(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **3 019 382**

(51) Int. Cl.:

G01R 31/388 (2009.01)
G01R 31/385 (2009.01)
G01R 31/3835 (2009.01)
A61M 5/168 (2006.01)
A61M 5/172 (2006.01)
G01R 19/165 (2006.01)
A61M 5/142 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.11.2019 PCT/EP2019/082796**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **04.06.2020 WO20109417**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.11.2019 E 19809083 (9)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2025 EP 3887836**

(54) Título: **Dispositivo médico con rutina de encendido**

(30) Prioridad:

30.11.2018 EP 18209404

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
20.05.2025

(73) Titular/es:

F. HOFFMANN-LA ROCHE AG (100.00%)
Grenzacherstrasse 124
4070 Basel, CH

(72) Inventor/es:

CONRAD, KLAUS y
FIEBER, WALTER

(74) Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo médico con rutina de encendido

Campo de la invención

La presente invención se refiere a dispositivos médicos alimentados por batería, tales como bombas de insulina extracorpóreas, así como a procedimientos para encender dichos dispositivos médicos alimentados por batería. El procedimiento se refiere especialmente a pruebas de batería en el encendido.

Antecedentes de la invención

Los dispositivos médicos alimentados por batería se usan en cantidades grandes y cada vez mayores en una pluralidad de aplicaciones de diagnóstico o terapéuticas. Un campo al que se hace referencia en lo que sigue con propósitos ejemplares son las bombas de insulina extracorpóreas que se llevan por una persona con diabetes (PwD) de forma sustancialmente continua en el contexto de la infusión subcutánea continua de insulina (CSII).

Dichas bombas de insulina extracorpórea y una variedad de otros dispositivos médicos se alimentan por una batería de propósito general que está dispuesta de forma retirable en un correspondiente compartimento de batería del dispositivo médico. Cuando está agotada, la batería típicamente se reemplaza directamente por el usuario.

Los dispositivos médicos alimentados por batería típicamente están diseñados para supervisar la batería y proporcionar una alarma o alerta al usuario cuando la batería está próxima a agotarse y se necesita reemplazar. Además, es común que los dispositivos médicos alimentados por batería lleven a cabo pruebas de batería como parte de una rutina de encendido después de reemplazar la batería. De este modo, se garantiza que la batería recién insertada, de hecho, pueda alimentar al dispositivo médico. Para probar la batería de un dispositivo médico, se han desarrollado una serie de enfoques y, en general, dependen de mediciones de voltaje y resistencia interna.

El documento WO 2012/022539 A1 divulga un dispositivo de infusión ambulatorio que comprende un almacenamiento de energía reemplazable para alimentar eléctricamente a sus unidades funcionales. Las unidades de control proporcionan a un sistema de supervisión datos sobre actividades que consumen energía o energía consumida por las unidades funcionales. En base a estos datos, el sistema de supervisión determina la energía o carga consumida por las unidades funcionales y desencadena la medición del voltaje del almacenamiento de energía en un punto en el tiempo que depende de la energía o carga determinada consumida en un intervalo de tiempo precedente a ese punto en el tiempo. Adaptar el tiempo de medición a la energía o carga real extraída del almacenamiento de energía hace posible detectar de forma fiable y temprana un estado de baja energía de cualquier batería estándar convencional, independientemente de su diseño electroquímico y del comportamiento eléctrico.

El documento EP 2 338 544 A1 divulga dispositivos de infusión ambulatorios que incluyen una unidad de pruebas para probar un almacenamiento de energía de los dispositivos y procedimientos para probar un almacenamiento de energía de dichos dispositivos. La unidad de pruebas está configurada para variar las pruebas del almacenamiento de energía en dependencia de la variable de control.

El documento EP 2 338 545 A1 divulga dispositivos de infusión ambulatorios que incluyen una unidad de pruebas para probar un almacenamiento de energía de los dispositivos y procedimientos para probar un almacenamiento de energía de dichos dispositivos. Se tienen en cuenta tanto el voltaje fuera de circuito como la resistencia interna del almacenamiento de energía al determinar si el almacenamiento de energía puede seguir alimentando el dispositivo.

El documento US 2009/273349 A1 divulga técnicas para supervisar una impedancia de una batería de un dispositivo médico implantable sin la necesidad de desconectar la batería del conjunto de circuitos al que la batería suministra alimentación.

El documento EP 0 972 540 A2 describe un sistema de dispositivos implantables, tal como un sistema de marcapasos alimentado por batería, con una capacidad mejorada de medición de la impedancia interna de la batería, proporcionando, de este modo, los medios para determinar el final de la vida útil anticipada del dispositivo.

El documento EP 2 216 072 A1 describe un procedimiento y disposición para determinar una variable de estado de suministro de alimentación, en particular, del estado de mantenimiento de una batería o batería recargable, en un implante médico activo, en los que el suministro de alimentación se somete a una carga predeterminada, y el voltaje de salida del mismo se detecta múltiples veces durante al menos un segmento de tiempo de la fase de carga, y los valores de medición se someten a una comparación con un respectivo valor de comparación, o la curva cronológica del voltaje obtenida a partir de los valores de medición se somete a una comparación con al menos una curva de comparación, en los que el resultado de comparación se considera característico para la variable de estado.

El documento CN 202 929 116 U describe un comprobador de batería, que puede medir tanto la resistencia interna como el voltaje de una batería por medio del mismo canal de entrada.

El documento US 2016/067510 A1 describe un dispositivo médico implantable que incluye un circuito de baja potencia y una fuente de alimentación de múltiples pilas. Las pilas de la fuente de alimentación están acopladas en una configuración en paralelo. El dispositivo médico implantable incluye tanto un circuito de baja potencia como un circuito de alta potencia que están acoplados entre las primera y segunda pilas. Un circuito de supervisión está acoplado a la fuente de alimentación y se puede hacer funcionar para evaluar la primera pila y la segunda pila para detectar una condición de fallo asociada con al menos una de las primera y segunda pilas.

Sumario de la invención

Sin embargo, la ejecución de pruebas de batería de acuerdo con la técnica anterior, en general, se asocia con una sobrecarga sustancial para la batería, lo que puede dar como resultado una inesperada interrupción en la alimentación. Esto se puede producir especialmente si se usa una batería, en general, no adecuada o si se usa por error una batería baja o sustancialmente agotada por una batería nueva. Si se produce dicha interrupción en la alimentación al encender el dispositivo médico, el dispositivo médico puede detener completamente el funcionamiento sin proporcionar ningún aviso o alarma al usuario, lo que se sabe que es motivo de preocupación y cansancio para algunos usuarios. Además, en este caso no se almacena ninguna información con respecto a la prueba de batería en la memoria histórica ni en el archivo histórico del dispositivo médico, complicando, de este modo, el diagnóstico del motivo de interrupción en la alimentación y siendo además crítico desde un punto de vista normativo.

Un objetivo global de la presente invención es mejorar el estado de la técnica con respecto a pruebas de batería de un dispositivo médico alimentado por batería. De forma favorable, se evita o al menos se reduce el riesgo de inesperadas interrupciones en la alimentación debidas a una batería baja o agotada.

El objetivo global se logra por la materia objeto de las reivindicaciones independientes, con modos de realización particulares y/o ejemplares que se definen por las reivindicaciones dependientes, así como la divulgación global.

Un procedimiento para encender un dispositivo médico alimentado por una batería incluye ejecutar una prueba de batería inicial. La prueba de batería inicial incluye las etapas de:

a) determinar un voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ de la batería sin que una carga de prueba esté conectada a la batería;

b) proporcionar una alarma si el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ está por debajo de un umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$ predeterminado y terminar el procedimiento;

c) si el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ está por encima del umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$, ejecutar las etapas de:

c1) determinar un voltaje de carga de prueba $U_{carga\ de\ prueba}$ de la batería con una carga de prueba que está conectada a la batería;

c2) comparar un voltaje diferencial ΔU entre el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ y el voltaje de carga de prueba $U_{carga\ de\ prueba}$ con un umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, estando predefinido el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$;

c3) si el voltaje diferencial ΔU está por encima del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, proporcionar una alarma;

en la que el procedimiento incluye además ejecutar etapas posteriores del procedimiento si el voltaje diferencial ΔU está por debajo del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}.

Un dispositivo médico alimentado por batería puede incluir:

– un compartimento de batería, estando diseñado el compartimento de batería para acomodar de forma retirable una batería y elementos de contacto para ponerse en contacto eléctricamente con la batería;

– una carga de prueba, pudiéndose acoplar selectivamente la carga de prueba a la batería;

– un circuito de control, estando configurado el circuito de control para ejecutar un procedimiento para encender el dispositivo médico tras insertarse una batería en el compartimento de batería.

El procedimiento para encender el dispositivo médico puede ser un procedimiento de acuerdo con cualquier modo

de realización como se describe anteriormente y/o más adelante.

La batería, en general, puede ser de cualquier tipo adecuado. En modos de realización típicos, la batería es una batería estándar, en general, disponible, tal como, por ejemplo, una pila AA o AAA de tipo recargable o no recargable. La batería también se puede fabricar de una serie de baterías individuales en serie. Cabe señalar, sin embargo, que la presente invención no está limitada a tipos particulares de batería, sino que, en principio, se puede usar cualquier tipo de batería, ya sea una batería no recargable (pila primaria) o una batería recargable (pila secundaria), de acuerdo con las especificaciones y requisitos del dispositivo médico. El compartimento de batería, en general, está diseñado para permitir el reemplazo de batería por un usuario.

Puesto que la batería se pone en contacto por medio de elementos de contacto del compartimento de batería, la resistencia de transición entre los elementos de contacto y los terminales de batería de la batería actúa en serie con respecto a la resistencia interna de la batería como tal. La resistencia combinada se denomina en este documento resistencia interna eficaz R_i. En algunos modos de realización típicos, al menos uno de los elementos de contacto se realiza como un resorte de contacto. En este documento, la referencia al voltaje de batería, en general, se refiere al voltaje terminal que se puede medir en el dispositivo médico funcional, teniendo en cuenta la caída de voltaje sobre la resistencia interna eficaz R_i.

Las etapas posteriores de un procedimiento para encender el dispositivo médico pueden incluir, por ejemplo, comprobaciones de memoria, comprobaciones de controlador de comunicación, comprobaciones de electrodo, comprobaciones de sensor, comprobaciones de alarma, comprobaciones generales del conjunto de circuitos del dispositivo médico, pruebas de dispositivos de indicación acústica y/o táctil, tales como altavoces, zumbadores o vibradores, pruebas de pantalla y etapas de inicialización generales, como es conocido, en general, en la técnica, así como otra prueba de batería como se expone con más detalle a continuación. Algunas de estas etapas posteriores se pueden asociar con un consumo de alimentación sustancial y, en consecuencia, sobrecargan sustancialmente la batería. De acuerdo con la presente invención, estas etapas posteriores solo se ejecutan si la prueba de batería inicial se supera con éxito.

Se debe entender que el dispositivo médico extrae, al realizar cualquier operación y, en particular, al ejecutar la prueba de batería inicial, una corriente de referencia que no se puede evitar. Como consecuencia, el verdadero voltaje de circuito abierto U_0 de la batería no está disponible y no se puede medir, puesto que la corriente de referencia provocará en cualquier caso una caída de voltaje sobre la resistencia interna eficaz. La corriente de referencia se extrae por el conjunto de circuitos de control en funcionamiento. En lo que sigue, se supone, en general, que la corriente de referencia durante la prueba de batería inicial es constante.

Al determinar, respectivamente medir, el voltaje sin carga de prueba en la etapa (a), la corriente de referencia es la única corriente que se extrae de la batería. En consecuencia, la carga de batería es mínima y el voltaje sin carga de prueba es lo más cercano posible al voltaje de circuito abierto.

En la etapa (b) del procedimiento, se proporciona una alarma y el procedimiento se termina, es decir, las etapas posteriores no se ejecutan, si el voltaje sin carga de prueba está por debajo de un umbral de voltaje sin carga de prueba predeterminado. Esta etapa garantiza que las etapas posteriores de la prueba de batería inicial solo se ejecuten si la batería al menos puede proporcionar la alimentación requerida para dichas etapas. En esta etapa, se descartan, en consecuencia, las baterías muy bajas o casi agotadas. La alarma se puede proporcionar, como otras alarmas, en uno o más dispositivos de indicación del dispositivo médico, indicar en una pantalla del dispositivo médico y/o proporcionar en un dispositivo remoto, tal como un control remoto o teléfono inteligente.

En la etapa (c1) se determina, respectivamente se mide otro voltaje de la batería como voltaje de carga de prueba con una carga de prueba que está conectada a la batería. La conexión y desconexión de la carga de prueba está controlada por el circuito de control del dispositivo médico. Para esta medición, se extrae una corriente de carga de prueba adicional de la batería además de la corriente de referencia, lo que da como resultado una caída de voltaje más grande sobre la resistencia interna eficaz.

La carga de prueba y la corriente de carga de prueba se seleccionan de modo que la conexión de la carga de prueba no sobrecargue significativamente la batería y, por lo tanto, se pueda considerar una carga de prueba "baja". La corriente de carga de prueba solo necesita ser lo suficientemente grande para dar como resultado un voltaje diferencial medible de forma segura entre el voltaje sin carga de prueba y el voltaje de carga de prueba.

En la etapa (c2), el voltaje diferencial ΔU entre el voltaje sin carga de prueba $U_{\text{sin carga de prueba}}$ como se determina en la etapa (b) y el voltaje de carga de prueba como se determina en la etapa (c1) se compara con un umbral de voltaje diferencial. Este umbral de voltaje diferencial está predefinido en dependencia del voltaje sin carga de prueba. Una relación entre el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} y el voltaje sin carga de prueba $U_{\text{sin carga de prueba}}$ se puede almacenar en una memoria del circuito de control, por ejemplo, por medio de una función matemática o en forma de una tabla de consulta.

En dependencia del resultado de comparación, se proporciona una alarma en la etapa (c3) como se expone antes

si el voltaje diferencial está por encima del umbral de voltaje diferencial y el procedimiento termina. De otro modo, se continúa y completa el encendido ejecutando las etapas posteriores del procedimiento. Las etapas posteriores del procedimiento solo se ejecutan, en consecuencia, si la batería puede alimentar al dispositivo médico durante las etapas posteriores de la rutina de encendido, respectivamente el procedimiento sin el riesgo de una interrupción repentina.

Cabe señalar, en particular, que la prueba de batería inicial no se fundamenta en una medición de impedancia explícita y, además, no requiere ninguna etapa computacional demandante. Lo que se requiere son solo dos mediciones de voltaje y una posterior comparación con el umbral. Por lo tanto, se puede implementar de una manera eficaz y sencilla. Más adelante se expone con más detalle la determinación del umbral de voltaje diferencial en dependencia del voltaje sin carga de prueba.

A nivel global, la prueba de batería inicial es una prueba de dos etapas, estando definida una primera etapa por las etapas de procedimiento (a), (b), y estando definida la segunda etapa por las etapas de procedimiento (c1), (c2), (c3).

En un modo de realización, el umbral de voltaje diferencial es una función lineal del voltaje sin carga de prueba. Este tipo de modo de realización es, en particular, favorable con respecto a una simple evaluación con muy poco esfuerzo computacional.

En un modo de realización, la carga de prueba es una carga de prueba de resistencia constante. En un ejemplo no limitante que es típico, por ejemplo, para algunos tipos de bombas de insulina extracorpóreas, el voltaje de n carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ puede estar en un intervalo, por ejemplo, de 1,0 V a 1,6 V y se puede usar típicamente una corriente de referencia I_B de ~500 µA.

En un modo de realización, la prueba de batería inicial incluye almacenar un resultado de la prueba de batería inicial en una memoria histórica del dispositivo médico. La prueba de batería inicial de acuerdo con la presente divulgación garantiza que la batería, incluso si está baja o casi agotada, proporcione suficiente alimentación para almacenar el resultado de la prueba de batería antes de cualquier interrupción completa. El almacenamiento del resultado de la prueba de batería es altamente deseable para el propósito del diagnóstico del dispositivo y, además, puede ser un requisito normativo. En un modo de realización particular, el resultado no se almacena en ningún caso sino solo si se cumple un criterio de almacenamiento que indique que la batería puede estar baja. Como mínimo, se puede almacenar independientemente de si se supera o suspende la prueba de batería inicial como se expone antes. En otros modos de realización, el resultado se puede almacenar para la primera etapa de la prueba de batería inicial como se define por las etapas (a), (b) y la segunda etapa de la prueba de batería inicial como se define por las etapas (c1), (c2), (c3). Además, se pueden almacenar valores numéricos, tales como el voltaje sin carga de prueba y el voltaje de carga de prueba y/o se puede almacenar un resultado de prueba binario (por ejemplo, "superado" o "suspendido").

En un modo de realización, el procedimiento incluye, si se determina en la etapa (c2) que el voltaje diferencial ΔU está por debajo del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, ejecutar otra prueba de batería. La otra prueba de batería incluye extraer otra corriente de carga de prueba, sobrecargando, de este modo, la batería más allá de un límite que se espera que se produzca durante el funcionamiento regular del dispositivo médico.

En un modo de realización, el procedimiento puede incluir además antes de la etapa a):

0) poner en marcha la alimentación del dispositivo médico.

Por ejemplo, la alimentación se puede poner en marcha activando un conmutador, estableciendo una conexión entre la batería y un conductor del dispositivo médico, tal como por medio de cierre del compartimento de batería o insertando la batería en el compartimento de batería, conectando la batería a los contactos de batería, etc. Esto cierra preferentemente el conjunto de circuitos de la batería con un procesador del dispositivo médico. Dichos conmutadores, en general, son conocidos por el experto en la técnica e incluyen botones, transistores, conmutadores de inducción, relés, etc.

A diferencia de la prueba de batería inicial, que está diseñada para no sobrecargar significativamente la batería, la otra prueba de batería es una prueba de sobrecarga especializada que sobrecarga la batería recién insertada hasta los límites del funcionamiento regular. A modo de ejemplo, para algunos tipos de bombas de insulina extracorpóreas, la otra prueba de batería puede incluir extraer una corriente de batería de ~1,0 A durante 4 ms. La otra prueba de batería se puede considerar, por ejemplo, suspendida si el voltaje al final de la prueba cae por debajo de un umbral predeterminado, por ejemplo, cae por debajo de 985 mV.

En un modo de realización, el dispositivo médico alimentado por batería incluye uno o más convertidores elevadores de CC/CC, el/los convertidor(es) elevador(es) de CC/CC alimenta(n) a al menos algunas unidades funcionales del dispositivo médico. En un ejemplo, la carga de prueba de dicho modo de realización está dispuesta eléctricamente entre los contactos de batería y un lado de entrada del/de los convertidor(es) elevador(es) de

CC/CC. Las unidades funcionales que se alimentan por medio del/de los convertidor(es) elevador(es) de CC/CC típicamente incluyen el circuito de control, en particular, microcontroladores o procesadores, uno o más dispositivos de indicación o pantallas como se expone antes, accionadores, tales como un motor en el caso de una bomba de infusión, interfaces de comunicación y similares. Típicamente, la mayoría de los componentes funcionales y el conjunto de circuitos del dispositivo médico se alimentan por medio del/de los convertidor(es) elevador(es) de CC/CC. Para el funcionamiento del dispositivo médico, se debe garantizar que en ningún punto en el tiempo el voltaje de entrada mínimo requerido en el lado de entrada del lado del convertidor elevador de CC/CC caiga por debajo. Este requisito también es verdadero para la prueba de batería inicial. Sin embargo, en algunos modos de realización alternativos, la carga de prueba está dispuesta en el lado de salida de un convertidor elevador de CC/CC.

En un modo de realización, el circuito de control comprende un procesador u ordenador y un medio de almacenamiento legible por ordenador, comprendiendo el medio de almacenamiento legible por ordenador instrucciones que, al ejecutarse por el procesador u ordenador, provocan que el procesador u ordenador controle la ejecución del procedimiento para encender el dispositivo médico. En un modo de realización con convertidor(es) elevador(es) de CC/CC como se expone antes, el procesador u ordenador típicamente se alimenta por medio de un convertidor elevador de CC/CC.

En un modo de realización, el dispositivo médico es una bomba de insulina extracorpórea, estando configurada la bomba de insulina extracorpórea para llevarse por un usuario durante un periodo de tiempo prolongado debajo de la ropa y/o fijada al cuerpo.

En un modo de realización, la presente divulgación es aplicable a y útil para una variedad de dispositivos alimentados por batería, incluyendo cualquier dispositivo médico alimentado por batería, que incluye, pero sin limitarse a, una bomba de infusión de arrastre, incluyendo una bomba de insulina, un sensor de glucemia, un sensor de glucosa continuo, un desfibrilador cardíaco, un dispositivo de supervisión cardíaco, etc. Las bombas de insulina extracorpóreas, sin embargo, son, en particular, críticas, puesto que su fallo puede dar como resultado directamente complicaciones médicas graves y se necesitan hacer funcionar de forma sustancialmente continua durante todo el día. Además, con frecuencia, se alimentan por baterías de propósito general ordinarias, tales como, por ejemplo, pilas AA o AAA recargables o no recargables, y es conocido que ocasionalmente se usan o reutilizan por error y/o falta de conocimiento baterías, en general, no adecuadas o casi agotadas. En dichas circunstancias, es probable que se produzca una interrupción del suministro de alimentación como se expone antes durante el procedimiento de encendido.

Como es conocido en la técnica, una bomba de insulina está diseñada para la administración de pequeñas cantidades de líquido en el intervalo de microlitros o submicrolitros con alta precisión. Además, las bombas de insulina, en general, están diseñadas para administrar el fármaco de forma sustancialmente continua de acuerdo con un perfil de infusión basal variable en el tiempo y, además, administrar cantidades de fármaco más grandes a demanda.

Un procedimiento para determinar el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ para su uso en un procedimiento como se describe anteriormente incluye las etapas de:

(1) determinar experimentalmente una relación funcional entre los valores de una resistencia interna eficaz R_i y los valores de un voltaje de circuito abierto U_0 para la que la batería pueda encender el dispositivo médico;

(2) determinar un voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ de la batería para encender el dispositivo médico sin que una carga de prueba esté conectada a la batería en función del voltaje de circuito abierto U_0 en base a la relación funcional como se determina en la etapa (1);

(3) determinar un voltaje de carga de prueba mínimo $U_{carga\ de\ prueba,\ mín}$ de la batería para encender el dispositivo médico con una carga de prueba que está conectada a la batería en función del voltaje de circuito abierto U_0 en base a la relación funcional como se determina en la etapa (1);

(4) calcular el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} de la diferencia entre el voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ y el voltaje de carga de prueba mínimo $U_{carga\ de\ prueba,\ mín}$ en dependencia del voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ con el voltaje de circuito abierto U_0 como parámetro.

En un modo de realización, el procedimiento incluye determinar la relación funcional entre los valores de la resistencia interna eficaz R_i y los valores del voltaje de circuito abierto U_0 como relación funcional lineal aproximada.

En un modo de realización, el procedimiento incluye calcular el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} como aproximación lineal.

Cabe señalar que el procedimiento para determinar el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} no se necesita

implementar en el dispositivo médico alimentado por batería. Solo el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} determinado en dependencia del voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ se almacena en el dispositivo médico.

En cambio, el procedimiento para determinar el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ se lleva a cabo por un proveedor de dispositivos médicos en sus instalaciones. Aquí, el voltaje de circuito abierto U_0 y la resistencia interna eficaz R_i se pueden determinar, respectivamente medir.

A continuación se proporcionan con más detalle otras explicaciones y aspectos con respecto a este aspecto de la presente invención en el contexto del modo de realización ejemplar.

Breve descripción de los dibujos

En lo que sigue, se analizan con más detalle modos de realización ejemplares con referencia adicional a las figuras.

La fig. 1 muestra esquemáticamente un dispositivo médico alimentado por batería ejemplar con una batería;

la fig. 2 muestra un flujo funcional ejemplar para encender un dispositivo médico;

la fig. 3 muestra gráficos ejemplares para un voltaje diferencial umbral en dependencia de un voltaje sin carga de prueba.

Descripción de los modos de realización

La **figura 1** muestra un dispositivo médico alimentado por batería 1 que, de forma ejemplar, es una bomba de insulina conjuntamente con una batería 2 en una vista funcional esquemática. La batería 2 está dispuesta de forma retirable en el interior de un compartimento de batería 11 del dispositivo médico 1. Además, la batería 2, por ejemplo, una pila AA o pila AAA recargable o no recargable, se modela como batería ideal 21 con voltaje de circuito abierto U_0 y una resistencia interna $R_{i,1}$. La batería 2 se pone en contacto y se conecta con los otros componentes del dispositivo médico 1 por medio de contactos de batería 11a. Los contactos de batería 11a tienen una resistencia de transición $R_{i,2}$ en serie con la resistencia interna $R_{i,1}$ de la batería 2. En combinación, la resistencia interna $R_{i,1}$ de la batería 2 y la resistencia de transición $R_{i,2}$ forman la resistencia interna eficaz R_i. El voltaje terminal de la batería 2 se denomina U.

El dispositivo médico 1 incluye además un convertidor elevador de CC/CC 14 que está conectado a los contactos de batería 11a. El dispositivo médico 1 incluye además un circuito de control 15 que está conectado al lado de salida del convertidor elevador de CC/CC. El circuito de control 15, así como otros componentes como se expone a continuación, se alimentan, en consecuencia, desde la batería 2 por medio del convertidor elevador de CC/CC 14.

El circuito de control 15 incluye un procesador 151 con el correspondiente código de *software*, respectivamente de *firmware*, una memoria 152 y un circuito de medición de voltaje 153 para determinar, respectivamente medir, el voltaje terminal U de la batería 2. La memoria 151 puede incluir tanto almacenamiento de programa que almacene código de *software*, respectivamente de *firmware*, para el procesador 151, así como una memoria de acceso aleatorio, RAM, como memoria de datos. Además, el circuito de control 15 controla la apertura y el cierre del conmutador 13. Por medio del conmutador 13, una carga de prueba de resistencia R_{prueba} constante que se implementa se puede conectar a la batería en paralelo a los elementos de contacto 11a.

La corriente que se extrae por la carga de prueba R_{prueba} si el conmutador 13 está cerrado es la corriente de carga de prueba I_{prueba}. La corriente I que se extrae por el dispositivo médico 1, aparte de la corriente de carga de prueba I_{prueba}, se denomina I. Durante una prueba de batería inicial, como se expone más adelante, es la corriente de referencia I_B.

Cabe señalar que el procesador 151, la memoria 152 y el circuito de medición de voltaje 153 también se pueden integrar, por ejemplo, en forma de un microcontrolador como elemento central del circuito de control 15. El circuito de control 15 puede comprender y típicamente comprende además una variedad de otros componentes y unidades funcionales como es conocido, en general, en la técnica.

El dispositivo médico alimentado por batería 1 en forma de una insulina extracorpórea incluye además un accionador 16 en forma de motor eléctrico, una pantalla 17 y al menos un dispositivo de indicación acústica y/o táctil 18, funcionando todos bajo el control del circuito de control 15.

Cabe señalar que el diseño como se muestra en la **figura 1** es esquemático y simplificado en aras de la claridad y concisión y para centrarse en aspectos de particular pertinencia en el contexto de la presente invención. A modo de ejemplo, puede estar presente más de un convertidor elevador de CC/CC que suministre diferentes componentes funcionales, pudiendo omitirse el convertidor elevador de CC/CC mostrado. Además, la carga de

prueba R_{prueba} se puede disponer en el lado de salida del convertidor elevador de CC/CC 14. Además, la carga de prueba R_{prueba} no necesariamente se realiza por un resistor constante estándar, pero se puede realizar por otro conjunto de circuitos, tal como un FET para formar un resistor controlado.

El circuito de control 15 implementa un procedimiento para encender el dispositivo médico 1 que se expone con más detalle con referencia adicional a la **figura 2**. El flujo funcional se inicia en la etapa S, donde la batería 2 está en el compartimento de batería 11, dando como resultado que al dispositivo médico 1 y, en particular, al circuito de control 15, se le suministre alimentación. En la etapa S01, el voltaje U se mide por medio del circuito de medición de voltaje 153. En este estado, el conmutador 13 está abierto y el voltaje medido es, en consecuencia, el voltaje sin carga de prueba $U = U_{sin\ carga\ de\ prueba}$, con $I = I_B$ como corriente de referencia.

En la etapa S02 posterior, el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ se compara con un umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$ que se almacena en la memoria 152 y el flujo funcional se ramifica en dependencia del resultado. Si el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ está por debajo del umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$, el flujo funcional procede con la etapa S03. En la etapa S03, se genera una alarma y se indica por medio de la pantalla 17 y los dispositivos de indicación 18. Además, se escribe una correspondiente entrada en una memoria histórica que es parte de la memoria 152. Posteriormente el flujo funcional finaliza con la etapa E y se termina el encendido. La alarma se puede indicar hasta que la batería 2 se agote completamente, respectivamente se retire. En un modo de realización ejemplar donde la batería 2 es una pila estándar ordinaria disponible comercialmente y el umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$ pueda ser, por ejemplo, de 1000 mV, respectivamente 1 V.

Si se determina en la etapa S02 que el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ está por encima del umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$, el flujo funcional procede con la etapa S04. En la etapa S04, el voltaje U se mide por medio del circuito de medición de voltaje 153 con el conmutador 13 cerrado temporalmente. El voltaje medido, en consecuencia, es el voltaje de carga de prueba $U = U_{carga\ de\ prueba}$, y la corriente que se extrae de la batería 2 corresponde a la suma de la corriente de referencia I_B y la corriente de prueba I_{prueba}.

En la etapa S05 posterior, se determina el voltaje diferencial $\Delta U = U_{sin\ carga\ de\ prueba} - U_{carga\ de\ prueba}$ y se compara con un umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} que está predefinido en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$. La relación entre el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} y el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ se puede almacenar en y recuperar de la memoria 152 en forma de una tabla de consulta o se puede proporcionar en forma de una ecuación $\Delta U_{umbral} = f(U_{sin\ carga\ de\ prueba})$

que puede ser especialmente una ecuación lineal y se evalúa por el circuito de control 15, en particular, el procesador 151. Este aspecto también se analiza más adelante.

Si se determina en la etapa S05 que el voltaje diferencial ΔU está por encima del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, el flujo funcional procede con la etapa S06. En la etapa S06, se genera una alarma y se indica como se expone antes en el contexto de la etapa S03 y se escribe, de nuevo, una correspondiente entrada en la memoria histórica. Además, como en la etapa S03, el flujo funcional finaliza con la etapa E y se termina el encendido.

Si se determina en la etapa S05 que el voltaje diferencial ΔU está por debajo del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, el flujo funcional procede con la etapa S07 donde se continúa y completa el encendido. La etapa S07 puede incluir ejecutar otra prueba de batería como se expone antes en la descripción general.

En lo que sigue, se analiza con más detalle la relación funcional entre el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} y el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$.

Al investigar el comportamiento de arranque de un dispositivo médico alimentado por batería y, en particular, de una bomba de insulina extracorpórea como se expone antes, se descubre que, en cualquier caso, es posible un arranque correcto si la resistencia interna eficaz R_i cumple la condición

$$R_i < r_i(U_0) = k_1 \cdot U_0 + k_2 \qquad (1a).$$

En consecuencia, para la resistencia interna eficaz R_i que se da, el voltaje de circuito abierto U_0 necesita cumplir la condición

$$U_0 > u_0(R_i) = \frac{R_i - k_2}{k_1} \qquad (1b).$$

Además, se puede observar a partir de la fig. 1 que se aplica lo siguiente:

$$U_0 = R_i \cdot I_B + U_{sin\ carga\ de\ prueba} \qquad (2a),$$

$$U_0 = R_i \cdot \left(I_B + \frac{U_{carga\ de\ prueba}}{R_{prueba}} \right) I_B + U_{sin\ carga\ de\ prueba} \qquad (2b),$$

aplicándose la ec. (2a) durante la prueba de batería inicial, estando abierto el conmutador 13 y aplicándose la ec. (2b) durante la prueba de batería inicial, estando cerrado el conmutador 13.

En lo que sigue, un voltaje en el lado de salida del convertidor elevador de CC/CC 14 (es decir, el voltaje de suministro del circuito de control 15) se denomina U'. Además, la resistencia de carga (virtual) que se observa por la batería 2 como que extrae la corriente de referencia I_B se denomina R_B. Las ecs. (2a), (2b) se pueden reescribir, en consecuencia, como

$$U_0 = \frac{R_i}{R_B} \cdot \frac{U'^2}{U_{sin\ carga\ de\ prueba}} + U_{sin\ carga\ de\ prueba} \qquad (3a),$$

$$U_0 = \frac{R_i}{R_B} \cdot \frac{U'^2}{U_{carga\ de\ prueba}} + \left(\frac{R_i}{R_{prueba}} + 1 \right) \cdot U_{carga\ de\ prueba} \qquad (3b).$$

Al reordenar las ecs. (3a), (3b) para $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ y $U_{carga\ de\ prueba}$, respectivamente, y resolver las ecuaciones cuadráticas resultantes, se obtiene lo siguiente:

$$U_{sin\ carga\ de\ prueba}(U_0, R_i) = \frac{U_0}{2} + \sqrt{\left(\frac{U_0}{2}\right)^2 - \frac{R_i}{R_B} \cdot U'^2} \qquad (4a)$$

$$U_{carga\ de\ prueba}(U_0, R_i) = \frac{U_0}{2} \cdot \frac{R_{prueba}}{R_{prueba}+R_i} + \sqrt{\left(\frac{R_{prueba}}{R_{prueba}+R_i} \cdot \frac{U_0}{2}\right)^2 - \frac{R_{prueba}}{R_{prueba}+R_i} \cdot \frac{R_i}{R_B} \cdot U'^2} \qquad (4b).$$

Las ecs. (4a), 4b) expresan, en consecuencia, los voltajes $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$, $U_{carga\ de\ prueba}$ para la batería 2 que se pueden medir en el dispositivo médico 1 en funcionamiento en función del voltaje de circuito abierto U_0, en general, desconocido, y la resistencia interna eficaz R_i.

En las ecs. (4a, 4b), la resistencia interna eficaz se puede sustituir por su valor umbral para el que es posible un encendido de acuerdo con la ec. (1a), lo que da como resultado ecuaciones para el voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ y el voltaje de carga de prueba mínimo $U_{carga\ de\ prueba,\ mín}$ con el voltaje de circuito abierto U_0 como único parámetro.

La gráfica de la **figura 3** muestra esquemáticamente el voltaje diferencial $\Delta U = U_{sin\ carga\ de\ prueba} - U_{carga\ de\ prueba}$ al representarse sobre el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ con el voltaje de circuito abierto U_0 como parámetro. La curva A se obtiene de aplicar directamente las ecs. (4a), (4b). En una región *II* por encima de la curva A, no es posible un encendido del dispositivo médico 1, mientras que en el área *I* por debajo de la curva, es posible un encendido. La curva A define, en consecuencia, el umbral de voltaje diferencial $\Delta U_{sin\ umbral}$ en función, respectivamente en dependencia, del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$. La curva A se puede implementar en el circuito de control 151 a modo de una función matemática que se evalúa por el procesador 151 o se puede implementar como tabla de consulta en la memoria 152.

En otro modo de realización se puede usar otra simplificación computacional como se expone en lo que sigue. En lugar de la curva A, se usa la aproximación lineal de la curva B. La curva B se puede obtener como tangente a la curva A en un valor de referencia ΔU_0. Como la curva A, la curva B se puede implementar en el circuito de control 151 a modo de una función matemática (lineal) que se evalúa por el procesador 151 o se puede implementar como tabla de búsqueda en la memoria 152. En una implementación ejemplar, el valor de referencia puede estar en el intervalo de 1 mV.

Lista de designaciones

1 dispositivo médico alimentado por batería / bomba de insulina extracorpórea

11 compartimento de batería

11a elemento de contacto

13 conmutador

14 convertidor elevador de CC/CC

15 circuito de control

151 procesador

152 memoria

153 circuito de medición de voltaje

16 accionador / motor

17 pantalla

18 dispositivo de indicación

2 batería

21 batería ideal

U_0 voltaje de circuito abierto

U voltaje terminal

U' voltaje en el lado de salida del convertidor elevador

$R_{i,1}$ resistencia interna de la batería

$R_{i,2}$ resistencia de transición de los elementos de contacto

R_{prueba} resistencia de carga de prueba

R_B resistencia virtual que extrae la corriente de referencia

ΔU voltaje diferencial

ΔU_0 valor de referencia para el voltaje diferencial

$U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ voltaje sin carga de prueba

$U_{carga\ de\ prueba}$ voltaje de carga de prueba

$U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$ voltaje umbral sin carga de prueba

ΔU_{umbral} umbral de voltaje diferencial

I corriente

I_B corriente de referencia

I_{prueba} corriente de carga de prueba

k_1, k_1 constantes

A, B curvas

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para encender un dispositivo médico (1) alimentado por una batería (2), en el que el procedimiento incluye ejecutar una prueba de batería inicial, incluyendo la prueba de batería inicial las etapas de:

a) determinar un voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ de la batería (2) sin que una carga de prueba R_{prueba} esté conectada a la batería (2);

b) proporcionar una alarma si el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ está por debajo de un umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$ predeterminado y terminar el procedimiento;

c) si el voltaje sin carga de prueba $U_{\text{sin carga de prueba}}$ está por encima del umbral de voltaje sin carga de prueba $U_{umbral,\ sin\ carga\ de\ prueba}$, ejecutar las etapas de:

c1) determinar un voltaje de carga de prueba $U_{carga\ de\ prueba}$ de la batería (2) con una carga de prueba R_{prueba} que está conectada a la batería (2);

c2) comparar un voltaje diferencial ΔU entre el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ y el voltaje de carga de prueba $U_{carga\ de\ prueba}$ con un umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, estando predefinido el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$;

c3) si el voltaje diferencial ΔU está por encima del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, proporcionar una alarma;

en el que el procedimiento incluye además ejecutar etapas posteriores del procedimiento si el voltaje diferencial ΔU está por debajo del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}

caracterizado por que dicho umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} predefinido en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ se ha determinado por un procedimiento que incluye las etapas de:

(1) determinar experimentalmente una relación funcional entre los valores de una resistencia interna eficaz R_i y los valores de un voltaje de circuito abierto U_0 para la que la batería (2) pueda encender el dispositivo médico (1);

(2) determinar un voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ \text{min}}$ de la batería (2) para encender el dispositivo médico (1) sin que una carga de prueba R_{prueba} esté conectada a la batería (2) en función del voltaje de circuito abierto U_0 en base a la relación funcional como se determina en la etapa (1);

(3) determinar un voltaje de carga de prueba mínimo $U_{carga\ de\ prueba,\ mín}$ de la batería (2) para encender el dispositivo médico (1) con una carga de prueba R_{prueba} que está conectada a la batería (2) en función del voltaje de circuito abierto U_0 en base a la relación funcional como se determina en la etapa (1);

(4) calcular el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} de la diferencia entre el voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ y el voltaje de carga de prueba mínimo $U_{carga\ de\ prueba,\ mín}$ en dependencia del voltaje sin carga de prueba mínimo $U_{sin\ carga\ de\ prueba,\ mín}$ con el voltaje de circuito abierto U_0 como parámetro.

2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} es una función lineal del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$.

3. Procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la carga de prueba es una carga de prueba de resistencia constante.

4. Procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la prueba de batería inicial incluye almacenar un resultado de la prueba de batería inicial en una memoria histórica (152) del dispositivo médico (1).

5. Procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el procedimiento incluye además, si se determina en la etapa (c2) que el voltaje diferencial ΔU está por debajo del umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral}, ejecutar otra prueba de batería, en el que la otra prueba de batería incluye extraer otra corriente de carga de prueba, sobrecargando, de este modo, la batería (2) a un límite que se espera que se produzca durante el funcionamiento regular del dispositivo médico (1) y proporcionar una alarma si se determina que la batería (2) no puede alimentar al dispositivo médico (1).

6. Procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el procedimiento incluye antes de la etapa a):

0) poner en marcha la alimentación del dispositivo médico.

7. Procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que las etapas posteriores incluyen al menos una de las siguientes: comprobaciones de memoria, comprobaciones de controlador de comunicación, comprobaciones de conjunto de circuitos de dispositivo médico, comprobaciones de sensor, comprobaciones de electrodo, comprobación de un controlador de comunicación, pruebas de dispositivos de indicación acústica, comprobaciones de dispositivos de indicación táctil y etapas de inicialización del dispositivo médico.

8. Dispositivo médico alimentado por batería (1), incluyendo el dispositivo médico (1):

– un compartimento de batería (11), estando diseñado el compartimento de batería (11) para acomodar de forma retirable una batería (2) y elementos de contacto (11a) para ponerse en contacto eléctricamente con la batería;

– una carga de prueba R_{prueba}, pudiéndose acoplar selectivamente la carga de prueba R_{prueba} a la batería (2);

– un circuito de control (15), estando configurado el circuito de control para ejecutar un procedimiento de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes.

9. Dispositivo médico alimentado por batería (1) de acuerdo con la reivindicación 8, en el que el dispositivo médico alimentado por batería incluye uno o más convertidores elevadores de CC/CC, alimentando el/los convertidor(es) elevador(es) de CC/CC al menos algunas unidades funcionales (15, 16, 17, 18) del dispositivo médico (1), en el que la carga de prueba R_{prueba} está dispuesta eléctricamente entre los elementos de contacto (11a) y un lado de entrada del/de los convertidor(es) elevador(es) de CC/CC.

10. Dispositivo médico alimentado por batería (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 – 9, en el que una relación entre el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} y el voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ se almacena en una memoria (152) del circuito de control (15).

11. Dispositivo médico alimentado por batería (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, en el que el circuito de control (15) comprende un procesador u ordenador (151) y un medio de almacenamiento legible por ordenador, en particular, una memoria (152), comprendiendo el medio de almacenamiento legible por ordenador instrucciones que, al ejecutarse por el procesador u ordenador (151), provocan que el procesador u ordenador controlen la ejecución del procedimiento para encender el dispositivo médico (1).

12. Dispositivo médico alimentado por batería (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 a 11, en el que el dispositivo médico es una bomba de insulina extracorpórea, estando configurada la bomba de insulina extracorpórea para llevarse por un usuario durante un periodo de tiempo prolongado debajo de la ropa y/o fijada al cuerpo.

13. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el procedimiento para determinar el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $\Delta U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ incluye además determinar la relación funcional entre los valores de la resistencia interna eficaz R_i y los valores del voltaje de circuito abierto U_0 como relación funcional lineal aproximada.

14. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el procedimiento para determinar el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} en dependencia del voltaje sin carga de prueba $U_{sin\ carga\ de\ prueba}$ incluye además calcular el umbral de voltaje diferencial ΔU_{umbral} como aproximación lineal.

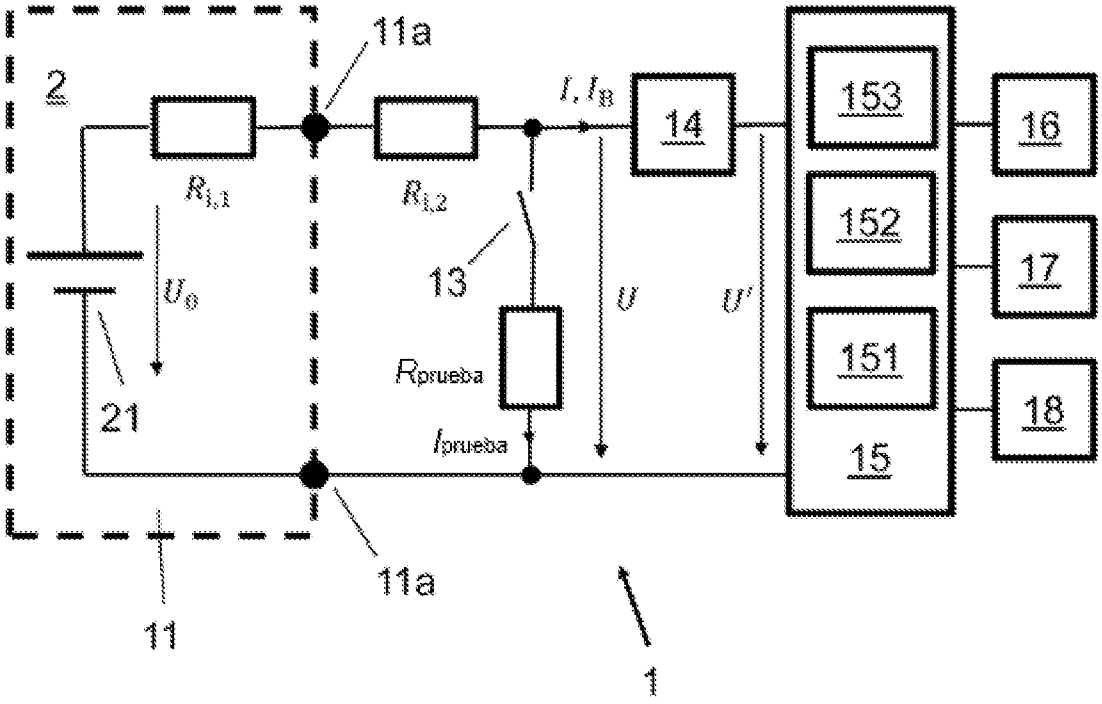

2
11a
$R_{1,1}$
$R_{1,2}$
I, I_B
14
153
152
151
15
16
17
18
13
U_0
21
R_{prueba}
I_{prueba}
U
U'
11a
11
1

Fig. 1

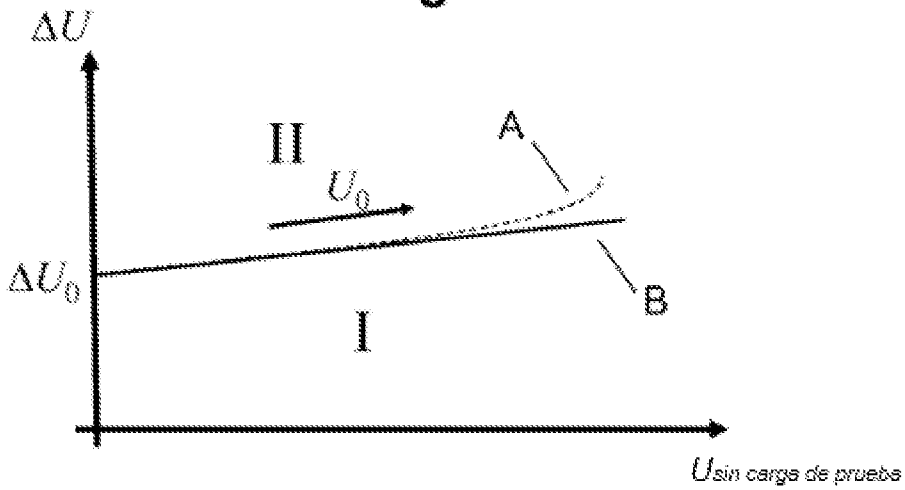

ΔU
II
U_0
A
ΔU_0
B
I
$U_{sin\ carga\ de\ prueba}$

Fig. 3

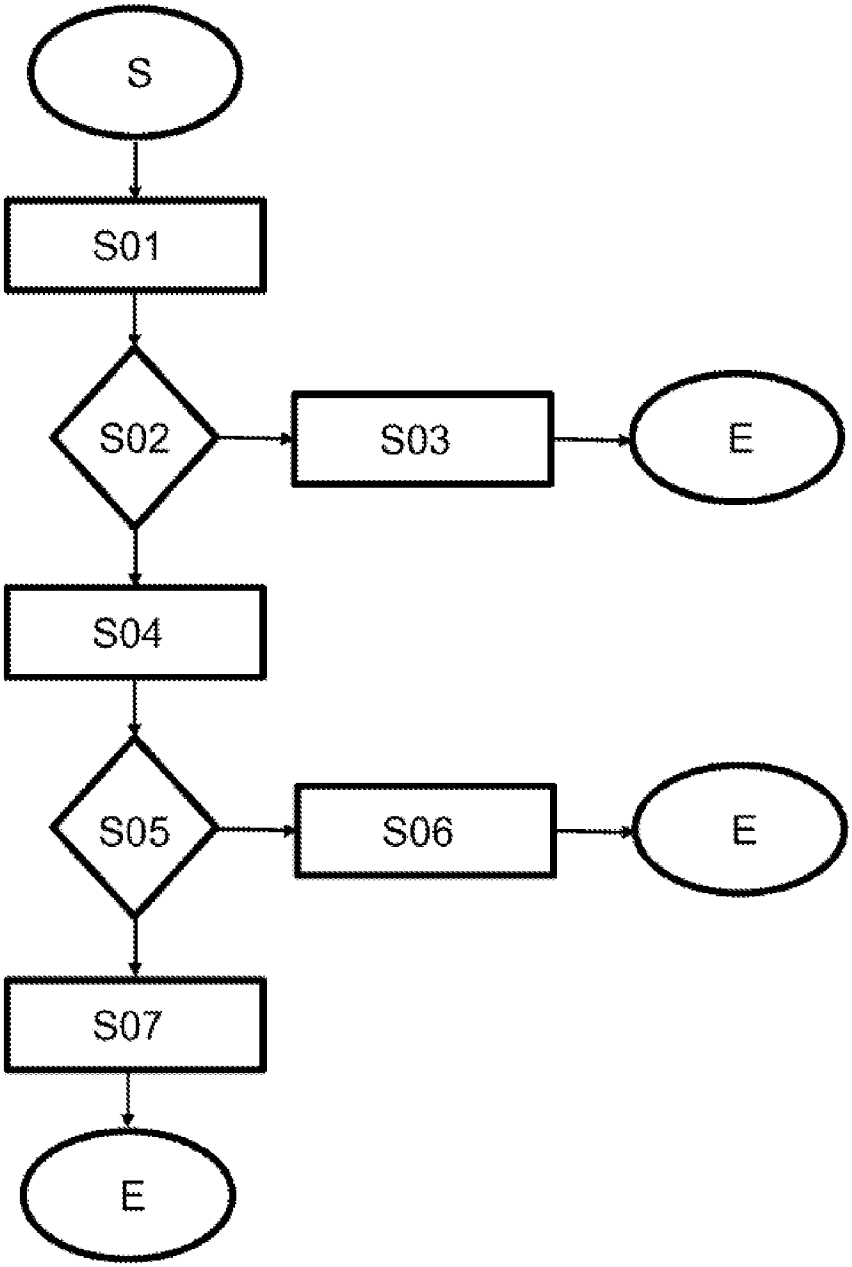


Fig. 2