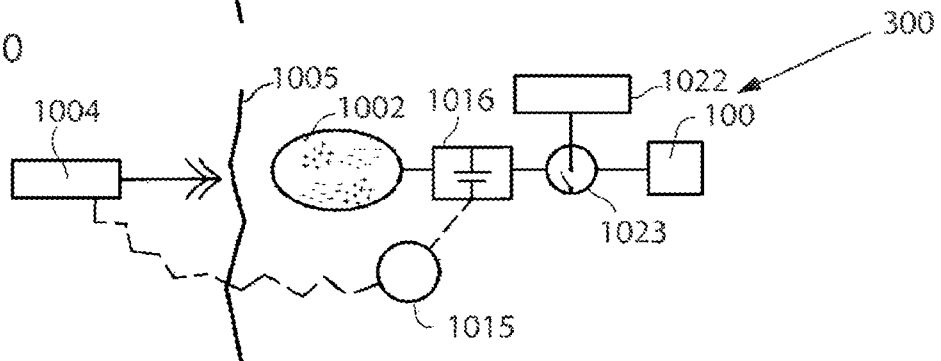


Fig.21

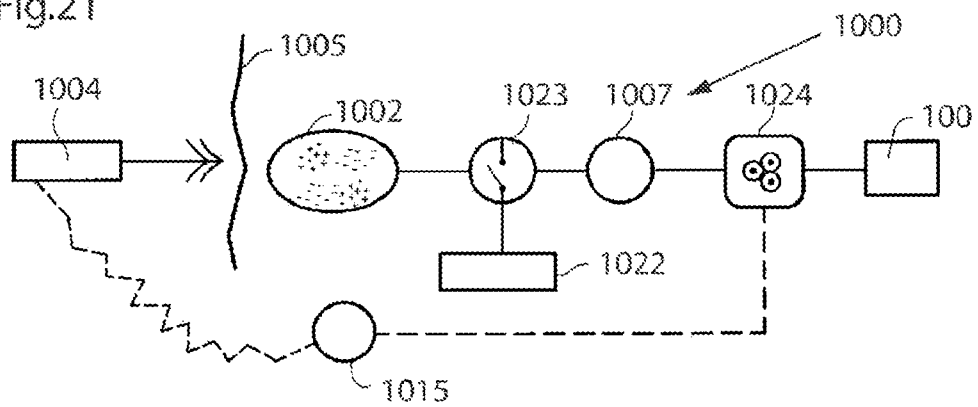


Fig.22

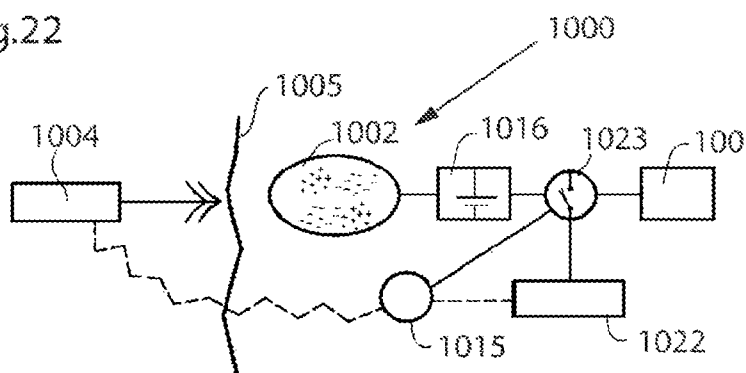


Fig.23

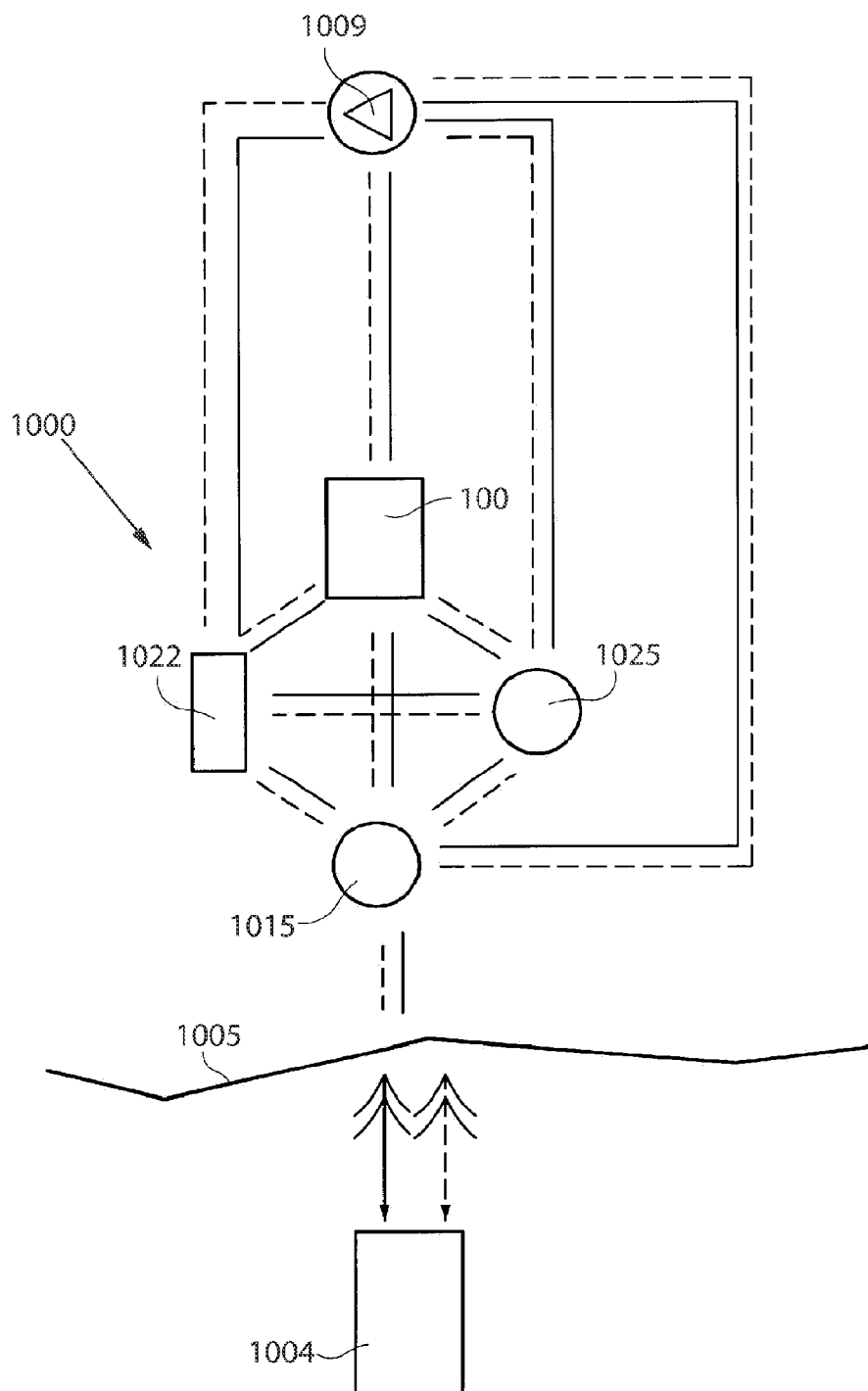


Fig.24

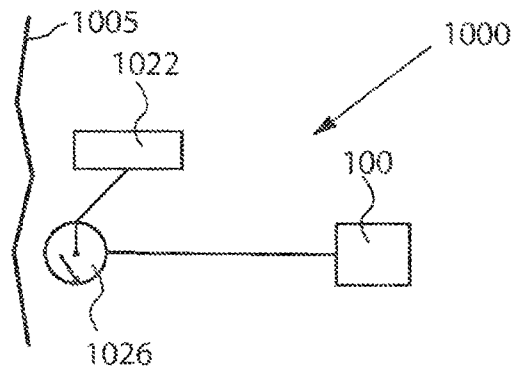


Fig.25

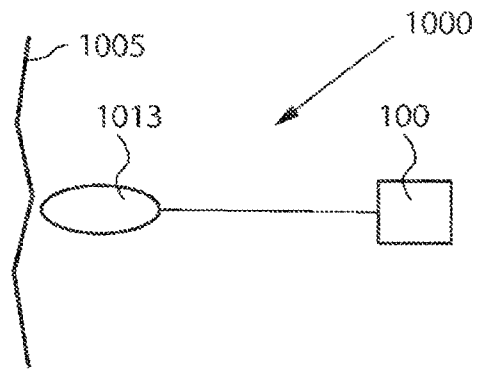


Fig.26

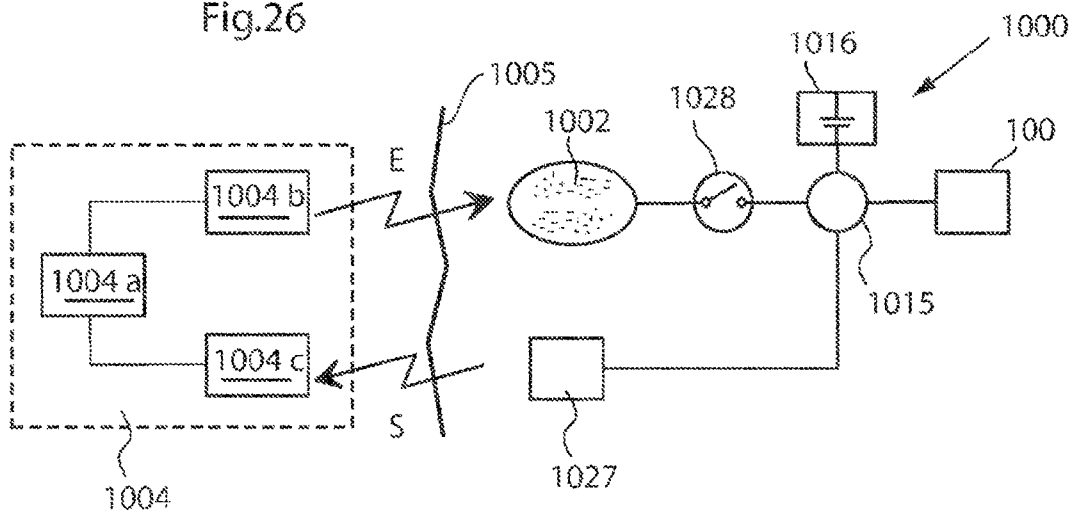


Fig.27

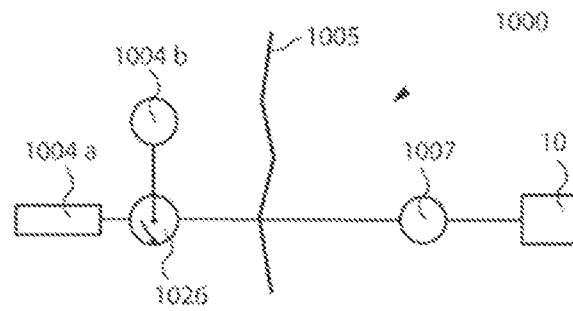


Fig.28

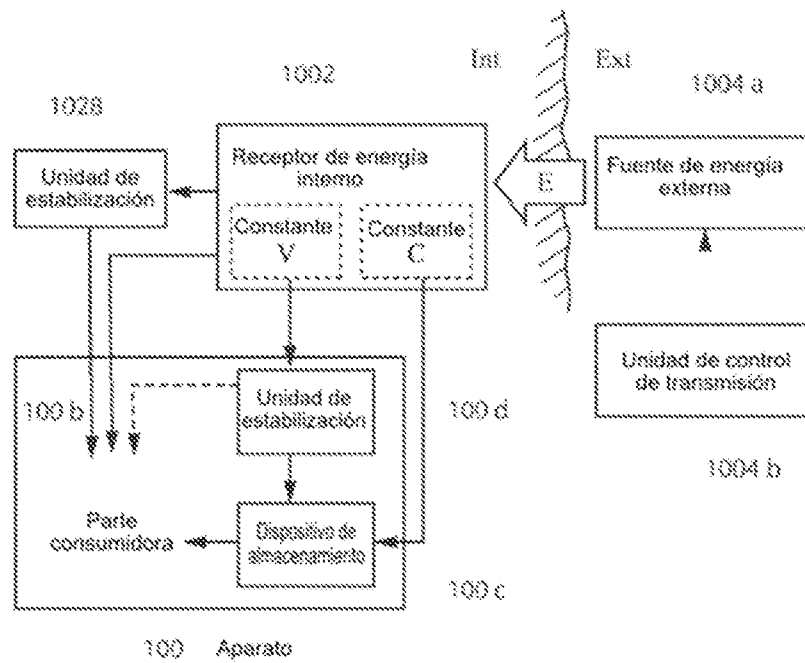


Fig.29

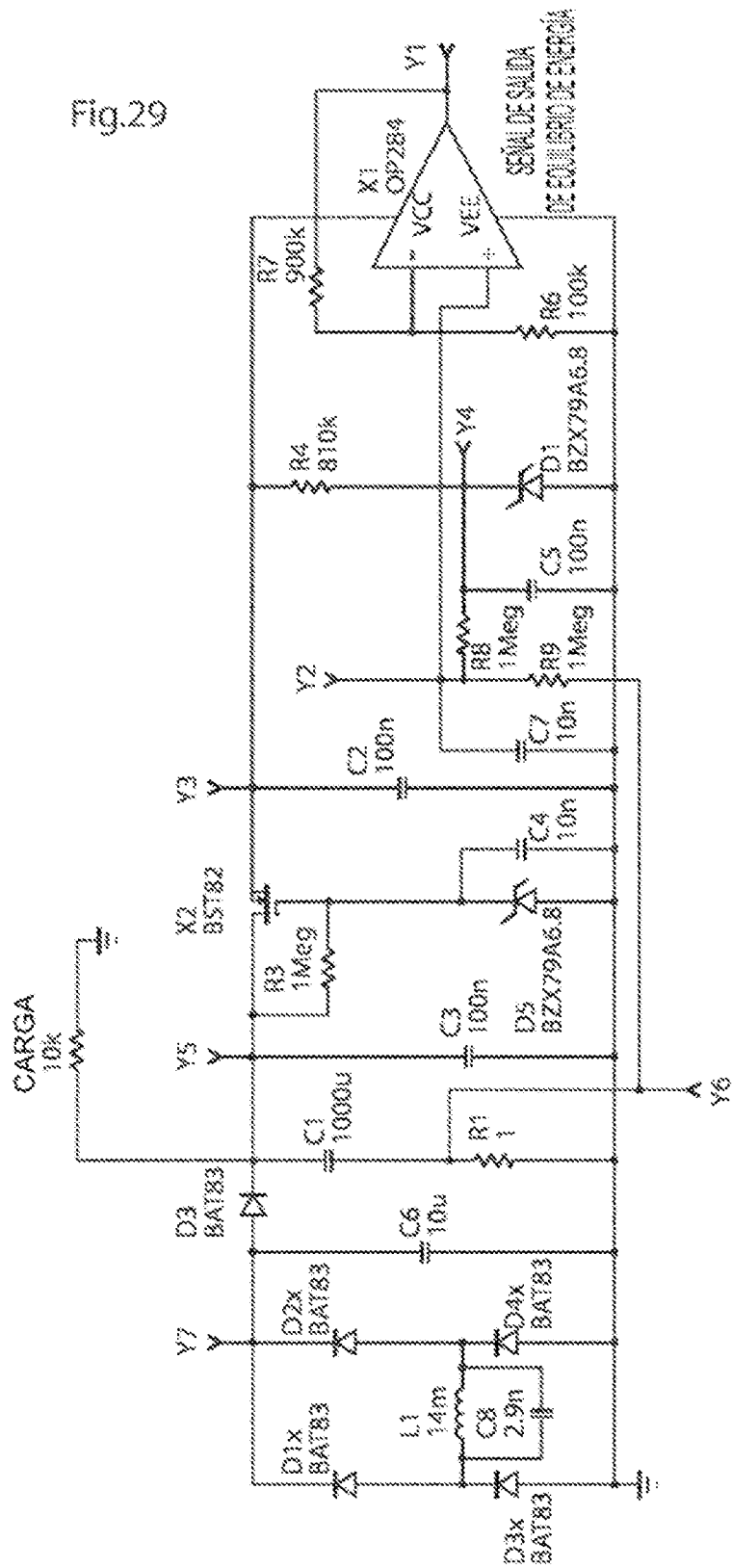


Fig.30

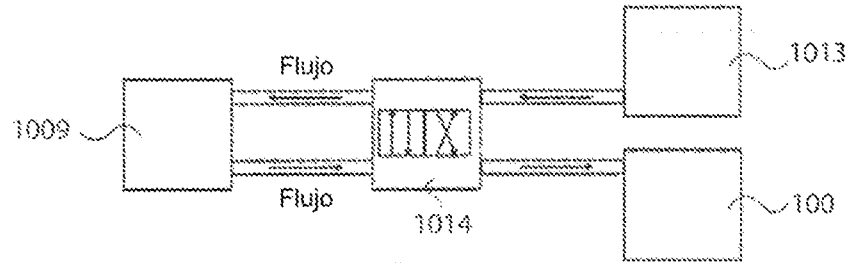


Fig.31

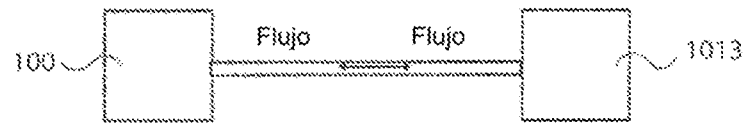


Fig.32

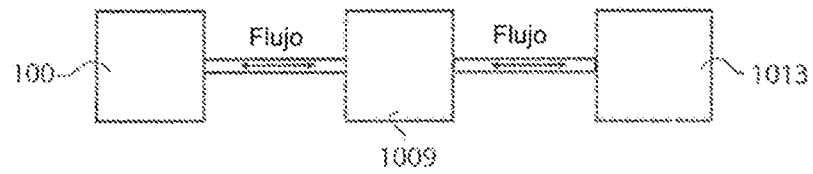


Fig.33

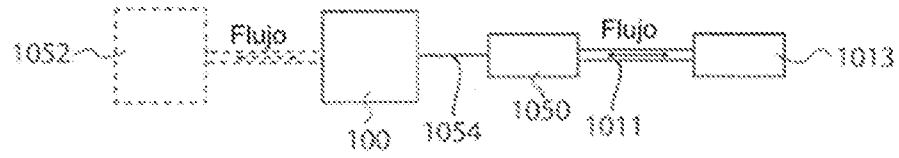


Fig.34 a

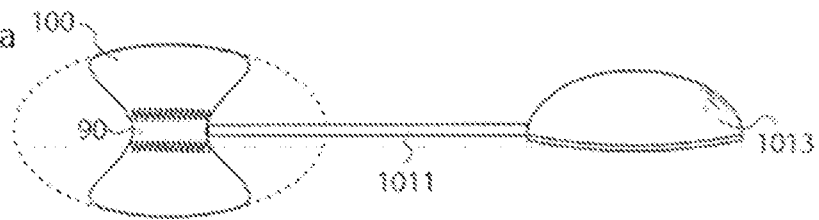


Fig.34 b

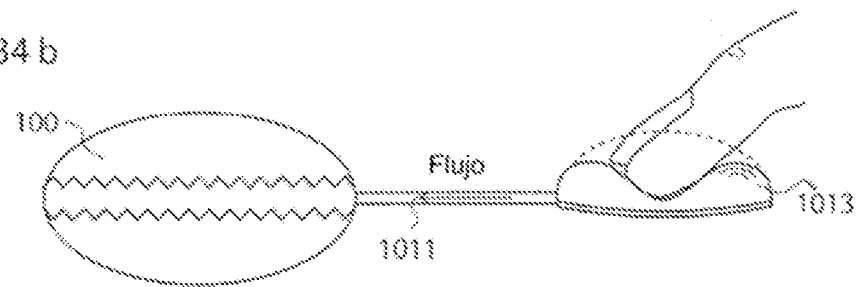


Fig.34 c

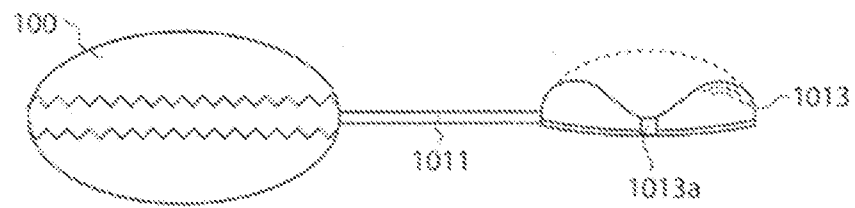


Fig.35

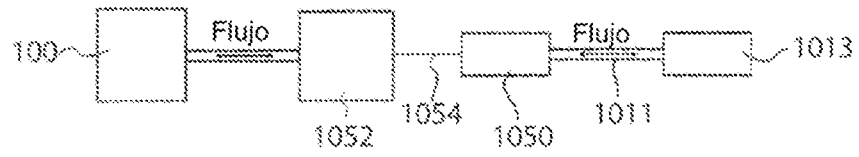


Fig.36 a

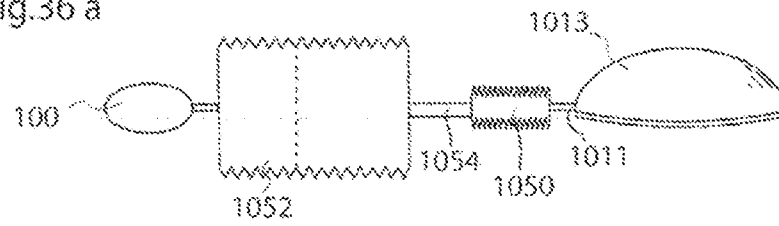


Fig.36 b

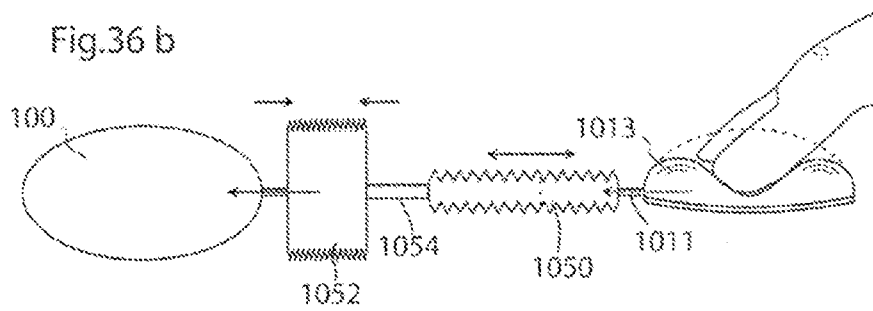


Fig.36 c

