



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 100 15 152 B4** 2007.12.27

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **100 15 152.3**
(22) Anmeldetag: **27.03.2000**
(43) Offenlegungstag: **02.11.2000**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **27.12.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61N 1/39** (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:
09/299,455 22.04.1999 US
(73) Patentinhaber:
Agilent Technologies, Inc. (n.d.Ges.d. Staates Delaware), Santa Clara, Calif., US

(74) Vertreter:
Schoppe, Zimmermann, Stöckeler & Zinkler, 82049 Pullach

(72) Erfinder:
Morgan, Carlton B., Bainbridge Island, Wash., US; Gliner, Bradford E., Issaquah, Wash., US; Leyde, Kent W., Redmond, Wash., US; Lyster, Thomas D., Bothell, Wash., US

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
US 57 49 904 A
US 56 01 610 A
US 55 91 211 A

(54) Bezeichnung: **Defibrillator mit einer impedanzkompensierten Energielieferung und Fehlererfassungswiderstandsnetzwerk**

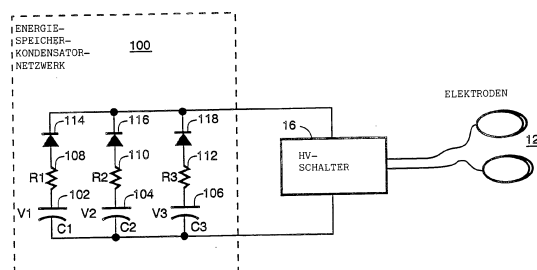
(57) Hauptanspruch: Defibrillator (10), mit folgenden Merkmalen:

einem Paar von Elektroden (12) zum Verschalten mit einem Patienten;
einem HV-Schalter (16), der mit dem Paar von Elektroden verschaltet ist; und

einem Energiespeicherkondensatornetzwerk (26; 100) zum Liefern eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses zu dem Patienten durch den HV-Schalter (16), das folgende Merkmale aufweist:

eine Mehrzahl von Abschnitten, wobei jeder der Abschnitte einen Kondensator (102, 104, 106), einen Widerstand (108, 110, 112) und eine Diode (114, 116, 118) in serieller Schaltung aufweist, und wobei jeder der Abschnitte parallel zu dem HV-Schalter (16) verschaltet ist;

wobei jeder der Kondensatoren (102, 104, 106) auf eine Ladespannung entsprechend einer Rangordnung aufgeladen ist, wobei jeder der Widerstände (108, 110, 112) einen Widerstandswert besitzt, der entsprechend der Rangordnung gewählt ist, wobei das Energiespeicherkondensatornetzwerk (100) konfiguriert ist, um einen impedanzkompensierten Defibrillationspuls durch ein pegelabhängiges aufeinanderfolgendes Entladen jedes der Abschnitte zu liefern.



Beschreibung

[0001] Diese Erfindung bezieht sich auf Elektrotherapieschaltungen und insbesondere auf einen Defibrillator, der mehrere Kondensatoren verwendet, um eine impedanzkompensierte Lieferung von Defibrillationspulsen zu dem Patienten zu liefern.

[0002] Eine elektrochemische Aktivität in einem menschlichen Herz bewirkt normalerweise, daß die Herzmuskelfasern sich in einer synchronisierten Weise zusammenziehen und entspannen, wodurch Blut wirksam von der Herzkammer zu den lebenswichtigen Körperorganen gepumpt wird. Ein plötzlicher Tod durch Herzversagen wird oft durch eine Herzkammerfibrillation (VF; VF = ventrikuläre Fibrillation) verursacht, bei der eine abnormale elektrische Aktivität in dem Herz bewirkt, daß sich einzelne Muskelfasern in einer unsynchronisierten und chaotischen Weise zusammenziehen. Die einzige wirksame Behandlung für eine VF ist eine elektrische Defibrillation, bei der ein Elektroschlag an das Herz angelegt wird, um zu ermöglichen, daß sich das elektrochemische Herzsystem selbst resynchronisiert. Sobald eine organisierte elektrische Aktivität wiederhergestellt ist, folgen gewöhnlich synchronisierte Muskelkontraktionen, die zu einer Wiederherstellung des Herzrhythmus führen.

[0003] Der minimale Betrag von Patientenstrom und gelieferter Energie, der zur wirksamen Defibrillation benötigt wird, ist von der speziellen Form des Defibrillationssignals abhängig, einschließlich dessen Amplitude, Zeitdauer, Form (wie z.B. ein Sinus, ein gedämpfter Sinus, ein Rechteck, ein Exponentieller Abfall) und davon, ob das Stromsignal eine Polarität (monophasig), sowohl negative als auch positive Polaritäten (zweiphasig) oder mehrere negative und positive Polaritäten (multiphasig) besitzt. Gleichzeitig existiert ein Maximalstromwert in dem zu dem Patienten gelieferten Defibrillationspuls, oberhalb dessen sich eine Gewebeschädigung und eine verminderte Effizienz des Defibrillationspulses ergibt.

[0004] Ein Spitzenstrom ist der höchste Strompegel, der während einer Lieferung des Defibrillationspulses auftritt. Ein Begrenzen der Spitzenströme in dem Defibrillationspuls unter den Maximalpegel ist für sowohl für die Wirksamkeit als auch für die Patientensicherheit wünschenswert. Da die transthorakale Impedanz ("Patientenimpedanz") der menschlichen Bevölkerung über einen Bereich, der von 20 bis 200 Ohm reicht, variieren kann, ist es wünschenswert, daß ein externer Defibrillator einen impedanzkompensierten Defibrillationspuls bereitstellt, der einen gewünschten Energiebetrag zu jedem Patienten in dem Bereich der Patientenimpedanzen und mit Spitzenströmen, die auf sichere, wesentlich geringere Pegel als der Maximalpegel, begrenzt sind, liefert.

[0005] Die meisten externen Defibrillatoren verwenden einen einzelnen Energiespeicherkondensator oder eine festgelegte Reihe oder Bank von Energiespeicherkondensatoren, die auf einen einzigen Spannungspegel geladen sind. Ein Steuern des Energiebetrags, der zu jedem gegebenen Patienten über den Bereich der Patientenimpedanzen geliefert wird, ist ein Problem, das gewöhnlich gelöst wird, indem die "Neigung" oder die Differenz zwischen Anfangs und End-Spannungen der Energiespeicherkondensatoren, ebenso wie die Entladungszeit des Defibrillationspulses, gesteuert wird. Die meisten externen Defibrillatoren verwenden einen einzelnen Energiespeicherkondensator, der auf einen festgelegten Spannungspegel geladen ist, wodurch sich ein breiter Bereich von möglichen Entladungszeiten und Neigungswerten über den Bereich von Patientenimpedanzen ergibt. Ein Verfahren zum Formen des Signalverlaufs des Defibrillationspulses bezüglich Zeitdauer und Neigung ist in dem U.S.-Patent 5,607,454 von Gliner u.a. erörtert. Eine Verwendung eines einzelnen Kondensators zur Lieferung des Defibrillationspulses bei ausreichenden Energiehöhen über den gesamten Bereich von Patientenimpedanzen kann zu hohen Spitzenströmen, die zu Patienten mit relativ geringen Impedanzen geliefert werden, führen. Gleichzeitig muß die Ladungsspannung des Energiespeicherkondensators ausreichend sein, um einen Defibrillationspuls mit dem gewünschten Energiebetrag zu Patienten mit hohen Impedanzen zu liefern.

[0006] Für das Problem von hohen Spitzenströmen existieren verschiedene bekannte Lösungen. Ein Verfahren bezieht das Plazieren von Widerständen seriell zu dem Energiespeicherkondensator mit ein, um übermäßige Spitzenströme bei Patienten mit geringer Impedanz zu verhindern. In dem U.S.-Patent 5,514,160 wird bei einem implantierbaren Defibrillator, der eine geradlinig geformte erste Phase besitzt, ein MOSFET verwendet, der als ein variabler Widerstand in Serie mit dem Energiespeicherkondensator betrieben wird, um den Spitzenstrom zu begrenzen. In dem U.S.-Patent 5,733,310 von Lopin u.a. ertastet eine Elektrotherapieschaltung eine Patientenimpedanz und trifft unter einem Satz von seriellen Widerständen, die seriell zu den Energiespeicherkondensatoren sind eine Auswahl, um eine Sägezahnnahe- rung an eine geradlinige Form in dem Defibrillationspuls zu erzeugen. Das Verwenden von strombegrenzenden Widerständen gemäß dem Stand der Technik führt zu einem beträchtlichen Leistungsbeitrag, der in den Widerständen verbraucht wird, wodurch sich die Energieanforderungen an die Defibrillatorbatterie erhöht.

[0007] Zur Begrenzung von Spitzenströmen bindet ein weiterer Ansatz eine Verwendung von mehreren abgeschnittenen, exponentiell abfallenden Signalverläufen von mehreren Kondensatoren ein, um eine

Sägezahnäherung einer geradlinigen Form der Entladungssignalverlauf in einem implantierbaren Defibrillator zu bilden. In dem U.S.-Patent 5,199,429 von Kroll u.a. wird ein Satz von Energiespeicherkondensatoren aufgeladen und danach nacheinander während der ersten Phase entladen, um ein Sägezahnmuster zu erzeugen. Kroll u.a. lehren, daß mehrere Kondensatoren willkürlich in seriellen, parallelen oder seriell-parallelen Konfigurationen während der Lieferung des Defibrillationspulses angeordnet sein können, um die Form der Defibrillationssignals mit einem hohen Grad an Flexibilität zu formen.

[0008] In dem U.S.-Patent 54,836,972 A von Stendahl u.a. ist ein Verfahren zum parallelen Aufladen von Energiespeicherkondensatorenreihen gezeigt. Die Energiespeicherkondensatorenreihen können dann seriell verschaltet werden, um einen Defibrillationspuls zu liefern.

[0009] Weder Kroll u.a. noch Stendahl u.a. sprechen jedoch den Punkt eines Erlangens von impedanzkompensierten Defibrillationspulsen, die Spitzenströme unter dem Maximalwert und eine geringere Variation der Entladungszeiten über den Bereich von Patientenimpedanzen besitzen, an. Es wäre daher wünschenswert, einen Defibrillator bereitzustellen, der zwischen Konfigurationen von Energiespeicherkondensatoren auswählt, um einen impedanzkompensierten Defibrillationspuls zu dem Patienten zu liefern.

[0010] Aus der US 57,494,904 A ist ein Defibrillationsverfahren bekannt, bei dem abhängig von einer erfassten Patientenimpedanz einer oder mehrere einer Mehrzahl von Kondensatoren zur Lieferung eines Defibrillationspulses entladen werden. Energie, die zu dem Patienten geliefert wird, kann basierend auf der erfassten Impedanz eingestellt werden, wobei das Einstellen die Auswahl einer seriellen oder parallelen Anordnung der Kondensatoren basierend auf einem Wert der erfassten Impedanz umfassen kann.

[0011] Die US 5,601,610 A offenbart einen Defibrillator mit einer Leckverhinderungsschaltung. Der Defibrillator umfasst eine Mehrzahl von Kondensatoren und eine Mehrzahl von Schaltern, wobei die Schalter gesteuert werden, um die Kondensatoren zum Beladen derselben parallel zu schalten und zum Entladen derselben, um einen Defibrillationspuls zu einem Patienten zu liefern, seriell zu schalten.

[0012] Schließlich offenbart die US 5,591,211 A einen Defibrillator mit einer Mehrzahl von Hochspannungskondensatoren in der Ausgangsstufe, die parallel gekoppelt sind, wobei eine Schaltmatrix vorgesehen ist, um die Anzahl von Kondensatoren zu steuern, die zum Liefern des Defibrillationspulses verwendet wird.

[0013] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Vorrichtung zu schaffen, die es ermöglichen, impedanzkompensierte Defibrillationspulse mit Spitzenströmen geringer als der Maximalwert und mit geringer Veränderungen der Entladungszeiten über den Bereich der Patientenimpedanzen bereitzustellen.

[0014] Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung gemäß den Ansprüchen 1 und 2 gelöst.

[0015] Ein Defibrillator für eine Lieferung eines impedanzkompensierten (impedanzangepassten) Defibrillationspulses, der ein Energiespeicherkondensatornetzwerk mit einem Satz von Konfigurationen besitzt, die entsprechend einer Patientenimpedanz und eines gewünschten Energiepegels ausgewählt werden, wird bereitgestellt. Impedanzkompensierung gemäß der vorliegenden Erfindung bedeutet, daß ein Energiespeicherkondensatornetzwerk mit einer Gesamt-Kapazität und einer Gesamt-Ladungsspannung, die auf die Patientenimpedanz und den gewünschten Energiewert maßgeschneidert sind, vorgesehen ist. Der Spitzenstrom ist auf Werte begrenzt, die geringer als der Maximalwert für geringe Patientenimpedanzen sind, während die Veränderung von Entladungszeiten des Defibrillationspulses für Patienten mit hohen Impedanzen reduziert ist.

[0016] Der Satz von Konfigurationen des Energiespeicherkondensatornetzwerks kann verschiedene serielle, parallele und serielle/parallele-Kombinationen von Energiespeicherkondensatoren innerhalb des Energiespeicherkondensatornetzwerks umfassen, die als eine Funktion einer Patientenimpedanz ausgewählt werden, um eine Auswahl an Gesamt-Kapazitäten und Gesamt-Ladungsspannungen bereitzustellen. Der impedanzkompensierte Defibrillationspuls kann über einen ausgedehnten Energiepegelbereich geliefert werden, während der Spitzenstrom durch Verwenden von Konfigurationen, die für Patienten mit geringer Impedanz maßgeschneidert sind, auf Pegel begrenzt ist, die für den Patienten sicher sind. Gleichzeitig werden ausreichende Energiepegel geliefert, indem ausgewählte Konfigurationen, die an Patienten mit hoher Impedanz maßgeschneidert sind, verwendet werden. Andere Konfigurationen können ohne weiteres zu dem Energiespeicherkondensatornetzwerk hinzugefügt werden, um den verfügbaren Energiewertebereich über 200 Joule auszudehnen.

[0017] Der Defibrillator gemäß der vorliegenden Erfindung ist unter Verwendung eines Energiespeicherkondensatornetzwerks aufgebaut, das zumindest zwei Kondensatoren verwendet, die Energie für eine Lieferung des Defibrillationspulses zu dem Patienten speichern. Der Defibrillator ist typischerweise tragbar und wird unter Verwendung einer herkömmlichen Batterie als eine Energiequelle betrieben. Ein Hoch-

spannungslader lädt die Kondensatoren in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk auf gewünschte Spannungspegel auf. Ein HV-Schalter (HV = HighVoltage = Hochspannung) verschaltet entsprechend einer gewünschten Pulszeitdauer und Polarität die Kondensatoren über den Patient. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel weist der HV-Schalter eine "H-Brücke" auf, die aus vier Umschaltern besteht, um einen zweiphasigen Defibrillationspuls über ein Paar Elektroden an den Patienten anzulegen.

[0018] Eine Steuerung steuert den Ladungsprozeß des Energiespeicherkondensatornetzwerks. Die Steuerung liefert, ansprechend auf ein Drücken eines Elektroschock-Druckknopfs, den impedanzkontrollierten Defibrillationspuls zu dem Patienten, indem die Konfiguration des Energiespeicherkondensatornetzwerks ausgewählt und der HV-Schalter gesteuert wird, um die gewünschte Zeitdauer und Polarität des impedanzkompensierten Defibrillationspulses zu erhalten.

[0019] Ein Messen der Patientenimpedanz kann unmittelbar vor einer Lieferung des Defibrillationspulses erfolgen. Basierend auf der Patientenimpedanz kann eine angemessene Konfiguration von Kondensatoren ausgewählt werden, um den impedanzkompensierten Defibrillationspuls mit dem gewünschten Energiepegel zu liefern, während der Spitzenstrom auf Pegel bzw. Werte begrenzt ist, die sicher für den Patienten sind.

[0020] Der Energiepegel des impedanzkompensierten Defibrillationspulses gemäß der vorliegenden Erfindung kann ohne weiteres ausgewählt werden. Das Energiespeicherkondensatornetzwerk besitzt einen Satz von Konfigurationen, die auf die Patientenimpedanz und den gewünschten Energiepegel maßgeschneidert sind. Die Steuerung wählt die geeignete Konfiguration aus, nachdem die Patientenimpedanz und der gewünschte Energiewert bestimmt sind. Defibrillatoranwendungen, die auswählbare Energiepegel über 200 Joule (J) einbeziehen, können von der Verwendung von impedanzkompensierten Defibrillationspulsen profitieren, da die Spitzenströme über einen größeren Bereich von Patientenimpedanzen und Energiepegeln unter den Maximalwert begrenzt werden können.

[0021] Bei einem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist für das Energiespeicherkondensatornetzwerk, das parallele Kombinationen von Kondensatoren und Widerständen verwendet, die Energie für den Defibrillationspuls liefern, eine Verwendung von sperrenden Dioden anstelle von Schaltern vorgesehen. Auf diese Weise kann ein impedanzangepaßter Defibrillationspuls, ohne das aktive Eingreifen der Steuerung zum Messen der Patientenimpedanz und zum Auswählen der verschiedenen Konfigurationen von Kondensatoren, geliefert

werden. Die Komponentenanzahl würde wesentlich, jedoch auf Kosten von Flexibilität und der Fähigkeit Energiepegel auszuwählen, gegenüber dem ersten Ausführungsbeispiel reduziert.

[0022] Ein Merkmal der vorliegenden Erfindung ist es, einen Defibrillator bereitzustellen, der impedanzkompensierte Defibrillationspulse mit einem gewählten Energiebetrag liefert.

[0023] Ein weiteres Merkmal der vorliegenden Erfindung ist es, einen Defibrillator bereitzustellen, der unter Verwendung mehrerer Kondensatoren impedanzkompensierte Defibrillationspulse liefert.

[0024] Ein weiteres Merkmal der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum Liefern von impedanzkompensierten Defibrillationspulsen zu liefern, indem aus einem Satz von Konfigurationen eine Konfiguration des Energiespeicherkondensatornetzwerks ausgewählt wird.

[0025] Ein weiteres Merkmal der vorliegenden Erfindung ist es, ein Energiespeicherkondensatornetzwerk für einen Defibrillator bereitzustellen, das es ermöglicht, impedanzkompensierte Defibrillationspulse mit Energiepegeln über 200 Joule zu liefern.

[0026] Ein weiteres Merkmal der vorliegenden Erfindung ist es, ein Energiespeicherkondensatornetzwerk bereitzustellen, das ein Schalten von Dioden zum Liefern impedanzkompensierter Defibrillationspulse verwendet. Bevorzugte Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung werden nachfolgend unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

[0027] [Fig. 1](#) ein vereinfachtes Blockdiagramm eines Defibrillators mit einem Energiespeicherkondensatornetzwerk gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0028] [Fig. 2](#) ein schematisches Diagramm des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0029] [Fig. 3](#) ein Graph eines Anfangsstroms über der Patientenimpedanz bei Verwendung des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0030] [Fig. 4A](#) bis [Fig. 4C](#) ein Satz von Graphen eines Patientenstroms über der Zeit für Patientenimpedanzen von 20, 50 bzw. 120 Ohm, bei Verwendung des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0031] [Fig. 5](#) ein Graph einer gelieferten Energie über Patientenimpedanzen bei Verwendung des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0032] [Fig. 6](#) ein schematisches Diagramm einer Fehlererfassungsschaltung, wie sie in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk verwendet wird;

[0033] [Fig. 7](#) eine Darstellung eines Satzes von Konfigurationen des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß der vorliegenden Erfindung, die entsprechend der Patientenimpedanz und dem gewünschten Energiepegel ausgewählt werden können;

[0034] [Fig. 8](#) ein Flußdiagramm des Prozesses zum Liefern eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses basierend auf dem Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0035] [Fig. 9](#) ein schematisches Diagramm des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß einem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung; und

[0036] [Fig. 10A](#) und [Fig. 10B](#) Graphen eines Patientenstroms über der Zeit für Patienten mit geringen und hohen Impedanzen bei Verwendung des Energiespeicherkondensatornetzwerks gemäß dem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, das in [Fig. 9](#) gezeigt ist.

[0037] [Fig. 1](#) ist ein vereinfachtes Blockdiagramm eines Defibrillators **10** gemäß der vorliegenden Erfindung. Ein Paar von Elektroden **12** zum Verschalten mit einem Patienten (nicht gezeigt) sind mit dem vorderen Ende oder Eingang (Front-End) **14** und ferner mit einem HV-Schalter **16** verschaltet. Das vordere Ende **14** liefert eine Erfassung, Filterung und Digitalisierung des Patienten-EKG-Signals. Das EKG-Signal wird im Gegenzug zu einer Steuerung **18** geliefert, die einen Elektroschockberatungsalgorithmus durchführt, der in der Lage ist, Herzkammerflimmern (VF) oder andere durch Elektroschock beeinflussbare Rhythmen, die mit einer Behandlung durch Elektrophysiotherapie beeinflussbar sind, zu erfassen.

[0038] Das vordere Ende **14** ist bevorzugt geeignet, die Patientenimpedanz unter Verwendung eines Niederpegelsignals über die Elektroden **12** zu messen. Die Patientenimpedanz kann an dem vordere Ende **14** gemessen und digitalisiert werden, indem ein Analog-zu-Digital-Wandler (nicht gezeigt) verwendet wird, um die Patientenimpedanzdaten zu der Steuerung **18** zu liefern. Die Patientenimpedanz kann ferner unter Verwendung einer Vielzahl von anderen Verfahren gemessen werden, beispielsweise indem ein nicht-therapeutischer Kleinpegelpuls zu dem Patienten vor der Lieferung des Defibrillationspulses geliefert wird und ein Spannungsabfall über die Elektroden **12** gemessen wird.

[0039] Ein Elektroschock-Druckknopf **20**, der typischerweise ein Teil einer Benutzerschnittstelle des

Defibrillators **10** ist, erlaubt es, daß der Benutzer die Lieferung eines Defibrillationspulses durch die Elektroden **12** auslöst, nachdem die Steuerung **18** eine VF oder einen anderen durch Elektroschock beeinflussbaren Rhythmus erfaßt hat. Eine Batterie **22** versorgt im allgemeinen den Defibrillator **10** und insbesondere einen Hochspannungslader **24**, der die Kondensatoren in einem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** auflädt, mit elektrischer Energie. Typische Batteriespannungen sind 12 Volt oder geringer, wobei die Kondensatoren in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** auf 1.500 Volt oder mehr geladen werden können. Ein Ladungsspannungs-Steuerungssignal von der Steuerung **18** bestimmt die Ladungsspannung bei jedem Kondensator eines Energiespeicherkondensatornetzwerk **26**.

[0040] Das Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** gemäß der vorliegenden Erfindung enthält mehrere Kondensatoren, die in seriellen, in parallelen oder in seriell und parallel kombinierten Konfigurationen, ansprechend auf ein Konfigurations-Steuerungssignal der Steuerung **18**, angeordnet werden können. Das Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** besitzt eine effektive Kapazität und eine effektive Ladungsspannung, die von der gewählten Konfiguration abhängen. Beispielsweise wird eine Konfiguration, die aus drei seriellen Kondensatoren mit einem Kapazitätswert C und Ladungsspannung V besteht, eine effektive Kapazität von $1/3$ C und eine effektive Spannung von 3 V besitzen.

[0041] Die Steuerung **18** verwendet die Patientenimpedanz und den gewählten Energiepegel, um eine Konfiguration des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** aus dem Satz von Konfigurationen auszuwählen, um den impedanzkompensierten Defibrillationspuls zu dem Patienten zu liefern. Der Betrieb des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** bei einer Lieferung des impedanzkompensierten Defibrillationspulses ist in größerem Detail weiter unten beschrieben.

[0042] Das Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** ist mit dem HV-Schalter **16** verschaltet, der den Defibrillationspuls über das Paar von Elektroden **12**, ansprechend auf das Polarität-Zeitdauer-Kontrollsignal von der Steuerung **18**, zu dem Patienten in der gewünschten Polarität und Zeitdauer liefert. Der HV-Schalter **16** ist aufgebaut, indem eine H-Brücke verwendet wird, um bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel zweiphasige Defibrillationspulse zu liefern, jedoch kann derselbe ohne weiteres angepaßt werden, um einphasige oder mehrphasige Defibrillationspulse zu liefern, während dennoch die Vorzüge der vorliegenden Erfindung realisiert sind.

[0043] In [Fig. 2](#) ist ein vereinfachtes Schema des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** gezeigt. Der Hochspannungslader **24** ist auswählbar mit je-

dem Kondensator eines Satzes **60-68** über einen Satz von Ladungsschaltern **50-56** verschaltet, um das Aufladen der Kondensatoren **60-68** auf einen bestimmten Spannungspegel zu erleichtern. Das Aufladen jeder der Kondensatoren **60-68** kann je nach Bedarf entweder nacheinander oder gleichzeitig parallel erfolgen, wobei jeder der Kondensatoren **60-68**, entsprechend den Anforderungen der Anwendung, entweder auf den gleichen Spannungspegel oder auf verschiedene Spannungspegel geladen wird. Der Satz von Kondensatoren **60-68** kann, abhängig von der Anwendung, den gleichen oder verschiedene Kapazitätswerte besitzen. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel besitzt jeder der Kondensatoren **60-68** den gleichen Kapazitätswert und ist auf die gleiche Anfangsspannung aufgeladen. Der Satz von Ladungsschaltern **50-56** wird durch die Steuerung **18** gesteuert, um den Ladungsprozeß zu erleichtern. Ein Satz von Sperrdioden kann den Satz von Ladungsschaltern **50-56** ersetzen, um das Aufladen der Kondensatoren **60-68** zu erleichtern. Jeder der Schalter **50-56** und **70-78** wird bevorzugt über einen Satz von Steuerleitungen (nicht gezeigt) an jedem der Schalter **50-56** und **70-78** durch die Steuerung **18** gesteuert.

[0044] Ein Satz von Schaltern **70-78**, die zwischen den Schaltern **60-68** und Masse geschaltet sind, ist vorgesehen, um die gewünschten seriellen, parallelen oder seriell-parallelen Stromschaltungen zu erzeugen. Die Kondensatoren **60-64** sind seriell geschaltet gezeigt, wobei die Anzahl der Serienkondensatoren so viel wie nötig oder 1 beträgt. Entsprechend sind die Kondensatoren **66-68** parallel geschaltet gezeigt. Die Anzahl von parallelen Kondensatoren kann auf so viele wie benötigt werden erweitert werden, um die gewünschte effektive Kapazität, die für eine Lieferung des gewünschten Energiepegels in dem impedanzkompensierten Defibrillationspuls nötig ist, zu erhalten.

[0045] Ein höherer Energiepegel in dem Defibrillationspuls kann, ohne die Ladungsspannung zu erhöhen oder Strompegel zu erreichen, die den Maximalpegel überschreiten, erreicht werden, indem parallele Kondensatoren zu gewählten seriellen oder parallelen Kondensatorkombinationen auf eine Weise hinzugefügt werden, die die effektive Gesamt-Kapazität erhöht, ohne die Ladungsspannung zu erhöhen. Wenn beispielsweise eine Konfiguration für die serielle Anordnung der Kondensatoren **62** und **64** gebraucht wird, um einen gewünschten Spannungspegel für eine gegebene Patientenimpedanz zu erhalten, jedoch ein höherer Kapazitätspegel benötigt wird, um den gewünschten Energiepegel zu erreichen, können zusätzliche Kondensatoren (nicht gezeigt) parallel zu jedem der Kondensatoren **62** und **64** durch Verwenden von zusätzlichen Schaltern platziert werden.

[0046] Ein Erreichen von Energiepegel über 200

Joule (J), ohne den Ladungsspannungspegel über 2.000 Volt zu erhöhen, kann auf diese Weise durch Verwendung von 100- μ F-Kondensatoren (100 Mikro-Farad-Kondensatoren) erreicht werden. Solch höhere Energiepegeloptionen können als zusätzliche Konfigurationen in dem Satz der Konfigurationen des Energiespeicher Kondensatornetzwerks **26** verfügbar sein. Die Vielseitigkeit des Auswählens unter den Konfigurationen erlaubt es, daß höhere Energiepegel durch den impedanzkompensierten Defibrillationspuls geliefert werden, während Strompegel, die den Maximalwert überschreiten, vermieden werden.

[0047] Die Kondensatoren **60-68** sind in einer, aus einem Satz von seriellen, parallelen oder seriell-parallelen Konfigurationen gewählten Konfiguration unter der Steuerung der Steuerung **18**, die die Polarität und Zeitdauer des impedanzkompensierten Defibrillationspulses an den Patienten bestimmt, verschaltet. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel bleibt die gewählte Konfiguration des Energiespeicher Kondensatornetzwerks **26** während jeder Phase des Defibrillationspulses, wie beispielsweise der ersten und zweiten Phase eines zweiphasigen Defibrillationspulses, konstant. Alternativ kann die gewählte Konfiguration zwischen Phasen geändert werden, um beispielsweise einen zusätzlichen Energietransfer während der zweiten Phase zu erhalten.

[0048] In [Fig. 3](#), 4 und [Fig. 5](#) ist der Betrieb des Energiespeicher Kondensatornetzwerks **26**, das einen Satz von zwei Konfigurationen verwendet, für Beispielzwecke gezeigt. Eine serielle Konfiguration, die für Patientenimpedanzen über 72 Ohm ausgewählt wird, verwendet zwei seriell geschaltete 100- μ F-Kondensatoren. Eine parallele Konfiguration, die für Patientenimpedanzen unter 72 Ohm ausgewählt wird, verwendet zwei parallel geschaltete 100- μ F-Kondensatoren. Der Wert von 72 Ohm wurde willkürlich als die Abgrenzung zwischen Patienten mit hoher und geringer Impedanz gewählt. Der Energiepegel bleibt in diesem Beispiel auf 150 Joule festgelegt, wodurch nur die zwei Konfigurationen des Energiespeicher Kondensatornetzwerks **26**, die durch die Steuerung **18**, basierend auf einer Impedanz, ausgewählt werden, in dem Satz verbleiben.

[0049] Die zwei gleichen 100- μ F-Kondensatoren können entsprechend diesem Beispiel sowohl für die serielle als auch für die parallele Konfiguration verwendet werden, oder es können verschiedene Kondensatoren innerhalb des Energiespeicher Kondensatornetzwerks **26** ausgewählt werden, wie es obenstehend erklärt ist, können zusätzliche serielle, parallele und seriell-parallele Konfigurationen von Kondensatoren ohne weiteres hinzugefügt werden, um eine engere Kompensation des Defibrillationspulses für die Patientenimpedanz zu ermöglichen. Der Energiepegel kann erhöht werden, indem Konfigurationen hinzugefügt werden, die parallele Kondensatoren bereit-

stellen, die der bestehenden Konfiguration hinzugefügt werden, um die äquivalente Kapazität derselben zu erhöhen, ohne die oder den zu dem Patienten gelieferte Gesamtspannung oder Spitzenstrom in dem Defibrillationspuls zu erhöhen.

[0050] [Fig. 3](#) ist ein Graph eines Anfangsstroms über der Patientenimpedanz. Ein Anfangsstrom ist äquivalent zu einem Spitzenstrom, da der Spitzenstrom bei der Anfangsanwendung der Defibrillationspuls auftritt. Wie es in dem Graph gezeigt ist, tritt eine Diskontinuität bei 72 Ohm auf, wo durch die Steuerung **18** ein Umschalten basierend auf der Patientenimpedanz, die durch das vordere Ende **14** gemessen wurde, zwischen der seriellen und parallelen Konfiguration durchgeführt wurde. In dem Bereich unter 72 Ohm ist die parallele Konfiguration in dem Energiespeicher-kondensatornetzwerk **26** ausgewählt, bei der die 100- μ F-Kondensatoren, von denen jeder auf 1.300 Volt aufgeladen ist, parallel geschaltet sind. Diese parallele Konfiguration ist äquivalent zu einem einzelnen 200- μ F-Kondensator der auf 1.300 Volt aufgeladen ist. In dem Bereich über 72 Ohm ist die serielle Konfiguration in dem Energiespeicher-kondensatornetzwerk **26** ausgewählt, bei dem die 100- μ F-Kondensatoren seriell geschaltet sind. Diese serielle Konfiguration ist äquivalent zu einem einzelnen 50- μ F-Kondensator, der auf 2.600 Volt aufgeladen ist.

[0051] Die Verwendung der seriellen und parallelen Konfiguration entsprechend den Patientenimpedanzen unter bzw. über dem Grenzwiderstands von 72 Ohm ermöglicht es, daß der Spitzenstrom unter einem Maximalwert von 60 Ampere für Patienten mit geringen Impedanzen und über 15 Ampere für Patienten mit hohen Impedanzen bleibt. Auf diese Weise wird ein impedanzkompensierter Defibrillationspuls zu dem Patienten durch den Defibrillator **10** geliefert.

[0052] [Fig. 4A-Fig. 4C](#) stellt einen Satz von Graphen dar, die einen Patientenstrom, der die Defibrillationspulse für die Patientenimpedanzen von 20 Ohm, 50 Ohm bzw. 120 Ohm bildet, über der Zeit zeigt. Jeder der Defibrillationspulse in diesem Beispiel ist ein zweiphasig abgeschnittener exponentieller Pulstyp (BTE-Pulstyp; BTE = biphasic truncated exponential). Das Energiespeicher-kondensatornetzwerk **26** gemäß der vorliegenden Erfindung kann genauso gut auf andere Typen von Defibrillationspulsen, einschließlich einphasiger und mehrphasiger Pulse, angewendet werden. In diesem Beispiel sind eine Neigung, das ist der prozentuelle Abfall der Kondensatorspannung, und eine Pulszeitdauer gesteuert, um den Energiebetrag, der zu dem Patienten durch den Defibrillationspuls geliefert wird, zu regeln. Der Spitzenstrom für jeden Defibrillationspuls ist der Anfangsstrom zu einer Zeit 0, bei der der Defibrillationspuls erstmals angelegt wird.

[0053] Ein Vergleich der [Fig. 4A-Fig. 4C](#) ergibt, daß die Zeiten t_1 , t_2 und t_3 die Zeitdauern der Defibrillationspulse für den Defibrillationspuls sind, der zu Patienten, die Impedanzen von jeweils 20 Ohm, 50 Ohm bzw. 120 Ohm besitzen, geliefert wurde. Eine Zeit t_2 für die 50-Ohm-Impedanz ist größer als eine Zeit t_1 für die 20-Ohm-Impedanz, da die parallele Konfiguration für Patientenimpedanzen unterhalb 72 Ohm ausgewählt ist, weshalb eine längere Zeitdauer benötigt wird, um die erforderliche Energiemenge zu liefern. In [Fig. 4C](#) ist die serielle Konfiguration für die 120-Ohm-Impedanz ausgewählt, die eine kürzere Zeitdauer einer Zeit t_3 relativ zu einer Zeit t_2 erfordert, um die erforderliche Energiemenge zu dem Patienten zu liefern. Auf diese Art wird durch die Verwendung des Energiespeicher-kondensatornetzwerks **26** gemäß der vorliegenden Erfindung der impedanz-kompensierte Defibrillationspuls über den Bereich mit Patientenimpedanzen von 20-200 mit einem geringeren Bereich von Pulszeitdauern als bei einer Verwendung eines einzelnen Energiespeicher-kondensators geliefert.

[0054] Weitere Konfigurationen des Energiespeicher-kondensatornetzwerks **26** können ohne weiteres hinzugefügt werden, um einen impedanz-kompensierten Defibrillationspuls, der besser an die Patientenimpedanz maßgeschneidert ist, zu liefern und den Energiepegelbereich, der zu dem Patienten geliefert werden können, zu erhöhen. Die Verteilung von Zeitdauern der Defibrillationspulse über den Bereich von Patientenimpedanzen würde sich verkleinern, sobald weitere Konfigurationen zu dem Satz von möglichen Konfigurationen des Energiespeicher-kondensatornetzwerks **26** hinzugefügt werden.

[0055] [Fig. 5](#) ist ein Graph einer über den Bereich von Patientenimpedanzen gelieferten Energie. Es ist wünschenswert, daß die gelieferte Energie nicht für hohe Patientenimpedanzen reduziert wird. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die gezeigte Aufzeichnung für die gewählte Anwendung, bei der eine Energie in dem Bereich von 130 bis 160 Joule geliefert wird, annähernd flach.

[0056] Wie es in dem Graph gezeigt ist, besteht die Aufzeichnung einer gelieferten Energie über der Patientenimpedanz aus stückweisen Segmenten. Die stückweisen Segmente sind Artefakte des Steuerungsalgorithmus bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel, bei dem die Kondensatorelemente und die Zeitdauern aus einem begrenzten Satz von Werten ausgewählt werden. Die Anzahl von stückweisen Segmenten hängt deshalb von den Kondensatorelementen und der Körnigkeit des Satzes von Zeitdauern ab. Alternativ kann die in [Fig. 5](#) gezeigte Aufzeichnung als eine geschmeidige Kurve und nicht als stückweise Segmente gezeichnet werden, wenn ein Steuerungssystem, das kontinuierliche Veränderungen der Zeitdauern erlaubt, angewendet wird.

[0057] Die Verwendung eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses gemäß der vorliegenden Erfindung ermöglicht es, daß ein ausgewählter Energiepegel von beispielsweise 150 Joule mit einem akzeptablen Genauigkeitspegel zu einem Patienten mit unbekannter Impedanz innerhalb des Bereichs von 20 bis 200 Ohm geliefert wird, wobei sowohl eine Pulszeitdauer als auch ein Spitzenstrom innerhalb vorbestimmter Grenzen liegen. Impedanzkompensierte Defibrillationspulse, die höhere Energiepegel über 200 Joule besitzen, können mit der Hinzunahme von Konfigurationen zu dem Satz von Konfigurationen des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26**, das für hinzugefügte parallele Kondensatoren vorgesehen ist, erreicht werden.

[0058] [Fig. 6](#) ist eine schematische Zeichnung einer Fehlererfassungsschaltung **300**, die in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** zum Erfassen von Fehlern verwendet werden kann. Da die Kondensatoren **60-64** auf relativ hohe Spannungen in dem Bereich von 1.500 Volt aufgeladen sind, während sich die Spannungen in einer seriellen Verschaltung von geladenen Kondensatoren addieren, ist es schwierig, Fehler in einem der Kondensatoren direkt zu erfassen. Schwankungen in den Spannungen, die durch den Hochspannungslader **24** erzeugt werden, müssen ebenso gesteuert werden, um Fehler, die sich als Spannungsunterschiede zwischen den Kondensatoren bemerkbar machen, einzugrenzen. Die Fehlererfassungsschaltung **300** erfaßt Fehler in seriellen Kondensatoren, die auf hohe Spannungen aufgeladen sein können, indem eine relativ niedrige erste und zweite Testspannung erzeugt wird, die zum Erfassen von Fehlern unter Verwendung relativ einfacher Komparatoren verglichen werden können.

[0059] Die Fehlererfassungsschaltung **300** besteht aus einem seriellen Netzwerk von Widerständen **302-310**, wobei die Widerstände **304-306** jeweils über die Kondensatoren **60-64** geschaltet sind, und Widerstände **308-310** ferner seriell zwischen die Widerstände **302-306** und Masse geschaltet sind, um einen Abgriff zu bilden, an dem eine erste Testspannung V1 entsteht. Die erste Testspannung V1 kann danach mit einer zweiten Testspannung V2, die an dem Spannungsteiler entsteht, der durch Widerstände **312** und **314** gebildet wird, die über den Hochspannungslader **16** verschaltet sind, verglichen werden. Die Widerstandswerte für die Widerstände **302-314** sind relativ hoch gewählt, typischerweise über 1 Megaohm, um eine Störung des normalen Betriebs des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** zu vermeiden.

[0060] Die Werte der Widerstände **302-314** können derart gewählt werden, daß innerhalb einer vorbestimmten Grenze für einen normalen Betrieb $V1 = V2$ ist, und daß sich V1 von V2 durch mehr als die vorbestimmte Begrenzung unterscheidet, um einen Fehler-

zustand, wie beispielsweise einen Leck-Kondensator, zu erfassen. Die Verwendung der Testspannung V2 ermöglicht es, Schwankungen in der Spannung, die durch den Hochspannungslader **24** erzeugt wird, zu steuern. Die erste und zweite Testspannung V1 und V2 werden an eine Vergleichsschaltung **316** geliefert, die ein Fehlersignal, ansprechend auf den Zustand, bei dem sich V1 von V2 um mehr als die vorbestimmte Grenze unterscheidet, erzeugt. Die Vergleichsschaltung **316** kann implementiert werden, indem ein kostengünstiger Komparator und eine Standarddigitallogik verwendet werden. Alternativ können V1 und V2 gemessen werden, um digitale Daten unter Verwendung eines Mikroprozessors zu erhalten, die danach zur Erfassung des Fehlerzustands verglichen werden können.

[0061] Ein Fehlerzustand in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** tritt ein, wenn zumindest einer der Kondensatoren **60-64** einen übermäßigen Verluststrom aufweist, derart, daß derselbe beginnt, sich selbst zu entladen, wodurch sich Veränderungen in seiner Ladungsspannung ergeben. Der Fehlerzustand kann ohne weiteres erfaßt werden, indem die Fehlererfassungsschaltung **300** verwendet wird, da sich durch den Spannungsunterschied in dem Leck-Kondensator eine Veränderung in der ersten Testspannung V1 ergeben würde. Die Fehlererfassungsschaltung **300** kann ohne weiteres auf die Anzahl von seriellen Kondensatoren in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** erweitert werden.

[0062] In [Fig. 7](#) ist eine Darstellung eines Satzes von Konfigurationen **150** des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** gezeigt, die gemäß der vorliegenden Erfindung entsprechend der Patientenimpedanz und des gewünschten Energiepegels ausgewählt werden können. Der Satz von Konfigurationen **150** ist zu Beispielszwecken als eine Matrix gezeigt, um den Prozess eines Auswählens einer Konfiguration basierend auf der Patientenimpedanz und dem gewünschten Energielevel zu erläutern. Entlang der vertikalen Achse befindet sich der Bereich von Patientenimpedanzen, die sich von niedrig zu hoch erstrecken. Entlang der horizontalen Achse befindet sich der gewünschte Energiepegel, der sich von gering zu hoch erstreckt.

[0063] Der Energiepegel, der in dem Defibrillationspuls zu dem Patienten geliefert wird, ist größtenteils durch die Kapazität, die Spannung und die Zeitdauer des Signalverlaufs bestimmt. Indem eine Konfiguration aus dem Satz von Konfigurationen **150** vor einer Lieferung des Defibrillationspulses entsprechend dem gewünschten Energiepegel ausgewählt wird, kann ein größerer Energiepegelbereich erzeugt werden, ohne daß Patientenströme, die den Maximalwert überschreiten, und ohne daß ein Defibrillationspuls, der übermäßig lange Entladungszeiten besitzt, verursacht werden.

[0064] Wie es in dem Satz von Konfigurationen **150** gezeigt ist, benötigen Patienten mit höherer Impedanz allgemein höhere Spannungen in dem Defibrillationsverlauf, wobei Kondensatoren zur Erreichung der höheren Spannung seriell verschaltet werden können. Umgekehrt benötigen Patienten mit geringer Impedanz allgemein geringere Spannungen, um Spitzenströme über dem Maximalwert zu vermeiden. Eine höhere Energielieferung zu dem Patienten, beispielsweise in dem Bereich über 200 J, kann durch ein Hinzufügen von parallelen Kondensatoren zu der bestehenden Konfiguration, die als eine Funktion einer Patientenimpedanz ausgewählt sind, erreicht werden.

[0065] Viele Variationen des Satzes von Konfigurationen **150** können erstellt werden, um den Betrieb des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** auf die speziellen Anforderungen des Defibrillators **10** maßzuschneidern. Bei einem AED, bei dem der gewünschte Energiepegel auf einen Energiepegel von beispielsweise 150 Joule festgelegt ist, braucht beispielsweise nur eine einzelne Spalte der Matrix, die in dem Satz von Konfigurationen **150** gezeigt ist, verwendet zu werden. Die Steuerung **18** würde dann vor einer Lieferung des impedanzkompensierten Defibrillationspulses nur auf der Patientenimpedanz basierend aus dem Satz von Konfigurationen auswählen.

[0066] In [Fig. 8](#) ist ein Flußdiagramm des Prozesses eines Liefers eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses durch den Defibrillator **10**, basierend auf dem Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung, gezeigt. Bei einem Schritt **200**, der mit ENERGIESPEICHERKONDENSATORNETZWERK LADEN bezeichnet ist, lädt der Hochspannungslader **24** jeden der Kondensatoren des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26** zur Vorbereitung auf eine Lieferung eines Defibrillationspulses auf. Ein solches Aufladen kann sofort nach einer Aktivierung des Defibrillators **10**, bei dem die Kondensatoren auf einen vorbestimmten Prozentsatz des gewünschten Spannungspegels aufgeladen sind, um Energie zu konservieren und Ladungszeit zu sparen wenn der Defibrillationspuls benötigt wird, durchgeführt werden.

[0067] Bei einem Schritt **202**, der mit FEHLER IN ENERGIESPEICHERKONDENSATORNETZWERK ERFASSEN? bezeichnet wird, kann die Fehlererfassungsschaltung **300** verwendet werden, um Fehler innerhalb des Energiespeicherkondensatornetzwerks **26**, wie beispielsweise ein Leck-Kondensator, dem es mißlingt, seine Ladungsspannung innerhalb einer vorbestimmten Begrenzung zu halten, zu erfassen. Wenn ein Fehler erfaßt ist, wird ein Schritt **204**, der mit FEHLERBEHANDLUNGSRoutine bezeichnet ist, eine Fehlermeldung erzeugen, die den Benutzer auf den Fehlerzustand aufmerksam macht. Weitere diagnostische Schaltungen könnten aktiviert werden, um den Fehler einzugrenzen, wodurch es

möglicherweise erlaubt wird, den Defibrillator **10** in einer begrenzten Funktionalität zu betreiben, indem Abschnitte des Satzes von Konfigurationen **150**, die den beschädigten Bereich verwenden, deaktiviert werden.

[0068] Bei einem Schritt **206**, der mit DURCH ELEKTROSCHOCK BEEINFLUSSBAREN RHYTHMUS ERFASSEN? bezeichnet ist, wird durch die Steuerung **18** ein Elektroschockberatungsalgorithmus ausgeführt, um einen durch Elektroschock beeinflussbaren Rhythmus, wie beispielsweise ein Herzkammerflimmern (VF), zu erfassen. Wenn kein durch Elektroschock beeinflussbarer Rhythmus erfaßt ist, wird ein Schritt **208**, der mit HINTERGRUNDÜBERWACHUNG bezeichnet ist, ausgeführt, bei dem der Benutzer informiert wird, daß kein Elektroschock empfohlen wird, und der Defibrillator **10** geht in einen Hintergrundüberwachungsmodus über, bei dem die EKG-Information weiter überwacht und analysiert wird.

[0069] Wenn ein durch Elektroschock beeinflussbarer Rhythmus erfaßt wird, wird ein Schritt **210**, der mit PATIENTENIMPEDANZ MESSEN bezeichnet ist, ausgeführt. Die Patientenimpedanz wird durch jede einer Vielfalt von Verfahren wie z.B. einer Lieferung eines nicht-therapeutischen Prä-Elektroschocks oder eines Messens von Niedrigpegeltestsignalen, gemessen und zu der Steuerung **18** geliefert.

[0070] Bei einem Schritt **212**, der mit WÄHLE GEWÜNSCHTEN ENERGIEPEGEL bezeichnet ist, wird der Energiepegel des Defibrillationspulses, der zu dem Patienten geliefert wird, bestimmt. In vielen Fällen ist der Energiepegel auf einen festgelegten Pegel, wie beispielsweise 150 Joule bei z.B. einem AED, vorbestimmt. In anderen Fällen bestimmt ein Defibrillationsprotokoll den Energiepegel basierend auf der Anzahl von Defibrillationspulsen die geliefert werden. Das oftmals verwendete Protokoll für drei aufeinanderfolgende einphasige Defibrillationspuls ruft beispielsweise Energiepegelabrufe von 200 Joule, gefolgt durch 300 Joule und 360 Joule, ab. Der Energiepegel kann ferner manuell, beispielsweise bei einem manuellen Defibrillator, bestimmt werden, was es ermöglicht, daß der Benutzer den gewünschten Energiepegel über eine Einstellung einer Benutzerschnittstelle bestimmt.

[0071] Bei einem Schritt **214**, der mit WÄHLE EINSTELLUNG EINES ENERGIESPEICHERKONDENSATORNETZWERKS AUS bezeichnet ist, werden nun die Patientenimpedanz und der gewünschte Energiepegel durch die Steuerung **18** als Parameter bei der Auswahl der geeigneten Konfiguration aus dem Satz von Konfigurationen **150** in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** verwendet. Sobald eine Auswahl getroffen ist, sendet die Steuerung **18** das Konfigurationssignal zu dem Energiespeicher-

kondensatornetzwerk **26**, um die Schalter auszulösen und die gewünschte Konfiguration zu implementieren.

[0072] Der gewünschte Energiepegel kann auf der Basis einer Patientenimpedanz ausgewählt werden. Beispielsweise kann es wünschenswert sein, einen höheren gewünschten Energiepegel zu einer hohen Patientenimpedanz und einen geringeren gewünschten Energiepegel zu einer geringen Patientenimpedanz zu liefern. Die Patientenimpedanz und der gewünschte Energiepegel würden dennoch, obwohl es keine unabhängigen Variablen mehr sind, wie es oben beschrieben ist, als Parameter für die Steuerung **18** verwendet, um die geeignete Konfiguration aus dem Satz von Konfigurationen **150** auszuwählen. Ein Verknüpfen der Parameter auf diese Weise, mit dem gewünschten Energiepegel als eine abhängige Variable über der Patientenimpedanz, kann eine wirksamere Defibrillation ermöglichen, da es sich gezeigt hat, daß verschiedene Patientenimpedanzen besser auf Defibrillationspulse, die verschiedene Energiepegel besitzen, reagieren.

[0073] Bei einem Schritt **216**, der mit LIEFERE DEFIBRILLATIONSPULS ZU EINEM PATIENTEN bezeichnet ist, wird dem Benutzer durch den Defibrillator **10** signalisiert, einen Elektroschock-Druckknopf **20** zu drücken, um die Lieferung des Defibrillationspulses zu dem Patienten auszulösen. Die Steuerung **18** bestimmt die Polarität und die Zeitdauer des Defibrillationspulses entsprechend zu solchen Parametern wie beispielsweise einer Neigung des Signalverlaufs, um den gewünschten Energiebetrag und die gewünschte Signalform, wie beispielsweise eine zweiphasig abgeschnittene exponentielle, zu liefern.

[0074] [Fig. 9](#) ist ein schematisches Diagramm eines Energiespeicher-kondensatornetzwerks **100** gemäß einem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, durch das für das oben beschriebene Energiespeicher-kondensatornetzwerk **26** ersetzt werden kann. Die Kondensatoren **102**, **104** und **106** sind seriell mit Widerständen **108**, **110** und **112** und Dioden **114**, **116** und **118** angebracht. Jede der seriellen Kombinationen von Kondensatoren **102-106**, Widerständen **108-112** und Dioden **114-118** bilden Abschnitte, die Energie zu dem HV-Schalter **16** liefern, um den Defibrillationspuls zu erzeugen. Jeder der Abschnitte ist parallel verschaltet, um Energie durch den HV-Schalter **16** und das Paar von Elektroden **12** zu dem Patienten zu liefern. Der HV-Schalter **16** kann gesteuert werden, um den Defibrillationspuls in der gewünschten Polarität und Zeitdauer zu liefern, um je nach Wunsch einphasige, zweiphasige oder mehrphasige Signalformen zu erzeugen. Zusätzliche Abschnitte können je nach Bedarf zu dem Energiespeicher-kondensatornetzwerk **100** hinzugefügt werden oder es können, entsprechend dem alternativen Ausführungsbeispiel, nur

zwei Abschnitte verwendet werden.

[0075] Für Beispielzwecke sind die drei Abschnitte in dem Energiespeicher-kondensatornetzwerk **100** gezeigt. Die Kondensatoren **102-106** besitzen Kapazitätswerte C1, C2 bzw. C3 und Ladungsspannungspegel V1, V2 bzw. V3, die in Verbindung mit den Werten R1, R2 und R3 für die Widerstände **108-112** ausgewählt sind, um den impedanzangepaßten Defibrillationspuls über den gewünschten Bereich von Patientenimpedanzen mit einem bestimmten Energiepegel zu liefern. Bei diesem Beispiel sind die Werte gemäß der folgenden Rangordnungsbeziehung gewählt

$$C1 \geq C2 \geq C3$$

$$V1 > V2 > V3$$

$$R1 > R2 > R3$$

[0076] Gemäß diesen Beziehungen können die Kapazitätswerte C1, C2 und C3 den gleichen Wert besitzen oder es sei die gezeigte größengeordnete Beziehung gemäß den Verwendungsanforderungen angenommen. Die Spannungswerte V1, V2 und V3 und die Widerstandswerte R1, R2 und R3 sind in einer Rangordnung, um die aufeinanderfolgende Entladung der drei Abschnitte zu sichern. Aufeinanderfolgende Entladung bedeutet, daß, wenn ein Abschnitt sich unter einen vorbestimmten Pegel entlädt, ein anderer Abschnitt beginnen wird sich zu entladen. Die Zeitabstimmung der Entladungsfolge wird durch die Entladungszeiten der Abschnitte getrieben und die Komponentenwerte sind gewählt, um gewünschte Entladungszeiten über den Bereich von Patientenimpedanzen zu erhalten. Die Größe der Werte für R1-R3, C1-C3 und V1-V3 sind ebenso gewählt, um den gewünschten Energiepegel in dem Defibrillationspuls zu dem Patienten zu liefern.

[0077] [Fig. 10A](#) und [Fig. 10B](#) sind Graphen eines Patientenstroms über der Zeit für Patienten mit geringer Impedanz und hoher Impedanz, wobei das Energiespeicher-kondensatornetzwerk **100** gemäß dem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, das in [Fig. 9](#) gezeigt ist, verwendet wird. [Fig. 10A](#) ist ein Graph von Defibrillationspulsen für eine Patientenimpedanz von 30 Ohm, die an dem unteren Ende des Bereichs von Patientenimpedanzen liegt. Eine Kurvenlinie **400** zeigt einen Signalverlauf eines Patientenstroms eines Defibrillationspulses über der Zeit, der unter Verwendung des Energiespeicher-kondensatornetzwerkes **100** möglich ist. Eine Kurvenlinie **402** ist ein Defibrillationspuls eines typischen Patientenstroms, der durch ein Verwenden eines einzelnen Kondensators gemäß dem Stand der Technik erhalten wurde. Obwohl die Defibrillationspulse als einphasige Typen gezeigt sind, können zweiphasige und mehrphasige Defibrillationspulse

ebenso erzeugt werden, indem der HV-Schalter **16** verwendet wird.

[0078] Die Kurvenlinie **400** ist mit Segmenten, die die Zeiten T0-T1, T1-T2 und T2-T3 überspannen gezeigt. Das Segment, das T0-T1 überspannt, stellt den Entladungsstrom von dem ersten Abschnitt dar, der aus dem Kondensator **102**, dem Widerstand **108** und der Diode **114** besteht. Der Kondensator **102** mit Kapazität C1 wird mit dem größten Wert eines Widerstands R1 auf den höchsten Spannungspegel V1 geladen. Die Diode **114** ist in Durchlaßrichtung vorgespannt und der erste Abschnitt wird vor den anderen zwei Abschnitten entladen. Ist der erste Abschnitt bei einer Zeit T1 unter den Ladepegel V2 des zweiten Abschnitts, der aus dem Kondensator **104**, dem Widerstand **110** und der Diode **116** besteht, entladen, wird die Diode **116** in Durchlaßrichtung vorgespannt, um die Entladung des zweiten Abschnitts zu beginnen. Ist der zweite Abschnitt bei einer Zeit T2 unter die Ladespannung V3 des dritten Abschnitts, der aus dem Kondensator **106**, dem Widerstand **112** und der Diode **118** besteht, entladen, wird die Diode **118** in Durchlaßrichtung vorgespannt, wodurch die Entladung des dritten Abschnitts, die bis zur Zeit T3 anhält, beginnt. Der Zeitpunkt T3 tritt ein, wenn der HV-Schalter sich ansprechend auf das Polarität/Zeitdauer-signal der Steuerung **18** öffnet.

[0079] Die Kurvenlinie **400** besitzt einen Spitzenstrom von 36 A bei einer Zeit T0. Im Gegensatz dazu besitzt die Kurvenlinie **402**, entsprechend einem einzelnen Kondensator, der auf 1.800 V geladen ist, einen Spitzenstrom von 60 A. Um den Defibrillationspuls der Kurvenlinie **400** entsprechend zu erzeugen, ist der erste Abschnitt des Energiespeicherkondensatornetzwerks **100** unter Verwendung des Kondensators **102**, der auf 2160 V aufgeladen ist, aufgebaut, wobei derselbe seriell zu dem Widerstand **108** ist, der einen Wert R1 von 30 Ohm besitzt, wodurch der Spitzenstrom auf 36 A begrenzt ist. Der zweite und dritte Abschnitt, die geringere Widerstandswerte R2 und R3 sowie geringere Ladungsspannungen V2 und V3 verwenden, liefern den gewünschten Energiebetrag in dem verbleibenden Abschnitt des Defibrillationspulses.

[0080] **Fig. 10B** ist ein Graph von Defibrillationspulsen für eine Patientenimpedanz von 150 Ohm, die an dem oberen Ende des Bereichs von Patientenimpedanzen liegt. Eine Kurvenlinie **404** zeigt einen Signalverlauf eines Patientenstroms eines Defibrillationspulses über der Zeit, der bei Verwendung des Energiespeicherkondensatornetzwerk **100** möglich ist. Die Kurvenlinie **406** ist ein Defibrillationspuls eines typischen Patientenstroms, der erhalten wird, indem ein einzelner Kondensator gemäß dem Stand der Technik verwendet wird.

[0081] Die Kurvenlinie **404** ist mit Segmenten, die

die Zeiten T0-T4, T4-T5 und T5-T6 überspannen, gezeigt. Das Energiespeicherkondensatornetzwerk **100** wird auf die gleiche Weise, wie es oben für das Beispiel mit einer geringen Patientenimpedanz für die drei Segmente gezeigt ist, betrieben. Beide Kurvenlinien **404** und **406** besitzen Spitzenströme von 12 A. Die Kurvenlinie **404** zeigt über die Zeitperiode, die T0-T6 überspannt, einen schnelleren Stromabfall als die Kurvenlinie **406**. Auf diese Weise kann der Bereich von Zeitdauern des Defibrillationspulses über den Bereich von Patientenimpedanzen kleiner gehalten werden.

[0082] **Fig. 10A** und **Fig. 10B** zeigen das Verfahren zum Liefern eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses, der Spitzenströme besitzt, die geringer als der Maximalwert für geringe Patientenimpedanzen sind, und mit begrenzten Pulszeitdauern für hohe Patientenimpedanzen, wie es oben beschrieben ist. Zusätzliche Abschnitte können nach Bedarf hinzugefügt werden. Der Hochspannungslader **24** würde konfiguriert, um jeden der Kondensatoren **102-106** jeweils auf die Ladungsspannungen V1-V3 zu laden, um das Energiespeicherkondensatornetzwerk **100** zur Vorbereitung einer Lieferung des impedanzkompensierten Defibrillationspulses zu laden.

[0083] Für Fachleute ist es offensichtlich, daß viele Veränderungen in den Details der oben beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispiele der Erfindung durchgeführt werden können, ohne von dem Geist der Erfindung in seinen breiteren Aspekten abzuweichen. Beispielsweise kann eine Auswahl von Schalttechnologien, die von mechanischen Schaltern bis hin zu verschiedenen Typen von Festkörperschaltern reicht, in dem Energiespeicherkondensatornetzwerk **26** verwendet werden. Der Satz von möglichen Konfigurationen des Energiespeicherkondensatornetzwerks kann ohne weiteres erweitert oder reduziert werden, um dieselben den Anwendungsanforderungen, die eine Genauigkeit einer Impedanzkompensierung und einen gewünschten Bereich von verfügbaren Energiepegeln miteinschließen, anzupassen.

Patentansprüche

1. Defibrillator (**10**), mit folgenden Merkmalen: einem Paar von Elektroden (**12**) zum Verschalten mit einem Patienten; einem HV-Schalter (**16**), der mit dem Paar von Elektroden verschaltet ist; und einem Energiespeicherkondensatornetzwerk (**26**; **100**) zum Liefern eines impedanzkompensierten Defibrillationspulses zu dem Patienten durch den HV-Schalter (**16**), das folgende Merkmale aufweist: eine Mehrzahl von Abschnitten, wobei jeder der Abschnitte einen Kondensator (**102**, **104**, **106**), einen Widerstand (**108**, **110**, **112**) und eine Diode (**114**, **116**, **118**) in serieller Schaltung aufweist, und wobei jeder

der Abschnitte parallel zu dem HV-Schalter (**16**) verschaltet ist;
 wobei jeder der Kondensatoren (**102, 104, 106**) auf eine Ladespannung entsprechend einer Rangordnung aufgeladen ist, wobei jeder der Widerstände (**108, 110, 112**) einen Widerstandswert besitzt, der entsprechend der Rangordnung gewählt ist, wobei das Energiespeicher-kondensatornetzwerk (**100**) konfiguriert ist, um einen impedanzkompensierten Defibrillationspuls durch ein pegelabhängiges aufeinanderfolgendes Entladen jedes der Abschnitte zu liefern.

2. Fehlererfassungswiderstandsnetzwerk (**300**) in einem Energiespeicher-kondensatornetzwerk (**26; 100**), das eine Mehrzahl von Kondensatoren (**60, 62, 64**) aufweist, die seriell verschaltet sind, wobei dieselben aufgeladen werden, indem ein Hochspannungslader (**24**) verwendet wird, mit folgenden Merkmalen:
 einem ersten Widerstandsnetzwerk (**302, 304, 306, 308, 310**), das in einem Nebenschluß über jeden der Mehrzahl von Kondensatoren (**60, 62, 64**) geschaltet ist, so daß eine erste Testspannung entsteht;
 einem zweiten Widerstandsnetzwerk (**312, 314**), das über den Hochspannungslader (**24**) geschaltet ist, so daß eine zweite Testspannung entsteht; und
 eine Vergleichsschaltung (**316**), die mit den ersten und zweiten Testspannungen verschaltet ist, um ein Fehlersignal zu erzeugen, wenn die erste Testspannung sich von der zweiten Testspannung um mehr als einen vorbestimmten Grenzwert unterscheidet.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

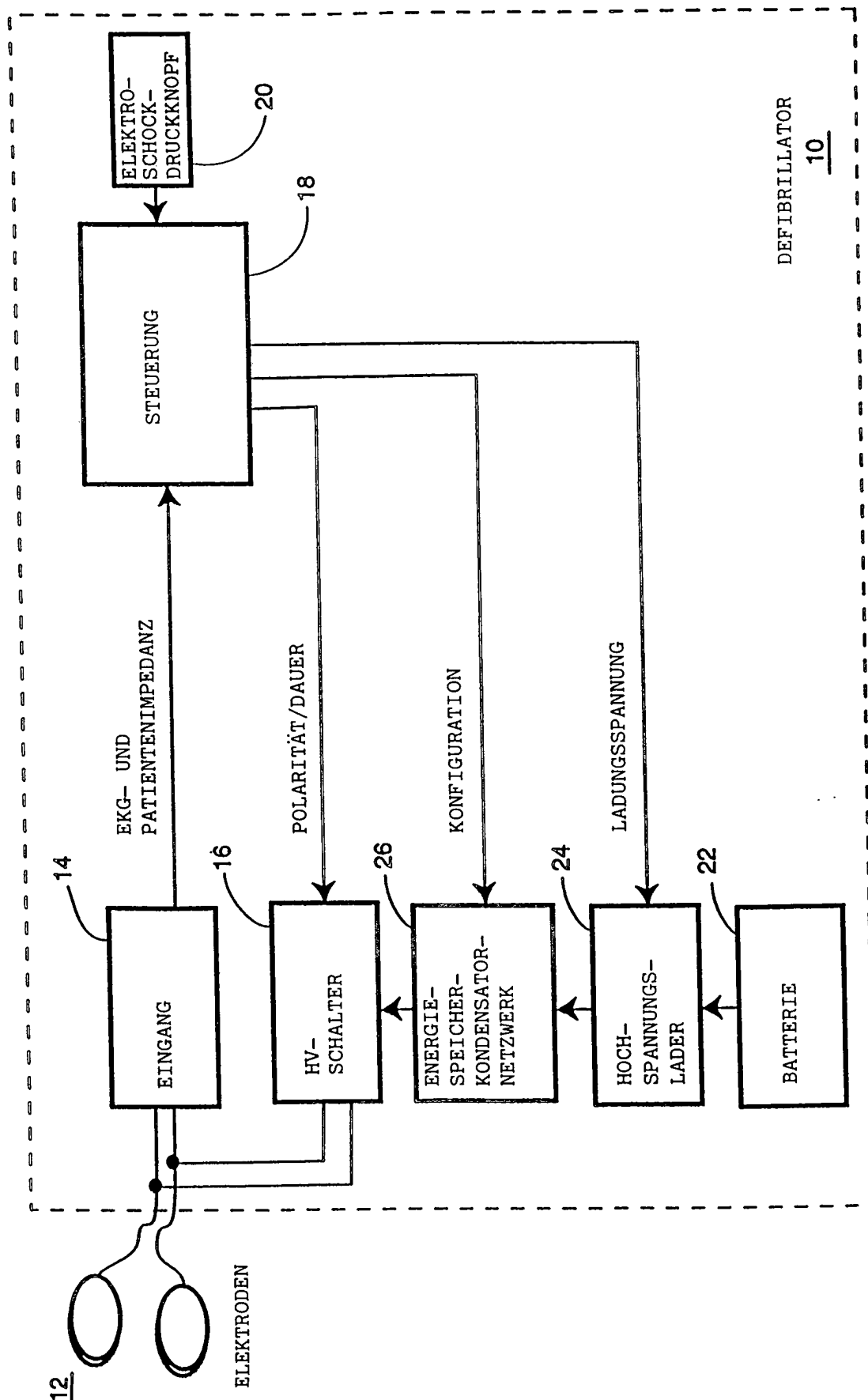


FIG. 1

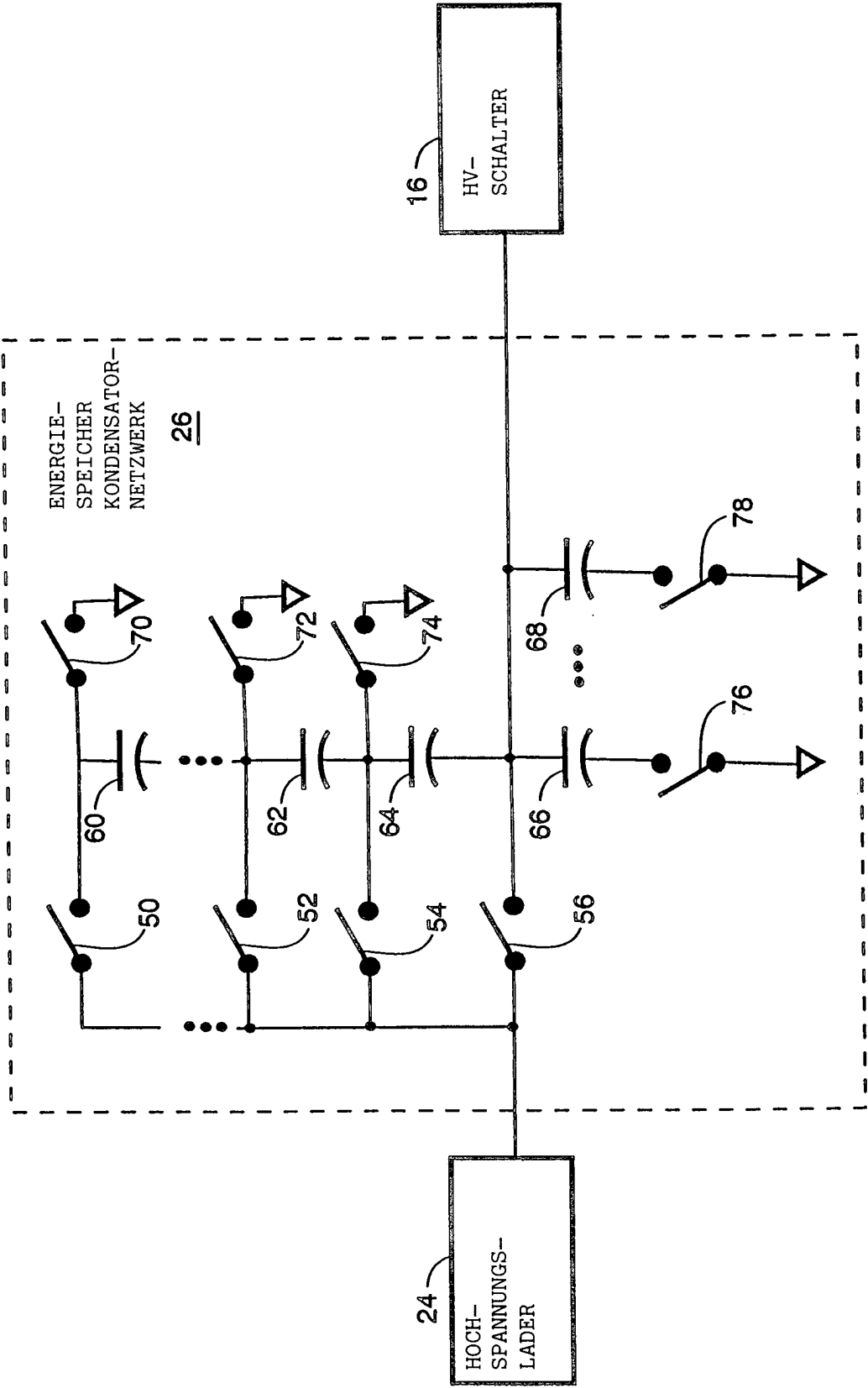


FIG. 2

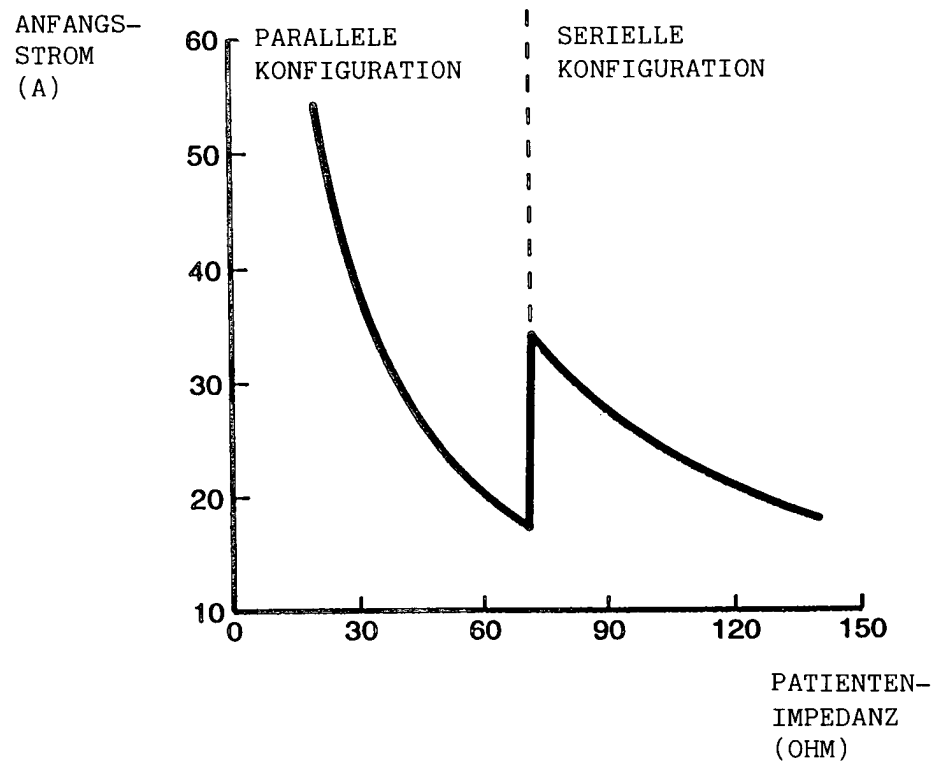
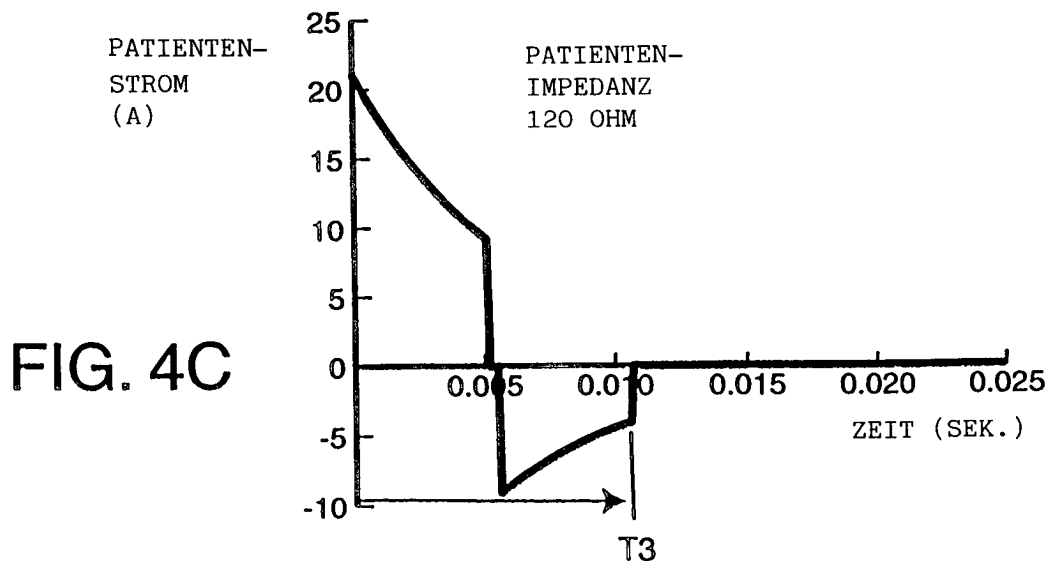
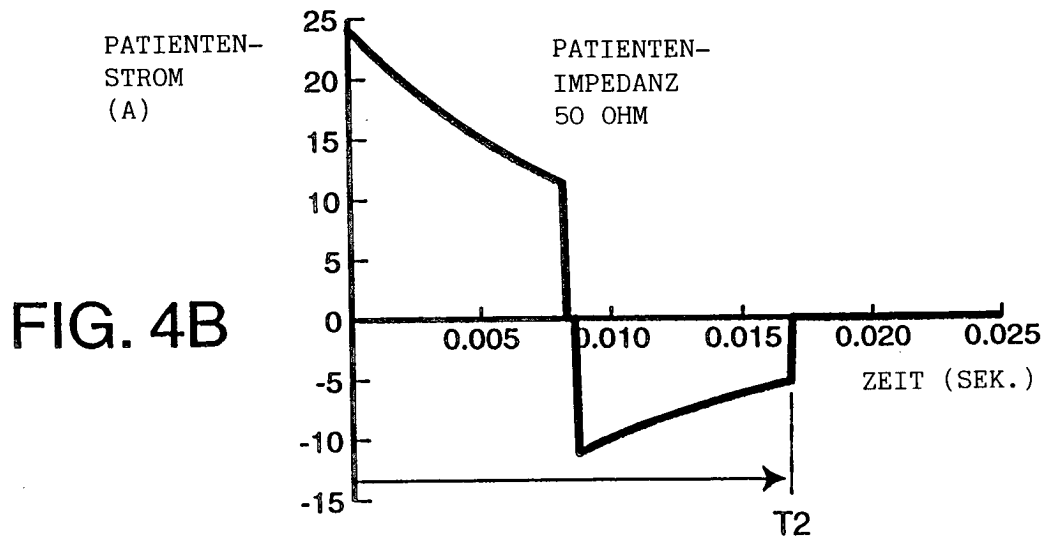
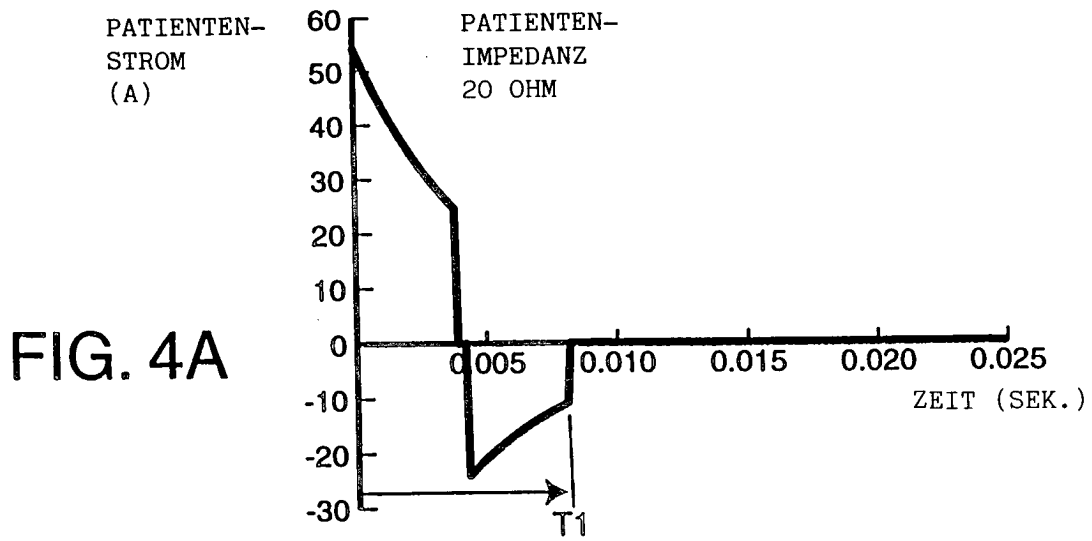


FIG. 3



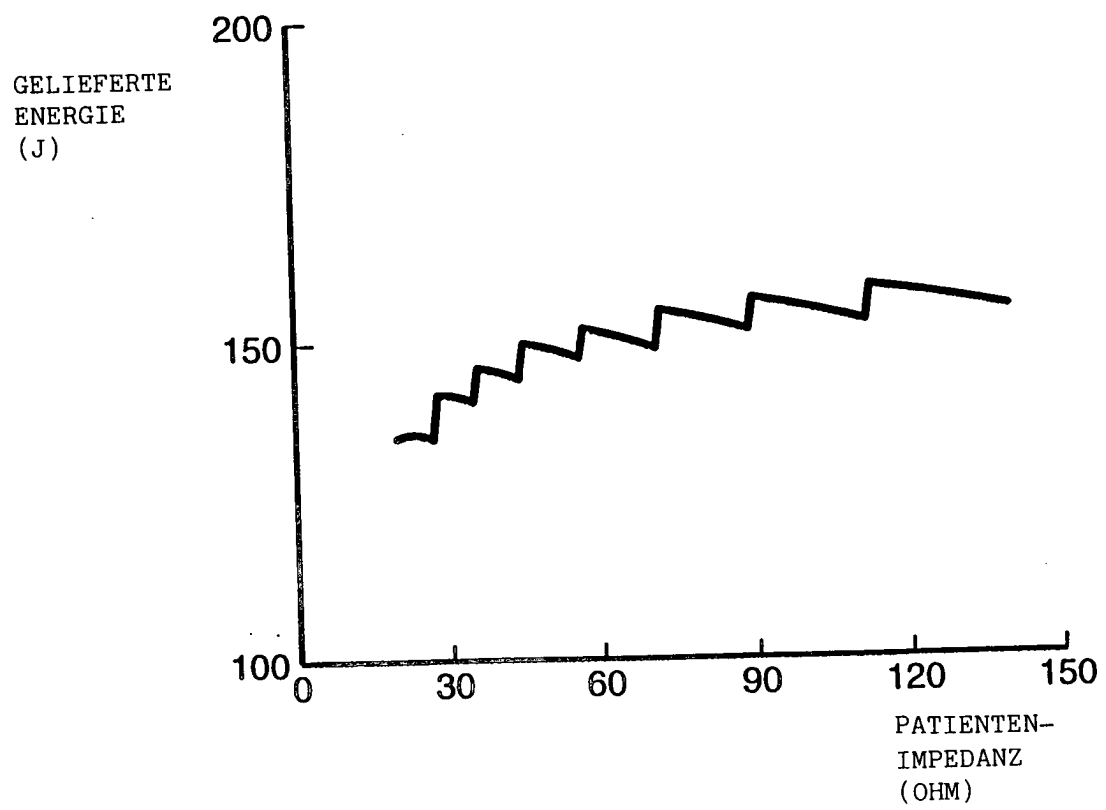


FIG. 5

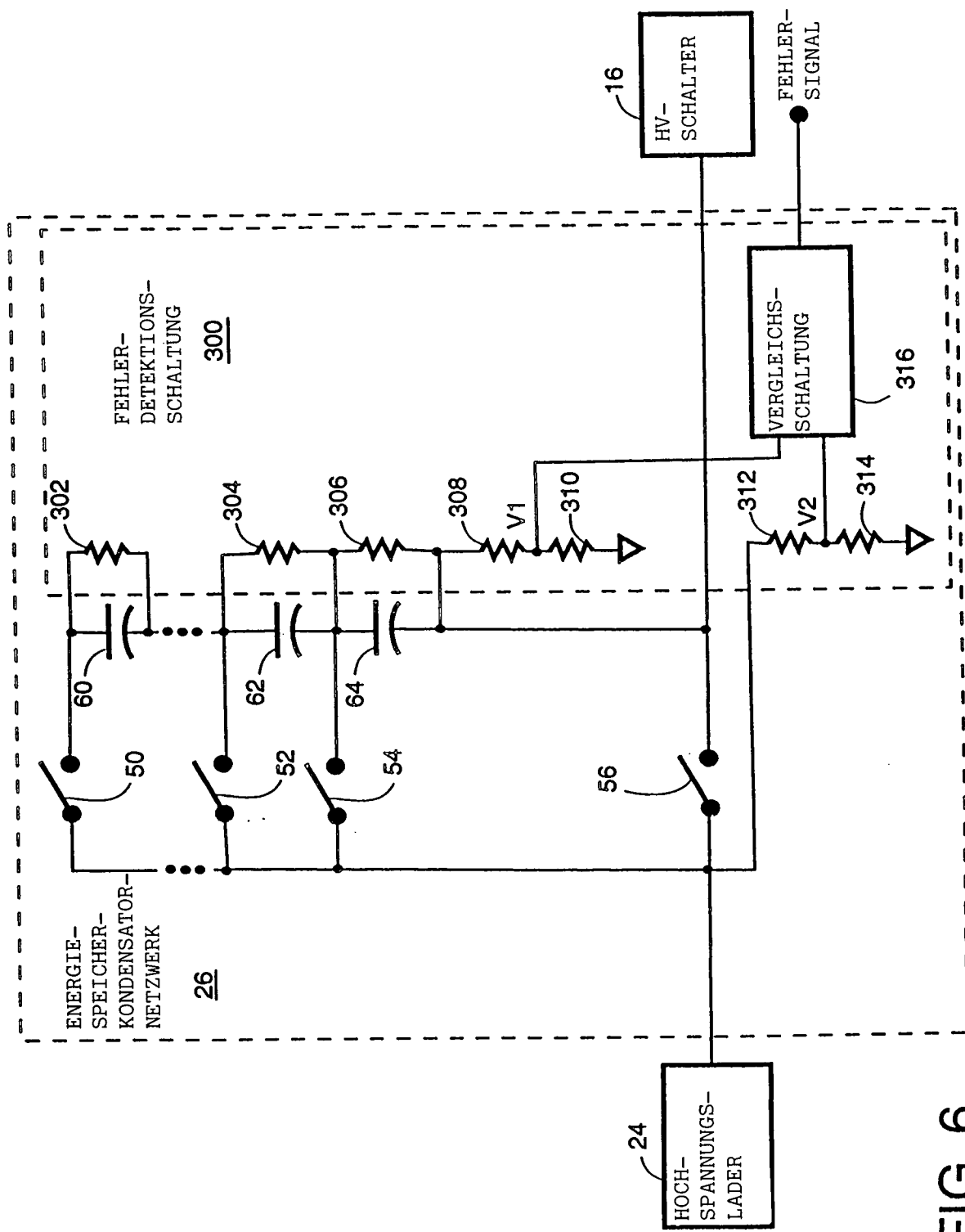


FIG. 6

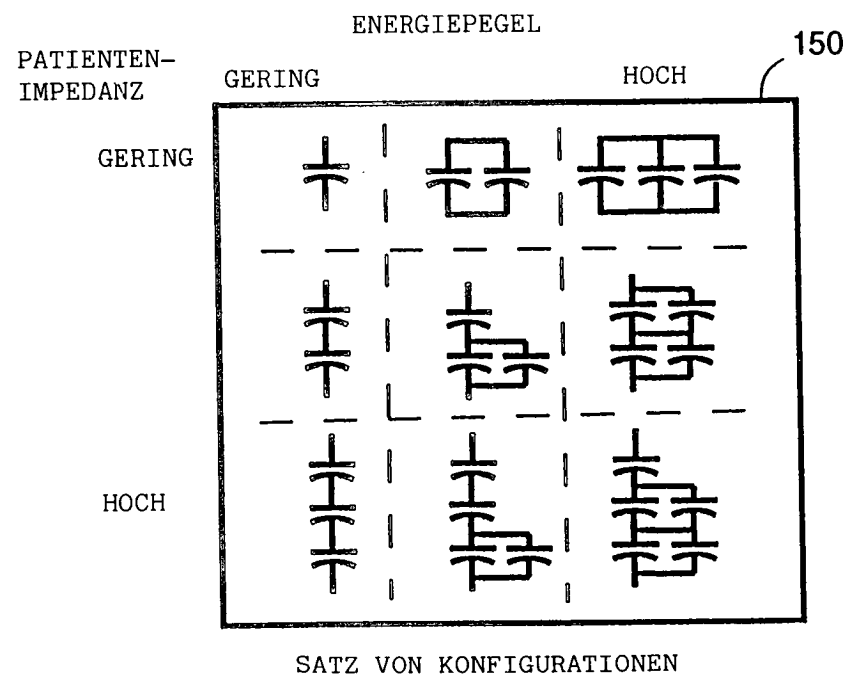


FIG. 7

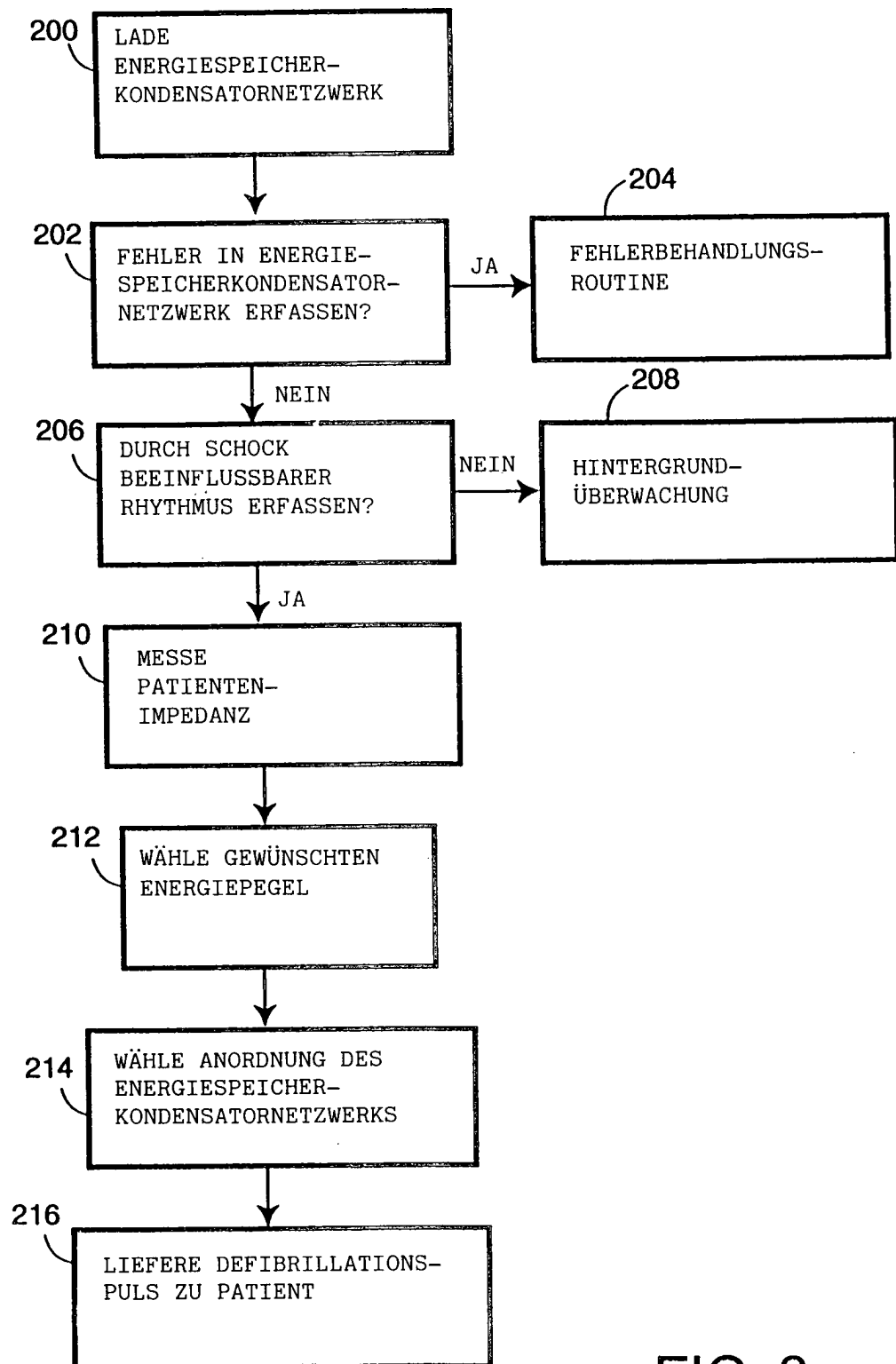


FIG. 8

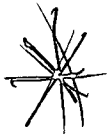
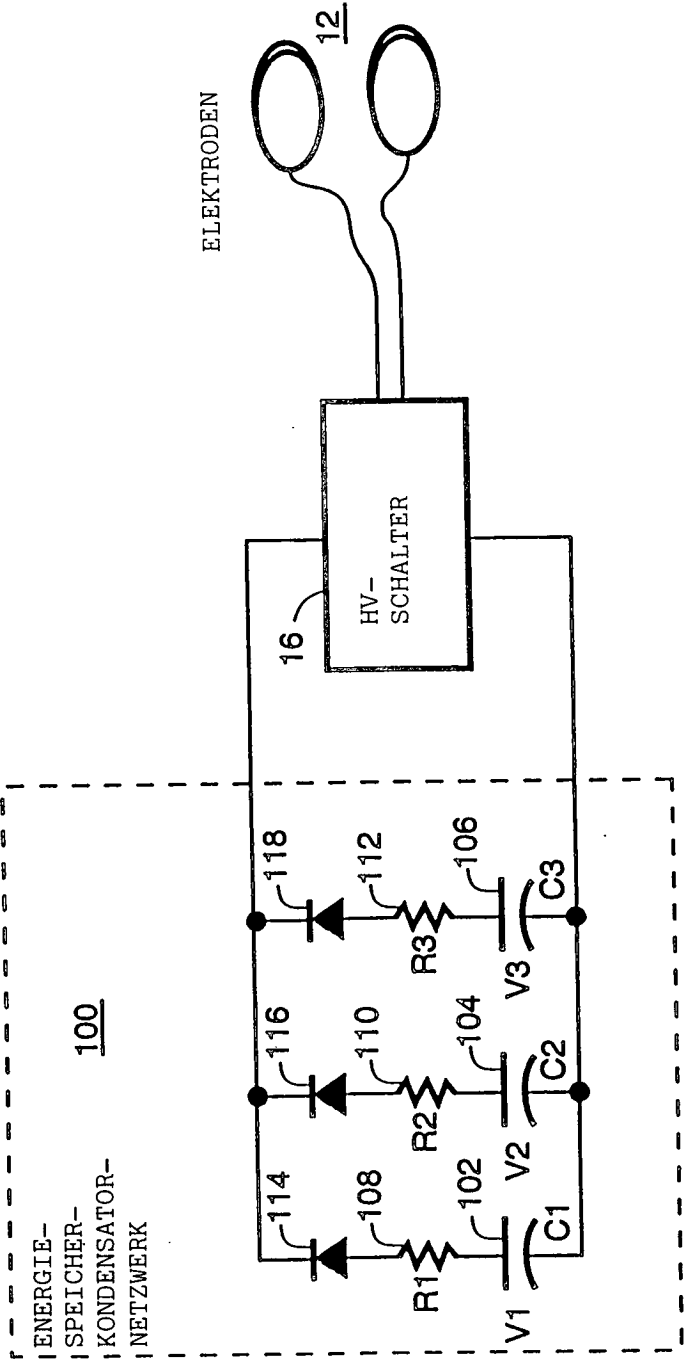


FIG. 9

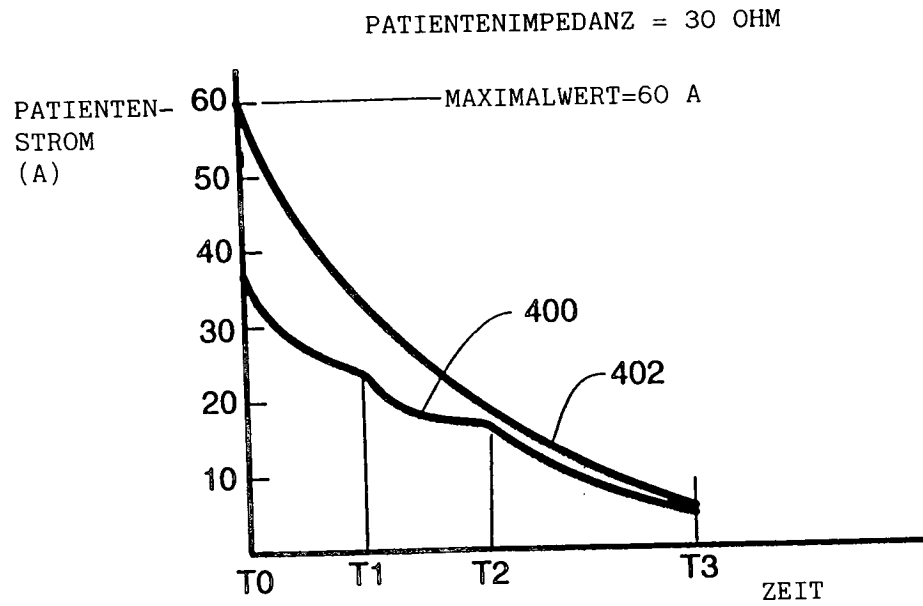


FIG. 10A

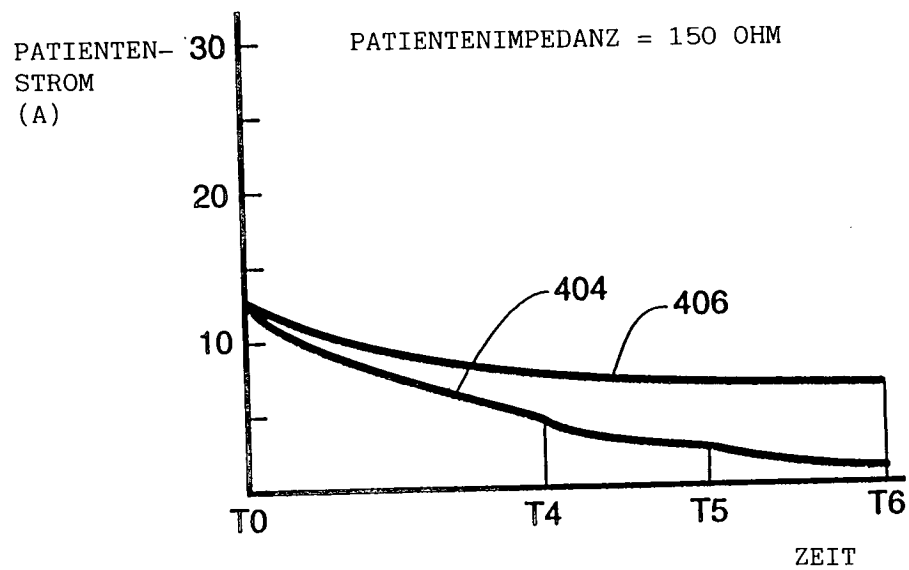


FIG. 10B