

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 904 304**

51 Int. Cl.:

A61N 1/372	(2006.01)
G10L 15/26	(2006.01)
A61N 1/378	(2006.01)
G10L 15/20	(2006.01)
A61N 1/40	(2006.01)
A61B 5/00	(2006.01)
A61B 5/07	(2006.01)
H04B 13/00	(2006.01)
G10L 15/22	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.07.2010 PCT/SE2010/050854**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **20.01.2011 WO11008162**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.07.2010 E 10800118 (1)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.10.2021 EP 2453978**

54 Título: **Sistema de control por voz para un implante**

30 Prioridad:

17.07.2009 SE 0901000
17.07.2009 US 213807 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.04.2022

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 2 904 304 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema de control por voz para un implante

Campo técnico

5 La presente invención divulga un sistema de control para un implante en el cuerpo de un mamífero, mediante el cual el implante puede ser controlado utilizando comandos de voz.

Antecedentes

10 Los implantes médicos, como tales, son conocidos anteriormente y suelen utilizarse para sustituir o ayudar a un órgano o una función en el cuerpo de un mamífero. Algunos implantes médicos que pueden mencionarse a modo de ejemplo son las articulaciones de cadera artificiales, los marcapasos, las bombas de insulina artificiales y otros similares.

15 Como se comprenderá, algunos implantes requieren, o pueden ser mejorados, por la capacidad de recibir información de un usuario del implante, ya sea del paciente o del personal médico que lo atiende. Se conocen varios métodos para proporcionar dicha información a los dispositivos implantados. Por ejemplo, la patente estadounidense número 5.569.186 de Snell y otros describe un sistema de bomba de glucosa, cuyas partes son implantables en un cuerpo humano, en el que el funcionamiento del sistema puede supervisarse y controlarse desde un monitor externo al cuerpo humano, siendo el monitor un dispositivo que se lleva en la muñeca. El monitor de la patente de Snell puede mostrar información y enviar órdenes al resto del sistema mediante señales de telemetría, es decir, control por radio.

20 El documento del estado de la técnica US 2006/0271128 describe un implante coclear que comprende: un circuito transcutáneo de transferencia de energía para transferir transcutáneamente energía a través de la piel del receptor; y un circuito transcutáneo de enlace de datos capacitivo para transferir transcutáneamente datos a través de la piel del receptor. El documento del estado de la técnica WO 01/48739 describe un sistema controlado por voz para permitir el control interactivo de manos libres de un instrumento de procesamiento de datos médicos que interactúa con un dispositivo médico implantado.

25 El documento del estado de la técnica US 5.792.204 describe métodos y aparatos para controlar un dispositivo médico implantable, como un dispositivo de estimulación cardíaca implantable, mediante comandos de voz. En una realización preferida, el comando de voz debe ser confirmado por el usuario antes de ser ejecutado. El documento del estado de la técnica WO 2009/0561 67 se refiere a un módulo transductor (1) que se lleva externamente para su uso con un implante (101), cuyo módulo (1) comprende: 5 - un transductor (5) para convertir la energía en señales eléctricas, - una interfaz inalámbrica (19), configurado para transferir señales de datos hacia y/o desde el implante (101), y recibir alimentación eléctrica del implante (101), - circuitos (8) conectados de forma operativa al transductor (5) y a la interfaz (19), configurados para - recibir energía eléctrica de la interfaz (19), 10 - convertir las señales eléctricas generadas por el transductor en señales de datos que responden a las señales eléctricas, y - proporcionar señales de datos a la interfaz (19), y - una carcasa (2) que forma un cuerpo protector del módulo (1), cuya carcasa (1) está configurada para su fijación externa al cuerpo del usuario.

Sumario

40 La invención se define en las reivindicaciones adjuntas. Los aspectos, las realizaciones y los ejemplos divulgados en el presente documento que no están comprendidos en el ámbito de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la invención y se proporcionan simplemente con fines ilustrativos. Es un objeto de la presente invención mejorar la comodidad, la facilidad y la fiabilidad con la que se puede controlar un implante médico en un cuerpo de mamífero como el cuerpo humano.

45 Este objeto se logra mediante la presente invención en la que se divulga un sistema para el control de un implante médico en el cuerpo de un mamífero. El sistema de la invención comprende una primera y una segunda parte que están adaptadas para la comunicación entre sí; la primera parte está adaptada para la implantación en el cuerpo del mamífero para el control de y la comunicación con el implante médico, y la segunda parte está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero en contacto físico con dicho cuerpo.

Además, la segunda parte está adaptada para recibir comandos de control de un usuario y para transmitir estos comandos a la primera parte, y el sistema de la invención está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero como un conductor para la comunicación entre la primera y la segunda parte.

50 Además, la segunda parte del sistema está adaptada para recibir y reconocer los comandos de control de un usuario como comandos de voz y también está adaptada para transformar los comandos de voz reconocidos en señales que luego se transmiten a la primera parte a través del cuerpo del mamífero como conductor para el control de dicho implante.

Así, por medio del sistema de la invención, el usuario de un implante, o el personal médico u otras personas que ayudan al usuario, pueden controlar el implante por medio de órdenes habladas. Además, la necesidad de transmisores de radio, etc., tal y como muestran otros sistemas en el campo del control de implantes, se obvia mediante la presente invención, ya que el sistema de la invención utiliza el cuerpo del usuario como conductor para la comunicación entre la primera y la segunda parte del implante.

El cuerpo se utiliza como conductor para la comunicación mediante la creación de un campo eléctrico (capacitivo) entre la primera y la segunda parte del sistema, campo que puede utilizarse para la comunicación entre las dos partes, mediante la alteración del campo.

El sistema para el control de un implante médico (32) en el cuerpo de un mamífero (11), dicho sistema comprende una primera parte (10, 20) y una segunda parte (12) adaptadas para la comunicación entre sí, en cuyo sistema la primera parte (10, 20) está adaptada para su implantación en el cuerpo del mamífero (11) para el control de y la comunicación con el implante médico (32), la segunda parte (12) está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero (11) en contacto físico con dicho cuerpo y adaptada para recibir órdenes de control de un usuario y transmitir estas órdenes a la primera parte (10, 20), caracterizada porque el sistema está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero (11) como conductor para la comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda parte (12) y en que la segunda parte (12) está adaptada para recibir y reconocer las órdenes de control de un usuario como órdenes de voz y está adaptada para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte (10, 20) a través del cuerpo de mamífero (11) como conductor para el control de dicho implante (32), estando la primera parte (10, 20) adaptada para transmitir dichas señales al implante (32), en el que dicha segunda parte (12) comprende un dispositivo de aprendizaje adaptado para aprender sucesivamente las órdenes de voz y aprender a combinarlas con la orden de salida adecuada.

El sistema para el control de un implante médico (32) en el cuerpo de un mamífero (11), dicho sistema comprende una primera parte (10, 20) y una segunda parte (12) adaptadas para la comunicación entre sí, en cuyo sistema la primera parte (10, 20) está adaptada para su implantación en el cuerpo del mamífero (11) para el control de y la comunicación con el implante médico (32), la segunda parte (12) está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero (11) en contacto físico con dicho cuerpo y adaptada para recibir órdenes de control de un usuario y transmitir estas órdenes a la primera parte (10, 20), caracterizada porque el sistema está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero (11) como conductor para la comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda parte (12) y en que la segunda parte (12) está adaptada para recibir y reconocer las órdenes de control de un usuario como órdenes de voz y está adaptada para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte (10, 20) a través del cuerpo de mamífero (11) como conductor para el control de dicho implante (32), estando la primera parte (10, 20) adaptada para transmitir dichas señales al implante (32), en el que dichos comandos de voz comprenden un complejo de diferentes frecuencias traducidas en un comando de salida definido fijo, en el que dicho sistema comprende una primera placa conductora (29) en la primera parte (10, 20) del sistema y una segunda placa conductora (27) en la segunda parte (12) del sistema, estando el sistema adaptado para crear un campo eléctrico capacitivo con diferencias de potencial entre dicha primera (29) y dicha segunda (27) placa conductora.

El sistema puede comprender además un circuito detector (30) en la primera parte (10, 20) del sistema para detectar las diferencias de potencial entre las placas conductoras (27, 29), estando el sistema adaptado para utilizar las diferencias de potencial para dicha comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda (12) parte del sistema.

Dichos comandos de voz comprenden un complejo de diferentes frecuencias traducidas en un comando de salida definido fijo.

Dichos comandos de salida no diferencian diferentes frecuencias, sino que resumen una entrada definida de diferentes frecuencias en una sola acción.

45 **Breve descripción de los dibujos**

La invención se describirá con más detalle a continuación, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que

La figura 1 muestra una visión general del sistema de la invención.

La figura 2 muestra un diagrama de bloques de una primera realización.

La Fig. 3 muestra un diagrama de circuito de una realización.

50 Las figuras 4 y 5 muestran diagramas de bloques de otras realizaciones.

Las Figs. 6-8 muestran varias formas de comunicación.

Las Figs. 9-21 muestran realizaciones de fuentes de energía para la primera parte de la invención.

Descripción detallada

La fig. 1 muestra una visión general destinada a ilustrar el sistema de la invención, así como su uso y aplicación. Como se ha mencionado anteriormente, el sistema inventivo está destinado a ser utilizado con un implante médico en el cuerpo de un mamífero, como el cuerpo humano, y la fig. 1 muestra a un usuario humano 11 que ha sido equipado con un implante 32. El implante 32 se muestra en la figura 1 como situado en la región abdominal del usuario, pero esto es meramente un ejemplo destinado a ilustrar un implante genérico con el que puede utilizarse la invención; dicho implante puede estar situado en más o menos cualquier región del cuerpo del mamífero, dependiendo de la naturaleza y la función del implante.

El implante 32 puede ser de varios tipos, todos ellos dentro del ámbito de la presente invención, pero entre los ejemplos que pueden mencionarse están los siguientes:

- Un motor controlable,
- Una bomba,
- Un dispositivo de estimulación,
- Un dispositivo de constricción,
- Un dispositivo de movimiento de fluidos,
- Una bomba de corazón,
- Una válvula del corazón,
- Un dispositivo de filtrado,
- Un dispositivo de administración de fármacos,
- Un depósito artificial,
- Un dispositivo de fertilidad o de no fertilidad,
- Un dispositivo antireflujo,
- Un dispositivo de tratamiento de la potencia,
- Un dispositivo de incontinencia urinaria o de retención de orina,
- Un dispositivo intestinal,
- Un dispositivo para el tratamiento de aneurismas,
- Un dispositivo para el tratamiento de la hipertensión,
- Un dispositivo de eliminación de coágulos

El sistema de la invención está adaptado para controlar el implante 32, y para ello el sistema comprende una primera parte 10 que está adaptada para ser implantada en el cuerpo del mamífero, y una segunda parte 12 que está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero en contacto físico con el cuerpo.

Como se indica en la figura 1, la segunda parte 12 está adaptada para recibir y reconocer órdenes de control de un usuario en forma de órdenes de voz (es decir, órdenes habladas), y para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte 10. En otras palabras, la segunda parte 12 está adaptada para reconocer una serie de comandos hablados, como, por ejemplo, "más", "menos", "encendido", "apagado", "abrir", "cerrar", y para transformar estos comandos hablados en señales en una forma que pueda ser transmitida y entendida por la primera parte 10 del sistema, es decir, la parte que está implantada en el cuerpo 11.

La primera parte 10 está adaptada para, al recibir dichas órdenes de la segunda parte 12 del sistema, transmitir las al implante 32 para su control.

Según la presente invención, la segunda parte 12 transmite las señales (es decir, los comandos de control) a la primera parte 10 a través del cuerpo del mamífero 11 como conductor, lo que se hace creando un campo capacitivo entre la primera 10 y la segunda 12 parte del sistema, y luego creando variaciones en ese campo con el fin de utilizar esas variaciones para la comunicación entre las dos partes del sistema.

A continuación, se describirán varias formas de crear el campo capacitivo y se detallará cómo el campo capacitivo y sus variaciones pueden ser utilizados por la presente invención para la comunicación entre las dos partes del sistema. También hay que señalar que la presente invención aprovecha las propiedades conductoras del cuerpo de los mamíferos para la comunicación: el campo eléctrico que se crea se propagará por todo el cuerpo debido a la conductividad del mismo, por lo que puede crearse en un punto del cuerpo y detectarse en otro punto del mismo. En cierto modo, la presente invención utiliza el cuerpo como "antena" o conductor para la comunicación entre las dos partes del sistema.

Una realización según la combinación de las figuras 1 y 2, comprende un sistema para el control de un implante médico (32) en el cuerpo de un mamífero (11), dicho sistema comprende una primera (10, 20) y una segunda parte (12) adaptadas para la comunicación entre sí, en cuyo sistema la primera parte (10, 20) está adaptada para ser implantada en el cuerpo del mamífero (11) para el control de y la comunicación con el implante médico (32), la segunda parte (12) está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero (11) en contacto físico con dicho cuerpo y adaptada para recibir órdenes de control de un usuario y transmitir estas órdenes a la primera parte (10, 20). El sistema está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero (11) como conductor para la comunicación entre la primera parte (10, 20) y la segunda parte (12) y en que la segunda parte (12) está adaptada para recibir y reconocer las órdenes de control de un usuario como órdenes de voz y está adaptada para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte (10, 20) a través del cuerpo del mamífero (11) como conductor para el control de dicho implante (32), estando la primera parte (10, 20) adaptada para transmitir dichas señales al implante (32), en donde dicha segunda parte (12) comprende un dispositivo de aprendizaje adaptado para aprender sucesivamente los comandos de voz y aprender a combinarlos con el comando de salida adecuado.

Otra realización más incluye un sistema para el control de un implante médico (32) en el cuerpo de un mamífero (11), dicho sistema comprende una primera parte (10, 20) y una segunda parte (12) adaptadas para la comunicación entre sí, en cuyo sistema la primera parte (10, 20) está adaptada para su implantación en el cuerpo del mamífero (11) para el control de y la comunicación con el implante médico (32), la segunda parte (12) está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero (11) en contacto físico con dicho cuerpo y adaptada para recibir órdenes de control de un usuario y transmitir estas órdenes a la primera parte (10, 20), caracterizada porque el sistema está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero (11) como conductor para la comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda parte (12) y en que la segunda parte (12) está adaptada para recibir y reconocer las órdenes de control de un usuario como órdenes de voz y está adaptada para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte (10, 20) a través del cuerpo de mamífero (11) como conductor para el control de dicho implante (32), estando la primera parte (10, 20) adaptada para transmitir dichas señales al implante (32), en el que dichos comandos de voz comprenden un complejo de diferentes frecuencias traducidas en un comando de salida definido fijo, en el que dicho sistema comprende una primera placa conductora (29) en la primera parte (10, 20) del sistema y una segunda placa conductora (27) en la segunda parte (12) del sistema, estando el sistema adaptado para crear un campo eléctrico capacitivo con diferencias de potencial entre dicha primera (29) y dicha segunda (27) placa conductora.

El sistema puede además comprender un circuito detector (30) en la primera parte (10, 20) del sistema para detectar las diferencias de potencial entre las placas conductoras (27, 29), estando el sistema adaptado para utilizar las diferencias de potencial para dicha comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda (12) parte del sistema.

Dichos comandos de voz comprenden un complejo de diferentes frecuencias traducidas en un comando de salida definido fijo.

Dichos comandos de salida no diferencian diferentes frecuencias, sino que resumen una entrada definida de diferentes frecuencias en una sola acción.

La fig. 2 muestra un diagrama de bloques de una realización de un sistema 20 de la invención: se muestra una parte del cuerpo de un mamífero, con la piel indicada como una línea 21. Como se muestra en la figura 2, la segunda parte del sistema 20, es decir, la parte que está destinada a ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero, comprende un dispositivo, representado simbólicamente como micrófono 22, para detectar las órdenes habladas de un usuario del sistema, es decir, el paciente o, por ejemplo, el personal médico que atiende al paciente, cuyas órdenes habladas están destinadas a controlar un dispositivo 32 que se ha implantado en el paciente.

Además, la segunda parte del sistema 20 comprende un dispositivo 23 para reconocer órdenes habladas y para "traducirlas" en señales u órdenes que pueda entender el implante 32. Las señales u órdenes que pueden ser reconocidas por el implante 32 pueden variar dependiendo de cómo esté diseñado el implante 32, pero pueden ser, por ejemplo, órdenes en forma de caracteres ASCII, números binarios, etc.

Por ejemplo, para ilustrar este principio, supongamos una orden que indica que el implante 32 debe aumentar una actividad que puede realizar. Supongamos además que la entrada al implante 32 que hace que éste aumente esta actividad es "cuatro binario", es decir, 1 0 0; el dispositivo de reconocimiento 23 tendrá entonces, cuando reconozca

la orden hablada "aumentar", como salida "cuatro binario", es decir, 1 0 0, que puede entonces transmitirse al implante 32 de la manera que se describirá más adelante.

5 El dispositivo de reconocimiento 23 puede ser un dispositivo de aprendizaje con un número determinado de órdenes de salida, o puede, si la tecnología lo permite, ser un dispositivo que "entiende" las órdenes de voz sin ningún procedimiento de aprendizaje. En cualquiera de los dos casos, es decir, con o sin aprendizaje, el dispositivo de reconocimiento es convenientemente "enseñado" por un usuario que comando hablado debe corresponder a uno de un conjunto de comandos que el implante 32 puede aceptar como entrada.

10 En el caso de un dispositivo de aprendizaje, entonces, en el ejemplo dado anteriormente, con el comando hablado "aumentar", el dispositivo de reconocimiento 23 será expuesto a esta palabra de un usuario autorizado un número de veces; el dispositivo de reconocimiento 23 indica al usuario que la palabra ha sido "aprendida", es decir, que el dispositivo de reconocimiento puede reconocer esa palabra o frase particular de ese hablante particular en el futuro; el usuario autorizado entonces hará coincidir esta palabra o frase con la salida "binaria cuatro". La noción de "usuario autorizado" pretende evitar que el sistema 20 de la invención emita órdenes al implante médico 32 cuando son pronunciadas por personal no autorizado. Naturalmente, un dispositivo de reconocimiento que pueda reconocer
15 la misma palabra o frase de un conjunto de usuarios autorizados también puede utilizarse dentro del ámbito de la presente invención.

20 Como también se muestra en la fig. 2, la segunda parte del sistema 20 comprende un circuito de envío/recepción 24 para generar las órdenes reales al implante 32. La segunda parte también comprende una segunda placa capacitiva 27 que está conectada (convenientemente por cable, como se muestra en la fig. 2) al dispositivo de envío/recepción 24. Como se muestra en la fig. 2, la primera parte del sistema también comprende una primera placa condensadora 29, que se implanta en el paciente ya que está comprendida en la primera parte del sistema.

La segunda parte del sistema también puede comprender una placa de tierra 17, que está en contacto cercano o directo con el cuerpo del mamífero 11.

25 Según la invención, el sistema 20 está adaptado para crear un campo capacitivo entre la primera y la segunda placa capacitiva 29, 27, y para crear variaciones en este campo por medio de las cuales se pueden transmitir órdenes a la primera parte desde la segunda parte, y desde allí al dispositivo implantado 32, que está conectado a la primera parte del sistema, convenientemente por cable, como se indica en la fig 2, aunque las soluciones inalámbricas también están dentro del alcance de la invención.

30 Un hecho que aprovecha la presente invención es que el cuerpo de un mamífero actuará como conductor de un campo capacitivo, de modo que las "señales", es decir, las variaciones del campo capacitivo, se propagarán entre las dos partes del sistema por medio del cuerpo como conductor.

Convenientemente, como se muestra en la figura 2, una o ambas placas capacitivas 27, 29 están cubiertas de un material dieléctrico 26, 28.

35 La segunda parte del sistema 20 también comprende una fuente de alimentación 25, que se muestra en la figura 2. Esta fuente de alimentación 25 puede ser una batería u otra forma de fuente de alimentación portátil, aunque no necesariamente. La primera parte también comprende una fuente de alimentación, mostrada como 31 en la figura 2. La fuente de alimentación 31 se comentará con mayor profundidad más adelante en este texto.

40 Pasando a la primera parte del sistema 20, es decir la parte destinada a ser implantada en el paciente mamífero y a estar conectada al implante médico 32 para transmitirle órdenes, y posiblemente también para recibir señales del implante 32 que deben ser comunicadas al usuario del implante, la primera parte comprende, como se muestra en la fig. 2, los siguientes componentes principales: la placa capacitiva 29, como se ha descrito anteriormente, con una posible cubierta dieléctrica 28, y un dispositivo de recepción (y posiblemente de transmisión) 30 conectado a la placa capacitiva 29 para detectar el campo capacitivo y las variaciones del mismo.

45 La primera parte también comprende una fuente de alimentación 31, que se describirá con más detalle a continuación.

Volviendo a los detalles más específicos de cómo un campo capacitivo puede ser creado por un sistema de la invención, y utilizado por el sistema para la comunicación entre la primera y la segunda parte del sistema, se puede decir lo siguiente:

50 Como se ha señalado anteriormente en este texto, el sistema inventivo aprovecha la realización de que, utilizando el cuerpo del paciente como medio de comunicación o conductor, y creando y detectando (midiendo) las variaciones de un campo capacitivo, es decir, midiendo el potencial eléctrico en diferentes lugares, la comunicación entre una primera parte implantada del sistema y una segunda parte externa (al cuerpo), puede establecerse comunicación con un mínimo de corriente eléctrica que fluya a través del cuerpo, y la comunicación puede ser utilizada por la primera parte implantada para controlar y comunicarse con un implante médico.

Así, para la comunicación de la invención, se utiliza al menos una parte del cuerpo del paciente como conductor. En general, la unidad de comunicación interna, es decir, la primera parte del sistema 20, comprende un receptor de comunicación y/o un transmisor o transceptor 30 que incluye una parte de un almacenamiento de energía capacitiva. La comunicación de la información mediante el acoplamiento capacitivo incluye dejar que se inyecte o extraiga una corriente eléctrica del almacenamiento de energía capacitiva: En el sistema, la información puede representarse, por ejemplo, como variaciones de la derivada de la tensión sobre el almacenamiento de energía capacitiva, es decir, como transiciones en el nivel de tensión.

La información puede codificarse según el sistema Manchester, y puede utilizarse la comunicación de doble frecuencia.

Con referencia de nuevo a la fig. 2 y al sistema 20 mostrado allí, como se muestra, al menos una de las placas capacitivas 27, 29, está incrustada en un aislante eléctrico, es decir, un material dieléctrico 26, 28, que convenientemente forma una fina capa que rodea totalmente la placa respectiva, estando las placas hechas de un material conductor de la electricidad, por ejemplo, cobre. La resistencia eléctrica entre las placas del condensador debe ser lo más alta posible, por ejemplo, al menos 1 MΩ.

Las placas capacitivas 27, 29 están acopladas eléctricamente a los circuitos de transmisión y/o recepción 24, 30, que también pueden verse como "circuitos conductores", que básicamente pueden incluir circuitos transmisores y/o receptores o, en su caso, circuitos transceptores. Los circuitos conductores 30 de la placa capacitiva interna 29 están, por lo tanto, también adaptados para la implantación y para la conexión eléctrica al dispositivo implantado o a un dispositivo de control del mismo, mostrado como 32. Los circuitos conductores externos 24 están conectados a un dispositivo de control, que no se muestra en la figura 2.

Los circuitos conductores 24, 30 son alimentados por fuentes de alimentación 25, 31, estando la fuente de alimentación interna 31 también adaptada para la implantación. Los circuitos conductores pueden requerir un potencial eléctrico de tierra común que puede hacer que la transferencia de información sea más segura, lo que puede proporcionarse, por ejemplo, haciendo que la carcasa de los circuitos conductores internos 30 sea conductora de la electricidad y, por tanto, esté en contacto eléctrico con los tejidos del cuerpo. Los circuitos conductores externos 24 pueden conectarse eléctricamente a una placa o electrodo conductor de electricidad 17 que se fija eléctricamente a la piel del cuerpo de la persona de la misma manera que los electrodos para, por ejemplo, la cardiografía.

El condensador formado por las placas capacitivas 27, 29 forma parte de una conexión de circuito eléctrico entre los circuitos conductores 24, 30, y las señales eléctricas pueden transmitirse a través de esta conexión de circuito. Seleccionando las dimensiones de las placas y su ubicación en relación con las demás, el condensador así formado puede tener una capacitancia adecuada para la transferencia de la señal. Por lo tanto, las placas 27, 29 pueden tener una superficie tan grande como sea posible para un implante, por ejemplo, del orden de 2 a 8 cm², y pueden configurarse de forma adecuada. Por supuesto, las placas también pueden ser rectangulares o en forma de cuadrados, pero también pueden, por ejemplo, tener una forma redonda alargada o una forma circular. En particular, la placa capacitiva interna 29 puede tener una forma que la haga adecuada para ser implantada. Por lo tanto, puede tener, por ejemplo, perforaciones o agujeros pasantes, no mostrados, para permitir su fijación segura a los tejidos del cuerpo.

Los circuitos conductores pueden diseñarse como se ilustra esquemáticamente en la Fig. 3. La fig. 3 muestra un circuito tanto de transmisión como de recepción de información, pero hay que señalar que el sistema de la invención puede ser también un sistema "unidireccional", de manera que la segunda parte es únicamente transmisora, y la primera parte es únicamente receptora. El circuito mostrado en la fig. 3 es "genérico", en el sentido de que puede ser utilizado por cualquiera de la primera y segunda parte, con variaciones dependiendo de si ambas partes del sistema deben ser capaces tanto de transmitir como de recibir información de la otra parte.

Sin embargo, suponiendo un sistema "bidireccional", como se muestra en la fig. 3, una placa capacitiva 27, 29 está conectada a una etapa de transmisión 35 que incluye una etapa de salida de transmisión 36, que recibe una señal de entrada, una onda o señal eléctrica alterna de un circuito oscilador 37, por ejemplo, un oscilador controlado por tensión (VCO), estando tanto el circuito oscilador 37 como la etapa de salida de transmisión 36 controlados por un microcontrolador 38 como para comandar una forma de onda especial y para modularla, respectivamente.

La placa capacitiva 27, 29 también está conectada a una etapa de recepción 39 que incluye un amplificador 33 que también funciona como un filtro de paso de banda. El amplificador proporciona 33 su señal de salida a un detector de señales 40 que entrega la señal de información detectada al microcontrolador 38. Los circuitos conductores de las placas capacitivas externas e internas pueden incluir cualquiera de las etapas de transmisión y recepción 35, 39, o ambas, dependiendo de la función deseada. El microcontrolador puede ser, por ejemplo, del tipo PIC16F818, y controla así la etapa de transmisión y de recepción. Para el "modo de recepción", el microcontrolador convierte el nivel de la señal recibida del detector de señales 35, y luego utiliza convenientemente un ADC como el ADC de 8 bits integrado en el PIC16F818.

Como se ha mostrado en la figura 1, en una realización, la segunda parte del sistema 20, es decir, incluyendo la placa capacitiva externa 27 y sus circuitos conductores 24 y la fuente de alimentación 25, puede integrarse en un dispositivo como un reloj de pulsera 45. Sin embargo, un reloj de pulsera no es más que un ejemplo de dispositivo en el que puede integrarse la segunda parte; ejemplos de otros dispositivos de este tipo son un collar, una pulsera, un anillo, un pendiente o un ornamento para el cuerpo humano, o un reloj tradicional.

En la fig. 2, los circuitos conductores 30, la fuente de alimentación 31 y la placa capacitiva interna 29 se ven como unidades separadas, conectadas por cableado eléctrico. Estos componentes también pueden estar integrados como una sola unidad, colocados juntos dentro de una caja o carcasa común, que puede estar hecha de un material eléctricamente aislante que forma el aislamiento eléctrico de la placa capacitiva

El canal o camino de comunicación que tiene un acoplamiento capacitivo como el descrito anteriormente debe tener una impedancia constante, que debe ser lo más pequeña posible para garantizar que las señales de comunicación se transfieran adecuadamente. Sin embargo, la capacitancia del condensador utilizado, que tiene una placa capacitiva 29 implantada en el cuerpo de un paciente, puede no permanecer constante, debido, por ejemplo, al hecho de que las placas 27, 29 pueden moverse unas con respecto a otras, y a que las funciones corporales de los tejidos situados entre las placas del condensador pueden cambiar. La frecuencia utilizada para la comunicación debe ser sustancialmente constante, si, por ejemplo, se utiliza una señal portadora modulada o pulsos de una frecuencia definida. Además, la frecuencia debe ser lo más grande posible para que la impedancia sea pequeña.

Para mejorar el acoplamiento capacitivo total entre las placas de condensador 27, 29, las placas pueden "dividirse" para incluir, cada una, una primera placa 27, 29 y una segunda placa 27', 29', como se muestra en la fig. 4, siendo el sistema 20 esencialmente similar por lo demás al mostrado en la fig. 2. Para transmitir una señal de una parte del sistema a la otra parte del sistema, las dos placas del lado emisor pueden estar provistas de señales inversas entre sí. Así, por ejemplo, la placa 27' puede recibir la señal directa y denominarse 27+ y la placa 27 puede recibir la señal invertida y denominarse 27-. La inversión de las señales puede lograrse fácilmente disponiendo un circuito inversor en la etapa de transmisión 21 de la figura 2. En la parte de recepción, es decir, la primera parte (implantada) del sistema, se puede utilizar un circuito inversor que tenga el sentido contrario. La placa del condensador interno debe configurarse de forma similar y correspondiente, teniendo una placa 29 para la señal directa y una placa 29' para la señal invertida.

Las placas de condensador dobles utilizadas en este caso pueden configurarse como campos circulares concéntricos, como se muestra en la figura 5, al menos uno de los cuales es anular, para facilitar su colocación. Una parte del condensador 27+, 29+ puede ser, por ejemplo, un campo circular central que está rodeado por un campo circular anular 27-, 29.

Se pueden concebir varias formas de comunicar señales a través del trayecto de comunicación que implica un acoplamiento capacitivo, considerando las condiciones mencionadas de la transmisión de la señal; ahora se describirán algunos métodos posibles.

En el caso más sencillo, las señales utilizadas en la comunicación entre los dispositivos externos e internos pueden ser, por ejemplo, pulsos eléctricos, por ejemplo, pulsos sustancialmente rectangulares. Sin embargo, dado que la comunicación de la información en la mayoría de los casos debe realizarse con un alto grado de seguridad, podría utilizarse una codificación adecuada de la información. Por lo tanto, se puede utilizar, por ejemplo, la codificación Manchester.

La codificación Manchester es un caso especial de la codificación binaria por desplazamiento de fase, en la que cada bit de datos se representa por al menos una transición. La codificación es, por tanto, auto-cronometrado, lo que hace posible una sincronización precisa del flujo de datos. Por ejemplo, un "1" puede representarse mediante una transición de un nivel alto a uno bajo y un "0" puede representarse mediante una transición de un nivel eléctrico bajo a uno alto. Esto significa que en la derivada de la señal eléctrica hay variaciones de modo que un "1" puede verse como un pulso negativo y un "0" como un pulso positivo. En la señal eléctrica también hay transiciones entre los dos niveles que no representan ninguna información, pero que son necesarias para que las transiciones que representan la información puedan disponerse en la eléctrica, por lo que dichas transiciones adicionales se insertan al enviar dos bits de información iguales y consecutivos.

Para el caso de una simple transmisión de pulsos, la etapa de salida del transmisor 36 y el oscilador 37 ilustrados en el diagrama del circuito de la Fig. 3 pueden no ser necesarios ya que los pulsos pueden ser generados directamente en el microprocesador 38 y suministrados a la respectiva placa capacitiva 27, 29. En el diagrama de la Fig. 6 se ilustra una típica señal codificada Manchester generada por un microcontrolador.

La Fig. 7 es un esquema de los circuitos conductores 24, 30 que comprenden un transceptor que puede utilizarse en este caso.

Para la recepción, la señal transmitida es captada por la placa capacitiva 27, 29. El nivel de CC de la señal se obtiene mediante la resistencia R22, que se pone a 2,5 V, que es igual a $V_{CC}/2$. La señal recibida se suministra a

una etapa de preamplificación 51 que incluye un amplificador U9 antes de pasar a las etapas de filtrado. El amplificador tiene una alta impedancia de entrada y una baja corriente de polarización. A continuación, la señal se suministra a una etapa de filtro de paso alto 53 que está configurada como un filtro de paso alto activo de segundo orden que incluye un amplificador U10 como elemento activo. Esta etapa de filtrado elimina las señales de interferencia de baja frecuencia y el ruido. A continuación, la señal pasa a una etapa de filtro de paso bajo 55 que es un filtro pasivo de tipo RC, que comprende una resistencia R41 y un condensador C8 para eliminar el ruido de alta frecuencia.

A continuación, la señal se suministra a una etapa de detección de señales que aquí está diseñada como una etapa de comparador 57 que tiene histéresis. Así, la señal recibida y filtrada se introduce en la entrada inversora de un comparador U7. La misma señal se filtra primero aún más en un filtro RC pasivo que incluye R41 y C14 y luego se alimenta a la entrada no inversora del comparador a través de una resistencia R6. La resistencia R6 y la resistencia de retroalimentación R12 forman la retroalimentación de histéresis. El comparador U7 tiene histéresis para emitir una onda cuadrada en código Manchester aunque la señal caiga por debajo del nivel de CC. Un ejemplo de señal recibida y filtrada puede verse en la Fig. 6b y la salida del comparador U7 en la Fig. 6c.

El microcontrolador U19 se utiliza para decodificar el flujo Manchester recibido en datos útiles. Esto se consigue midiendo el tiempo entre los flancos ascendentes y descendentes. Cuando se inicializa una recepción, el microcontrolador recibe un preámbulo que consiste en el patrón repetido "10101010". Dado que las únicas transiciones que se producen en ese patrón son las transiciones de bits, el preámbulo puede utilizarse para sincronizar los datos, es decir, para formar una señal de reloj. Una vez realizada la sincronización, el microcontrolador puede empezar a traducir el flujo Manchester en datos útiles.

Otro método es utilizar la modulación de amplitud para transferir datos. Por ejemplo, se puede modular una frecuencia portadora para emitir ráfagas de la señal eléctrica.

Para este método, se pueden utilizar, por ejemplo, circuitos conductores como los ilustrados en la Fig. 8. La etapa de transmisión 21 tiene un generador de señales U22 que puede ser habilitado por una señal "OSC_POW" del microcontrolador U19 en la etapa de microcontrolador, la señal abriendo un transistor U4. El generador de señales U22 emite una señal oscilatoria con una frecuencia de aproximadamente 1,4 MHz que se ajusta mediante las resistencias R30 y R54. La salida del generador de señales U22 se alimenta a la puerta de otro transistor U3. Otra señal "OSC_EN" procedente del microcontrolador se utiliza para modular la amplitud de la señal al ser suministrada a la puerta de un transistor U2. El transistor U2 y la resistencia R43 se proporcionan para hacer posible la transmisión de una tensión superior a 5V.

Para recibir la información, la señal transmitida es recogida por la placa del condensador conectada a J4. El nivel de DC de la señal recibida es por la resistencia 22 tirado a 2.5V que es igual a $V_{CC}/2$. La señal recibida se suministra a una etapa de preamplificación 61 que incluye un amplificador U9 que tiene una alta impedancia de entrada y una baja corriente de polarización. La señal amplificada se pasa a un filtro de paso de banda 63. El filtro de paso de banda es un filtro de paso de banda activo de segundo orden que incluye un amplificador U10 como elemento activo.

La señal filtrada se suministra a un amplificador de ganancia variable 65 que incluye un amplificador no inversor U13. Una resistencia conecta la entrada inversora del amplificador no inversor a una tensión de referencia que puede elegirse ajustando un interruptor analógico U17. La ganancia del amplificador de ganancia variable 65 puede por tanto ser ajustada por el microcontrolador 27 mediante señales de control "VGA1-4". Después de pasar por el amplificador de ganancia variable, la señal es rectificadora de media onda en una etapa rectificadora 67 que incluye el amplificador U18 con dos diodos D14 conectados en su bucle de retroalimentación. La señal rectificada pasa por un filtro RC de paso bajo pasivo 69 que incluye una resistencia R50 y un condensador C28 para dar salida a una onda rectangular. La onda rectangular es alta cuando la amplitud de la señal recibida es alta o está encendida y es baja cuando la amplitud está apagada o es cero.

Finalmente, la señal deseada se detecta en un detector de señal o etapa de comparador 35, proporcionándose a la entrada no inversora de un comparador U21. La señal también es filtrada simultáneamente en paso bajo por el filtro RC dispuesto por la resistencia R52 y el condensador C40 para proporcionar una señal promediada a la entrada inversora. La señal "DATA" de salida del comparador U21 se alimenta al microcontrolador 27 para decodificar los datos recibidos.

Para que la recepción de datos funcione correctamente en este caso puede ser importante que la señal transmitida esté equilibrada en el sentido de que esté encendida y apagada durante el mismo tiempo. Por ello, los datos pueden codificarse, también en este caso, mediante el código Manchester, como se ha descrito anteriormente.

Un desarrollo del método de modulación de amplitud simple que utiliza un portador que se enciende y se apaga es el método llamado de modulación por desplazamiento de frecuencia (FSK). Este esquema de modulación representa un "0" digital con una primera frecuencia y un "1" con una segunda frecuencia diferente, donde estas frecuencias

pueden seleccionarse para que sean lo más grandes posible. Si es posible, también se pueden utilizar ondas rectangulares en lugar de ondas sinusoidales para conseguir una mejor transmisión a través del enlace capacitivo.

5 En la demodulación, en este caso una frecuencia recibida se transforma en un "0" o un "1". Esto puede hacerse utilizando un bucle de bloqueo de fase (PLL), en particular un bucle de bloqueo de fase digital (DPLL). Un circuito demodulador digital de este tipo comprende un detector de fase o pfd, un filtro de bucle, un contador VCO y un decidor. El detector de fase observa la señal entrante y la compara con la señal generada en el contador VCO. Si alguna de las señales sube antes que la otra, esta información se envía al filtro de bucle. El filtro de bucle obtiene la información sobre la señal que sube primero y la traduce en una señal de control para el contador VCO. Esta señal es el preajuste para el contador dentro del contador VCO. El contador VCO es un contador que siempre cuenta hacia abajo y tiene una carga y entradas de preajuste. Estas entradas son controladas por el filtro de bucle.

10 El decidor es una unidad o circuito que crea la señal de datos. Para ello, observa las señales preestablecidas y, en función del valor, elige entre un '0' y un '1'.

15 Volviendo a cómo se suministra energía a las partes del sistema inventivo 20, esto se ha insinuado en las figuras 2 y 4, por medio de las fuentes de alimentación 25 y 31 mostradas allí. La segunda parte, es decir, la parte que está adaptada para ser llevada externamente al cuerpo del mamífero, puede ser alimentada de varias maneras, tales como baterías, acumuladores recargables, etc., pero el suministro de energía de la primera parte, es decir, la parte que está adaptada para ser implantada en el cuerpo de un mamífero, presenta naturalmente un desafío mayor. A continuación, se describirán una serie de formas alternativas o complementarias adecuadas para alimentar la primera parte del sistema inventivo.

20 La primera parte 10 del sistema también se denominará en adelante "el aparato".

La fig. 9 ilustra una realización de un sistema 300 para suministrar energía a la primera parte 10 de la presente invención. La primera parte 10 se muestra, a modo de ejemplo, en la fig. 9 como colocada en el abdomen de un paciente; el implante que debe ser controlado a través de la primera parte 10 no se muestra en la fig. 9.

25 En una realización, un dispositivo transformador de energía implantable 302 está adaptado para suministrar energía a los componentes consumidores de energía del aparato 10 a través de una línea de alimentación 303. Un dispositivo externo de transmisión de energía 304 para energizar de forma no invasiva el aparato 10 transmite energía al dispositivo implantable de transformación de energía 302 mediante al menos una señal de energía inalámbrica. El dispositivo transformador de energía implantable 302 transforma la energía de la señal de energía inalámbrica en energía eléctrica que se suministra a través de la línea de alimentación 303.

30 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 microondas, 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 combinado.

35 El dispositivo de transmisión de energía inalámbrica 304 puede transmitir una señal portadora para transportar la señal de energía inalámbrica. Dicha señal portadora puede incluir señales digitales, analógicas o una combinación de señales digitales y analógicas. En este caso, la señal de energía inalámbrica incluye una señal analógica o digital, o una combinación de una señal analógica y digital.

40 En términos generales, el dispositivo de transformación de energía 302 se proporciona para transformar la energía inalámbrica de una primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 304 en energía de una segunda forma, que normalmente es diferente de la energía de la primera forma. El aparato implantado 10 es operable en respuesta a la energía de la segunda forma. El dispositivo de transformación de energía 302 puede alimentar directamente el aparato con la energía de segunda forma, ya que el dispositivo de transformación de energía 302 transforma la energía de primera forma transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 304 en la 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.

45 Alternativamente, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 304 puede utilizarse para alimentar directamente el aparato 10, ya que la energía inalámbrica está siendo transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 304. Cuando el sistema comprende un dispositivo de operación para operar el aparato, como se describirá más adelante, la energía inalámbrica transmitida por el dispositivo de transmisión de energía 304 puede utilizarse para alimentar directamente el dispositivo de operación para crear energía cinética para la operación del aparato.

50 La energía inalámbrica de la primera forma puede comprender ondas sonoras y el dispositivo transformador de energía 302 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

55

- continua pulsante, o una combinación de corriente continua y corriente continua pulsante, o una corriente alterna o una combinación de corriente continua y corriente alterna. Normalmente, el aparato comprende componentes eléctricos que se energizan con energía eléctrica. Otros componentes eléctricos implantables del sistema pueden ser al menos un protector de nivel de tensión o al menos un protector de corriente constante conectado con los componentes eléctricos del aparato.
- Opcionalmente, una de las energías de la primera forma y la energía de la segunda forma puede comprender energía magnética, energía cinética, energía sonora, energía química, energía radiante, energía electromagnética, energía fotográfica, energía nuclear o energía térmica. Preferentemente, una de las energías de la primera forma y la energía de la segunda forma es no magnética, no cinética, no química, no sónica, no nuclear o no térmica.
- El dispositivo de transmisión de energía puede controlarse desde fuera del cuerpo del paciente para liberar energía electromagnética inalámbrica, y la energía electromagnética inalámbrica liberada se utiliza para el funcionamiento del aparato. 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 el funcionamiento del aparato. Naturalmente, el dispositivo de transmisión de energía también puede ser controlado por la comunicación entre la primera 10 y la segunda parte 12 de la invención.
- El dispositivo externo de transmisión de energía 304 puede también, en una realización, incluir un control remoto inalámbrico que tiene un transmisor de señal externo para transmitir una señal de control inalámbrica para controlar el aparato de forma no invasiva. La señal de control es recibida por un receptor de señal implantado que puede estar incorporado en el dispositivo implantado de transformación de energía 302 o estar separado del mismo.
- La señal de control inalámbrica puede incluir una señal modulada en frecuencia, amplitud o fase, o una combinación de ellas. Alternativamente, la señal de control inalámbrico incluye una señal analógica o digital, o una combinación de una señal analógica y digital. Alternativamente, la señal de control inalámbrico comprende un campo eléctrico o magnético, o una combinación de campo eléctrico y magnético.
- El mando a distancia inalámbrico puede transmitir una señal portadora para llevar la señal de control inalámbrico. Dicha señal portadora puede incluir señales digitales, analógicas o una combinación de señales digitales y analógicas. Cuando la señal de control incluye una señal analógica o digital, o una combinación de 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 fig. 10 ilustra el sistema de la fig. 9 en forma de un diagrama de bloques más generalizado que muestra el aparato 10, el dispositivo de transformación de energía 302 que alimenta el aparato 10 a través de la línea de alimentación 303, y el dispositivo externo de transmisión de energía 304, La piel del paciente 305, mostrada generalmente por una línea vertical, separa el interior del paciente a la derecha de la línea del exterior a la izquierda de la línea.
- La fig. 11 muestra un sistema idéntico al de la fig. 10, con la salvedad de que se implanta en el paciente un dispositivo de inversión en forma de interruptor eléctrico 306 que puede accionarse, por ejemplo, mediante energía polarizada, para invertir el aparato 10. Cuando el interruptor es operado por energía polarizada, el control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 304 transmite una señal inalámbrica que lleva energía polarizada y el dispositivo implantado de transformación de energía 302 transforma la energía polarizada inalámbrica en una corriente polarizada para operar el interruptor eléctrico 306. Cuando el dispositivo transformador de energía implantado 302 cambia la polaridad de la corriente, el interruptor eléctrico 306 invierte la función realizada por el aparato 10.
- El dispositivo de transformación de energía 302 puede incluir un acumulador recargable como una batería o un condensador que se carga con la energía inalámbrica y suministra energía para cualquier parte del sistema que consuma energía.
- La Fig. 12 muestra un sistema que comprende el dispositivo externo de transmisión de energía 304, el aparato 10, el dispositivo implantado de transformación de energía 302, una unidad implantada de control interno 315 controlada por el control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 304, un acumulador implantado 316 y un condensador implantado 317.
- La unidad de control interna 315 dispone el almacenamiento de la energía eléctrica recibida del dispositivo transformador de energía implantado 302 en el acumulador 316, que suministra energía al aparato 10. En respuesta a una señal de control del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 304, la unidad de control interna 315 libera energía eléctrica del acumulador 316 y transfiere la energía liberada a través de las líneas de alimentación 318 y 319, o transfiere directamente la energía eléctrica del dispositivo implantado de transformación de energía 302 a través de una línea de alimentación 320, el condensador 317, que estabiliza la corriente eléctrica, una línea de alimentación 321 y la línea de alimentación 319, para el funcionamiento del aparato 10.

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

5 De acuerdo con una alternativa, el condensador 317 en el sistema de la Fig. 12 puede ser omitido. De acuerdo con otra alternativa, el acumulador 316 puede ser omitido.

La Fig. 13 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 10, excepto que una batería 322 para suministrar energía para el funcionamiento del aparato 10 y un interruptor eléctrico 323 para conmutar el funcionamiento del aparato 10 también están implantados en el paciente. El interruptor eléctrico 323 puede ser controlado por el mando a distancia y también puede ser accionado por la energía suministrada por el dispositivo transformador de energía 302 implantado para pasar de un modo apagado, en el que la batería 322 no está en uso, a un modo encendido, en el que la batería 322 suministra energía para el funcionamiento del aparato 10.

La Fig. 14 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 13, salvo que también se implanta en el paciente una unidad de control interna 315 controlable por un mando a distancia inalámbrico del dispositivo externo de transformación de energía 304. En este caso, el interruptor eléctrico 323 es accionado por la energía suministrada por el dispositivo de transformación de energía 302 implantado para pasar de un modo de desconexión, en el que se impide que el mando a distancia inalámbrico controle la unidad de control interna 315 y la batería no está en uso, a un modo de espera, en el que se permite que el mando a distancia controle la unidad de control interna 315 para liberar energía eléctrica de la batería 322 para el funcionamiento del aparato 10.

La Fig. 15 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 14, salvo que un acumulador 316 sustituye a la batería 322 y los componentes implantados están interconectados de forma diferente. En este caso, el acumulador 316 almacena la energía del dispositivo transformador de energía 302 implantado. En respuesta a una señal de control procedente del control remoto inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 304, la unidad de control interna 315 controla el interruptor eléctrico 323 para pasar de un modo de apagado, en el que el acumulador 316 no se utiliza, a un modo de encendido, en el que el acumulador 316 suministra energía para el funcionamiento del aparato 10. El acumulador puede combinarse con un condensador o sustituirse por éste.

La Fig. 16 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 15, salvo que también se implanta en el paciente un acumulador 322 y los componentes implantados están interconectados de forma diferente. En respuesta a una señal de control procedente de un mando a distancia inalámbrico del dispositivo externo de transmisión de energía 304, la unidad de control interna 315 controla el acumulador 316 para que suministre energía para accionar el interruptor eléctrico 323 a fin de pasar de un modo desactivado, en el que la batería 322 no se utiliza, a un modo activado, en el que la batería 322 suministra energía eléctrica para el funcionamiento del aparato 10.

Alternativamente, el interruptor eléctrico 323 puede ser operado por la energía suministrada por el acumulador 316 para cambiar de un modo de apagado, en el que el control remoto inalámbrico no puede controlar la batería 322 para suministrar energía eléctrica y no está en uso, a un modo de espera, en el que el control remoto inalámbrico puede controlar la batería 322 para suministrar energía eléctrica para el funcionamiento del aparato 10.

Debe entenderse que el conmutador 323 y todos los demás conmutadores de esta aplicación deben interpretarse en su forma más amplia. Esto significa un transistor, MCU, MCP, ASIC, FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la energía. Preferiblemente, el interruptor se controla desde el exterior del cuerpo o, alternativamente, mediante una unidad de control interna implantada.

La Fig. 17 muestra un sistema idéntico al de la Fig. 14, salvo que los componentes implantados están interconectados de forma diferente. Así, en este caso, la unidad de control interna 315 es alimentada por la batería 322 cuando el acumulador 316, convenientemente un condensador, activa el interruptor eléctrico 323 para cambiar a un modo "encendido". Cuando el interruptor eléctrico 323 está en su modo "encendido", la unidad de control interna 315 puede controlar la batería 322 para suministrar, o no suministrar, energía para el funcionamiento del aparato 10.

La Fig. 18 muestra de forma esquemática las combinaciones concebibles de los componentes implantados del aparato para conseguir diversas opciones de comunicación. Básicamente, están el aparato 10, la unidad de control interna 315, un componente opcional 309, y el dispositivo externo de transmisión de energía 304 que incluye el control remoto inalámbrico externo. Como ya se ha descrito anteriormente, un mando a distancia inalámbrico transmite una señal de control que es recibida por la unidad de control interna 315, que a su vez controla los diversos componentes implantados del aparato.

La unidad de control interna 315, o alternativamente el control remoto inalámbrico externo del dispositivo externo de transmisión de energía 304, puede controlar el aparato 10 en respuesta a las señales del sensor 325. Puede combinarse un transceptor con el sensor 325 para enviar información sobre el parámetro físico detectado al control remoto inalámbrico externo. El control remoto inalámbrico puede comprender un transmisor o transceptor de señales y la unidad de control interna 315 puede comprender un receptor o transceptor de señales.

Alternativamente, el control remoto inalámbrico puede comprender un receptor o transceptor de señales y la unidad de control interna 315 puede comprender un transmisor o transceptor de señales. Los transceptores, transmisores y receptores mencionados pueden utilizarse para enviar información o datos relacionados con el aparato 10 desde el interior del cuerpo del paciente al exterior del mismo.

5 Cuando se implanta la batería 322 para alimentar el aparato 10, se puede retroalimentar la información relacionada con la carga de la batería 322. Para ser más precisos, cuando se carga una batería o un acumulador con energía, se envía información de retroalimentación relacionada con dicho proceso de carga y el suministro de energía se cambia en consecuencia. Esta información se envía convenientemente a través de la comunicación entre la primera y la segunda parte del sistema inventivo.

10 Un receptor de energía interno puede estar adaptado para suministrar directa o indirectamente la energía recibida a los componentes consumidores de energía del aparato 10 a través de un interruptor 326. Se determina un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno 302 y la energía utilizada por el aparato 10, y la transmisión de energía inalámbrica se controla entonces en función del balance energético determinado. El balance de energía proporciona así una indicación precisa de la cantidad correcta de energía necesaria, que es
15 suficiente para que el aparato 10 funcione correctamente, pero sin causar un aumento indebido de la temperatura.

En las figs. 10-17, la piel del paciente se indica con una línea vertical 305. Aquí, el receptor de energía comprende un dispositivo transformador de energía 302 situado en el interior del paciente, preferiblemente justo debajo de la piel del paciente 305. En general, el dispositivo transformador de energía 302 implantado puede colocarse en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), por vía subcutánea, o en cualquier otro
20 lugar adecuado. El dispositivo transformador de energía implantado 302 está adaptado para recibir energía inalámbrica E transmitida desde la fuente de energía externa 304a proporcionada en un dispositivo externo de transmisión de energía 304 situado fuera de la piel del paciente 305 en las proximidades del dispositivo transformador de energía implantado 302.

Como es bien sabido en la técnica, la energía inalámbrica E puede transferirse generalmente por medio de cualquier dispositivo adecuado de Transferencia Transcutánea de Energía (TET), como un dispositivo que incluya una bobina primaria dispuesta en la fuente de energía externa 304a y una bobina secundaria adyacente dispuesta en el dispositivo transformador de energía implantado 302. Cuando se introduce una corriente eléctrica a través de la bobina primaria, se induce energía en forma de tensión en la bobina secundaria que puede utilizarse para alimentar los componentes consumidores de energía implantados del aparato, por ejemplo, después de almacenar la energía
25 entrante en una fuente de energía implantada, como una batería recargable o un condensador.

Sin embargo, la presente invención no se limita en general a ninguna técnica de transferencia de energía, dispositivos TET o fuentes de 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 aparato. El término "energía utilizada" se entiende entonces que incluye también la
30 energía almacenada por los componentes implantados del aparato.

Un dispositivo de control incluye una unidad de control externa que controla la fuente de energía externa 304a basándose en el balance energético determinado para regular la cantidad de energía transferida. Para transferir la cantidad correcta de energía, el balance energético y la cantidad de energía requerida se determinan mediante un dispositivo de determinación que incluye una unidad de control interna 315 implantada y conectada entre el
35 interruptor 326 y el aparato 10. La unidad de control interna 315 puede, por tanto, estar dispuesta para recibir diversas mediciones obtenidas por sensores adecuados o similares, no mostrados, que miden ciertas características del aparato 10, reflejando de alguna manera la cantidad de energía requerida para el correcto funcionamiento del aparato 10.

Además, el estado actual del paciente también puede detectarse mediante dispositivos de medición o sensores adecuados, a fin de proporcionar parámetros que reflejen el estado del paciente. Por lo tanto, tales características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del aparato 10, como el consumo de energía, el modo de funcionamiento y la temperatura, así como el estado del paciente reflejado por parámetros como; la temperatura corporal, la presión arterial, los latidos del corazón y la respiración. Otros tipos de parámetros físicos del paciente y parámetros funcionales del aparato se describen en otra parte.

Además, una fuente de energía en forma de acumulador 316 puede conectarse opcionalmente al dispositivo transformador de energía implantado 302 a través de la unidad de control 315 para acumular la energía recibida para su posterior uso por el aparato 10. Alternativa o adicionalmente, las características de dicho acumulador, que también reflejan la cantidad de energía requerida, pueden ser medidas también. El acumulador puede ser sustituido por una batería recargable, y las características medidas pueden estar relacionadas con el estado actual de la
45 batería, cualquier parámetro eléctrico como la tensión de consumo de energía, la temperatura, etc. Para proporcionar suficiente tensión y corriente al aparato 10, y también para evitar un calentamiento excesivo, se entiende claramente que el acumulador debe cargarse de forma óptima recibiendo una cantidad correcta de energía

del dispositivo transformador de energía implantado 302, es decir, ni muy poco ni demasiado. El acumulador también puede ser un condensador con las características correspondientes.

Por ejemplo, las características de la batería pueden medirse regularmente para determinar el estado actual de la misma, que luego puede almacenarse como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad de control interna 315. Así, cada vez que se realicen nuevas mediciones, la información de estado de la batería almacenada puede actualizarse en consecuencia. De esta manera, el estado de la batería puede ser "calibrado" mediante la transferencia de una cantidad correcta de energía, a fin de mantener la batería en un estado óptimo.

Así, la unidad de control interna 315 del dispositivo de determinación está adaptada para determinar el balance de energía y/o la cantidad de energía requerida actualmente, (ya sea energía por unidad de tiempo o energía acumulada) basándose en las mediciones realizadas por los sensores o dispositivos de medición del aparato antes mencionados, o el paciente, o una fuente de energía implantada si se utiliza, o cualquier combinación de los mismos. La unidad de control interna 315 está conectada además a un transmisor de señales interno 327, dispuesto para transmitir una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida determinada, a un receptor de señales externo 304c conectado a la unidad de control externa 304b. La cantidad de energía transmitida desde la fuente de energía externa 304a puede entonces regularse en respuesta a la señal de control recibida.

Alternativamente, el dispositivo de determinación puede incluir la unidad de control externa 304b. En esta alternativa, las mediciones de los sensores pueden ser transmitidas directamente a la unidad de control externa 304b en la que el balance de energía y/o la cantidad de energía actualmente requerida puede ser determinada por la unidad de control externa 304b, integrando así la función antes descrita de la unidad de control interna 315 en la unidad de control externa 304b. En ese caso, la unidad de control interna 315 puede omitirse y las mediciones del sensor se suministran directamente al transmisor de señales interno 327, que envía las mediciones al receptor de señales externo 304c y a la unidad de control externa 304b. La unidad de control externa 304b puede entonces determinar el balance energético y la cantidad de energía requerida en ese momento basándose en las mediciones de los sensores.

Por lo tanto, la presente solución puede emplear la retroalimentación de la información que indica la energía requerida, que es más eficiente que muchas otras soluciones, ya que se basa en el uso real de la energía que se compara con la energía recibida, por ejemplo, con respecto a la cantidad de energía, la diferencia de energía, o la tasa de recepción de energía en comparación con la tasa de energía utilizada por los componentes de consumo de energía implantados del aparato. El aparato puede utilizar la energía recibida tanto para consumirla como para almacenarla en una fuente de energía implantada o similar. Los diferentes parámetros mencionados anteriormente se utilizarían, por lo tanto, si son pertinentes y necesarios y, en ese caso, como herramienta para determinar el balance energético real. Sin embargo, dichos parámetros también pueden ser necesarios per se para cualquier acción tomada internamente para operar específicamente el aparato.

Así, la información de retroalimentación puede ser transferida por un sistema de comunicación separado que incluya receptores y transmisores o puede estar integrado en el sistema de energía, o por medio de la comunicación entre la primera y la segunda parte del sistema. Dicho 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 para transmitir energía inalámbrica, teniendo el transmisor de energía una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina.

La segunda bobina externa del transmisor de energía transmite energía inalámbrica que es recibida por la primera bobina del receptor de energía. El sistema comprende además un interruptor de potencia para conectar y desconectar la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico, de manera que el transmisor de energía externo recibe información de retroalimentación relacionada con la carga de la primera bobina en forma de una variación de impedancia en la carga de la segunda bobina externa, cuando el interruptor de potencia conecta y desconecta la conexión de la primera bobina interna al primer circuito electrónico. En la realización del sistema, el interruptor está separado y controlado por la unidad de control interna 315 o integrado en la unidad de control interna 315. Debe entenderse que el interruptor 326 debe interpretarse en su forma de realización más amplia. Esto significa un transistor, MCU, MCPU, ASIC FPGA o un convertidor DA o cualquier otro componente o circuito electrónico que pueda encender y apagar la energía.

En conclusión, la disposición de suministro de energía puede funcionar básicamente de la siguiente manera: La unidad de control interna 315 del dispositivo de determinación determina primero el balance de energía. La unidad de control interna 315 también crea una señal de control que refleja la cantidad de energía necesaria, y la señal de control se transmite desde el transmisor de señales interno 327 al receptor de señales externo 304c. Alternativamente, el balance de energía puede ser determinado por la unidad de control externa 304b 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 varios sensores.

La cantidad de energía emitida por la fuente de energía externa 304a puede entonces ser regulada por la unidad de control externa 304b, basándose en el balance energético determinado, por ejemplo, en respuesta a la señal de control recibida. Este proceso puede repetirse de forma intermitente a determinados intervalos durante la transferencia de energía en curso o puede ejecutarse de forma más o menos continua durante la transferencia de energía.

La cantidad de energía transferida puede ser regulada generalmente ajustando varios parámetros de transmisión en la fuente de energía externa 304a, tales como el voltaje, la corriente, la amplitud, la frecuencia de onda y las características del pulso.

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

Esta información sobre el factor de acoplamiento también puede utilizarse como retroalimentación durante la transferencia de energía. En tal caso, el sistema de energía de la presente invención comprende un receptor de energía interno implantable para recibir energía inalámbrica, teniendo el receptor de energía una primera bobina interna y un primer circuito electrónico conectado a la primera bobina, y un transmisor de energía externo para transmitir energía inalámbrica, teniendo el transmisor de energía una segunda bobina externa y un segundo circuito electrónico conectado a la segunda bobina.

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

Con referencia a la fig. 19, aunque la transferencia inalámbrica de energía para el funcionamiento del aparato se ha descrito anteriormente para permitir un funcionamiento no invasivo, se apreciará que el aparato puede funcionar también con energía ligada a cables. Tal ejemplo se muestra en la fig. 20, en la que un interruptor externo 326 está interconectado entre la fuente de energía externa 304a y un dispositivo de operación, tal como un motor eléctrico 307 que opera el aparato 10. Una unidad de control externa 304b controla el funcionamiento del interruptor externo 326 para que el aparato 10 funcione correctamente.

La Fig. 20 ilustra diferentes formas de suministrar y utilizar la energía recibida por el aparato 10. De forma similar al ejemplo de la Fig. 19, un receptor de energía interno 302 recibe energía inalámbrica E de una fuente de energía externa 304a que es controlada por una unidad de control de transmisión 304b. El receptor interno de energía 302 puede comprender un circuito de voltaje constante, indicado como un recuadro discontinuo "V constante" en la figura, para suministrar energía a voltaje constante al aparato 10. El receptor interno de energía 302 puede comprender además un circuito de corriente constante, indicado en la figura como un recuadro de trazos "C constante", para suministrar energía a corriente constante al aparato 10.

El aparato 10 comprende una parte consumidora de energía 10a, que requiere energía para su funcionamiento eléctrico. El aparato 10 puede comprender además un dispositivo de almacenamiento de energía 10b para almacenar la energía suministrada por el receptor de energía interno 302. Así, la energía suministrada puede ser consumida directamente por la parte consumidora de energía 10a, o almacenada por el dispositivo de almacenamiento de energía 10b, o la energía suministrada puede ser parcialmente consumida y parcialmente almacenada. El aparato 10 puede comprender además una unidad estabilizadora de energía 10c para estabilizar la energía suministrada desde el receptor interno de energía 302. Así, la energía puede ser suministrada de manera fluctuante, de manera que puede ser necesario estabilizar la energía antes de ser consumida o almacenada.

La energía suministrada por el receptor interno de energía 302 puede ser acumulada y/o estabilizada por una unidad estabilizadora de energía 328 separada, situada fuera del aparato 10, antes de ser consumida y/o almacenada por el aparato 10. Alternativamente, la unidad estabilizadora de energía 328 puede estar integrada en el receptor interno de energía 302. En cualquier caso, la unidad estabilizadora de energía 328 puede comprender un circuito de tensión constante y/o un circuito de corriente constante.

Cabe señalar que la Fig. 19 y la Fig. 20 ilustran algunas opciones de implementación posibles pero no limitantes con respecto a la forma en que los diversos componentes y elementos funcionales mostrados pueden disponerse y conectarse entre sí. Sin embargo, el experto apreciará fácilmente que se pueden hacer muchas variaciones y modificaciones dentro del alcance de la presente invención.

5 La Fig. 21 muestra de forma esquemática un circuito de medición del balance de energía de uno de los diseños propuestos del sistema de control de la transmisión de energía inalámbrica, o sistema de control del balance de energía. El circuito tiene una señal de salida centrada en 2,5V y relacionada proporcionalmente con el desequilibrio energético. La derivada de esta señal muestra si el valor sube y baja y la rapidez con la que se produce dicho cambio. Si la cantidad de energía recibida es inferior a la energía utilizada por los componentes implantados del
10 aparato, se transfiere más energía y, por tanto, se carga en la fuente de energía.

La señal de salida del circuito suele pasar por un convertidor A/D y se convierte en formato digital. La información digital puede enviarse entonces al dispositivo externo de transmisión de energía, permitiéndole ajustar el nivel de la energía transmitida. Otra posibilidad es disponer de un sistema completamente analógico que utilice comparadores que comparen el nivel de balance de energía con determinados umbrales máximos y mínimos y que envíen
15 información al dispositivo externo de transmisión de energía si el balance se sale de la ventana de máximo/mínimo.

El esquema de la Fig. 21 muestra una implementación de circuito para un sistema que transfiere energía a los componentes energéticos implantados del aparato de la presente invención desde el exterior del cuerpo del paciente utilizando la transferencia de energía inductiva. Un sistema de transferencia de energía inductiva suele utilizar una bobina transmisora externa y una bobina receptora interna.

20 La puesta en práctica del concepto general de equilibrio energético y la forma de transmitir la información al transmisor de energía externo pueden, por supuesto, implementarse de numerosas formas diferentes. El esquema de la Fig. 23 y el método de evaluación y transmisión de la información descrito anteriormente sólo deben considerarse como ejemplos de cómo implementar el sistema de control.

DETALLES DEL CIRCUITO

25 En la Fig. 21 los símbolos Y1, Y2, Y3, etc., simbolizan puntos de prueba dentro del circuito. Los componentes en el diagrama y sus respectivos valores son valores que funcionan en esta implementación particular que, por supuesto, es sólo una de un número infinito de posibles soluciones de diseño.

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

Tenga en cuenta que el interruptor simplemente podría significar cualquier circuito o componente electrónico.

Los sistemas en relación con las Figs. 20 y 21 identifican un método y un sistema para controlar la transmisión de energía inalámbrica a los componentes consumidores de energía implantados de un aparato eléctricamente operable. Dicho método y sistema se definirán en términos generales en lo que sigue.

35 Se proporciona así un método para controlar la transmisión de la energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados de un aparato como el descrito anteriormente. La energía inalámbrica E se transmite desde una fuente de 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 aparato para suministrar directa o indirectamente la energía
40 recibida a los mismos. Se determina un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por el aparato. La transmisión de energía inalámbrica E desde la fuente de energía externa se controla entonces en función del balance energético 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. Puede detectarse un cambio en el balance energético para controlar la transmisión de energía inalámbrica basándose en el cambio de balance energético detectado. También puede detectarse una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada por el dispositivo médico, para controlar la transmisión de energía inalámbrica basándose en la
45 diferencia de energía detectada.

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

La cantidad de energía inalámbrica transmitida puede disminuir aún más si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa. La disminución/incremento 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.

5 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 según una tasa de transmisión por unidad de tiempo que se determina en función de dichos parámetros. La cantidad total de energía transmitida también puede determinarse en función de dichos parámetros.

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

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 monitorizada relacionada con el balance energético.

15 La transmisión de energía inalámbrica desde la fuente de energía externa puede controlarse aplicando a la fuente de energía externa pulsos eléctricos desde un primer circuito eléctrico para transmitir la energía inalámbrica, teniendo los pulsos eléctricos bordes de entrada y salida, variando las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y salida de los pulsos eléctricos y/o las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y salida de los pulsos eléctricos, y transmitiendo energía inalámbrica, 20 teniendo la energía transmitida generada por los pulsos eléctricos una potencia variada, dependiendo la variación de la potencia de las longitudes de los primeros y/o segundos intervalos de tiempo.

25 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, éstos pueden permanecer inalterados, excepto al variar el primer y/o segundo intervalo de tiempo. La amplitud de los pulsos eléctricos puede ser sustancialmente constante al variar el primer y/o segundo intervalo de tiempo. Además, los pulsos eléctricos pueden variarse sólo variando las longitudes de los primeros intervalos de tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y salida de los pulsos eléctricos.

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

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

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

45 Por lo tanto, también se proporciona un sistema que comprende un aparato como el descrito anteriormente para controlar la transmisión de energía inalámbrica suministrada a los componentes consumidores de energía implantados del aparato. En su sentido más amplio, el sistema comprende un dispositivo de control para controlar la transmisión de energía inalámbrica desde un dispositivo de transmisión de energía, y un receptor de energía interno implantable para recibir la energía inalámbrica transmitida, estando el receptor de energía interno conectado a los componentes consumidores de energía implantables del aparato para suministrarles directa o indirectamente la energía recibida.

50 El sistema comprende además un dispositivo de determinación adaptado para determinar un balance energético entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes consumidores de energía implantables del aparato, en el que el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica desde el dispositivo de transmisión de energía externo, basándose en el balance energético determinado por el dispositivo de determinación.

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

55 - Una bobina primaria en la fuente de energía externa adaptada para transmitir la energía inalámbrica de forma inductiva a una bobina secundaria en el receptor de energía interno.

- El dispositivo de determinación está adaptado para detectar un cambio en el balance energético, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en el cambio de balance energético detectado.
- 5 - El dispositivo de determinación está adaptado para detectar una diferencia entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la energía utilizada para los componentes consumidores de energía implantables del aparato, y el dispositivo de control controla la transmisión de energía inalámbrica basándose en la diferencia de energía detectada.
- El dispositivo de control controla el dispositivo externo de transmisión de energía para que disminuya la cantidad de energía inalámbrica transmitida si el cambio detectado en el balance de energía implica que el balance de energía está aumentando, o viceversa, en el que la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a un índice de cambio detectado.
- 10 - El dispositivo de control controla el dispositivo externo de transmisión de energía para que disminuya la cantidad de energía inalámbrica transmitida si la diferencia de energía detectada implica que la energía recibida es mayor que la energía utilizada, o viceversa, donde la disminución/aumento de la transmisión de energía corresponde a la magnitud de dicha diferencia de energía detectada.
- 15 - La energía utilizada por el aparato se consume para hacer funcionar el aparato, y/o se almacena en al menos un dispositivo de almacenamiento de energía del aparato.
- Cuando se determinan los parámetros eléctricos y/o físicos del aparato y/o los parámetros físicos del paciente, el dispositivo de transmisión de energía transmite la energía para su consumo y almacenamiento de acuerdo con una tasa de transmisión por unidad de tiempo que es determinada por el dispositivo de determinación basándose en dichos parámetros. El dispositivo de determinación también determina la cantidad total de energía transmitida basándose en dichos parámetros.
- 20 - Cuando se detecta una diferencia entre la cantidad total de energía recibida por el receptor interno de energía y la cantidad total de energía consumida y/o almacenada, y la diferencia detectada está relacionada con la integral en el tiempo de al menos un parámetro eléctrico medido relacionado con el balance de energía, el dispositivo de determinación determina la integral para un voltaje y/o corriente monitorizado relacionado con el balance de energía.
- 25 - Cuando se determina la derivada en el tiempo de un parámetro eléctrico medido relacionado con la cantidad de energía consumida y/o almacenada, el dispositivo de determinación determina la derivada para una tensión y/o corriente monitorizada relacionada con el balance energético.
- 30 - El dispositivo de transmisión de energía comprende una bobina colocada externamente al cuerpo humano, y se proporciona un circuito eléctrico para alimentar la bobina externa con impulsos eléctricos para transmitir la energía inalámbrica. Los pulsos 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 pulsos eléctricos para variar la potencia de la energía inalámbrica transmitida. Como resultado, el receptor de energía que recibe la energía inalámbrica transmitida tiene una potencia variada.
- 35 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los pulsos eléctricos para que permanezcan inalterados excepto variando los primeros y/o segundos intervalos de tiempo.
- 40 - El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, se varía la potencia transmitida sobre la bobina.
- El circuito eléctrico está adaptado para suministrar los pulsos eléctricos a variar sólo variando las longitudes de los intervalos de primer tiempo entre los sucesivos bordes de entrada y salida de los pulsos eléctricos.
- 45 - El circuito eléctrico está adaptado para suministrar un tren de dos o más pulsos eléctricos en una fila, dicho tren tiene un primer pulso eléctrico al comienzo del tren de pulsos y tiene un segundo pulso eléctrico al final del tren de pulsos, y
- las longitudes de los segundos intervalos de tiempo entre el flanco de salida sucesivo del segundo impulso eléctrico de un primer tren de impulsos y el flanco de entrada del primer impulso eléctrico de un segundo tren de impulsos son variadas por el primer circuito electrónico.
- 50 - El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los pulsos eléctricos como pulsos que tienen una altura y/o amplitud y/o intensidad y/o voltaje y/o corriente y/o frecuencia sustancialmente constante.

- El circuito eléctrico tiene una constante de tiempo, y está adaptado para variar los intervalos de tiempo primero y segundo sólo en el rango de la primera constante de tiempo, de modo que cuando se varían las longitudes de los intervalos de tiempo primero y/o segundo, se varía la potencia transmitida sobre la primera bobina.
- 5 - El circuito eléctrico está adaptado para proporcionar los pulsos eléctricos variando las longitudes del primer y/o segundo intervalo de tiempo sólo dentro de un rango que incluye la primera constante de tiempo o que se encuentra relativamente cerca de la primera constante de tiempo, en comparación con la magnitud de la primera constante de tiempo.

Si bien se han ilustrado y descrito en el presente documento realizaciones específicas de la invención, debe tenerse en cuenta que pueden preverse otras numerosas realizaciones y que los expertos en la materia podrán obtener fácilmente numerosas ventajas, modificaciones y cambios adicionales sin apartarse del espíritu y el alcance de la invención. Por lo tanto, la invención en sus aspectos más amplios no se limita a los detalles específicos, dispositivos representativos y ejemplos ilustrados mostrados y descritos en el presente documento. En consecuencia, pueden realizarse diversas modificaciones sin apartarse del alcance del concepto inventivo general definido por las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes, y pueden preverse otras numerosas realizaciones sin apartarse del alcance de la invención.

10

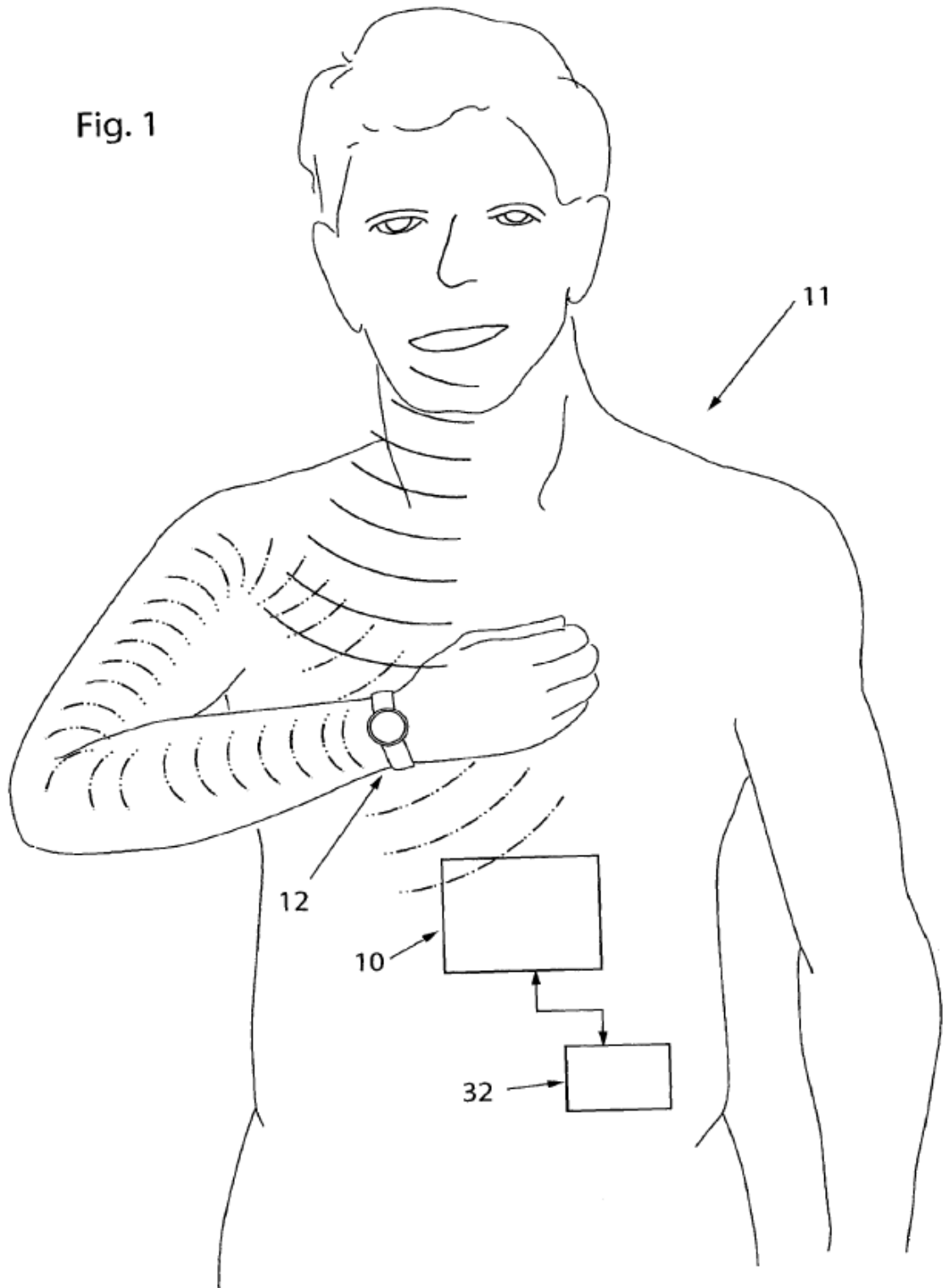
15

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un sistema para el control de un implante médico (32) en el cuerpo de un mamífero (11), comprendiendo dicho sistema una primera parte (10, 20) y una segunda parte (12) adaptadas para comunicarse entre sí, sistema en el que la primera parte (10, 20) está adaptada para su implantación en el cuerpo del mamífero (11) para el control de y la comunicación con el implante médico (32), la segunda parte (12) está adaptada para ser llevada en el exterior del cuerpo del mamífero (11) en contacto físico con dicho cuerpo y adaptada para recibir órdenes de control de un usuario y transmitir estas órdenes a la primera parte (10, 20),
- 10 en el que el sistema está adaptado para utilizar el cuerpo del mamífero (11) como conductor para la comunicación entre la primera parte (10, 20) y la segunda parte (12), en el que la segunda parte (12) está adaptada para recibir y reconocer las órdenes de control de un usuario como órdenes de voz y está adaptada para transformar las órdenes de voz reconocidas en señales que se transmiten a la primera parte (10, 20) a través del cuerpo del mamífero (11) como conductor para el control de dicho implante (32), estando la primera parte (10, 20) adaptada para transmitir dichas señales al implante (32),
- 15 **caracterizado porque** dicho sistema está adaptado para recibir órdenes de voz que comprenden un complejo de diferentes frecuencias y adaptado para traducir dichas órdenes de voz en una orden de salida definida fija, estando dichas órdenes de salida adaptados para resumir una entrada definida de diferentes frecuencias en una sola acción,
- 20 en el que dicho sistema comprende una primera placa conductora (29) en la primera parte (10, 20) del sistema y una segunda placa conductora (27) en la segunda parte (12) del sistema, estando el sistema adaptado para crear un campo eléctrico capacitivo con diferencias de potencial entre dicha primera (29) y dicha segunda (27) placas conductoras, en el que la segunda parte (12) está dispuesta en un dispositivo adaptado para estar en contacto con la piel del cuerpo del mamífero (11), de manera que el campo eléctrico se propagará entre la primera (10, 20) y la segunda parte (12) por medio del cuerpo del mamífero, en el que el sistema está adaptado para transmitir órdenes entre la primera y la segunda partes utilizando variaciones en dicho campo eléctrico capacitivo.
- 25 2. El sistema de la reivindicación 1, que comprende un circuito detector (30) en la primera parte (10, 20) del sistema para detectar las diferencias de potencial entre las placas conductoras (27, 29), estando el sistema adaptado para utilizar las diferencias de potencial para dicha comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda (12) parte del sistema.
- 30 3. El sistema de la reivindicación 1 o 2, que comprende una primera (27, 29) y una segunda (27', 29') placa conductora en cada una de la primera (10, 20) y la segunda (12) partes del sistema, estando el sistema adaptado para crear un campo eléctrico con diferencias de potencial entre la primera (27) y la segunda (27') placa conductora en la segunda parte (12) del sistema, comprendiendo además el sistema un circuito detector en la primera parte (10, 20) del sistema, adaptado para detectar variaciones en la diferencia de potencial en la primera (29) y la segunda (29') placa conductora en la primera parte (10, 20) del sistema, en el que dicho sistema de comunicación que comunica entre las primera (10, 20) y la segunda (12) partes está adaptado para utilizar dichas diferencias de potencial para dicha comunicación, estando el sistema adaptado para utilizar las diferencias de potencial para la comunicación entre la primera (10, 20) y la segunda (12) partes del sistema.
- 35 4. El sistema de la reivindicación 3, en el que una de la primera (27, 29) y segunda (27', 29') placas conductoras en cada una de la primera (10, 20) y segunda (12) partes del sistema está cubierta por un material dieléctrico.
- 40 5. El sistema de la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo que entra en contacto con el cuerpo humano es un adorno, un collar, una pulsera, un anillo, un arete, un adorno de piercing para el cuerpo humano, un reloj, o un reloj de pulsera.
- 45 6. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 2-5, estando el sistema adaptado para crear un campo eléctrico capacitivo con diferencias de potencial entre la primera parte y la segunda parte, de forma que la comunicación entre la primera parte y la segunda parte puede ser en cualquier dirección, de forma que tanto la primera parte (10, 20) como la segunda parte (12) pueden ser una parte emisora o una parte receptora, sistema en el que la segunda parte (12) comprende un circuito detector para detectar dicha diferencia de potencial e interpretarla como dicha comunicación, estando la segunda parte (12) también adaptada para presentar las comunicaciones recibidas de la primera parte (10, 20) a un usuario, en el que la parte emisora está adaptada para crear al menos uno de;
- 50 - al menos dos frecuencias de señal diferentes en dicho campo eléctrico, y en cuyo sistema una parte receptora comprende un circuito para detectar qué frecuencia se está recibiendo a través de dicho
- 55

- campo eléctrico, y para interpretar estas dos frecuencias como dicha comunicación entre las dos partes, e
- impulsos con amplitudes positivas y negativas en dicho campo eléctrico, y en cuyo sistema una parte receptora comprende un circuito para detectar dichos impulsos con amplitudes positivas y negativas, y para interpretar estas amplitudes como dicha comunicación entre las dos partes.
- 5
7. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, adaptado para tener una resistencia eléctrica entre la primera (10, 20) y la segunda (12) partes del sistema, de manera que se reduzca la corriente eléctrica que fluye en el cuerpo del mamífero cuando se implanta el sistema.
 8. El sistema según la reivindicación 7, en el que la resistencia eléctrica es de al menos 1 MΩ.
 - 10 9. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera parte (10, 20) comprende un transceptor de comunicación que comprende una parte de un almacenamiento de energía capacitiva, y que está adaptado para incluir la inyección de una corriente eléctrica en el almacenamiento de energía capacitiva o su extracción del mismo para la comunicación que utiliza el campo capacitivo.
 - 15 10. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en el que la segunda parte (12) comprende al menos uno de;
 - un transceptor de comunicación que comprende una parte de un almacenamiento de energía capacitiva, y que está adaptado para incluir la inyección de una corriente eléctrica en el almacenamiento de energía capacitiva o su extracción del mismo para la comunicación que utiliza el campo capacitivo, y
 - 20 - un transceptor de comunicación que comprende una primera parte de un almacenamiento de energía capacitiva, la unidad de comunicación externa comprende un transceptor de comunicación que comprende una segunda parte (12) del almacenamiento de energía capacitiva, y que está adaptado para incluir la inyección de una corriente eléctrica en el almacenamiento de energía capacitiva o su extracción del mismo para la comunicación que utiliza el campo capacitivo.
 - 25 11. El sistema de la reivindicación 10, en el que cada una de la primera y segunda partes del almacenamiento de energía capacitiva comprende dos porciones separadas, en el que las dos porciones separadas están adaptadas para, cuando se inyecta una corriente eléctrica en una de las dos porciones separadas o se extrae de ella, extraer simultáneamente una corriente eléctrica de la otra de las dos porciones separadas o inyectar una corriente eléctrica en ella.
- 30

Fig. 1



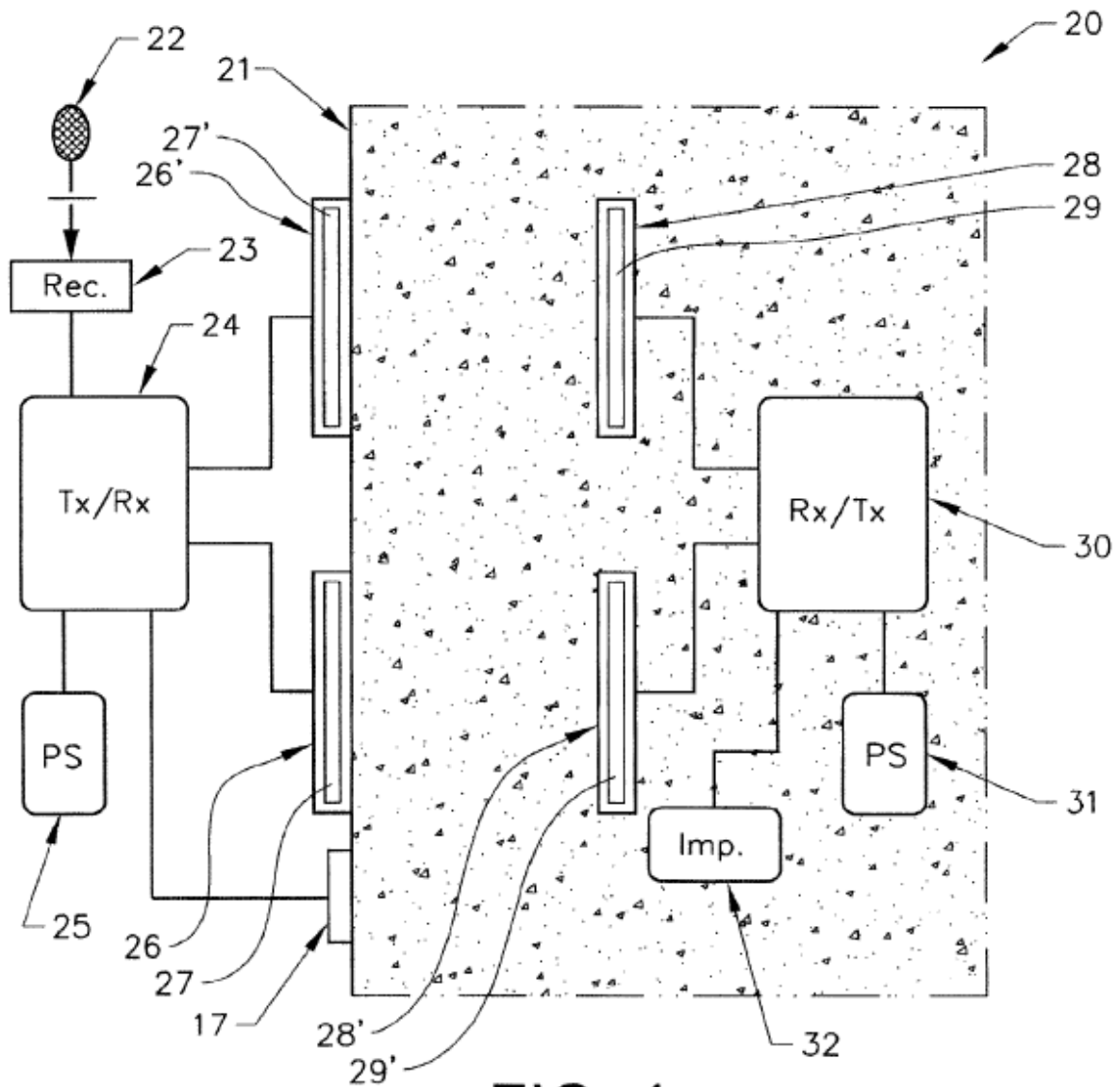


FIG. 4

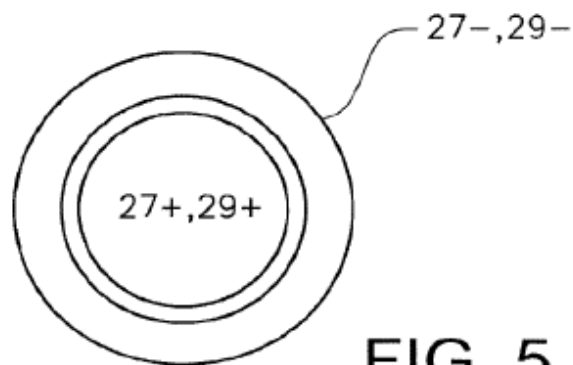


FIG. 5

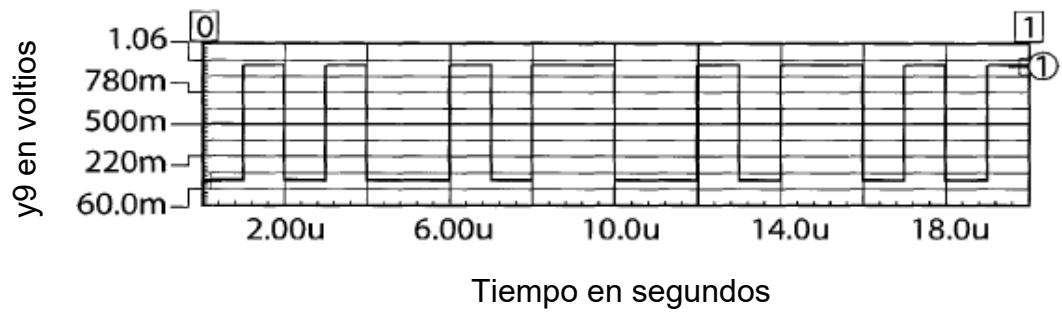
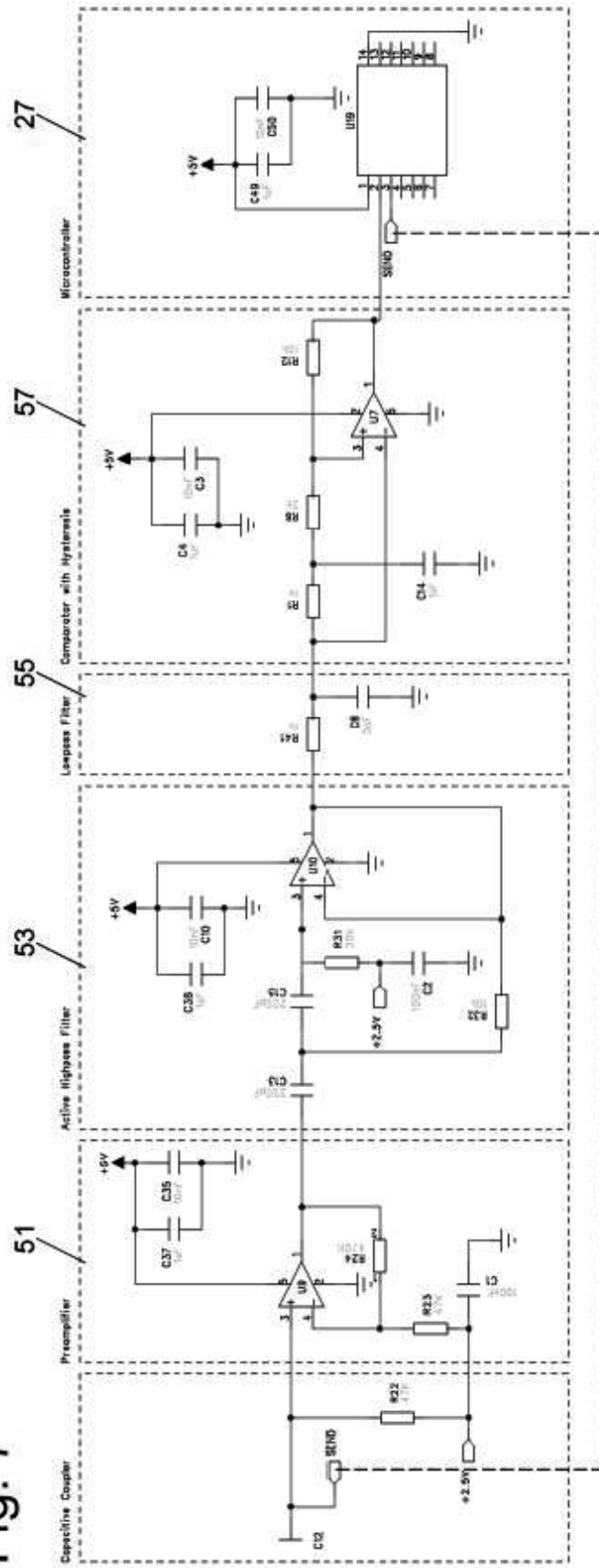


Fig. 6

Fig. 7



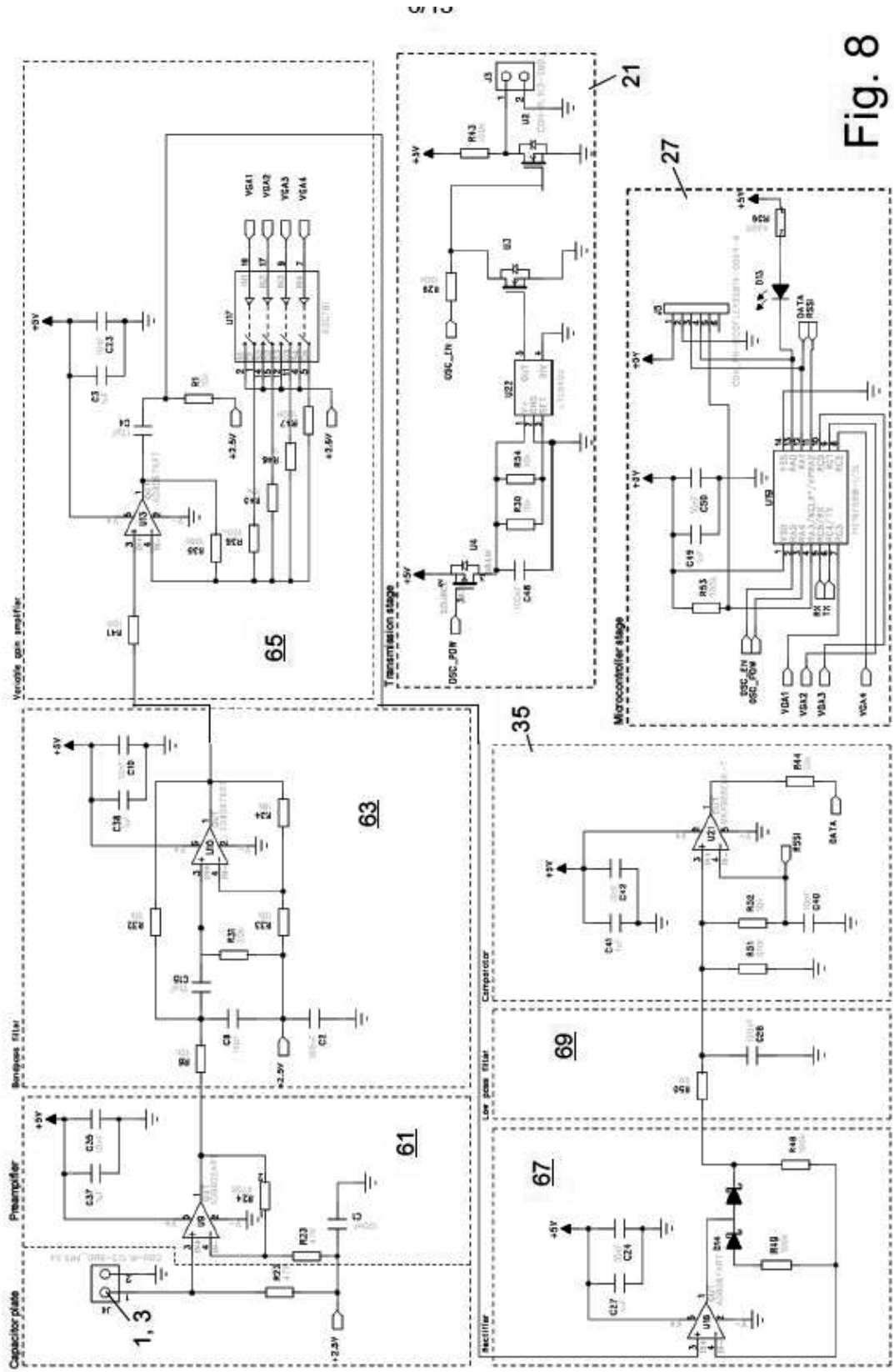
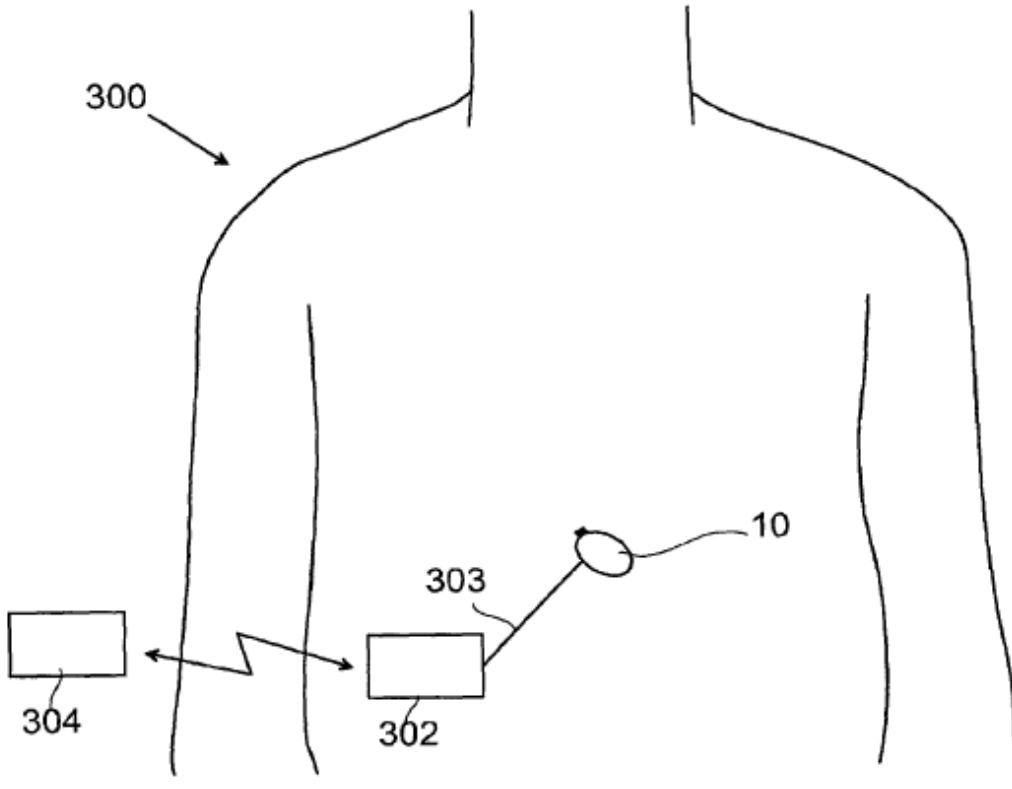


Fig. 8

Fig. 9



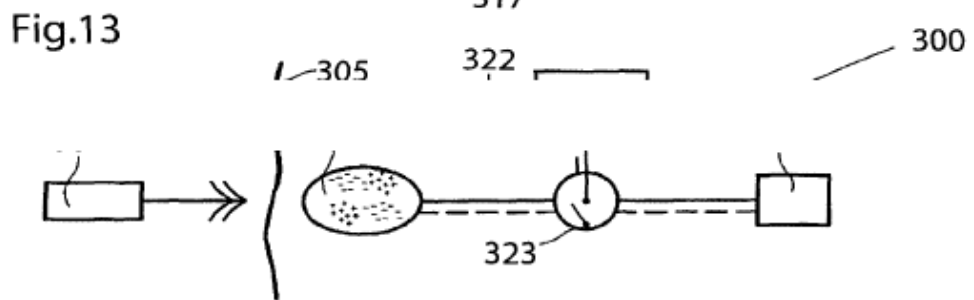
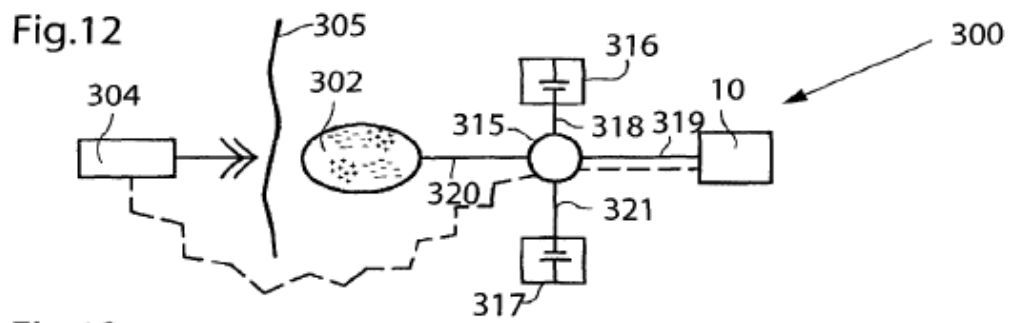
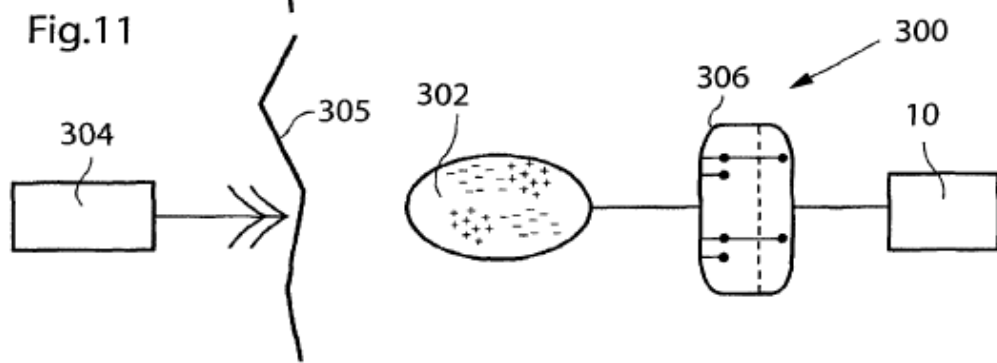
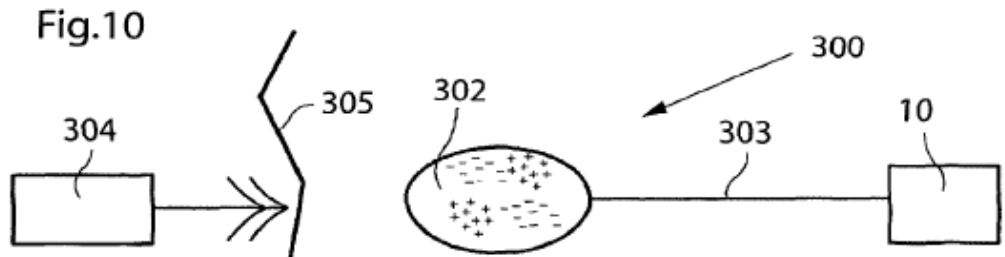


Fig.14

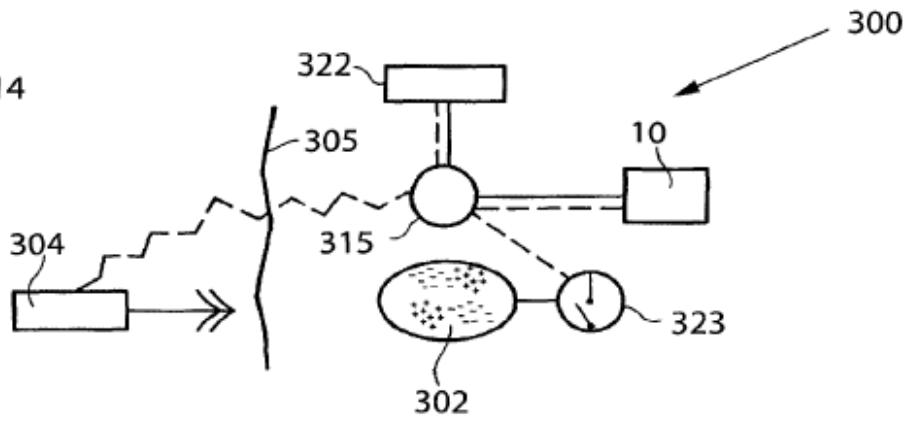


Fig.15

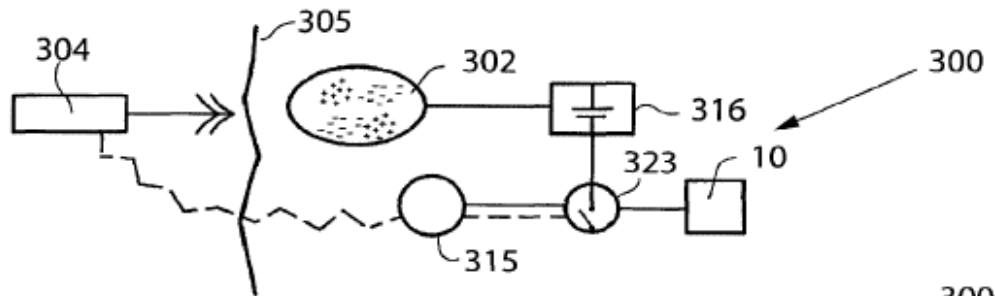


Fig.16

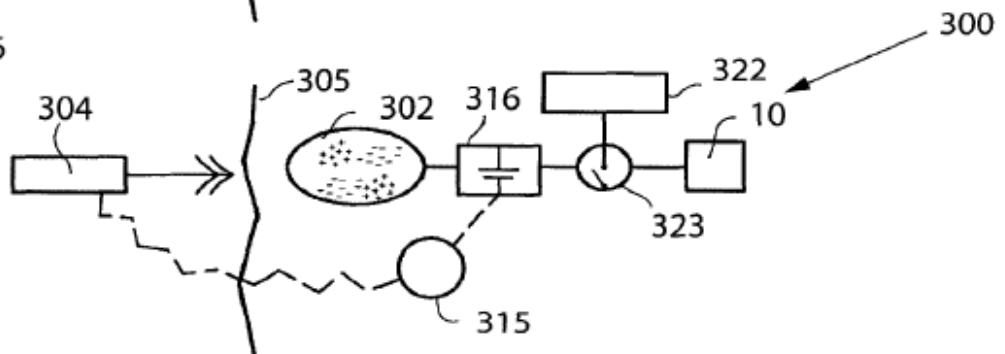


Fig. 17

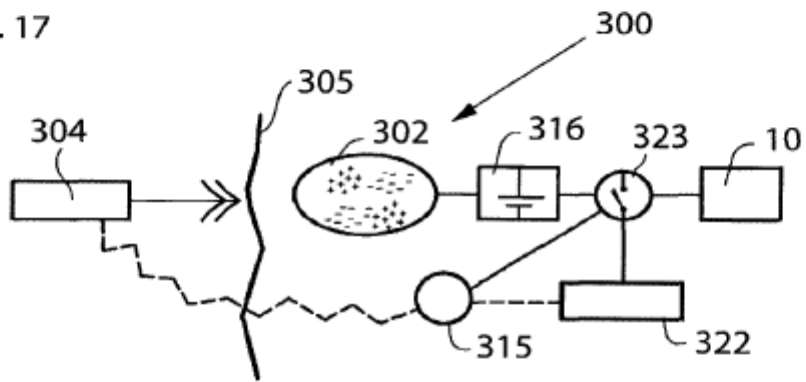


Fig. 18

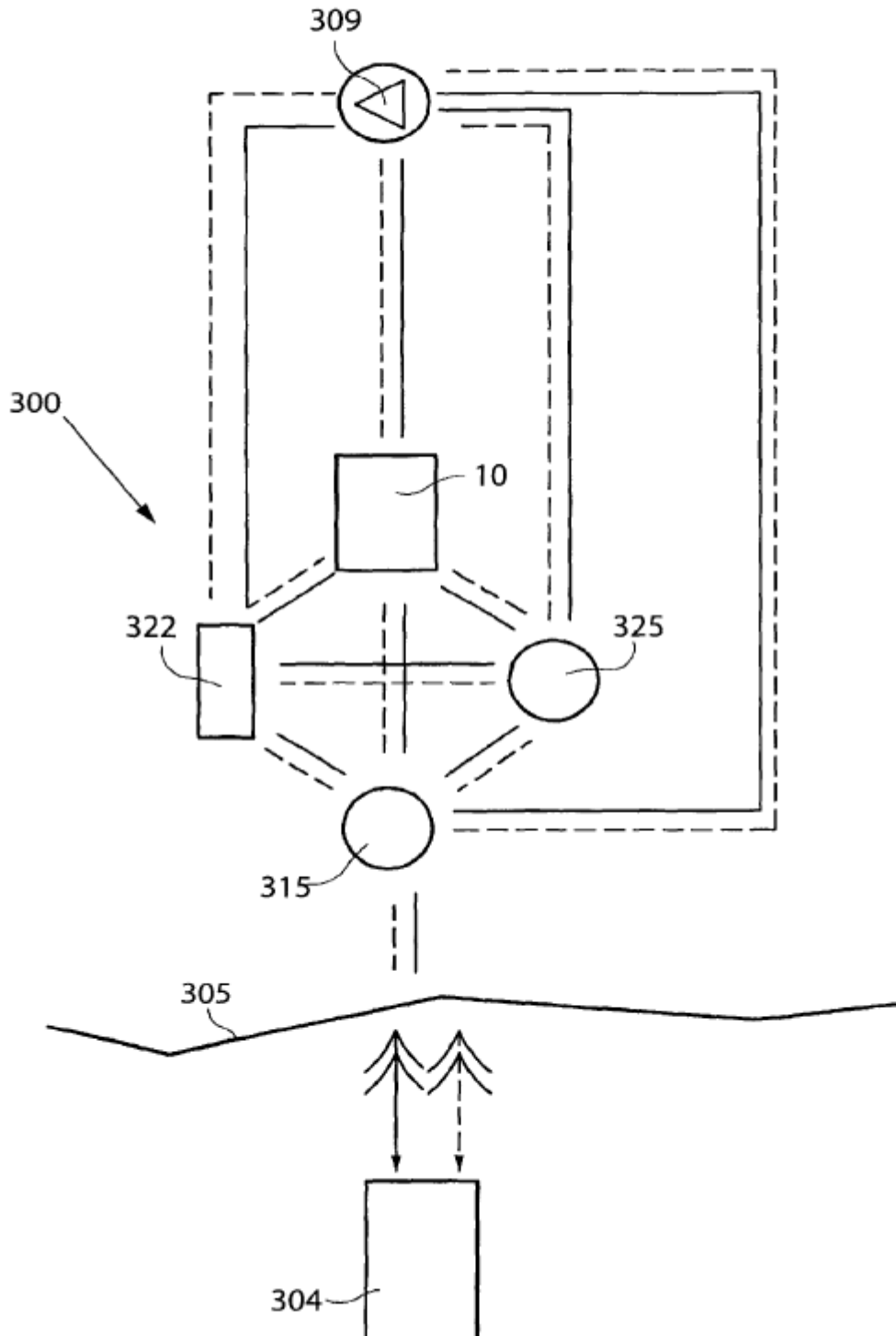


Fig. 19

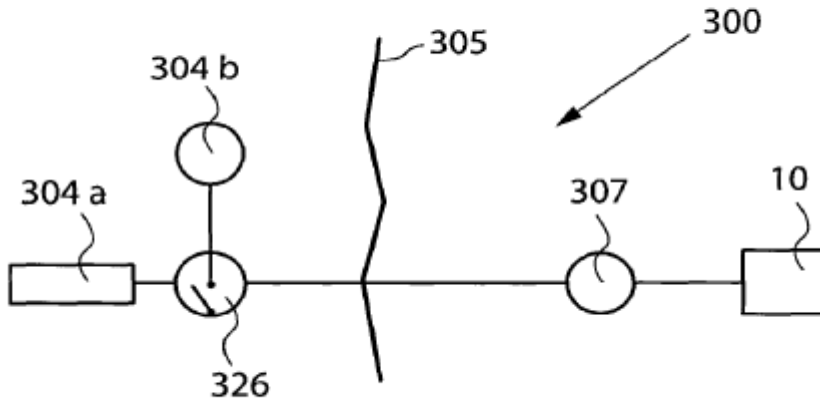


Fig. 20

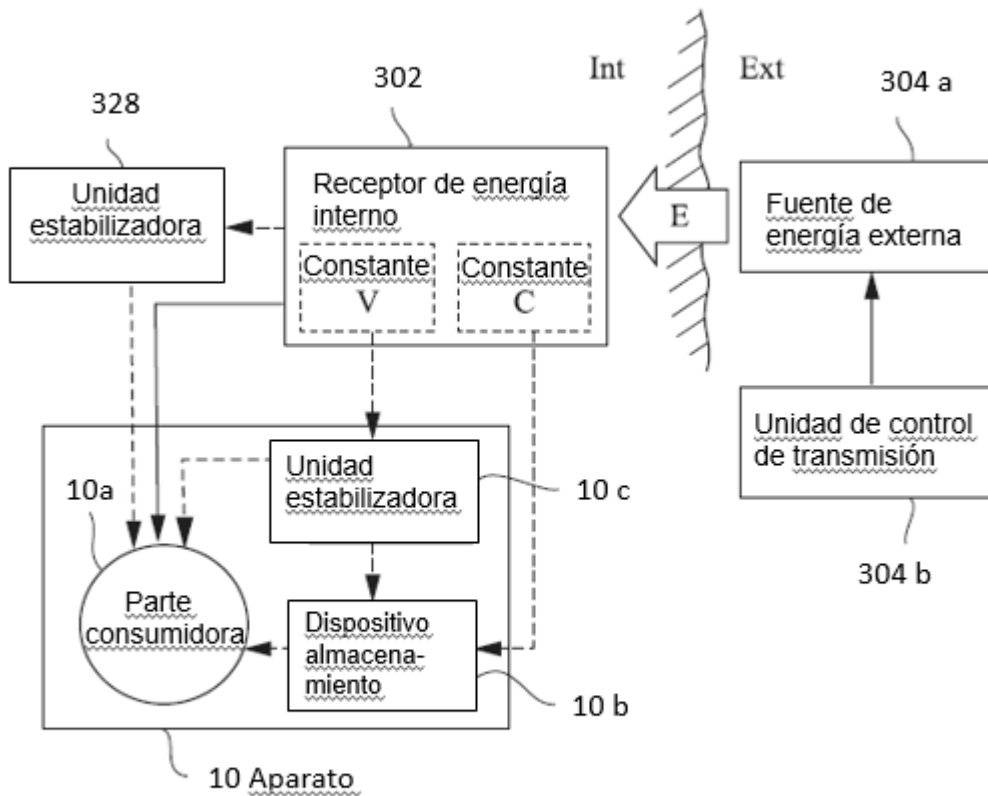


Fig. 21

