



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 277 823**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **00440022 .2**

86 Fecha de presentación : **26.01.2000**

87 Número de publicación de la solicitud: **1023920**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **02.08.2000**

54 Título: **Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación y dispositivo para su generación.**

30 Prioridad: **27.01.1999 FR 99 00989**

73 Titular/es: **Schiller Medical**
4, rue Louis Pasteur
67160 Wissembourg, FR

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.08.2007

72 Inventor/es: **Cansell, Albert y**
Daskalov, Ivan

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.08.2007

74 Agente: **Carvajal y Urquijo, Isabel**

ES 2 277 823 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

Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación y dispositivo para su generación.

5 La presente invención se refiere al campo médico, de una manera más particular a la desfibrilación cardíaca y, principalmente, a la desfibrilación externa o transtorácica y a la desfibrilación interna, así como al desfibrilador implantable, y tiene por objeto nuevos impulsos o series de impulsos de desfibrilación, así como un dispositivo para generar o producir éstos últimos.

10 Actualmente, la gran mayoría de los desfibriladores están realizados por medio de un impulso monofásico, positivo, que resulta, generalmente, de la descarga de un condensador a través del paciente y, en caso dado, una inductancia.

Sin embargo, numerosas formas de impulsos son posibles (véase por ejemplo la publicación: A. Cansell, *La Revue des Samu*; 1997-5, 229 hasta 237).

15 Principalmente, se ha propuesto, recientemente, la interrupción de la descarga del condensador y, a continuación, la modificación de la conexión para terminar la descarga con una polaridad invertida, con el fin de proporcionar impulsos en forma de una onda bifásica.

20 Este modo de desfibrilación, bifásico, ha sido descrito en numerosos trabajos, y, principalmente, por ejemplo en el documento WO 95/05215. El propio principio de una desfibrilación bifásica (con dos o varias fases de polaridades opuestas) es, sin embargo, más antiguo, puesto que las primeras desfibrilaciones han sido efectuadas por Prevost y Batelli por medio de una corriente alterna sinusoidal de 45 Hz (CR Acad. Sci. 1899; 129 : 1267). Igualmente, todos los desfibriladores utilizados en la antigua URSS utilizaban y utilizan todavía una descarga de condensador oscilante, 25 que comprende desde dos hasta tres fases alternadas (Negovsky *et al.*, *Resuscitation* 1980; 8 : 53-67).

Por otra parte, se ha propuesto, igualmente, la utilización, para excitar las células cardíacas, de series de impulsos rectangulares de la misma polaridad, suministradas a alta frecuencia y delimitadas por una envolvente rectangular monofásica, con el fin de obtener una onda monofásica pulsada de forma rectangular y troceada por una señal de alta 30 frecuencia (Janice L. Jones *et al.*, "Cellular excitation with high-frequency chopped defibrillator waveforms", *Proc. IEEE*, p 17 et 18, 6/1994).

Las publicaciones WO 97/38753, EP 0 515 059 A1 y WO 98/26841 muestran dispositivos para la generación de impulsos bifásicos en forma de diente de sierra.

35 La publicación GB 2 190 296 A muestra un desfibrilador implantable con un impulso monofásico que está troceado con una frecuencia elevada.

Sin embargo, estos diversos tipos de impulsos de desfibrilación conocidos presentan en su conjunto bien debido a 40 su naturaleza, bien debido al modo de realización de los dispositivos que los generan, limitaciones e inconvenientes tales como, por ejemplo, una energía disponible limitada, grandes dificultades de realización práctica, una eficacia limitada para una energía disponible dada o incluso un riesgo de nocividad para el paciente.

Por otra parte, existe constantemente la necesidad, teniendo en cuenta su carácter crítico, de mejorar la eficacia de 45 los actos de desfibrilación, principalmente para reducir la cantidad de energía suministrada al paciente para garantizar, al mismo tiempo, un grado de éxito mayor que el obtenido mediante las técnicas actuales.

La presente invención tiene por objeto, principalmente, paliar algunos de los inconvenientes y de las limitaciones anteriormente citadas y responder a las necesidades anteriormente indicadas.

50 Ahora bien, los inventores han comprobado, de manera inesperada y sorprendente, que impulsos, o una serie de impulsos, de desfibrilación constituidos o bien constituida por una onda con, al menos, dos fases, cuyas fases sucesivas de polaridad opuestas estén compensadas respectivamente por una serie de impulsos elementales, individuales y separados de manera que las fases estén cortadas o troceadas a una frecuencia más elevada que la frecuencia de 55 dichas fases sucesivas, permitía vencer, al menos, algunos de los inconvenientes y limitaciones anteriormente citados y que presentaban una eficacia de desfibrilación claramente mayor que la de las formas de las ondas de desfibrilación existentes.

La invención se comprenderá mejor merced a la descripción siguiente, que se refiere a modos de realización 60 preferidos, dados a títulos de ejemplos no limitativos, y explicados con referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos, en los que:

- la figura 1A es una curva de intensidad/tiempo, que representa una serie de impulsos según la invención, según un modo de realización de esta última, que comprende dos, tres o cuatro fases sucesivas A, B, C y D;

65 - la figura 1B es una curva de intensidad/tiempo, que representa una serie de impulsos según la invención, según otro modo de realización de esta última, que comprende dos fases sucesivas A y B;

ES 2 277 823 T3

- las figuras 2 y 3 son representaciones esquemáticas, simplificadas, de dos variantes de realización de un dispositivo para la generación de impulsos según un primer modo de realización de la invención;

5 - la figura 4 es una representación, simplificada, pero con mayor detalle, del dispositivo representado en la figura 2, que ilustra, principalmente, un modo de realización posible de los interruptores empleados;

- la figura 5 es una representación esquemática, simplificada, de un segundo modo de realización de un dispositivo para la generación de impulsos según la invención, y

10 - la figura 6 es una representación esquemática, simplificada, de otra variante de realización de un dispositivo para la generación de impulsos según la invención.

15 Como muestra la figura 1 de los dibujos adjuntos, los impulsos, o la serie de impulsos de desfibrilación están o está constituida por una onda al menos bifásica, cuyas fases sucesivas de polaridades opuestas están cortadas o troceadas a una frecuencia más elevada que la frecuencia de dichas fases sucesivas.

20 De este modo se obtienen impulsos de desfibrilación sucesivos, de fases opuestas, compuestos, respectivamente, por una serie de impulsos elementales, individuales y separados, que están todos ellos delimitados por, y comprendidos, en la envolvente formada por la onda al menos bifásica. La frecuencia de la aparición y la duración de los impulsos elementales separados están definidos por la señal de corte o de troceado que alterna las fases continuas de dicha onda, con el fin de formar fases que comprenden trenes de impulsos de desfibrilación sucesivos, pulsados.

25 Esta serie de impulsos está constituida, preferentemente, por dos (por ejemplos A y B), por tres (por ejemplo A, B y C) o eventualmente por cuatro (por ejemplo A, B, C y D) fases consecutivas alternadas (véanse a título de ejemplos, no limitativos, las series de impulsos representadas en las figuras 1A y 1B).

30 Se observará que es posible hacer variar fácilmente la energía de desfibrilación aplicada al paciente, independientemente de la energía de la onda multifásica no alterada o la energía almacenadas con vistas a la desfibrilación, haciéndose variar el factor de forma de la señal de corte o de troceado de dicha onda.

De manera ventajosa, la frecuencia de corte o de troceado es, al menos, cuatro veces mayor que la frecuencia de la onda multifásica.

35 Según una característica de la invención, la duración de cada fase está comprendida entre 2 ms y 8 ms, preferentemente entre 3 ms y 5 ms, siendo la frecuencia de corte o de troceado entonces mayor que 500 Hz.

40 En la práctica, la frecuencia de troceado es preferentemente mayor que aproximadamente 1 KHz y menor que aproximadamente 30 KHz, preferentemente menor que aproximadamente 10 KHz, las frecuencias de troceado, mayores que 10 KHz, y obligatoriamente a 30 KHz, ya no permiten la obtención plena de las propiedades ventajosas de la invención.

45 De acuerdo con un modo de realización de la invención, que corresponde, en particular, a la utilización de descargas de condensadores para la generación de los impulsos de desfibrilación, la envolvente o la onda que forma la envolvente de diversas fases se presenta en forma de una curva truncada, por ejemplo en forma de una exponencial truncada (figura 1A).

50 Según otro modo de realización de la invención, la envolvente o la onda que forman la envolvente de las diversas fases sucesivas, puede presentarse, ventajosamente, bajo una forma redondeada, bifásica y asimétrica (véase, a título de ejemplo, la figura 1B de los dibujos adjuntos).

55 En este segundo modo de realización de la invención, la onda que forma la envolvente podrá obtenerse, por ejemplo, por medio de una descarga de condensadores en régimen oscilante (circuito RLC), de una descarga de condensador a través de un filtro de paso-bajo (figura 1B) o incluso de un generador de función que suministre una señal con la forma deseada.

60 Sin embargo, en lugar de proceder al troceado de descargas o de señales de tensión muy alta, suministradas, por ejemplo, por condensadores, los impulsos de desfibrilación, según la invención, pueden ser producidos, igualmente, en los secundarios de los transformadores que amplifican una señal troceada o pulsada al menos bifásica, generada en el primario, lo que permite generar cualquier forma de onda deseada.

65 Además, los inventores han comprobado que era posible mejorar todavía más la eficacia de los impulsos de desfibrilación de acuerdo con la invención si se prevé que la amplitud de la onda, al inicio de la segunda fase, sea mayor o inferior que la amplitud de la onda al final de la primera fase, principalmente en el caso de ondas truncadas, eventualmente en función de la impedancia torácica.

Este ajuste de la amplitud de la onda, al inicio de la segunda fase, puede obtenerse utilizándose, por ejemplo, dos condensadores separados, para generar, respectivamente, la primera fase y la segunda fase.

ES 2 277 823 T3

La experimentación y la evaluación más profundas de las características globales descritas anteriormente han conducido a una realización práctica, que ha dado resultados particularmente interesantes. Esta realización, particular, ha sido descrita a continuación con mayor detalle, a título no limitativo.

5 Se produce un impulso, o una serie de impulsos, de desfibrilación, constituido por una onda que comprende dos fases consecutivas, alternadas, con polaridades opuestas, obteniéndose cada una de estas fases por medio de la descarga de un condensador, teniendo cada uno de estos condensadores (C 1 y C2) una capacidad de 30 μ F y estando cada una de estas fases, además, recortada o troceada con una frecuencia de 5 kHz.

10 La primera de estas fases presenta, en su inicio, una tensión de referencia U 1 y la segunda fase presenta, en su inicio, una tensión de referencia U2, cuyo valor está comprendido entre aproximadamente 1/3 y 2/3 del valor de U1, teniendo cada una de estas fases una duración T1 y T2 de aproximadamente 4 ms.

15 La tensión de referencia U1 es variable y determina la energía del impulso, así como la carga y la corriente a través del paciente, cuyos valores deberán ser mayores que un umbral, denominado umbral de desfibrilación -para que el impulso sea capaz de desfibrilar-.

Puesto que, sin embargo, los pacientes así como la interfase paciente-electrodos pueden presentar una impedancia torácica Z que varía en gran medida de un caso a otro (entre aproximadamente 30 Ohmios y 150 Ohmios) -lo que modificará la pendiente de las descargas exponenciales que constituyen las envolventes de las dos fases, así como la energía, la corriente media a través del paciente, la carga eléctrica suministrada y, en definitiva, la eficacia de la desfibrilación- los inventores han buscado un medio para tener en cuenta estas variaciones de impedancia torácica, midiéndola en el transcurso del choque de desfibrilación y actuando sobre la duración de cada uno de los impulsos o fases o, en caso dado, únicamente de uno entre ambos, para intentar compensar estas variaciones de características y de eficacia.

20 La medida de la impedancia torácica se ha realizado midiéndose la tensión en las bornas del paciente por medio de medidas sucesivas efectuadas aproximadamente cada 500 μ s (en los instantes en los que la corriente está presente) y calculándose, para cada par de puntos sucesivos, la resistencia correspondiente, conociéndose el valor del condensador que suministra el impulso.

Una vez que se dispone de la impedancia torácica Z, se actuará sobre la duración de cada fase. Para ello, si se toma de nuevo el ejemplo de la realización preferente que ha sido indicado anteriormente, la solución propuesta por los inventores para hacer los valores de T1 y de T2 variables y regulables en función de Z (impedancia propia del paciente + impedancia de la interfase paciente/electrodos del desfibrilador) consiste, en primer lugar, en asociar el valor de 4 ms utilizado más arriba para T1 y T2, a un valor medio de Z de aproximadamente 80 Ohmios.

35 Si Z tiene un valor más bajo que 80 Ohmios para una de las fases o para las dos, entonces T1 y/o T2 serán disminuidas sin que por este motivo descienda por debajo de un valor de 3 ms, para no descender por debajo del límite inferior impuesto por la constante de tiempo de la célula miocardiaca.

Si Z tiene un valor mayor que 80 Ohmios para una de las dos fases o para las dos, entonces T1 y/o T2 serán aumentadas, sin sobrepasar, sin embargo, un valor de 5 ms para no ir más allá del límite superior, impuesto por la constante de tiempo de la células miocardiaca.

45 Es importante señalar que esta regulación de la duración de la primera y/o de la segunda fase o impulso, en función del valor de la impedancia torácica Z, medida en el transcurso de la desfibrilación, no consiste en una simple compensación para tener una energía constante, sino en una regulación de los parámetros de los impulsos o fases de desfibrilación para permanecer en un margen óptimo de sus características sobre el plano fisiológico.

50 La tabla siguiente indica valores aproximados, encontrados como eficaces para una regulación de este tipo de T1 y de T2 en función de Z:

55

60

65

Z en Ohmio	T1 o T2 en ms
30	3
40	3
60	3,5
80	4
100	4,5
120	5
150	5

Conviene señalar que estos valores no están dados más que a título indicativo y no limitativo, sobre la base de los resultados de las experiencias de los inventores, efectuadas hasta el presente.

Las disposiciones de reglaje y de regulación descritas precedentemente podrán aplicarse, evidentemente también, en el ámbito de los procedimientos de desfibrilación a otras estructuras de dispositivos desfibriladores, por ejemplo del tipo que no comprende más que un condensador en lugar de dos condensadores C1 y C2, para el almacenamiento de la energía, u ondas bifásicas no recortadas.

La presente invención tiene por objeto, igualmente, un dispositivo para la generación de impulsos de desfibrilación del tipo anteriormente descrito, que forma parte integrante de un desfibrilador.

Como muestran las figuras 2, 3 y 6 de los dibujos adjuntos, dicho dispositivo puede estar constituido, esencialmente, por una parte, por dos condensadores 1 y 2, que presentan o no, dos bornas comunes 1' y 2' o conectados entre sí, destinados al almacenamiento de la energía eléctrica de desfibrilación y, por otra parte, por al menos dos interruptores o conmutadores 3 y 4 accionados por un circuito de accionamiento 6, asegurando cada uno de ellos la conexión alternada de la otra borna o de una de las bornas 1'', 2'' de cada uno de los dos condensadores 1 y 2 con el paciente 5, y accionadas sucesivamente con el fin de producir descargas parciales de los condensadores respectivos indicados en 1 y 2, que generan una serie de impulsos en forma de una onda al menos bifásica, cuyas fases sucesivas, con polaridades opuestas, están recortadas o troceadas con una frecuencia mayor que la frecuencia de dichas fases sucesivas.

Según una primera variante de realización de la invención, representada en la figura 2 de los dibujos adjuntos, las bornas 1'' y 2'' de los condensadores 1 y 2, descargados alternativamente, presentan polaridades opuestas.

De acuerdo con una segunda variante de realización de la invención, representada en la figura 3 de los dibujos adjuntos, las bornas 1'' y 2'' de los condensadores 1 y 2, descargados alternativamente, presentan polaridades idénticas, aplicándose los impulsos resultantes al paciente 5 a través de un montaje en puente 7, que puede suministrar impulsos o fases opuestas.

Los condensadores 1 y 2 podrán presentar bien un punto común o bien podrán estar completamente separados e independientes en función de la utilización considerada y de la construcción retenida para el aparato o para el dispositivo desfibrilador.

Según otro modo de realización de la invención, representado en la figura 5 de los dibujos adjuntos, y que permite principalmente la realización de formas de ondas o de envolventes diversas, el dispositivo de generación de impulsos de desfibrilación del tipo anteriormente indicado puede estar constituido, principalmente, por un generador de ondas de baja tensión 8 conectado con el centro del primario de un transformador elevador de la tensión 9, cuyo secundario está conectado con el paciente 5, pudiendo ser conectadas a masa, alternativamente, las dos extremidades de dicho primario por intermedio de interruptores o de conmutadores 3 y 4.

Como muestran las figuras 2 a 5 de los dibujos adjuntos, el troceado de la onda se ha realizado mediante el accionamiento de los interruptores o conmutadores 3 y 4 por medio de una señal en forma de almenas, cuya frecuencia y el factor de forma es ventajosamente variable, proporcionado por un circuito de accionamiento 6 que integra un generador de señales correspondiente, circuitos de reloj o similares.

Los interruptores 3 y 4 aseguran una función de troceado y de inversión.

Como se muestra en la figura 4 de los dibujos adjuntos, los interruptores 3 y 4 pueden estar constituidos, por ejemplo, respectivamente por un circuito con transistor conocido bajo la designación IGBT, o por varios circuitos de este tipo montados en serie y/o en paralelo, en función de las tensiones de carga de los condensadores 1 y 2 y de las tensiones máximas y de las corrientes de los impulsos de desfibrilación aplicadas al paciente.

El dispositivo de generación presentará igualmente, en caso dado, los medios necesarios para realizar la medida de la impedancia torácica en el transcurso de la desfibrilación y para regular, como consecuencia, las descargas de los condensadores 1 y 2 y/o las duraciones de las fases sucesivas.

Los resultados experimentales de desfibrilación, efectuados por los inventores con animales, por medio de diferentes formas de impulsos de desfibrilación, evocadas más arriba, se han resumido en la tabla siguiente.

Para la forma de impulso tradicional monofásico se ha propuesto una energía de referencia de valor 100 necesaria y suficiente para obtener una desfibrilación eficaz. Las otras formas de impulso están dadas en valores relativos, con relación al valor de referencia anteriormente indicado, también necesarias y suficientes para realizar una desfibrilación eficaz.

Onda monofásica	100
Onda bifásica (no recortada)	65
Onda bifásica recortada a 5 KHz según la presente invención	30 a 40

Por lo tanto, puede estimarse, sobre la base de los resultados anteriores, que un procedimiento de desfibrilación, principalmente transtorácico, aplicado a seres humanos y utilizándose impulsos o series de impulsos según la presente invención, por ejemplo suministrados por un dispositivo, tal como el que se ha descrito precedentemente, presentará, con relación a los procedimientos conocidos, una mejora similar.

Igualmente, las ventajas de la reducción de la energía obtenida en la aplicación particular de la desfibrilación externa, cuyos resultados han sido descritos anteriormente, pueden observarse, igualmente, en una proporción similar en el caso de la desfibrilación interna y del desfibrilador implantable, aplicándose los principios de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, que están constituidos por una onda con al menos dos fases, cuyas fases sucesivas, con polaridades opuestas, están compensadas respectivamente por una serie de impulsos elementales, individuales y separados de manera que las fases sean cortadas o troceadas a una frecuencia más elevada que la frecuencia de dichas fases sucesivas.
2. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según la reivindicación 1, **caracterizados** porque están constituidos por dos fases consecutivas, alternadas, con polaridades opuestas.
3. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según la reivindicación 1, **caracterizados** porque están constituidos por tres fases consecutivas, alternas.
4. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizados** porque la frecuencia de corte o de troceado es, al menos, cuatro veces mayor que la frecuencia de la onda multifásica.
5. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizados** porque la duración de cada fase está comprendida entre 2 ms y 8 ms, preferentemente entre 3 ms y 5 ms, y porque la frecuencia de corte o de troceado es mayor que 500 Hz.
6. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según la reivindicación 5, **caracterizados** porque la frecuencia de troceado es mayor que aproximadamente 1 KHz y menor que aproximadamente 30 KHz.
7. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizados** porque la envolvente de las diversas fases se presenta en forma de una curva truncada, por ejemplo en forma de una exponencial truncada.
8. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizados** porque la envolvente o la onda que forma la envolvente de las diversas fases sucesivas se presenta bajo una forma redondeada, bifásica y asimétrica.
9. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizados** porque la amplitud de la onda, al inicio de la segunda fase, es mayor o menor que la amplitud de la onda al final de la primera fase.
10. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizados** porque el valor de la tensión (U2) al inicio de la segunda fase, está comprendido entre aproximadamente 1/3 y 2/3 del valor de la tensión (U1) al comienzo de la primera fase.
11. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizados** porque la duración (T1, T2) de la primera y/o de la segunda fase o impulso está regulada o está reglada en función del valor de la impedancia torácica (Z) medida en el transcurso de la desfibrilación.
12. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, **caracterizados** porque varía el factor de forma de la señal de corte o de troceado de la onda de desfibrilación.
13. Impulsos o serie de impulsos de desfibrilación, según la reivindicación precedente, **caracterizados** porque el factor de forma de la señal de corte o de troceado de la onda de desfibrilación varía en función de la energía de desfibrilación que se quiera aplicar al paciente.
14. Dispositivo para la generación de impulsos de desfibrilación, que permite generar los impulsos según una cualquiera de las 1 a 13,
que está constituido, por una parte, por al menos un condensador, destinado al almacenamiento de la energía eléctrica de desfibrilación y, por otra parte, por al menos dos interruptores, o conmutadores accionados por un circuito de accionamiento,
o, principalmente, está constituido por un generador de ondas de baja tensión (8), conectado con el centro del primario de un transformador elevador de la tensión (9), cuyo secundario está adaptado para ser conectado al paciente (5), pudiéndose conectar a masa las dos extremidades de dicho primario, alternativamente, por intermedio de interruptores o de conmutadores (3 y 4),
con el fin de generar una serie de impulsos en forma de una onda, al menos bifásica, cuyas fases sucesivas, con polaridades opuestas, están compuestas, respectivamente, por una serie de impulsos elementales, individuales y separados de manera que las fases sean cortadas o troceadas a una frecuencia más elevada que la frecuencia de dichas fases sucesivas.

ES 2 277 823 T3

15. Dispositivo según la reivindicación precedente, **caracterizado** porque comprende dos condensadores y porque los interruptores o conmutadores, accionados por el circuito de accionamiento, aseguran la conexión alternada de las bornas de cada uno de los dos condensadores con los electrodos aplicados sobre el paciente y son accionados, sucesivamente, con el fin de producir descargas parciales de los condensadores respectivos considerados.

16. Dispositivo según la reivindicación 14 o 15, **caracterizado** porque las bornas (1" y 2") de los condensadores (1 y 2), descargadas alternativamente, presentan polaridades opuestas.

17. Dispositivo según la reivindicación 14 o 15, **caracterizado** porque las bornas (1" y 2") de los condensadores (1 y 2), descargados alternativamente, presentan polaridades idénticas, estando adaptados los impulsos resultantes para ser aplicados al paciente (5) a través de un montaje en puente (7) que puede suministrar impulsos de fases opuestas.

18. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 14 a 17, **caracterizado** porque comprende medios para hacer variar el factor de forma de la señal de corte o de troceado de dicha onda.

19. Dispositivo, según la reivindicación precedente, **caracterizado** porque comprende medios para hacer variar el factor de forma de la señal de corte o de troceado de dicha onda con el fin de hacer variar la energía de desfibrilación aplicada al paciente.

20. Dispositivo según la reivindicación precedente, **caracterizado** porque está constituido, por una parte, por al menos un condensador, destinado al almacenamiento de la energía eléctrica de desfibrilación y, por otra parte, por al menos dos interruptores o conmutadores, accionados por un circuito de accionamiento, con el fin de generar una serie de impulsos en forma de una onda al menos bifásica, cuyas fases sucesivas, con polaridades opuestas, están cortadas o troceadas a una frecuencia mayor que la frecuencia de dichas fases sucesivas, según un factor de forma variable.

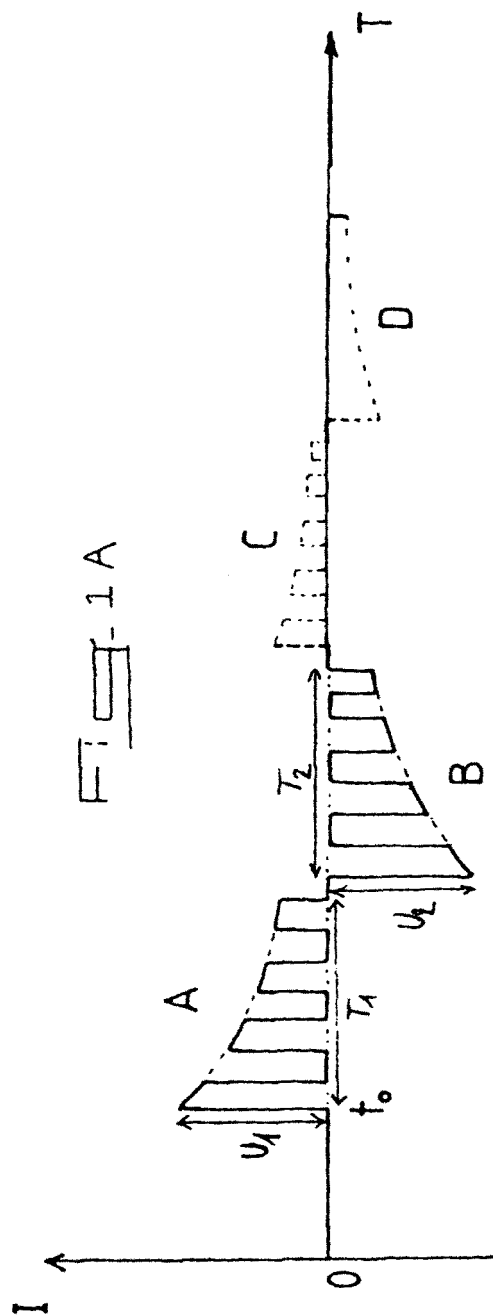


Fig. 1A

Fig. 1

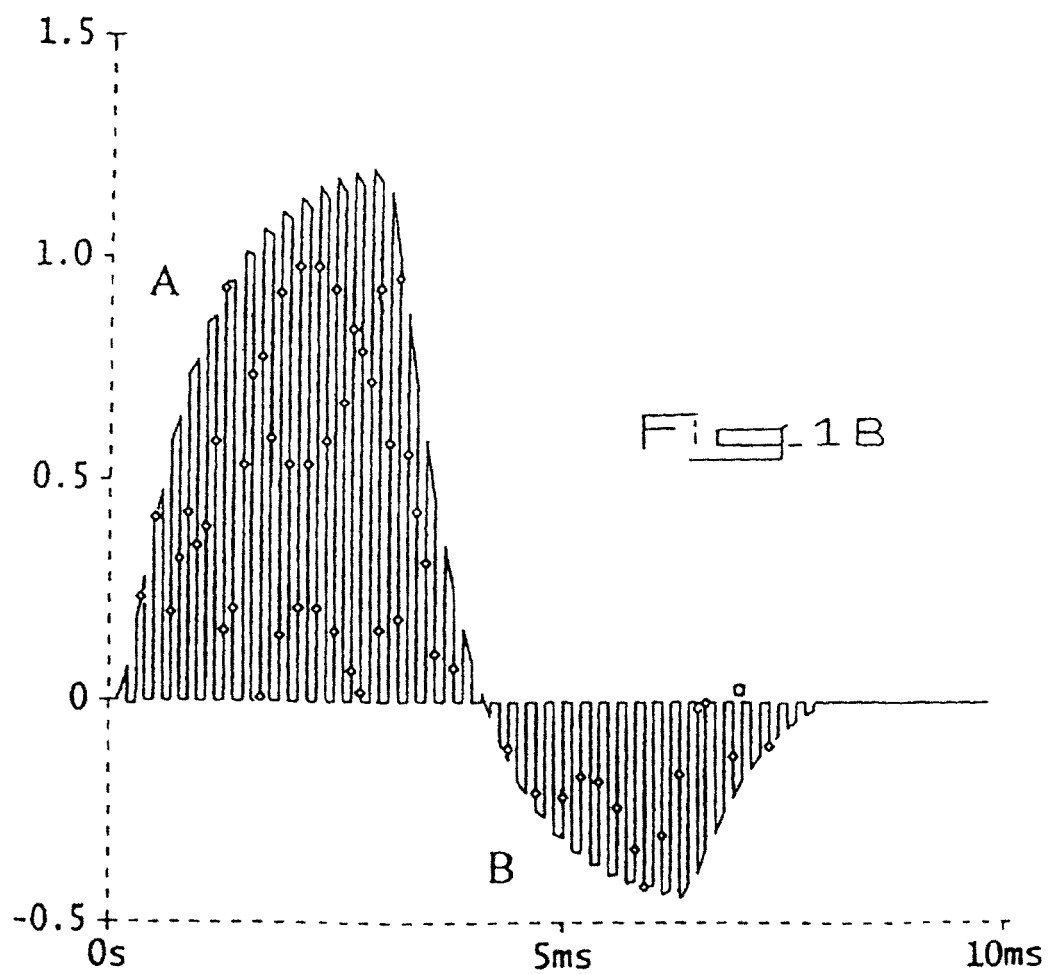
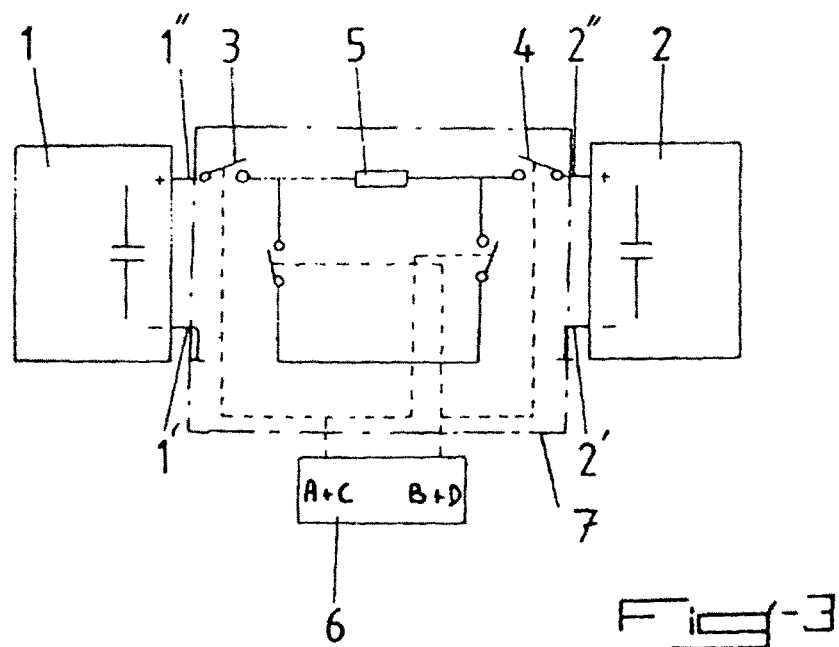
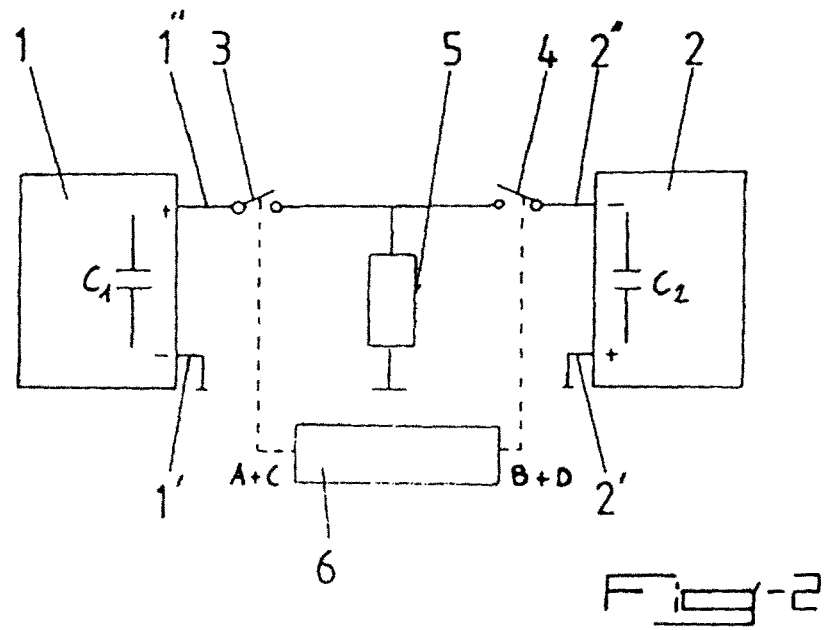
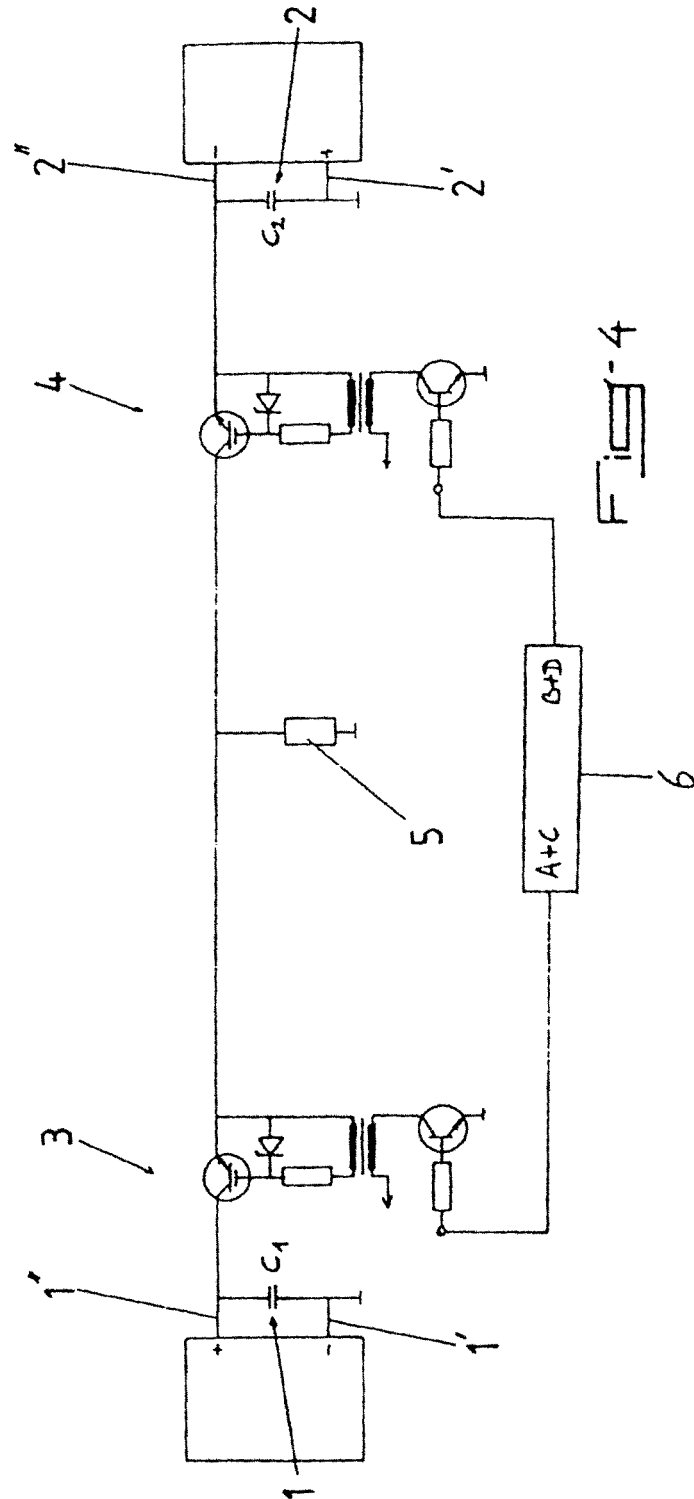
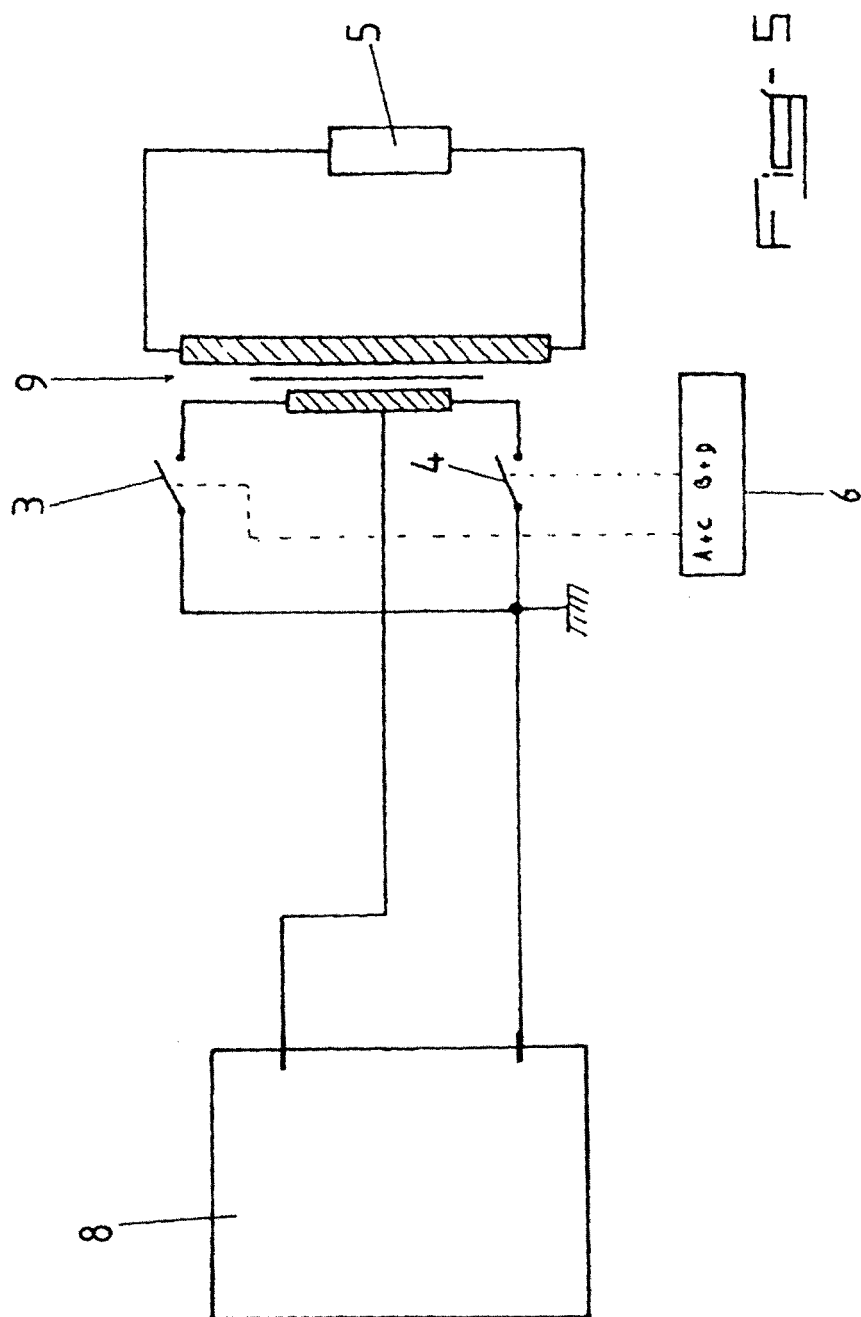


Fig. 1







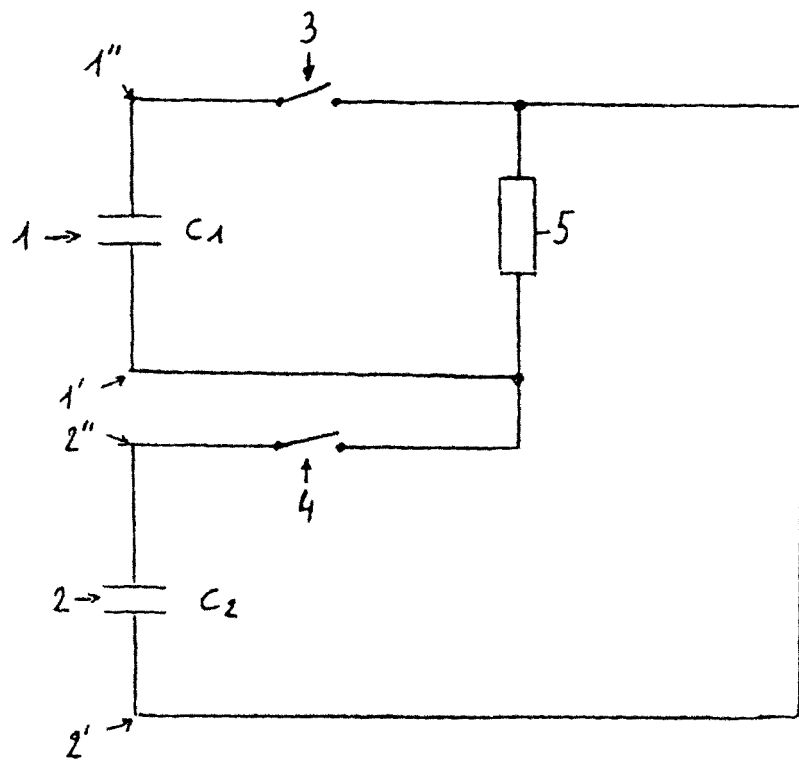


Fig. 6