



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 274 290**

51 Int. Cl.:
A61N 1/39 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **03779960 .8**

86 Fecha de presentación : **17.11.2003**

87 Número de publicación de la solicitud: **1565236**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **24.08.2005**

54 Título: **Desfibrilador con etapa de salida mejorada.**

30 Prioridad: **19.11.2002 DE 102 54 481**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.05.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.05.2007

73 Titular/es: **Metrax GmbH**
Rheinwaldstrasse 22
D-78628 Rottweil, DE

72 Inventor/es: **Bucher, Heinz**

74 Agente: **Roeb Díaz-Álvarez, María**

ES 2 274 290 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

Desfibrilador con etapa de salida mejorada.

La invención se refiere a un desfibrilador con una etapa de salida controlada por medio de un circuito de control para la entrega de un pulso de desfibrilación bifásico, que presenta un puente en "H" entre un polo positivo y un polo negativo de un dispositivo acumulador de energía, en el que está conformado un circuito eléctrico del paciente en la rama transversal que presenta al menos una inductividad, y el control bifásico se realiza del modo conocido por medio de una conmutación alternada de los elementos de conmutación dispuestos en los cuatro lados de la "H" del puente en "H" para la inversión de la dirección de la corriente del paciente en la rama transversal, y en el que la corriente del paciente está regulada durante las diferentes fases teniendo en cuenta un valor teórico y la implicación de un valor real registrado por medio del circuito de control a través del control de la disposición de elementos de conmutación con una frecuencia mayor que para la generación de las dos fases opuestas.

Un desfibrilador de este tipo se indica en el documento DE10065104A1. En este desfibrilador conocido con una etapa de salida controlada para la solicitud bifásica por impulsos de electrodos que se han de colocar en un paciente con energía eléctrica que proviene de un acumulador de energía, en una forma de realización está previsto un puente en "H", en cuya rama transversal están dispuestos en serie un sensor de corriente, una inductividad en forma de una bobina, así como los electrodos del paciente con la resistencia del paciente. En los cuatro lados de la "H" está dispuesto, respectivamente un conmutador semiconductor controlado por un dispositivo de control, a través del cual, por medio del control correspondiente se puede controlar la corriente del paciente en la rama transversal en dos direcciones opuestas, tal y como se describe con más detalle en esta solicitud y tal y como también se conoce de por sí. De este modo, para una desfibrilación se generan impulsos con direcciones de corriente consecutivas opuestas, que según los conocimientos correspondientes son más soportables para el tejido del corazón que los impulsos monofásicos de la misma energía. Durante las fases de corriente individuales se regula la corriente por medio de la comparación de un valor real de la corriente del paciente con un valor teórico, controlándose la disposición de conmutadores con una frecuencia mayor que la frecuencia del pulso bifásico en un modo que no se indica con más detalle. En el caso de las tensiones de pulso elevadas de, por ejemplo, 1 kV o superiores, y en el caso de las frecuencias elevadas de, por ejemplo, más de 10 kHz para la regulación de corriente con una frecuencia de los impulsos bifásicos de, por ejemplo, algunos centenares de Hz es difícil controlar de un modo adecuado, en particular, los elementos de conmutación controlados con frecuencias elevadas, de modo que no se pueden descartar errores y fallos de la etapa de salida.

La invención se basa en el objetivo de conformar un desfibrilador del tipo mencionado al comienzo de tal manera que se consiga una fiabilidad elevada en la entrega de impulsos de desfibrilación bifásicos.

Este objetivo se alcanza con las características de la reivindicación 1. Según esto está previsto que para

la regulación de la corriente del paciente en una de las direcciones sólo se controle el elemento de conmutación correspondiente a esta dirección de corriente en el lado de la "H" que apunta hacia el polo negativo con la frecuencia más elevada, mientras que para la regulación de la corriente del paciente en la otra dirección sólo se controle el elemento de conmutación correspondiente a esta otra dirección de corriente en el lado de la "H" que apunta hacia el polo positivo con la frecuencia más elevada, y que, de modo antiparalelo a los elementos de conmutación controlados con una frecuencia más elevada esté asignado al menos un diodo, de manera que a través de éste y del elemento de conmutación cerrado de modo permanente en la fase correspondiente se mantenga la corriente del paciente en su dirección correspondiente también en el caso de que el elemento de conmutación controlado con la frecuencia más elevada se encuentre en el estado abierto.

Con estas medidas, para la regulación de corriente en las dos fases con las direcciones opuestas de corriente al abrir los elementos de conmutación controlados con la frecuencia más elevada se garantiza en todo momento que la corriente del paciente se mantenga en la rama transversal en la dirección dada durante la fase correspondiente, manteniéndose el circuito eléctrico a través del al menos un diodo antiparalelo al elemento de conmutación abierto de modo continuo, y el elemento de conmutación cerrado de modo continuo durante la fase correspondiente a modo de un circuito libre. La regulación de corriente se puede llevar a cabo prácticamente según cualquier prescripción a través del elemento de conmutación controlado con la frecuencia más superior y, por ejemplo también se puede realizar según una prescripción variable del valor teórico. También en las frecuencias de valor elevadas de, por ejemplo, algunas decenas o centenas de kHz, y en las elevadas tensiones requeridas que están, por ejemplo, en un orden de magnitud de 1 kV o por encima, se garantiza un funcionamiento seguro de los elementos de conmutación, y con ello de la etapa de salida, así como del desfibrilador en su conjunto.

Un funcionamiento seguro con una construcción sencilla se favorece gracias a que en la rama transversal esté dispuesta una resistencia de sensor de corriente para registrar la corriente del paciente, a que a partir de la corriente del paciente se conforme una tensión proporcional que se amplifica por medio de un amplificador y se suministra como valor real a una comparación con una tensión interna de referencia y una tensión externa de referencia, y a que en caso de sobrepasar la tensión externa de referencia se conforme una señal de control de la frecuencia más elevada para la abertura del elemento de conmutación correspondiente, y en caso de estar por debajo de la tensión interna de referencia, una señal de control de la frecuencia más elevada para el cierre del elemento de conmutación correspondiente. El cumplimiento de una corriente teórica se consigue por medio de la prescripción de la tensión interna de referencia y de la tensión externa de referencia, y se puede variar de modo correspondiente.

De este modo resulta una conformación sencilla y fiable gracias a que la señal de control de la frecuencia más elevada está conformada por un circuito lógico. Para el circuito lógico se puede considerar, por ejemplo, un microcontrolador programable, o una

red lógica combinacional o un circuito secuencial con elementos de memoria y componentes lógicos.

A la precisión de la regulación contribuye la medida de que la tensión proporcional amplificada se rectifique antes, durante o después de la amplificación.

Un funcionamiento seguro de la etapa de salida se soporta porque en un punto de conexión en la rama transversal entre una resistencia del paciente y la inductividad que está dispuesta en serie respecto a ésta, por un lado, hacia el polo positivo, y por otro lado, hacia el polo negativo, está dispuesta respectivamente otra disposición de diodos en la dirección de bloqueo referida al dispositivo acumulador de energía. Gracias a ello se suprimen impulsos de tensión transitorios elevados en una conexión acoplada conectada a continuación con, por ejemplo, un relé de acoplamiento. Estas otras disposiciones de diodos no forman parte del puente en "H" real.

En caso de que, de modo adicional, también los dos elementos de conmutación en los otros dos lados de la "H" restantes estén puenteados con diodos dispuestos de modo antiparalelo, entonces se suprimen los picos negativos en los elementos de conmutación restantes que determinan la dirección de la corriente en las otras dos fases.

La invención se explica con más detalle a continuación a partir de un ejemplo de realización tomando como referencia los dibujos.

La fig. 1 muestra una etapa de salida y un circuito de control conectado a continuación de un desfibrilador en una representación esquemática,

la fig. 2 muestra una representación esquemática del funcionamiento de la etapa de salida en un estado de funcionamiento y

la fig. 3 muestra una representación esquemática de la etapa de salida en otro estado de funcionamiento.

La Fig. 1 muestra como componentes fundamentales, en particular, de un desfibrilador portátil que se pueda usar en el exterior, una etapa de salida con un dispositivo acumulador de energía 1 y una parte de alta tensión que presenta un puente en "H" 2, así como un circuito de control 3 conectado a la etapa de salida.

El dispositivo acumulador de energía 1 puede presentar de modo convencional, como se indica con más detalle, por ejemplo, en el documento DE10065104A1 mencionado al comienzo, un dispositivo de carta IC y una unidad acumuladora de energía C3 conectada a éste, como por ejemplo una disposición de condensador con al menos un condensador o un acumulador. El puente en "H" 2 conectado al dispositivo acumulador de energía 1 está conformado para la generación de impulsos de desfibrilación bifásicos, por ejemplo con una frecuencia de algunos centenares de Hz, pudiendo estar la tensión de los impulsos, por ejemplo, en el orden de magnitud de 1 kV o por encima, tal y como se conoce igualmente, por ejemplo, del documento DE10065104A1 mencionado. Los impulsos bifásicos, en este caso, se conforman gracias a que por medio del control de elementos de conmutación, en particular elementos de conmutación semiconductores S1, S2, S3, S4, como por ejemplo IGBTs, que están dispuestos en los lados de la "H", se genere en la rama transversal QZ durante las dos fases del impulso de desfibrilación una corriente de paciente IP en dos direcciones opuestas entre sí. En la rama transversal QZ están dispuestos los electrodos de paciente que se han de conectar al paciente,

o una resistencia de paciente R5 correspondiente que opcionalmente se puede conectar (por ejemplo para realizar una prueba) en serie con una pieza del circuito que conforma una inductividad L1, en particular una bobina o un componente equivalente. Adicionalmente, en la rama transversal qZ, del mismo modo, está dispuesta en serie con la resistencia del paciente R5 o bien con el paciente conectado, una resistencia de sensor R4 para tomar un valor para la corriente del paciente. También se puede pensar en otro elemento sensor. En el presente caso, en la rama transversal QZ está prevista otra resistencia R3 conectada en serie.

Los lados de la "H" orientados hacia el polo positivo del dispositivo acumulador de energía 1 se extienden, con ello, entre un punto del circuito A en la parte del polo positivo y puntos del circuito B y D en la parte de la rama transversal QZ, mientras que los lados de la "H" que apuntan hacia el polo negativo del dispositivo acumulador de energía 1 se extienden desde los puntos del circuito B y D al punto del circuito C del polo negativo (masa) del dispositivo acumulador de energía 1. La resistencia del paciente R5, o en su lugar, los electrodos del paciente, están entre los puntos de conexión P1, P2 de la rama transversal QZ. Los elementos de conmutación S1, S2, S3, S4 se controlan por medio de elementos de control U1A, U1B, U1C y U1D correspondientes por medio de señales de control del circuito de control 3. Entre los puntos del circuito A y D, y en concreto de modo antiparalelo al elemento de conmutación S1, por un lado, y entre los puntos del circuito D y C, y en concreto de modo antiparalelo al elemento de conmutación S3, por otro lado, está dispuesta, respectivamente, una disposición de diodo DI y DII, que en el presente caso están compuestas por varios diodos D1, D3, D5 o D7, D8, D10. Así pues, por medio del circuito antiparalelo, las disposiciones de diodos DI y DII bloquean el flujo de corriente desde el polo positivo al polo negativo del dispositivo acumulador de energía 1, de manera que con los elementos de conmutación S1, S2, S3, S4 abiertos no puede fluir corriente. Las disposiciones de diodos adicionales DIII y DIV en una conexión antiparalela correspondiente están dispuestas entre el punto de conexión P1 y el punto del circuito A, por un lado, así como el punto del circuito C, por otro lado, estando formadas estas disposiciones de diodos DIII y DIV, en el presente caso, asimismo, por varios diodos individuales D2, D4, D6 o D9, D11, D12.

Al elemento de control U1B del elemento de conmutación S2 entre los puntos del circuito A, B se le asignan entradas de señal de control para señales DIG y POSh, mientras que al elemento de control U1D se le asignan entradas de señal de control para señales de control DIG y NEGI. Al elemento de control U1A del elemento de conmutación S1 dispuesto entre los puntos de control A y D se le asignan entradas de señal de control para señales de control MOD, NEGh, mientras que al elemento de control U1C para el elemento de conmutación S3 entre los puntos del circuito D, C se le asignan entradas de señal de control para señales de control MOD y POSI. De este modo se pueden controlar los cuatro elementos de comunicación, por un lado, para la conformación de los impulsos bifásicos, y por otro lado para la regulación de corriente durante las fases correspondientes de dirección de corriente opuesta en la rama transversal QZ de modo adecuado, conformándose y suministrándose las se-

ñales de control DIG y MOD por un dispositivo de regulación de corriente del circuito de control 3.

El dispositivo de regulación de corriente del circuito de control 3 presenta una rama de realimentación de corriente que toma a través de la resistencia sensor R4 una tensión E1 proporcional, y la suministra a un amplificador con un elemento de circuito U6A. La tensión suministrada al elemento de circuito U6A o bien al amplificador conformado con ello se rectifica por medio de un conmutador S5, de manera que la tensión posee a la salida del amplificador con el elemento de circuito U6A en las dos fases la misma polaridad, y de la misma manera se puede conectar con unidades de comparación U2, U5, y se puede comparar con valores de prescripción REF2 y REF1 que se encuentran en sus entradas. En este caso, los valores de prescripción representan una tensión interna de referencia REF1 o bien una tensión externa de referencia REF2, con las que se conforma un intervalo de regulación para la corriente teórica dentro de una banda de histéresis. Una comparación del valor teórico y el valor real se realiza, con ello, en las dos fases de modo correspondiente a través de las unidades de comparación U2, U5. Los resultados de la comparación se suministran a un elemento acumulador U4A, por ejemplo a un elemento acumulador biestable (basculador), en una de cuyas salidas está conectado un elemento lógico U3B provisto de otra entrada de control. Las salidas de las unidades de comparación U2, U5 proporcionan a través de resistencias R6 y R8 la señal de control DIG, mientras que a la salida del elemento lógico U3B está presenta la señal de control MOD.

Para la regulación de corriente en una de las fases, el elemento de conmutación S2 entre los puntos del circuito A y B está permanentemente cerrado, mientras que el elemento de conmutación S3 entre los puntos del circuito D y C se controla con una frecuencia más elevada de la señal de control para la regulación de la corriente. Los otros dos elementos de conmutación S1 entre los puntos del circuito A y D y S4 entre los puntos del circuito B y S están permanente abiertos en esta fase. Esta situación está representada en la Fig. 2, en la que únicamente se muestra el elemento de conmutación S3 controlado en esta fase con la frecuencia más elevada, ya que el elemento de conmutación S2 está cerrado de modo permanente. En caso de que el elemento de conmutación S3 esté cerrado, entonces la corriente del paciente fluye a través del paciente o bien de la resistencia del paciente R5 desde el polo positivo al polo negativo del dispositivo acumulador de energía 1. En caso de que el elemento de conmutación S3 esté abierto, entonces la corriente del paciente fluye a través de la rama transversal QZ en la misma dirección, si bien a través de la primera disposición de diodos D1 en el lado de la "H" desde el punto del circuito D al A, gracias a lo cual se conforma un circuito libre. El control del elemento de conmutación S3 se realiza en este caso de modo correspondiente a la regulación de corriente, en la que en el estado cerrado del elemento de con-

mutación S3 la corriente sube desde el acumulador de energía C3 a través de la resistencia R5 o la impedancia del paciente, la inductividad L1 y el elemento de conmutación S3 hasta que se alcanza el valor umbral conformado por medio de la tensión de referencia externa REF2. Cuando se abre entonces el elemento de conmutación S3, se reduce la corriente del paciente a través de la resistencia del paciente R5 o bien a través del paciente, y la inductividad L1, así como la disposición de diodos DI, hasta que se alcanza el valor de referencia conformado por medio de la tensión interna de referencia REF1, a continuación de lo cual se vuelve a cerrar el elemento de conmutación S3. Estos procesos de regulación se repiten hasta que la fase correspondiente de la corriente del paciente IP ha finalizado, que, por ejemplo, dura algunos milisegundos o algunas decenas de milisegundos.

Para ocasionar la fase con corriente de paciente IP opuesta en la rama transversal QZ se abren los elementos de conmutación S2, S3, mientras que el elemento de conmutación S4 entre los puntos del circuito B y C está cerrado de modo permanente, y el elemento de conmutación S1 se controla entre los puntos del circuito D y A con una frecuencia más elevada para la regulación de la corriente. Esta situación está representada en la Fig. 3, en la que sólo se muestra en este caso el elemento de conmutación S1 que aquí es relevante. Cuando el elemento de conmutación S1 está en el estado conectado, la corriente del paciente IP fluye desde el acumulador de energía C3 a través del elemento de conmutación S1, la inductividad L1 y la resistencia del paciente R5 o bien el paciente, a masa. Cuando en este estado se abre el elemento de conmutación S1, la corriente del paciente IP sigue fluyendo en la dirección correspondiente a través de la resistencia del paciente R5 o bien del paciente, la inductividad L1, así como la disposición de diodos DII, gracias a lo cual se conforma, asimismo, un circuito libre. Este estado se mantiene hasta que se alcanza el valor correspondiente a la tensión interna de referencia REF1 de la corriente del paciente IP, a continuación de lo cual, por medio del circuito de regulación de corriente se vuelve a cerrar el elemento de conmutación S1, y se sigue de esta manera hasta que finaliza la fase opuesta de la corriente del paciente IP o bien del impulso de desfibrilación. Las diferentes fases del impulso se pueden repetir de modo alternado con un número adecuado.

Teniendo en cuenta los valores de referencia correspondientes REF1, REF2 se puede influir en la regulación de corriente del modo deseado (determinación de la anchura y forma de la banda de histéresis), alcanzándose con la conformación descrita del puente en "H" y su control un funcionamiento fiable del desfibrilador.

También los elementos de conmutación S2 o S4 conectados en las fases correspondientes de modo permanente se pueden puentear con diodos DV o DVI en una disposición antiparalela, gracias a lo cual se eliminan los aumentos de tensión negativos en estos elementos de conmutación S2 y S4.

REIVINDICACIONES

1. Desfibrilador con una etapa de salida controlada por medio de un circuito de control (3) para la entrega de un pulso de desfibrilación bifásico, que presenta un puente en "H" (2) entre un polo positivo y un polo negativo de un dispositivo acumulador de energía (1), en el que está conformado un circuito eléctrico del paciente en la rama transversal (QZ) que presenta al menos una inductividad (L1), y el control bifásico se realiza del modo conocido por medio de una conmutación alternada de los elementos de conmutación (S1, S2, S3, S4) dispuestos en los cuatro lados de la "H" del puente en "H" (2) para la inversión de la dirección de la corriente del paciente (IP) en la rama transversal (QZ), y en el que la corriente del paciente (IP) está regulada durante las diferentes fases teniendo en cuenta un valor teórica y la implicación de un valor real registrado por medio del circuito de control (3) a través del control de la disposición de elementos de conmutación (S1, S2, S3, S4) con una frecuencia mayor que para la generación de las dos fases opuestas, **caracterizado** porque para la regulación de la corriente del paciente (IP) en una de las direcciones sólo se controla el elemento de conmutación (S3) correspondiente a esta dirección de corriente en el lado de la "H" (D-C) que apunta hacia el polo negativo con la frecuencia más elevada, mientras que para la regulación de la corriente del paciente (IP) en la otra dirección sólo se controla el elemento de conmutación (S1) correspondiente a esta otra dirección de corriente en el lado de la "H" (D-A) que apunta hacia el polo positivo con la frecuencia más elevada, y porque, de modo antiparalelo a los elementos de conmutación (S3, S1) controlados con la frecuencia más elevada está dispuesto, respectivamente, al menos un diodo (DII, DI), de manera que a través de éste y del elemento de conmutación (S2, S4) que está permanentemente cerrado en la fase correspondiente, la corriente del paciente (IP) se mantiene en su dirección correspondiente también cuando el elemento de conmutación (S3, S1) controlado con la frecuencia más elevada se encuentra en el

estado abierto.

2. Desfibrilador según la reivindicación 1, **caracterizado** porque en la rama transversal (QZ) está dispuesta una resistencia de sensor de corriente (R4) para el registro de la corriente del paciente (IP), porque a partir de la corriente del paciente (IP) se conforma una tensión (E1) proporcional que se amplifica por medio de un amplificador (U6A), y se suministra como valor real a una comparación con una tensión interna de referencia (REF1) y una tensión externa de referencia (REF2), y porque en caso de sobrepasar la tensión externa de referencia (REF2) se conforma una señal de control de la frecuencia más elevada para la abertura del elemento de conmutación (S3, S1) correspondiente, y en caso de estar por debajo de la tensión interna de referencia (REF1) se conforma una señal de control de la frecuencia más elevada para cerrar el elemento de conmutación (S3, S1) correspondiente.

3. Desfibrilador según la reivindicación 2, **caracterizado** porque la señal de control de la frecuencia más elevada está conformada por medio de un circuito lógico (U4A, U3B).

4. Desfibrilador según la reivindicación 2 ó 3, **caracterizado** porque la tensión (E1) proporcional amplificada se rectifica antes, durante o después de la amplificación.

5. Desfibrilador según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque en un punto de conexión (P1) en la rama transversal (QZ) entre una resistencia de paciente (R5) y la inductividad (L1) que está dispuesta en serie con ésta, por un lado, hacia el polo positivo, y por otro lado, hacia el polo negativo, está dispuesta, respectivamente, otra disposición de diodo (DIII, DIV) en la dirección de bloqueo referida al dispositivo acumulador de energía, respectivamente.

6. Desfibrilador según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque también los dos elementos de conmutación (S2, S4) están puenteados en los otros dos lados de la "H" (A-B, B-C) con diodos (DV, DVI) dispuestos de modo antiparalelo.

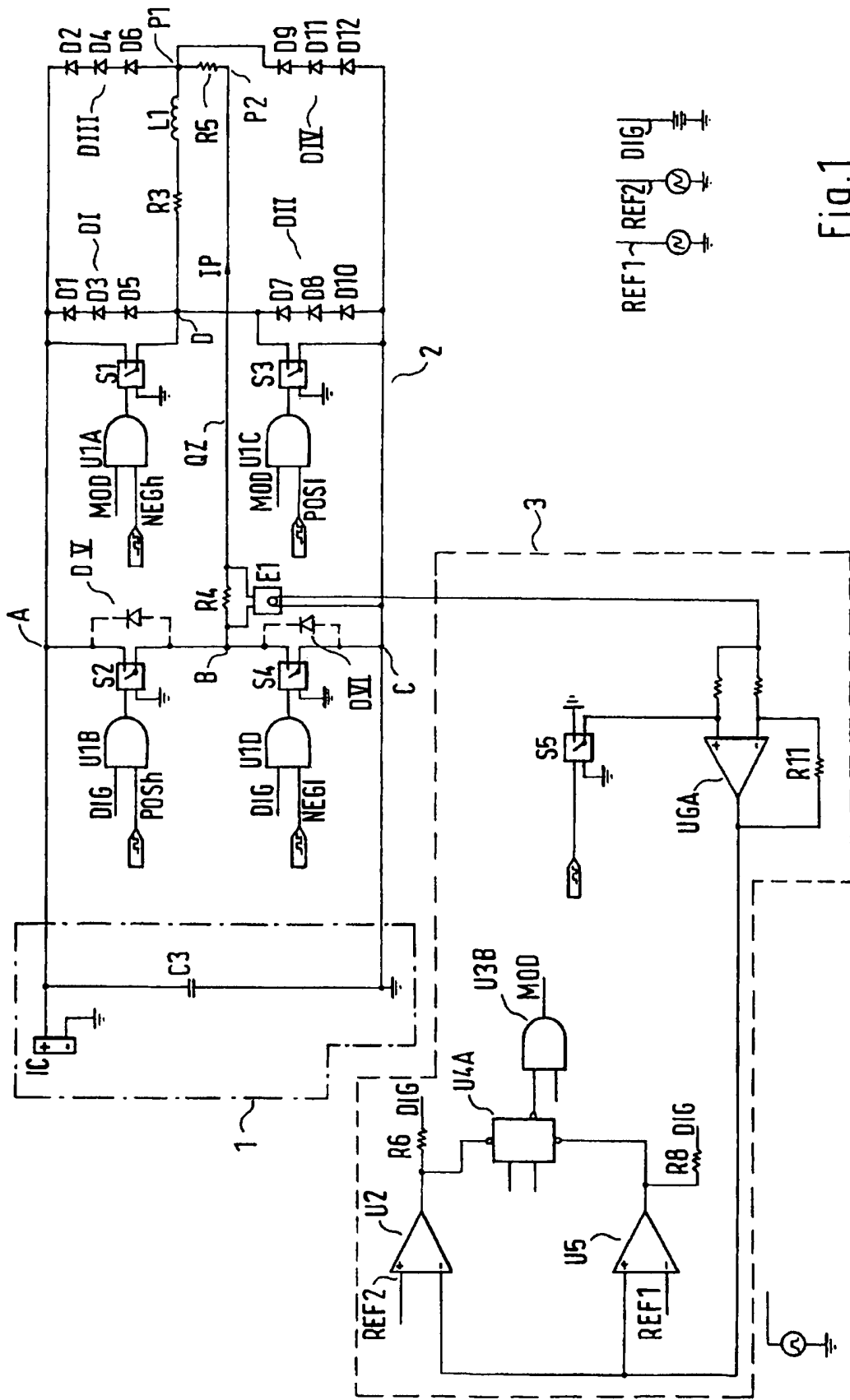


Fig.1

