

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 879 922**

51 Int. Cl.:

A61N 1/378 (2006.01)

A61F 2/02 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

A61N 1/372 (2006.01)

G10L 15/05 (2013.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

G10L 15/00 (2013.01)

H04B 13/00 (2006.01)

G10L 15/06 (2013.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.10.2009** **E 16193176 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.04.2021** **EP 3228355**

54 Título: **Sistema de datos de acoplamiento capacitivo con retroalimentación de energía**

30 Prioridad:

10.10.2008 SE 0802163
23.07.2009 US 227822 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.11.2021

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 2 879 922 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 datos de acoplamiento capacitivo con retroalimentación de energía

Campo técnico

- 5 La presente invención se refiere en general a la transferencia de información entre un dispositivo colocado fuera del cuerpo de una persona o de un paciente y otro dispositivo colocado dentro del cuerpo de la persona o del paciente.

Antecedentes

- 10 Un dispositivo médico, diseñado para ser implantado por vía subcutánea, puede incluir, por ejemplo, circuitos electrónicos y/o algún otro dispositivo eléctrico y, por tanto, necesita, como cualquier otro dispositivo similar, energía eléctrica para su funcionamiento. Ejemplos de tales dispositivos médicos son, por ejemplo, estimuladores eléctricos y mecánicos, motores, bombas, válvulas y dispositivos de constricción que pueden apoyar, estimular o controlar diversas funciones corporales de la persona en la que se implanta el dispositivo médico.

- 15 La energía eléctrica para un dispositivo médico implantado en el cuerpo de una persona puede, como es convencional, suministrarse desde un almacenamiento de energía eléctrica implantado, como una o más células electroquímicas. La energía eléctrica para los dispositivos situados en el interior del cuerpo de una persona también puede suministrarse desde el exterior del cuerpo utilizando una transferencia de energía inalámbrica, por ejemplo, suministrando energía eléctrica mediante inducción eléctrica. Un dispositivo externo utilizado en tal caso para transmitir energía eléctrica puede denominarse transmisor de energía eléctrica. La energía suministrada de forma inalámbrica puede utilizarse para hacer funcionar directamente un dispositivo médico implantado o para cargar un almacenamiento de energía eléctrica implantado.

- 20 Un dispositivo adecuado para ser implantado también puede requerir señales eléctricas para controlar en general su funcionamiento y sus funciones como, en un caso simple, para iniciar o detener el funcionamiento del dispositivo. En el caso de dispositivos más complicados o con funciones más complejas, el dispositivo también podría necesitar proporcionar retroalimentación, es decir, señales que representen el estado actual del dispositivo o su función o, por ejemplo, algún valor detectado por el dispositivo implantado. Estas señales pueden intercambiarse con un dispositivo externo, por ejemplo, un controlador. En ese caso, las señales también pueden transferirse de forma inalámbrica.

- 25 El suministro inalámbrico de energía y el intercambio inalámbrico de señales tienen para un implante médico la ventaja obvia de que no se requiere ninguna línea eléctrica que se extienda a través de la piel de la persona que tiene el implante.

- 30 La comunicación inalámbrica de señales también requiere, por supuesto, energía eléctrica. Esto es de especial importancia teniendo en cuenta los dispositivos implantados y la comunicación debe ser diseñada para requerir la menor potencia eléctrica y energía posible de los implantes. El documento WO2009051541 divulga un aparato para suministrar energía de forma inalámbrica a un implante médico, que tiene un sistema de comunicación de retroalimentación que envía información de retroalimentación desde el receptor al energizador externo utilizando el cuerpo del paciente como línea de señal eléctrica.

Resumen

- 40 En el sistema descrito en el presente documento para la comunicación de información entre un implante médico implantado en el cuerpo de un paciente y una unidad de comunicación externa proporcionada fuera del cuerpo del paciente, generalmente la unidad de comunicación externa tiene una parte adaptada para estar en contacto con el cuerpo del paciente o colocarse en sus proximidades cuando se utiliza y el implante médico comprende una unidad de comunicación interna. La unidad de comunicación externa y la unidad de comunicación interna se comunican entre sí mediante una vía de comunicación, una parte de la cual utiliza o incluye el cuerpo del paciente para la comunicación de la información.

- 45 La información comunicada puede ser digital de la forma habitual. Puede representarse entonces como transiciones de una señal, como transiciones entre estados o niveles de una señal. Para la información binaria se utilizan dos estados o niveles. La información comunicada también puede representarse generalmente como variaciones de la derivada de una señal, la derivada tomada con respecto al tiempo. Así, para una señal binaria, un cero se representa por una transición de un primer tipo y un uno se representa por una transición de un segundo tipo diferente. Este método de comunicación de la información requiere que, al recibir y descodificar la señal, se disponga de una señal de reloj para los momentos en que se producen las transiciones, como por ejemplo para la hora de inicio de las mismas.

- 50 En la representación de la información comunicada, los estados de una señal pueden incluir, por ejemplo, diferentes frecuencias de la señal, y la derivada de la frecuencia con respecto al tiempo. Así, por ejemplo, se puede utilizar la

comunicación de doble frecuencia. Además, en la representación de la información comunicada, puede utilizarse, por ejemplo, la codificación Manchester, es decir, la información puede codificarse según el Manchester sistema.

En particular, el sistema se basa en la constatación de que, utilizando el cuerpo del paciente como medio de comunicación y midiendo el potencial eléctrico en diferentes lugares, se puede establecer la comunicación entre un implante médico y una unidad de comunicación fuera del cuerpo del paciente con un mínimo de corriente eléctrica que fluya a través del cuerpo. En particular, una parte del cuerpo del paciente se utiliza como parte de un condensador. Por lo general, la unidad de comunicación interna comprende un receptor, transmisor o transceptor de comunicación que incluye una parte de un almacenamiento de energía capacitiva. La comunicación de la información mediante el acoplamiento capacitivo incluye que se inyecta una corriente eléctrica en el almacenamiento de energía capacitiva o se extrae de él:

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.

Otras realizaciones se definen en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

Aunque las características novedosas de la invención se exponen particularmente en las reivindicaciones adjuntas, se puede obtener una comprensión completa de la invención, tanto en lo que respecta a la organización y el contenido, como a las características anteriores y a otras características de la misma, y la invención se apreciará mejor si se considera la siguiente descripción detallada de las realizaciones no limitantes que se presentan a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- La Fig. 1 es un esquema de un sistema de transferencia de información,
- La Fig. 2 es un diagrama de circuito general de los circuitos del conductor en el sistema de la Fig. 1,
- La Fig. 3 es un esquema que ilustra dos formas de ubicar el sistema de la Fig. 1,
- La Fig. 4a es una vista frontal de los componentes internos del sistema de la Fig. 1 en una carcasa común,
- La Fig. 4b es una vista frontal similar a la Fig. 4a de una realización alternativa,
- La Fig. 4c es una imagen de un posible diseño de placas de condensador dobles,
- La Fig. 5a es un diagrama de pulsos generados por un microcontrolador según un Manchester esquema,
- La Fig. 5b es un diagrama de las señales detectadas en una primera etapa,
- La Fig. 5c es un diagrama de las señales detectadas por un comparador,
- La Fig. 6 es un diagrama de circuito de un transceptor que utiliza la codificación Manchester y que está incluido en el sistema de la Fig. 1, y
- La Fig. 7 es similar a la Fig. 6 pero de un transceptor que utiliza modulación de amplitud.

Descripción detallada

La Fig. 1 es un esquema de un sistema de transferencia de información hacia y/o desde un dispositivo implantado, no mostrado, que ilustra un principio de transmisión de señales capacitivas. El sistema incluye un condensador eléctrico formado por dos placas condensadoras 1, 3 y regiones intermedias de material, en particular una región del cuerpo del paciente. La primera placa condensadora 1 está situada fuera del cuerpo de la persona en la que se implanta el dispositivo. La placa puede aplicarse a la piel del cuerpo de la persona o colocarse en sus proximidades. La segunda placa condensadora 3 está situada en el interior del cuerpo de la persona y, por tanto, también es un implante. Dado que los tejidos del cuerpo son conductores de la electricidad, las placas del condensador 1, 3 deben estar aisladas eléctricamente para formar el condensador previsto. Por lo tanto, cada una de las placas del condensador está incrustada en un aislante eléctrico 5, 7, formando el aislante, por ejemplo, una fina capa que rodea totalmente la placa respectiva y que está hecha de un material conductor de la electricidad, por ejemplo, un material bien conductor como el cobre. La resistencia eléctrica entre las placas del condensador debe ser lo más alta posible, por ejemplo, al menos 1 MΩ.

Las placas condensadoras 1, 3 están conectadas eléctricamente a los circuitos conductores 9, 11, respectivamente, que básicamente pueden incluir circuitos transmisores, receptores o transceptores. Los circuitos excitadores 11 de la placa condensadora interna 3 están, por tanto, también implantados y están conectados eléctricamente al dispositivo implantado o a un dispositivo de control del mismo, no mostrado. Los circuitos conductores externos 9 están conectados a un dispositivo de control, no mostrado. Los circuitos conductores son alimentados por las fuentes de

alimentación 13, 15, la interna también implantada. Los circuitos conductores pueden requerir un potencial de tierra eléctrica común que puede hacer que la transferencia de información sea más segura. Así, los circuitos conductores de la unidad de comunicación interna pueden incluir o estar conectados a una porción conductora de electricidad, como una placa o electrodo, adecuada para estar en contacto y conexión eléctrica con los tejidos internos del cuerpo. En otro ejemplo, la carcasa de los circuitos conductores internos 11 es al menos parcialmente conductora de la electricidad, de modo que la zona conductora de la electricidad está en conexión eléctrica con los tejidos corporales. Con el mismo fin, los circuitos conductores externos 9 pueden estar conectados eléctricamente a una parte conductora de electricidad, como una placa conductora de electricidad o un electrodo 17, que está adherido y conectado eléctricamente a la piel del cuerpo de la persona de la misma manera que los electrodos, por ejemplo, para la cardiografía.

El condensador formado por las placas del condensador 1, 3 forma parte de una conexión de circuito eléctrico entre los circuitos conductores 9, 11 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 puede tener una capacitancia adecuada para la transferencia de la señal. Por lo tanto, las placas pueden tener una superficie tan grande como sea posible para un implante, por ejemplo, del orden de 2 a 8 cm², y estar configuradas de forma adecuada. Por supuesto, pueden ser placas rectangulares o cuadradas, pero también pueden tener, por ejemplo, una forma redonda alargada o una forma circular. En particular, la placa interna del condensador 3 puede tener una forma adecuada que la haga apta para ser implantada. Por lo tanto, puede tener, por ejemplo, perforaciones o agujeros pasantes, no mostrados, que permitan fijarla de forma segura en los tejidos del cuerpo.

Los circuitos conductores pueden ser diseñados como se ilustra esquemáticamente en la Fig. 2. La placa de condensadores 1, 3 está conectada a una etapa de transmisión 21 que incluye una etapa de salida de transmisión 23, que recibe una señal de entrada una onda o señal eléctrica alterna de un circuito oscilador 25, por ejemplo, un oscilador controlado por tensión (VCO), como se ilustra, estando el circuito oscilador y la etapa de salida de transmisión controlados por un microcontrolador 27 como para ordenar una forma de onda especial y para modularla, respectivamente. La placa de condensadores también está conectada a una etapa de recepción 31, que incluye un amplificador 33 que también funciona como un filtro de paso de banda. El amplificador proporciona su señal de salida a un detector de señales 35 que entrega la señal de información detectada al microcontrolador 27. Los circuitos conductores de las placas de condensadores externos e internos pueden incluir cualquiera de las etapas de transmisión y recepción 21, 31 o ambas. El microcontrolador puede ser 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 desde el detector de señales 35, utilizando entonces un ADC como el ADC de 8 bits integrado en el PIC16F818.

El sistema puede disponerse sobre el cuerpo de una persona, tal como se ilustra en la Fig. 3. Las placas del condensador 1, 3 pueden, por ejemplo, estar dispuestas en la región de la cintura de la persona. La placa condensadora interna 3 se ve rodeada por el aislante eléctrico 7, que comprende, por ejemplo, dos láminas aisladas eléctricamente entre las que se coloca la placa conductora de electricidad, estando las láminas soldadas entre sí en su región marginal para proporcionar un recinto hermético. En particular, la placa condensadora interna puede estar integrada con sus circuitos conductores y su fuente de alimentación en una carcasa, estando los circuitos conductores conectados a un dispositivo implantado 41 que tenga su propia fuente de alimentación 43, por ejemplo, una célula electroquímica. Alternativamente, los circuitos conductores pueden estar integrados con los circuitos de control del dispositivo implantado y entonces la fuente de alimentación 43 también suministra energía a los circuitos conductores.

En una realización especial, la placa de condensadores externa 1 y sus circuitos conductores 9 y la fuente de alimentación 13 pueden estar integrados en un reloj de pulsera 45. La placa condensadora interna 3, que no se ve en la Fig. 3 para este caso, puede estar situada directamente bajo la región de la piel de la persona.

En la Fig. 1, los circuitos conductores 11, la fuente de alimentación 15 y la placa de condensadores interna 3 se ven como unidades separadas, conectadas únicamente por cables eléctricos. También pueden estar integrados como una sola unidad, colocados uno al lado del otro dentro de una caja o carcasa común 47, véase la Fig. 4a, que puede estar hecha de un material eléctricamente aislante, formando el necesario aislamiento eléctrico de la placa de condensadores.

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

Para mejorar el acoplamiento capacitivo total entre las placas del condensador 1, 3 pueden dividirse para incluir cada una una primera placa y una segunda placa, véase la Fig. 4b. Para transmitir una señal a través del

condensador, las dos placas del lado emisor pueden recibir señales inversas entre sí. Así, por ejemplo, la primera placa puede recibir la señal directa y denominarse 3+ y la segunda placa puede recibir la señal invertida y denominarse 3-. La inversión de las señales puede lograrse fácilmente disponiendo un circuito inversor como el indicado en 50. Para la recepción de un circuito inversor, no se muestra, que tiene la dirección opuesta se puede utilizar. La placa condensadora externa 1 debe configurarse de forma similar y correspondiente, teniendo una porción, no mostrada, para la señal directa y otra porción, no mostrada, para la señal invertida.

Las placas de condensador dobles utilizadas en este caso pueden configurarse, para facilitar su posicionamiento, como campos circulares concéntricos, como se ve en la Fig. 4c, al menos uno de los cuales es anular. Una parte del condensador 1+, 3+ puede ser, por ejemplo, un campo circular central que está rodeado por un campo circular anular 1-, 3-.

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

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, como 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, por ejemplo Manchester puede utilizarse una codificación.

Manchester La codificación Manchester es un caso especial de la codificación binaria por desplazamiento de fase, en la que cada bit de datos está significado por al menos una transición. La codificación es, por tanto, autoclocking, 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 con respecto al tiempo, hay variaciones de manera 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.

En general, la información digital que se va a comunicar puede representarse como transiciones de una señal, como transiciones entre estados o niveles de una señal, siendo estos estados o niveles, por ejemplo, diferentes frecuencias, diferentes niveles de tensión o diferentes niveles de la amplitud de una onda portadora. Para la información binaria sólo se requieren dos estados o niveles. Para una señal binaria que comprende dos símbolos, un "0" está representado por una transición de un primer tipo, como por ejemplo de un primer estado a un segundo estado, y un "1" está representado por una transición de un segundo tipo diferente, como por ejemplo de un segundo estado a un primer estado. Sin embargo, en una señal que contiene la información que se transmite en el sistema considerado aquí, siempre hay secuencias consecutivas del mismo símbolo, como de "0:s" y "1:s". El primer símbolo de una secuencia de este tipo está representado por la transición respectiva, pero para los siguientes símbolos de la secuencia, obviamente, no se puede utilizar esta transición. Así, en un caso, para los siguientes símbolos no se utiliza ninguna transición. Como las transiciones se envían a una velocidad fija, estos símbolos siguientes pueden seguir siendo descodificados. Por lo tanto, este método requiere que en la recepción y decodificación de la señal se disponga de una señal de reloj para los momentos en los que se supone que se producen las transiciones, como por ejemplo para los momentos de inicio de las transiciones. Una señal de reloj puede obtenerse en el lado de recepción enviando, desde el lado de transmisión, inicialmente o en tiempos convenientemente repetidos, una secuencia de transiciones en la tasa fija, tal secuencia entonces representada, por ejemplo, por la secuencia de símbolos "10101010...".

Así, cada uno de los símbolos o bits de la información comunicada puede representarse generalmente como una variación de la derivada de una señal, la derivada tomada con respecto al tiempo. Dicha variación puede ser, por ejemplo, un impulso positivo o un impulso negativo.

Para los casos de transmisión de pulsos simples, la etapa de salida del transmisor 23 y el oscilador 25 ilustrados en el diagrama del circuito de la Fig. 2 pueden no ser necesarios, ya que los pulsos pueden ser generados directamente en el microprocesador 27 y suministrados a la respectiva placa de condensadores 1, 3. Una típica Manchester señal codificada típica generada por un microcontrolador se ilustra en el diagrama de la Fig. 5a. La Fig. 6 es un diagrama de los circuitos conductores 9, 11 que comprenden un transceptor que puede utilizarse en este caso.

Para la recepción, la señal transmitida es recogida por la placa de condensadores 1, 3. El nivel de DC de la señal es por la resistencia R22 tirada a 2,5V que es igual a VCC/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 se diseña como una etapa de comparador 57 con 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 Manchester código aunque la señal caiga por debajo del nivel de CC. Un ejemplo de señal recibida y filtrada puede verse en la Fig. 5b y la salida del comparador U7 en la Fig. 5c.

El microcontrolador U19 se utiliza para decodificar el flujo recibido Manchester 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. Cuando se ha logrado la sincronización, el microcontrolador puede empezar a traducir el Manchester flujo en datos útiles.

Otro método mencionado anteriormente es utilizar la modulación de amplitud para transferir datos. Por ejemplo, una frecuencia portadora puede ser modulada en on/off para dar salida a ráfagas de la señal eléctrica.

Para este método se pueden utilizar, por ejemplo, circuitos controladores como los ilustrados en la Fig. 7. La etapa de transmisión 21 tiene un generador de señales U22, que puede ser activado por una señal "OSC_POW" del microcontrolador U19 en la etapa de microcontrolador, la señal que abre 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 $VCC/2$. 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 rectificada de media onda en una etapa rectificadora 67 que incluye un 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. Los datos pueden por ello, también en este caso, ser codificados usando 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.

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 decodificador. 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. El decider es una unidad o circuito que crea la señal de datos. Esto se hace mirando las señales de preajuste y, dependiendo del valor, eligiendo entre un '0' y un '1'.

- 5 Aunque se han ilustrado y descrito en el presente documento realizaciones específicas de la invención, se entiende 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 alcance de la invención. La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de comunicación de información, que comprende:
un implante médico (41) para ser implantado en el cuerpo de un paciente; y
una unidad de comunicación externa (45) adaptada para ser dispuesta fuera del cuerpo del paciente y para ser colocada en contacto o en las proximidades del el cuerpo del paciente cuando está en uso;
en el que:
la información se comunica entre el implante médico, cuando está implantado en el cuerpo del paciente, y la unidad de comunicación externa;
el implante médico (41) está conectado o comprende una unidad de comunicación interna (47);
la unidad de comunicación externa comprende una primera placa de condensador doble (1) formada por dos placas;
la unidad de comunicación interna comprende una segunda placa condensadora doble (3) formada por dos placas;
la unidad de comunicación externa (45) y la unidad de comunicación interna (47) se comunican entre sí mediante un acoplamiento capacitivo entre la primera placa de condensador doble y la segunda placa de condensador doble, utilizando una parte del cuerpo del paciente como vía de comunicación;
la información comunicada se representa digitalmente como transiciones de una señal, en la que las transiciones de la señal son transiciones entre estados o niveles de una señal, o variaciones de la derivada de una señal, en el que las transiciones se producen a un ritmo fijo, en el que dicho ritmo fijo se obtiene mediante una recepción una de las unidades de comunicación externa e interna mediante la transmisión, desde una de las unidades de comunicación externa e interna, de una secuencia de transiciones a ritmo fijo.
2. El sistema según la reivindicación 1, en el que la secuencia de transiciones a ritmo fijo se transmite inicialmente al comunicar la información entre la unidad de comunicación interna y la externa.
3. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, en el que la secuencia de transiciones a ritmo fijo se transmite repetidamente.
4. El sistema según una cualquiera cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la secuencia de transiciones a ritmo fijo está representada por la secuencia de símbolos "10101010...".
5. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 4, en el que la unidad de comunicación interna (47) comprende un transceptor de comunicación (11) que comprende una parte de un acumulador de energía capacitiva.
6. El sistema según la reivindicación 5, en el que la comunicación de información mediante el acoplamiento capacitivo incluye que se inyecte o se extraiga una corriente eléctrica del acumulador de energía capacitivo.
7. El sistema según la reivindicación 6, en el que la unidad de comunicación externa comprende un transceptor de comunicación (9) que comprende una parte de un acumulador de energía capacitiva, en el que la comunicación de información mediante el acoplamiento capacitivo incluye que se inyecte o se extraiga una corriente eléctrica del acumulador de energía capacitiva, y en el que la información comunicada está representada por las variaciones de una derivada de la tensión sobre el acumulador de energía capacitiva.
8. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 1-7, en el que las dos placas de la primera placa de condensador doble y la segunda placa de condensador doble, respectivamente, tienen una simetría circular y están dispuestas concéntricamente una respecto de la otra.
9. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que, para representar la información comunicada, se utiliza la codificación Manchester.
10. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las dos placas de cada una de las placas primera y segunda de condensador doble están provistas de señales inversas entre sí.
11. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cada una de las placas primera y segunda de condensador doble está conectada eléctricamente a un circuito de excitación respectivo, en el que los circuitos de excitación del primer y segundo condensador doble tienen un potencial eléctrico de tierra común.
12. El sistema según la reivindicación 11, en el que el circuito excitador de la unidad de comunicación interna incluye o está conectado a una porción conductora de electricidad para estar en contacto eléctrico con el tejido corporal interno cuando está implantado, y en el que el circuito excitador de la unidad de comunicación externa incluye o está conectado a una porción conductora de electricidad dispuesta para estar conectada eléctricamente a la piel del cuerpo de la persona.

13. El sistema según la reivindicación 12, en el que la porción conductora de electricidad del circuito excitador de la unidad de comunicación interna forma parte de una carcasa para dicho circuito excitador.
14. El sistema según la reivindicación 13, en el que la resistencia eléctrica de la vía de comunicación es de al menos 1 M Ω .
- 5 15. El sistema según la reivindicación 1, en el que el estado o niveles de la señal incluyen al menos una de las diferentes frecuencias de la señal, diferentes fases de la señal y diferentes características de los pulsos, como diferentes niveles de tensión y diferentes niveles de amplitud de la onda portadora.

Fig. 1

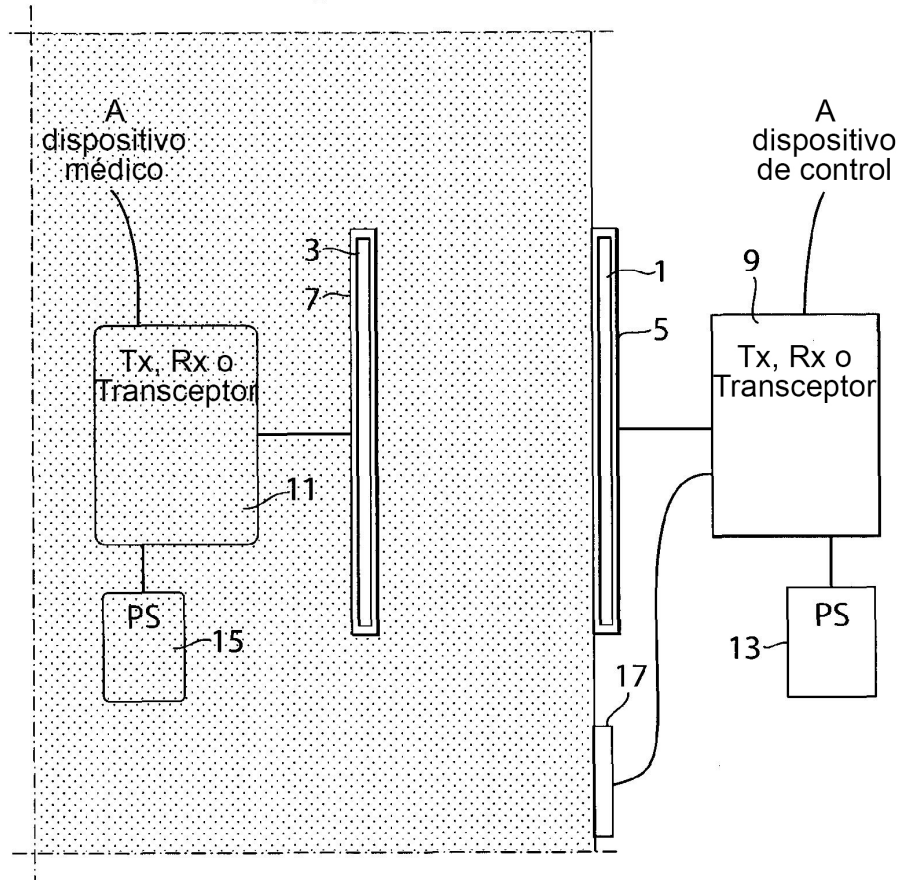


Fig. 2

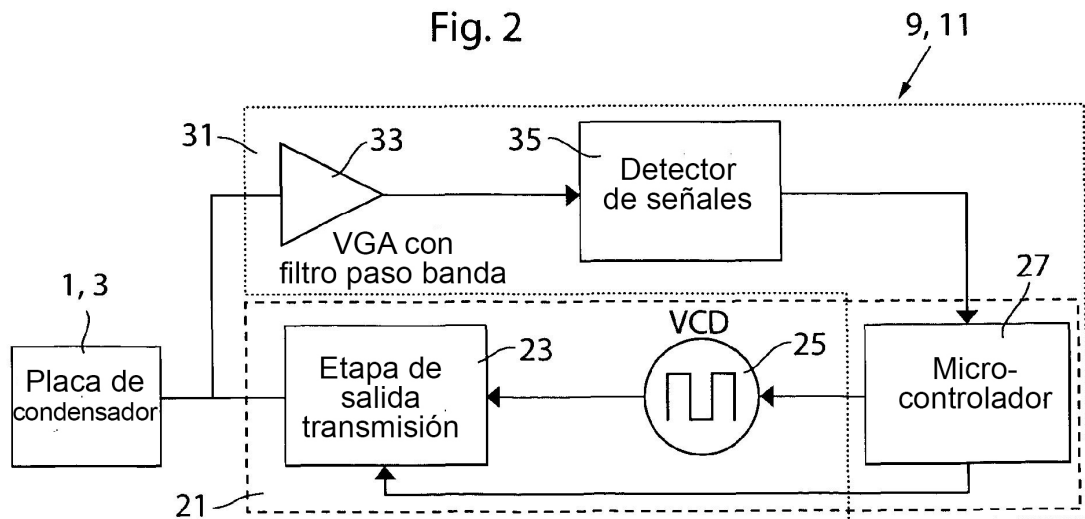


Fig.3

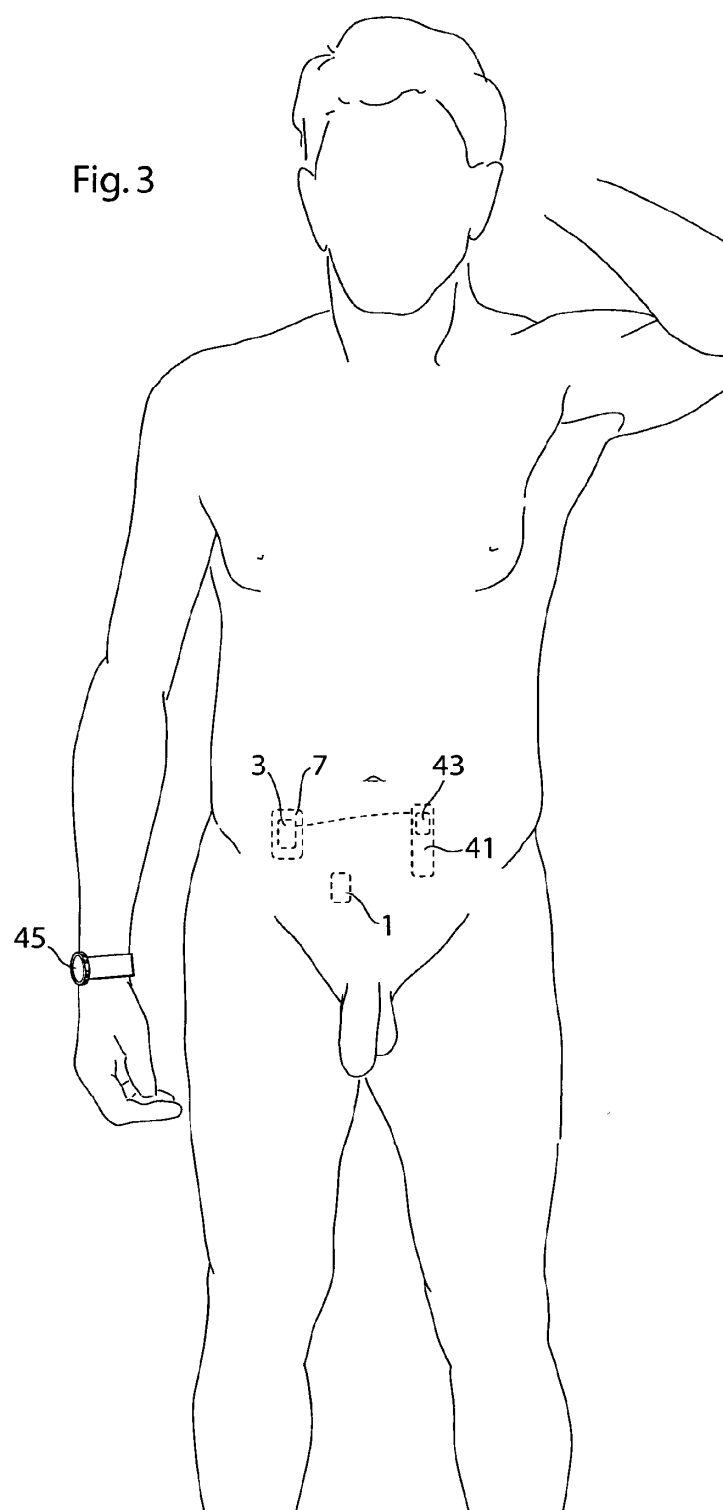


Fig.4a

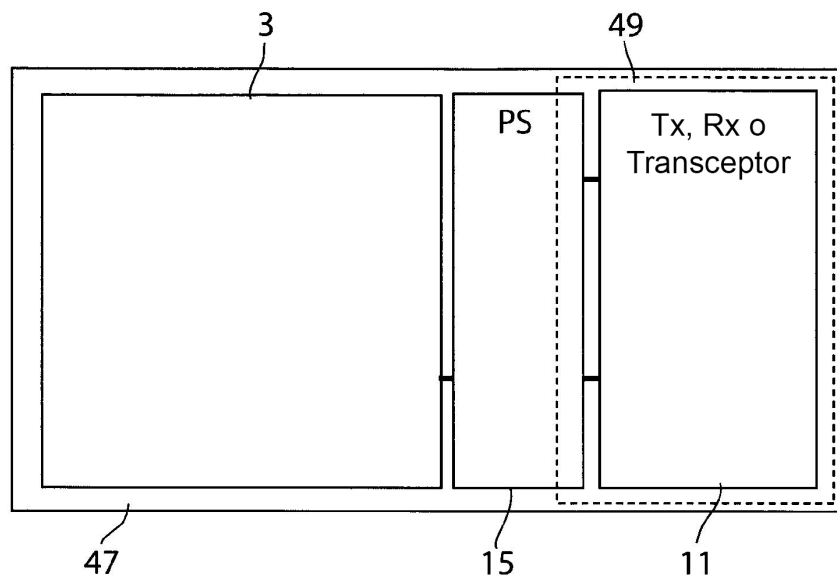


Fig.4b

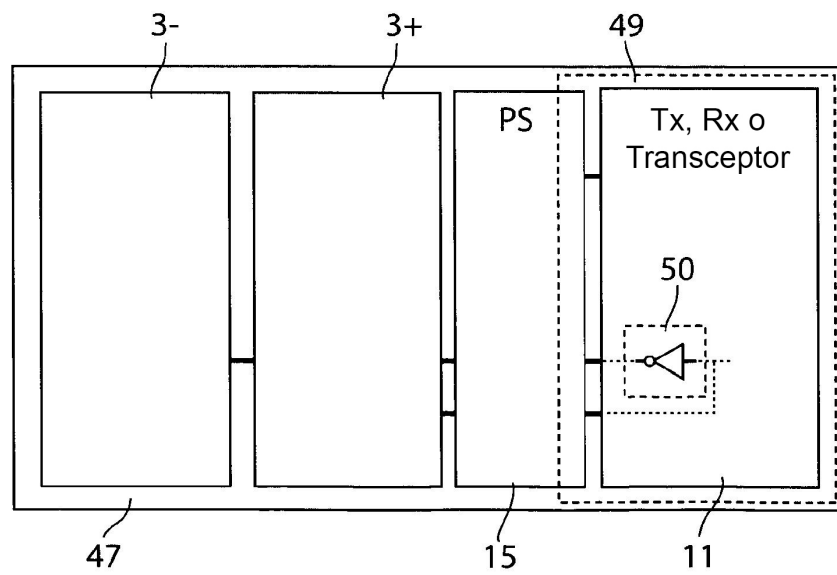


Fig. 4c

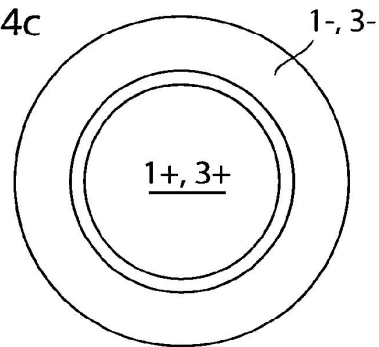


Fig. 5a

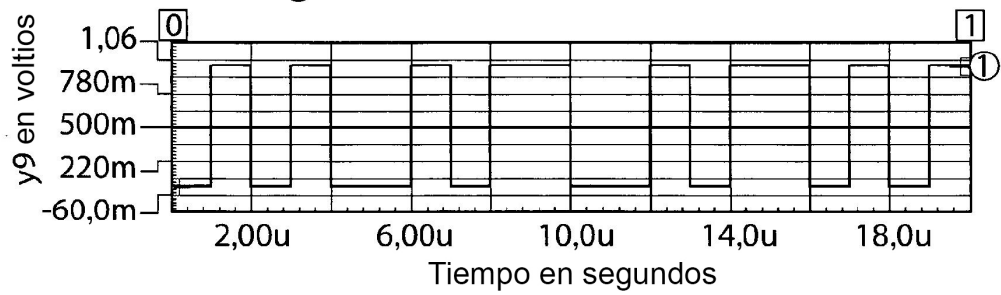


Fig. 5b

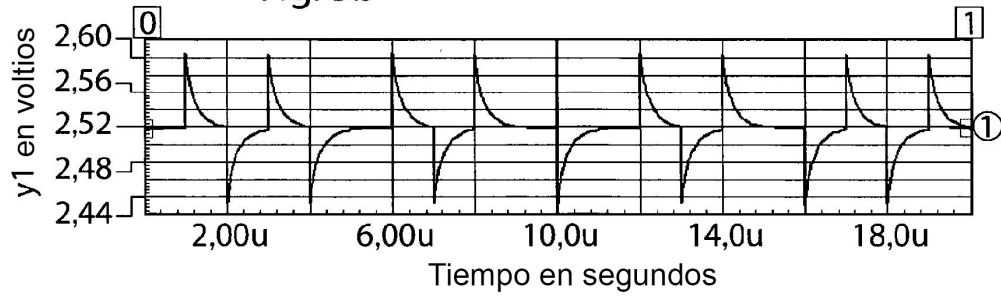
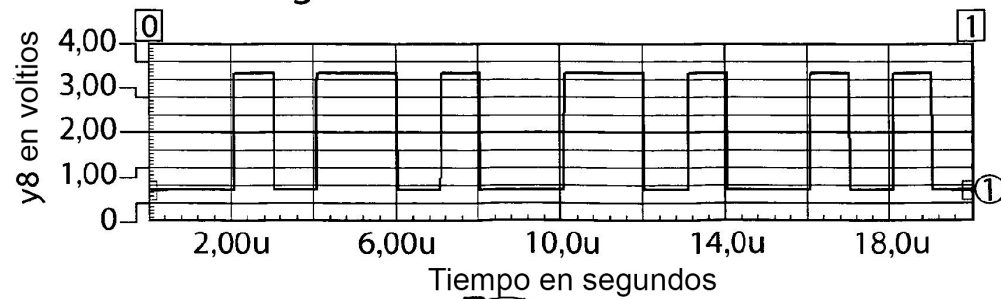


Fig. 5c



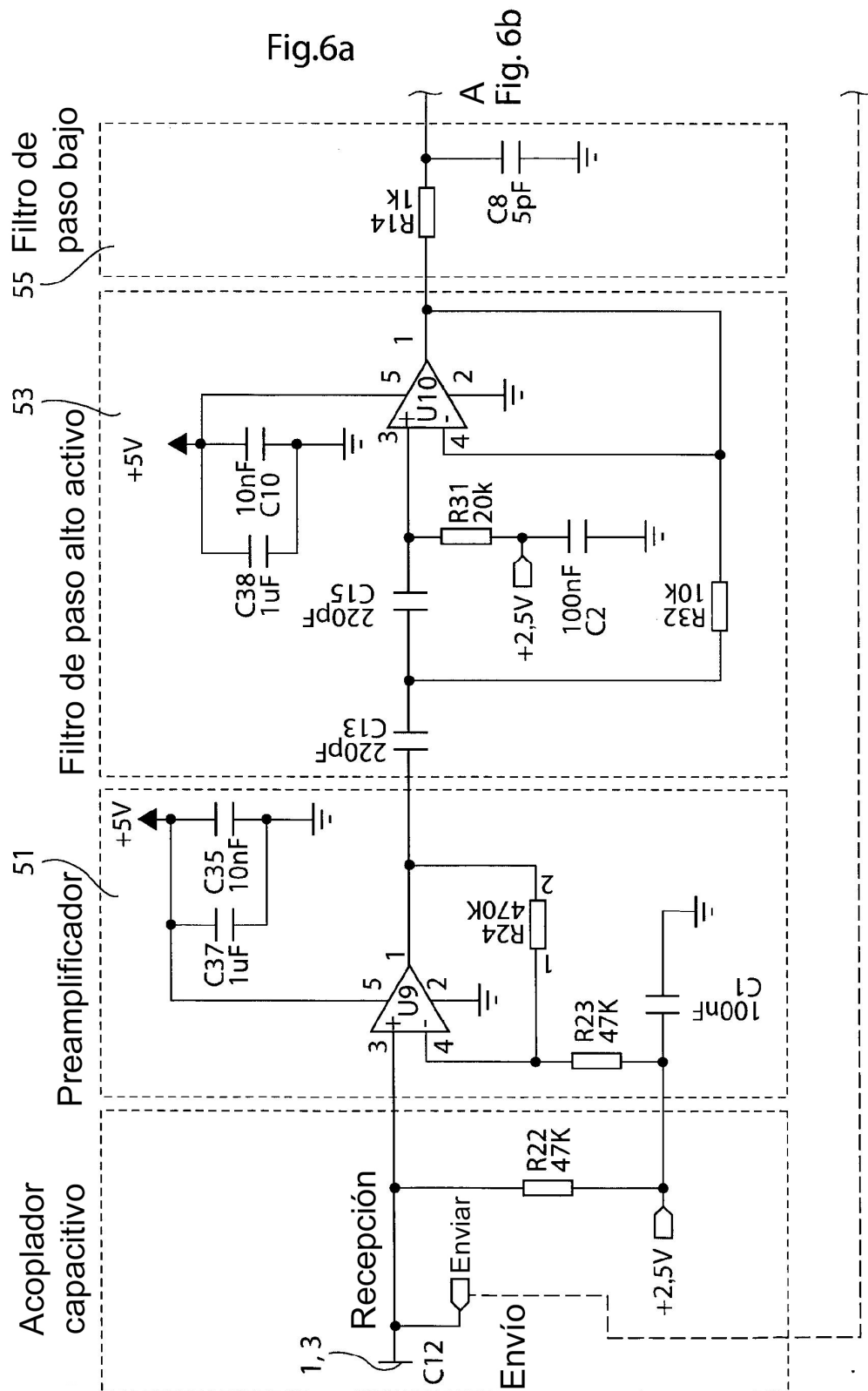


Fig.6b

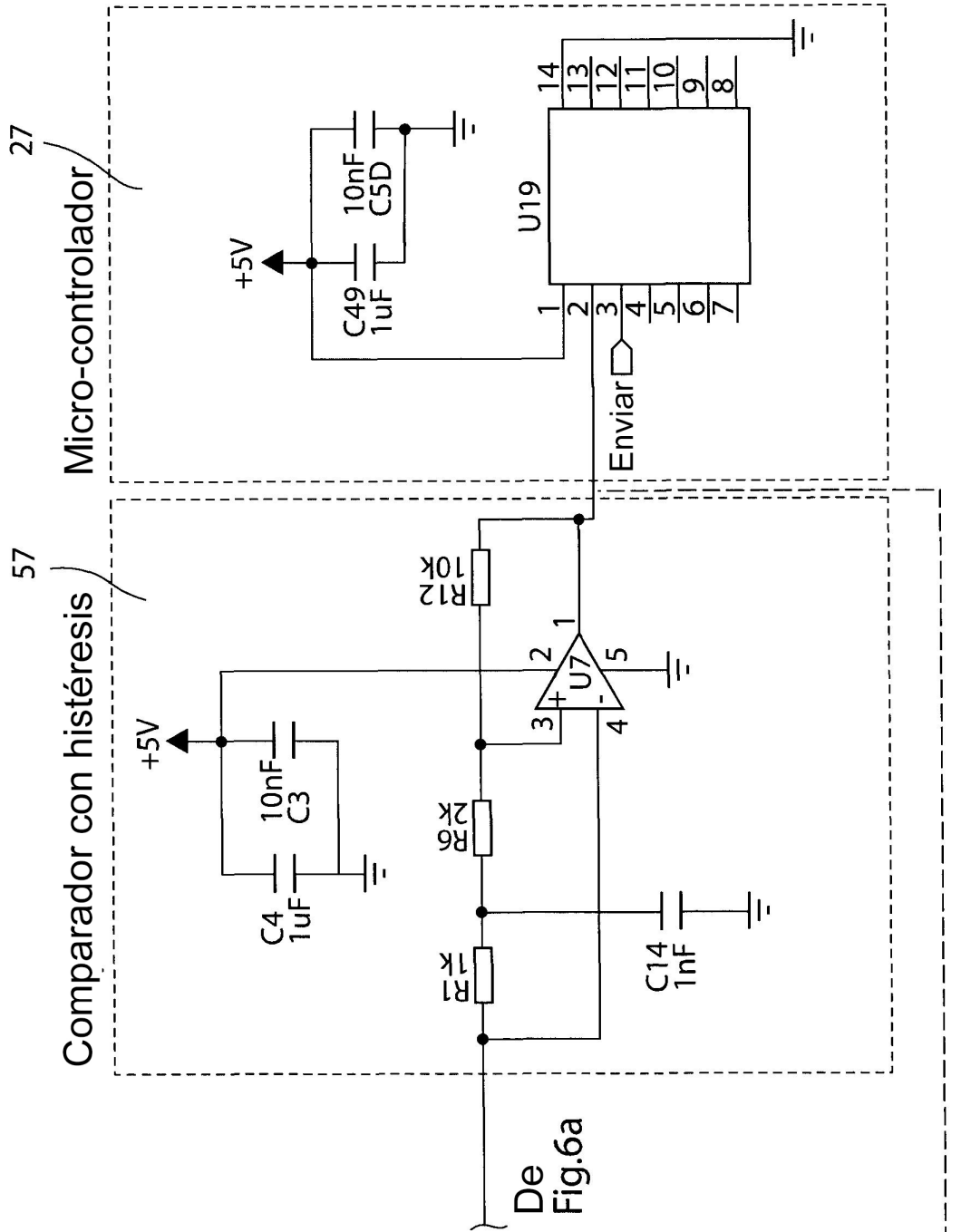


Fig.7a

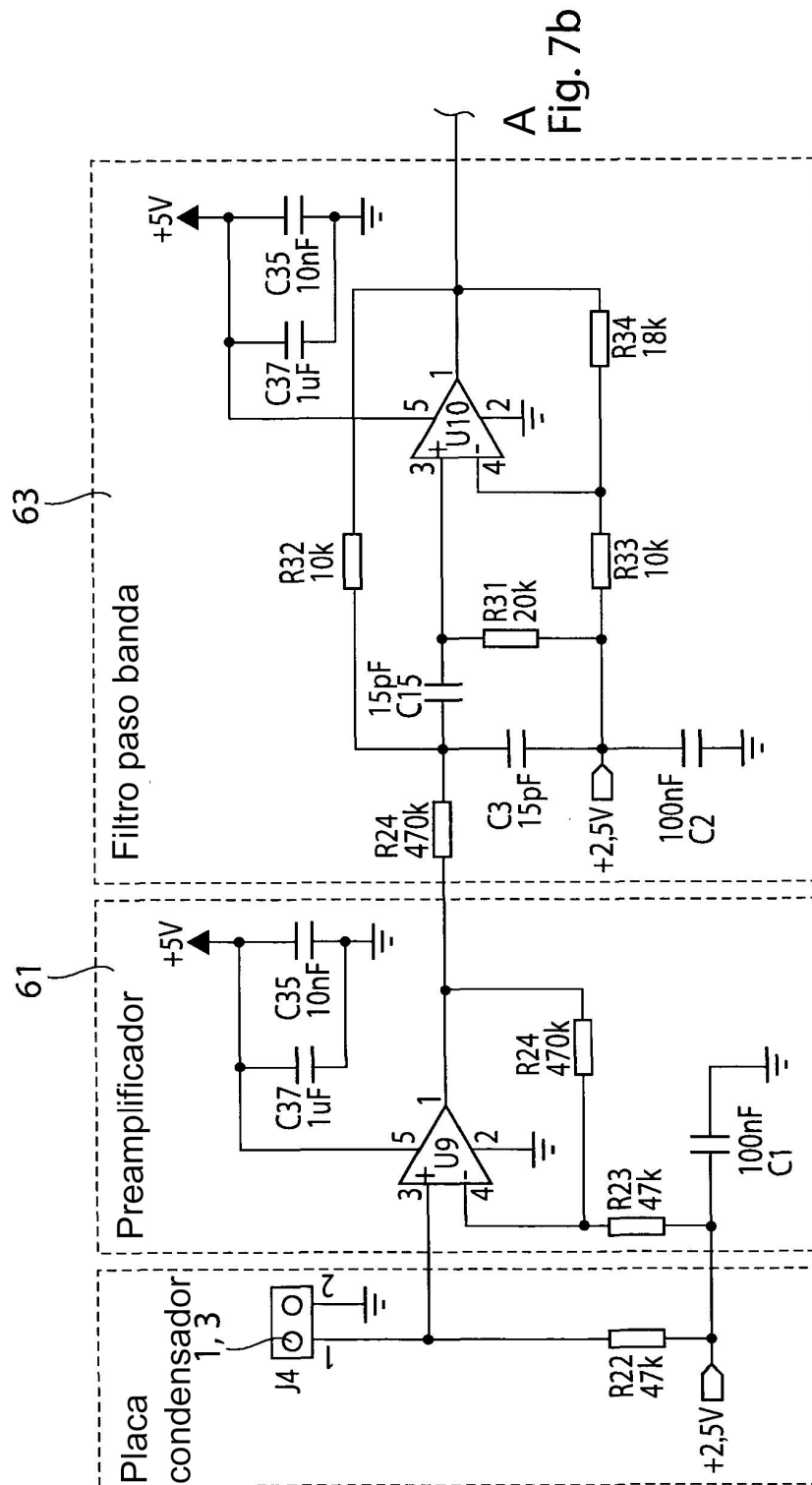


Fig.7b

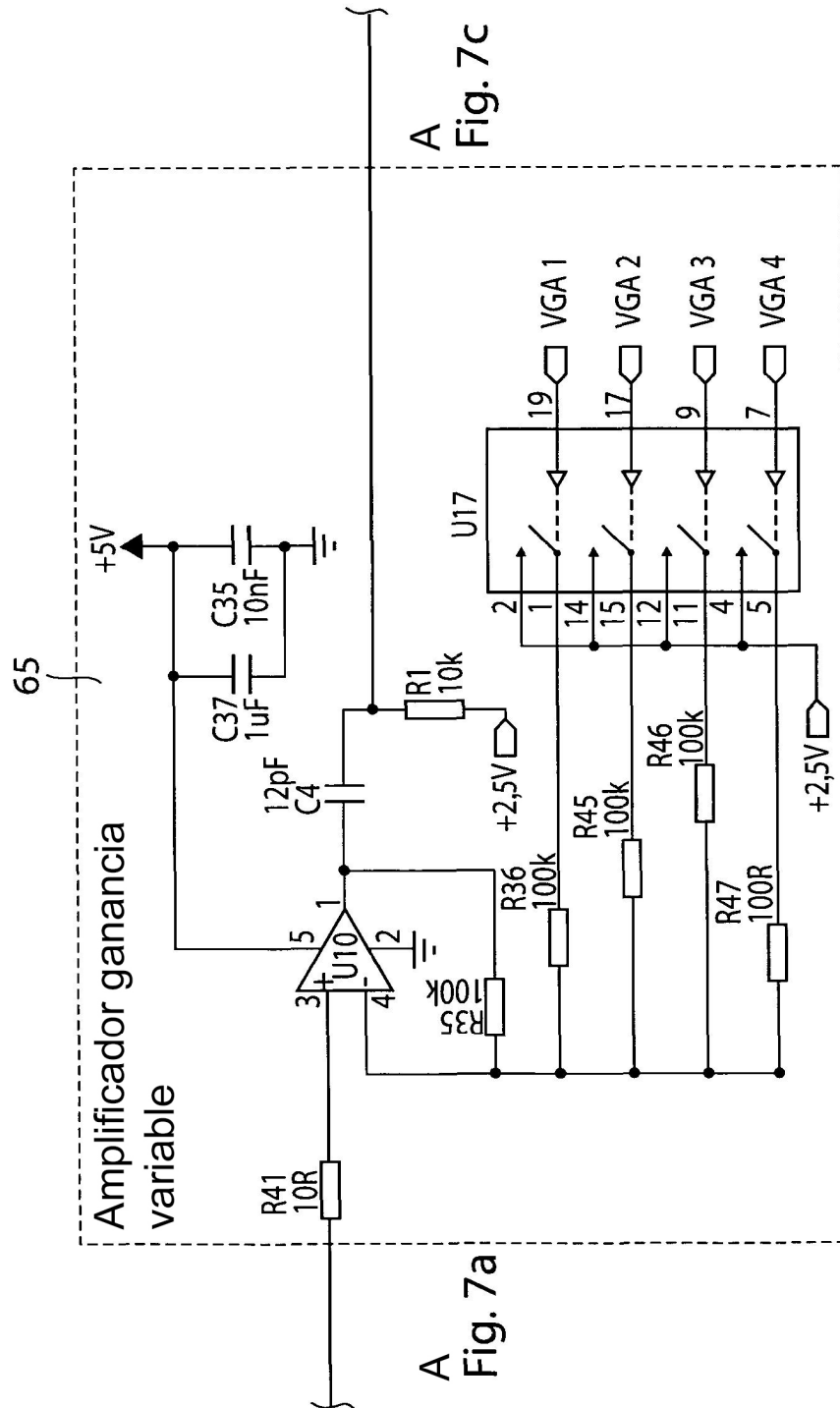


Fig.7c

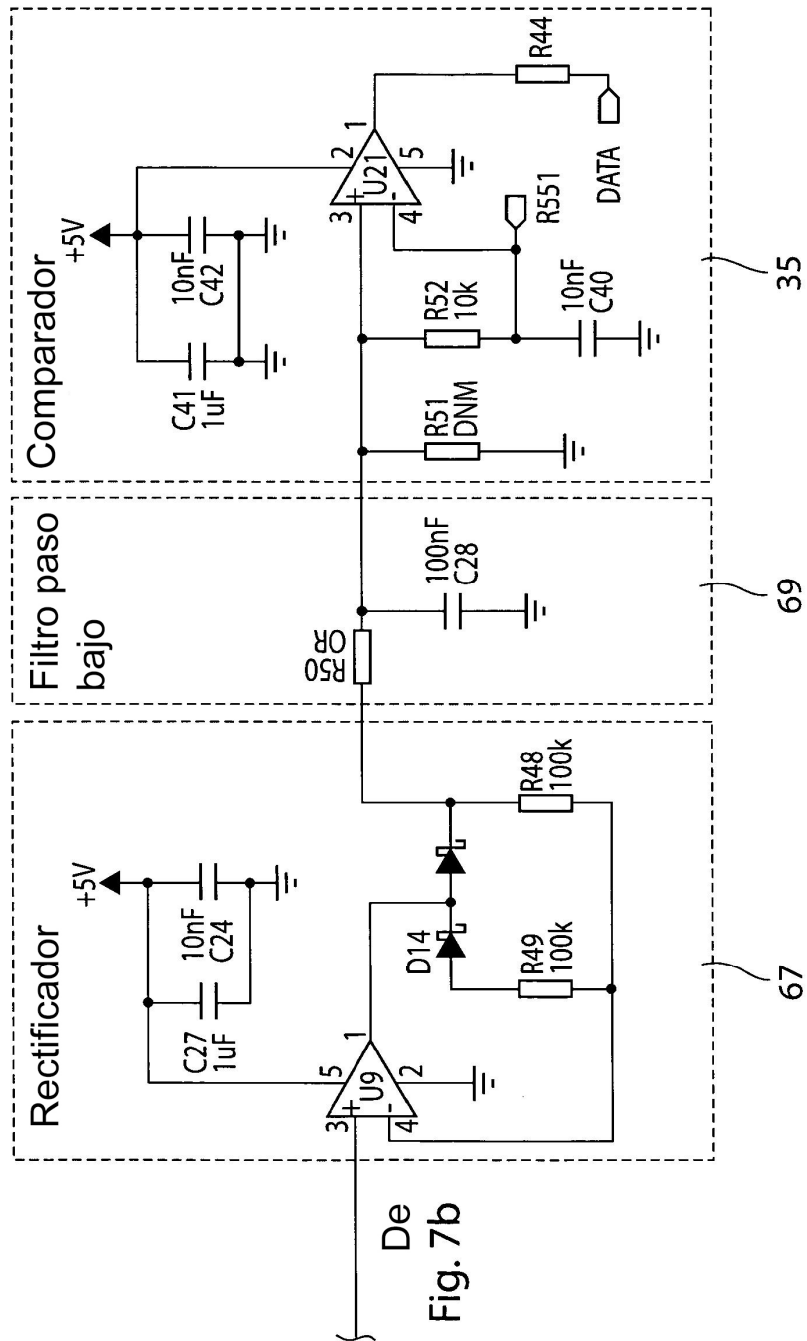


Fig.7d

