



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 14 557 T2** 2007.08.30

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 406 695 B1**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61N 1/378** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 14 557.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US02/08888**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 728 541.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2002/098507**

(86) PCT-Anmeldetag: **20.03.2002**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **12.12.2002**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.04.2004**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **06.09.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.08.2007**

(30) Unionspriorität:  
**870097                      30.05.2001                      US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**CH, DE, FR, LI, NL, SE**

(73) Patentinhaber:  
**Medtronic, Inc., Minneapolis, Minn., US**

(72) Erfinder:  
**HOWARD, G., William, Roseville, MN 55113, US;  
SCHMIDT, L., Craig, Eagan, MN 55123, US;  
KEIMEL, G., John, North Oaks, MN 55127, US**

(74) Vertreter:  
**Hössle Kudlek & Partner, Patentanwälte, 70173  
Stuttgart**

(54) Bezeichnung: **IMPLANTIERBARE MEDIZINISCHE VORRICHTUNG MIT EINER ZWEIZELLIGEN ENERGIEQUELLE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Leistungsquelle für eine implantierbare medizinische Vorrichtung. Sie betrifft insbesondere eine zweizellige Leistungsquelle zum Optimieren der Funktionsweise einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung.

**[0002]** Eine Vielzahl verschiedener implantierbarer medizinischer Vorrichtungen (IMD) ist für die therapeutische Stimulation des Herzens verfügbar und auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Beispielsweise werden implantierbare Kardioverter-Defibrillatoren (ICD) verwendet, um Patienten zu behandeln, die an einer ventrikulären Fibrillation leiden, wobei es sich um einen chaotischen Herzrhythmus handelt, der, wenn er nicht korrigiert wird, schnell zum Tode führen kann. Beim Betrieb überwacht der ICD fortlaufend die elektrische Aktivität des Herzens eines Patienten, erfasst eine ventrikuläre Fibrillation und gibt, auf diese Erfassung hin, geeignete Schocks ab, um einen normalen Herzrhythmus wiederherzustellen. Ähnlich ist ein automatischer implantierbarer Defibrillator (AID) für die therapeutische Stimulation des Herzens verfügbar. Beim Betrieb erfasst eine AID-Vorrichtung eine ventrikuläre Fibrillation und gibt einen nicht synchronen Hochspannungsimpuls über weit beabstandete Elektroden, die sich außerhalb des Herzens befinden, an das Herz ab, wodurch eine transthorakale Defibrillation nachgebildet wird. Ein weiteres Beispiel eines Kardioverters aus dem Stand der Technik umfasst den Schrittmacher/Kardioverter/Defibrillator (PCD), der beispielsweise in US-A-4 375 817 von Engle u.a. offenbart ist. Diese Vorrichtung erfasst das Einsetzen einer Tachyarrhythmie und weist Mittel auf, um das Fortschreiten der Tachyarrhythmie zu überwachen oder zu erfassen, so dass zunehmend größere Energieniveaus auf das Herz angewendet werden können, um eine ventrikuläre Tachykardie oder Fibrillation zu unterbrechen. Zahlreiche andere ähnliche implantierbare medizinische Vorrichtungen, beispielsweise ein programmierbarer Schrittmacher, sind weiter verfügbar.

**[0003]** Unabhängig von dem genauen Aufbau und der genauen Verwendung besteht jede der vorstehend beschriebenen IMD im Allgemeinen aus drei Hauptbestandteilen, nämlich einer Niederleistungs-Steuerschaltung, einer Hochleistungs-Ausgabeschaltung und einer Leistungsquelle. Die Steuerschaltung überwacht und bestimmt verschiedene Betriebseigenschaften, wie beispielsweise die Rate, die Synchronisation, die Impulsbreite und die Ausgangsspannung von Herzstimulationsimpulsen und führt diagnostische Funktionen aus, wie beispielsweise die Überwachung des Herzens. Umgekehrt erzeugt die Hochleistungs-Ausgabeschaltung elektrische Stimulationsimpulse, die über eine oder mehrere Leitungen, auf Signale der Steuerschaltung hin, auf das Herz zu applizieren sind.

**[0004]** Die Leistungsquelle "speist" sowohl die Niederleistungs-Steuerschaltung als auch die Hochleistungs-Ausgabeschaltung. Als ein Referenzpunkt muss die Leistungsquelle typischerweise der Steuerschaltung 10-20 Mikroampere und der Ausgabeschaltung einen Hochleistungsimpuls zuführen. Abhängig von der bestimmten IMD-Anwendung, kann die Hochleistungs-Ausgabeschaltung eine Stimulationsenergie von lediglich 0,1 Joule für Schrittmacher bis zu 40 Joule für implantierbare Defibrillatoren benötigen. Zusätzlich dazu, dass sie eine ausreichende Stimulationsenergie bereitstellt, muss die Leistungsquelle eine niedrige Selbstentladung aufweisen, damit sie eine Nutzungsdauer von vielen Jahren aufweist, sie muss sehr zuverlässig sein und sie muss in der Lage sein, Energie von einem minimalen Packungsvolumen zuzuführen.

**[0005]** Geeignete Leistungsquellen oder Batterien für IMD sind praktisch immer elektrochemischer Natur, und sie werden gemeinhin als eine elektrochemische Zelle bezeichnet. Akzeptierbare elektrochemische Zellen für IMD weisen typischerweise ein Gehäuse auf, das eine Anode, einen Trenner, eine Kathode und einen Elektrolyten umgibt. Das Anodenmaterial ist typischerweise ein Lithiummetall oder, für wiederaufladbare Zellen, ein Lithiumionen enthaltender Körper. Lithiumbatterien werden im Allgemeinen, teilweise infolge ihrer hohen Energiedichte und ihrer geringen Selbstentladeeigenschaften in Bezug auf andere Batterietypen, als akzeptierbare Leistungsquellen angesehen. Das Kathodenmaterial ist typischerweise metallbasiert, wie beispielsweise Silbervanadiumoxid (SVO), Mangandioxid usw.

**[0006]** In manchen Fällen sind die Leistungsanforderungen der Ausgabeschaltung höher als sie die Batterie liefern kann. Demgemäß ist es im Stand der Technik üblich, die Stimulationsimpulsenergie an irgendeinem Punkt vor der Abgabe eines Stimulationsimpulses, beispielsweise mit einem Ausgangskondensator, in einer Energieausgabe-Speichervorrichtung zu sammeln und zu speichern. Wenn die Steuerschaltung der Ausgabeschaltung anzeigt, dass ein Stimulationsimpuls abzugeben ist, bewirkt die Ausgabeschaltungsanordnung, dass die im Ausgangskondensator gespeicherte Energie dem Herzgewebe über die implantierten Leitungen zugeführt wird. Vor der Abgabe eines anschließenden Stimulationsimpulses muss der Ausgangskondensator wiederaufgeladen werden. Die Zeit, die die Leistungsquelle benötigt, um den Ausgangskondensator wiederaufzuladen, wird als "Ladezeit" bezeichnet.

**[0007]** Unabhängig davon, ob ein oder mehrere Ausgangskondensatoren verwendet werden, besteht ein festgestellter Nachteil früherer therapeutischer Impuls-IMD darin, dass sie häufig ersetzt werden müssen, bevor ihre Batterieentleerungsniveaus ein Maximum erreicht haben. Wenn der Ausgangskon-

densator einer IMD wiederaufgeladen wird, tritt infolge des durch eine stets vorhandene Batterieimpedanz fließenden Ladestroms ein Batteriespannungsabfall auf. Wenngleich dieser Spannungsabfall nicht erheblich sein muss, wenn die Batterie neu oder frisch ist, kann er erheblich zunehmen, wenn die Batterie altert oder sich der Entleerung nähert, so dass während eines Kondensatorwiederaufladevorgangs die Spannungsversorgung für die Steuerschaltung unter ein minimal zulässiges Niveau abfallen kann. Dieser vorübergehende Abfall kann eine Fehlfunktion der Steuerschaltung hervorrufen. Die IMD muss entfernt und ausgetauscht werden, bevor solche Fehlfunktionen auftreten, wenngleich die Batterie möglicherweise noch eine ausreichende Kapazität hat, um das Herz zu stimulieren. Einfach ausgedrückt, hängt die Ratenkapazität gegenwärtig verfügbarer lithiumbasierter Zellen in hohem Maße von der Zeit oder der Entladetiefe ab, weil die Zelle im Laufe der Zeit und/oder bei wiederholter Verwendung einen hohen Innenwiderstand entwickelt. Für IMD-Anwendungen begrenzt diese Zeit- oder Entladetiefenabhängigkeit die Nutzungsdauer der Batterie.

**[0008]** Eine Lösung für das vorstehend beschriebene Problem besteht darin, zwei Batterien bereitzustellen, nämlich eine zum Laden der Ausgabeschaltung oder des Ausgangskondensators und eine getrennte Batterie zum Speisen der Steuerschaltung. Leider ändern sich die von der Vorrichtung benötigten relativen Energiemengen für die Steuer- und die Lade-/Ausgabeschaltungsanordnung von Patient zu Patient. Die Kapazität der Batterie für das Speisen der Steuerschaltung kann nur in Bezug auf ein Patientenprofil optimiert werden. Für alle anderen Patienten wird eine Batterie vor der anderen entleert, wodurch ungenutzte Energie in der Vorrichtung zurückbleibt. Ein Beispiel eines solchen Systems ist in US-A-5 614 331 von Takeuchi u.a. offenbart.

**[0009]** Ein zusätzliches verwandtes Problem, das mit IMD-Leistungsquellen verbunden ist, betrifft Gesamt-Größenbeschränkungen. Insbesondere muss die der Hochleistungs-Ausgabeschaltung zugeordnete Leistungsquelle, um ein geeignetes Leistungsniveau über einen verhältnismäßig langen Zeitraum (in der Größenordnung von 4 bis 7 Jahren) bereitzustellen, eine bestimmte Elektrodenoberfläche aufweisen, um die hohe Ratenkapazität zu erreichen. Infolge von Sicherheits- und Herstellungsbedingungen kann die benötigte Elektrodenoberfläche nur mit einem vergrößerten Zellenvolumen erreicht werden. Die sich ergebende Zelle genügt Leistungsanforderungen der Ausgabeschaltungsanordnung, ist jedoch leider volumetrisch unwirksam. Weiterhin machen es neuere IMD-Entwürfe notwendig, dass die Leistungsquelle eine andere als eine rechteckige Form annimmt, beispielsweise eine "D"- oder Halb-"D"-Kontur, was weiter zu volumetrischen Unwirksamkeiten beiträgt.

**[0010]** Allgemein ausgedrückt, erfüllen gegenwärtig verfügbare Entwürfe elektrochemischer Zellen, insbesondere Li/SVO-Konstruktionen, dann zumindest zunächst die Leistungsanforderungen für die Ausgabeschaltungsanordnung. Die inhärenten volumetrischen Unwirksamkeiten dieser Zellen schreiben jedoch einen Lebensdauerendpunkt vor, bei dem weniger als die nutzbare Kapazität der Zelle verwendet worden ist. Wiederum weisen gegenwärtig verfügbare Zellen eine Ladezeit der Ausgabeschaltungsanordnung auf, die stark von der Verwendungszeit oder der Entladetiefe abhängt. Im Laufe der Zeit nimmt die Zellenimpedanz zu, wodurch die sich ergebende Ladezeit vergrößert wird. Praktisch alle IMD haben eine maximal zulässige Ladezeit für die Ausgabeschaltungsanordnung. Sobald die Ladezeit der Zelle die maximal zulässige Ladezeit übersteigt, muss die IMD ausgetauscht werden. Die volumetrisch unwirksame Zelle erreicht diese maximale Ladezeit schnell, auch wenn ein großer Teil der Kapazität der Zelle ungenutzt bleibt (in der Größenordnung von 40 % der nutzbaren Kapazität). Demgemäß ist die sich ergebende Konfiguration, unabhängig davon, ob die Leistungsquelle eine oder zwei Zellen aufweist, in Bezug auf die nutzbare Kapazität der Batterie hoher Rate sehr unwirksam.

**[0011]** In US-A-5 613 331 ist die Unterbringung einer Impulsentladungsraten-Zelle und einer Konstantentladungsraten-Zelle im selben Gehäuse offenbart.

**[0012]** Hersteller verbessern IMD-Konstruktions- und Größenmerkmale fortlaufend weiter. Hierfür sind gegenwärtig verfügbare Leistungsquellenentwürfe nicht optimal. Daher besteht ein Bedarf an einer IMD-Leistungsquelle mit überlegenen raumvolumetrischen Wirksamkeiten und einer höheren Energiedichte ohne eine proportionale Erhöhung der Ladezeit.

#### Zusammenfassung der Erfindung

**[0013]** Die vorliegende Erfindung sieht eine implantierbare medizinische Vorrichtung vor, die eine hermetische Ummantelung, eine Niederleistungs-Steuerschaltung, eine Hochleistungs-Ausgabeschaltung sowie eine Leistungsquelle und eine zugeordnete Schaltungsanordnung aufweist. Die Niederleistungs-Steuerschaltungsanordnung befindet sich innerhalb der Ummantelung. Die Hochleistungs-Ausgabeschaltung befindet sich in ähnlicher Weise innerhalb der Ummantelung und ist bereitgestellt, um eine elektrische Impulstherapie auszuführen. Schließlich befinden sich die Leistungsquelle und die zugeordnete Schaltungsanordnung innerhalb der Ummantelung, um die Niederleistungs-Steuerschaltung und die Hochleistungs-Ausgabeschaltung mit Leistung zu versorgen. Die Leistungsquelle und die zugeordnete Schaltungsanordnung umfassen eine erste High-Rate-Zelle bzw. Zelle hoher Rate, eine zweite Zelle nied-

rigerer Rate und eine Schaltstufe. Die zweite Zelle niedrigerer Rate hat eine Ratenkapazität, die kleiner ist als diejenige der ersten Zelle hoher Rate, wie es beispielsweise bei einer Zelle mittlerer Rate oder einer Zelle niedriger Rate der Fall ist. Die erste Zelle hoher Rate und die zweite Zelle sind elektrisch parallel zur Niederleistungs-Steuerschaltung und zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung geschaltet. Schließlich ist die Schaltstufe elektrisch zwischen die erste Zelle hoher Rate und die Niederleistungs-Steuerschaltung geschaltet. Die Schaltstufe entkoppelt beim Aktivieren der Hochleistungs-Ausgabeschaltung selektiv die erste Zelle hoher Rate von der Niederleistungs-Steuerschaltung. Während des Gebrauchs arbeiten sowohl die erste Zelle hoher Rate als auch die zweite Zelle während des normalen Vorrichtungsbetriebs parallel. Während des Betriebs der Hochleistungs-Ausgabeschaltungsanordnung, beispielsweise während eines transienten Hochleistungsimpulses, trennt die Schaltstufe die erste Zelle hoher Rate von der Niederleistungs-Steuerschaltung. Die notwendige Leistung wird der Niederleistungs-Steuerschaltung von der Zelle niedrigerer Rate fortlaufend während des Hochleistungsimpulses zugeführt.

**[0014]** Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung umfasst die Leistungsquelle ein Gehäuse, erste Anoden- und Kathodenkörper, zweite Anoden- und Kathodenkörper und einen Elektrolyten. Die ersten Anoden- und Kathodenkörper sowie die zweiten Anoden- und Kathodenkörper befinden sich innerhalb des Gehäuses. Der Elektrolyt ist in ähnlicher Weise innerhalb des Gehäuses enthalten. Bei dieser Konfiguration wirken die ersten Anoden- und Kathodenkörper zusammen, um wirksam eine erste Zelle zu bilden, und wirken die zweiten Anoden- und Kathodenkörper zusammen, um wirksam eine zweite Zelle zu bilden, wobei die erste und die zweite Zelle durch einen gemeinsamen Elektrolyten aktiviert werden. Schließlich sind die erste und die zweite Zelle elektrisch parallel zur Niederleistungs-Steuerschaltung und zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung geschaltet. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die erste Zelle eine Zelle hoher Rate, während die zweite Zelle eine Zelle niedrigerer Rate ist. Unabhängig davon, arbeiten während der Verwendung die erste und die zweite Zelle parallel, um die Niederleistungs-Steuerschaltung und die Hochleistungs-Ausgabeschaltung mit Leistung zu versorgen. Während des Betriebs der Hochleistungs-Ausgabeschaltung führt die erste Zelle der Hochleistungs-Ausgabeschaltung die erforderliche Leistung zu, während die zweite Zelle die Niederleistungs-Steuerschaltung mit Leistung versorgt. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform bewirkt die zweite Zelle zumindest teilweise das Wiederaufladen der ersten Zelle.

**[0015]** Gemäß einem anderen bevorzugten Aspekt

der vorliegenden Erfindung ist die erste Zelle hoher Rate durch eine Ratenkapazität gekennzeichnet, die bis zu einem vorgewählten, spannungsbasierten wählbaren Austauschindikator (ERI), bei dem mindestens 50 % der Kathode verbraucht sind, eine minimale Zeitabhängigkeit aufweist. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Zelle hoher Rate eine lithiumbegrenzte Zelle, die durch eine Ratenkapazität gekennzeichnet ist, die bis zum ERI eine minimale Abhängigkeit von der Entladetiefe aufweist. Während der Verwendung versorgt die Zelle hoher Rate die Hochleistungs-Steuerschaltung mit Leistung. Weil die Funktionsweise der Zelle hoher Rate im Wesentlichen zeitunabhängig ist, wird eine im Wesentlichen gleichmäßige Ladezeit für die Hochleistungs-Ausgabeschaltung erreicht, während der größte Teil der Kapazität der Zelle hoher Rate über die Nutzungsdauer der Vorrichtung verwendet wird. Weiterhin gewährleistet die Zelle niedrigerer Rate einen konstanten Betrieb der Niederleistungs-Steuerschaltung.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnung

**[0016]** [Fig. 1](#) ist eine vereinfachte schematische Ansicht einer Ausführungsform einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD) mit einer Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0017]** [Fig. 2](#) ist ein vereinfachter schematischer Schaltplan einer Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung zur Verwendung mit der IMD aus [Fig. 1](#),

**[0018]** [Fig. 3](#) ist ein vereinfachtes schematisches Diagramm einer Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0019]** [Fig. 4](#) ist ein vereinfachtes schematisches Diagramm einer Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0020]** [Fig. 5A](#) ist eine Schnittansicht einer bevorzugten Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0021]** [Fig. 5B](#) ist eine Schnittansicht einer Variation der Ausführungsform aus [Fig. 5A](#),

**[0022]** [Fig. 5C](#) ist eine perspektivische Ansicht der Leistungsquelle aus [Fig. 5A](#) mit einer internen Parallelschaltung,

**[0023]** [Fig. 6](#) ist eine Draufsicht einer bevorzugten Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung,

**[0024]** [Fig. 7](#) ist eine Schnittansicht einer IMD mit einer Leistungsquelle,

**[0025]** [Fig. 8](#) ist ein vereinfachtes schematisches

Diagramm einer anderen Leistungsquelle,

[0026] [Fig. 9](#) ist eine Graphik, in der eine Entladekurve für eine herkömmlich ausgeglichene Batterie dargestellt ist, und

[0027] [Fig. 10](#) ist eine Graphik, in der eine Entladekurve für eine anodenbegrenzte Batterie zur Verwendung mit der Leistungsquelle aus [Fig. 8](#) dargestellt ist.

Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

[0028] [Fig. 1](#) ist eine vereinfachte schematische Ansicht einer Ausführungsform einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung ("IMD") **20** gemäß der vorliegenden Erfindung und ihrer Beziehung zu einem menschlichen Herzen **22**. Die in [Fig. 1](#) dargestellte IMD **20** ist vorzugsweise ein Schrittmacher/Kardioverter/Defibrillator (PCD) und weist ein Gehäuse oder eine hermetische Ummantelung **23** und zugeordnete elektrische Leitungen **24**, **26** und **28** auf. Wie später in weiteren Einzelheiten beschrieben wird, enthält der Ummantelungsbehälter **23** verschiedene Schaltungen (nicht dargestellt) und eine Leistungsquelle (nicht dargestellt). Die Leitungen **24**, **26** und **28** sind durch einen Verbinderblock **30** mit mehreren Anschlüssen, der getrennte Anschlüsse für die drei dargestellten Leitungen **24**, **26** und **28** aufweist, mit der IMD **20** verbunden.

[0029] Die Leitung **24** ist mit einer subkutanen Elektrode **40** verbunden, welche dafür vorgesehen ist, im Bereich des linken Brustkorbs subkutan angebracht zu werden. Alternativ kann eine aktive "Dose" verwendet werden.

[0030] Die Leitung **26** ist eine Koronarsinusleitung, bei der eine lang gestreckte Spulenelektrode verwendet wird, die sich im Koronarsinus und im Bereich der großen Vene des Herzens **22** befindet. Der Ort der Elektrode ist in unterbrochenen Linien bei **42** dargestellt und erstreckt sich von einem Punkt innerhalb der Öffnung des Koronarsinus bis zu einem Punkt in der Nähe des linken Herzhohls um das Herz **22** herum.

[0031] Die Leitung **28** ist mit einer lang gestreckten Elektrodenspule **38** versehen, die sich im rechten Ventrikel des Herzens **22** befindet. Die Leitung **28** weist auch eine spiralförmige Stimulationselektrode **44** auf, die die Form einer verschiebbaren spiralförmigen Spule annimmt, die in das Myokardgewebe des rechten Ventrikels geschraubt wird. Die Leitung **28** kann auch eine oder mehrere zusätzliche Elektroden zur Nahfeld- und Fernfeld-Elektrogrammmessung aufweisen.

[0032] Bei dem dargestellten System werden Herz-

stimulationsimpulse zwischen der spiralförmigen Elektrode **44** und der lang gestreckten Elektrode **38** abgegeben. Die Elektroden **38** und **44** werden auch verwendet, um ventrikuläre Kontraktionen angegebene elektrische Signale zu erfassen. Wie dargestellt ist, wird davon ausgegangen, dass die Elektrode **38** im rechten Ventrikel während sequenzieller und gleichzeitiger Defibrillationsimpulsbehandlungen mit mehreren Elektroden als die gemeinsame Elektrode dient. Beispielsweise werden während einer gleichzeitigen Defibrillationsimpulsbehandlung Impulse gleichzeitig zwischen der Elektrode **38** und der Elektrode **40** und zwischen der Elektrode **38** und der Elektrode **42** abgegeben. Während einer sequenziellen Impulsdefibrillation ist vorgesehen, dass Impulse sequenziell zwischen der subkutanen Elektrode **40** und der Elektrode **38** und zwischen der Koronarsinuselektrode **42** und der Elektrode **38** im rechten Ventrikel abgegeben werden. Einzelimpuls-Zweielektroden-Defibrillationsimpulsbehandlungen können auch bereitgestellt werden, typischerweise zwischen der Elektrode **38** und der Koronarsinuselektrode **42**. Alternativ können einzelne Impulse zwischen den Elektroden **38** und **40** abgegeben werden. Die bestimmte Verbindung der Elektroden mit der IMD **20** hängt in gewissem Maße davon ab, welche spezifische Einzelelektrodenpaar-Defibrillationsimpulsbehandlung als am wahrscheinlichsten eingesetzt angesehen wird.

[0033] Die IMD **20** kann eine große Vielzahl von Formen außer der in [Fig. 1](#) dargestellten bevorzugten PCD-Konfiguration annehmen. Beispielsweise kann die IMD **20** ein implantierbarer Herzdefibrillator (ICD) sein, wie auf dem Fachgebiet bekannt ist. Alternativ oder zusätzlich kann die IMD **10** ein implantierbarer Herzschrittmacher, ein implantierbarer Nervenstimulator, eine implantierbare Arzneimittelpumpe, ein Herzmuskelstimulator usw. sein, die alle auf dem Fachgebiet bekannt sind.

[0034] Unabhängig von der genauen Konfiguration und Arbeitsweise der IMD **20**, weist die IMD **20** mehrere Bestandteile auf, die in [Fig. 2](#) in Blockform dargestellt sind. Die IMD **20** umfasst eine Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50**, eine Niederleistungs-Steuerschaltung **52**, eine Leistungsquelle **54** (mit unterbrochenen Linien dargestellt) und eine Schaltungsanordnung **56**. Wie nachstehend in weiteren Einzelheiten beschrieben wird, weist die Leistungsquelle **54** vorzugsweise eine Doppelzellenkonfiguration auf und kann eine große Vielzahl von Formen annehmen. Ähnlich kann die Schaltungsanordnung **56** eine Vielzahl von Konfigurationen annehmen und verbindet die Leistungsquelle **54** elektrisch mit der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und der Niederleistungsschaltung **52**.

[0035] Die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** sind ty-

pischerweise als Teil eines der IMD **20** zugeordneten Elektronikmoduls bereitgestellt. Allgemein ausgedrückt, ist die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** konfiguriert, um eine elektrische Impulstherapie in der Art eines Defibrillations- oder eines Kardioversions-/Defibrillationsimpulses abzugeben. In der Summe ist die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** dafür verantwortlich, Stimulationsimpulsenergie zwischen den verschiedenen Elektroden **38-44** ([Fig. 1](#)) der IMD **20** zu applizieren. Wie auf dem Fachgebiet bekannt ist, kann die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** einer Kondensatorbank (nicht dargestellt) zum Erzeugen einer geeigneten Ausgabeenergie, beispielsweise im Bereich von 0,1-40 Joule, zugeordnet sein.

**[0036]** Die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** ist in ähnlicher Weise auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Allgemein ausgedrückt, überwacht die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** die Herzaktivität und die Signalaktivierung der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** zur Abgabe einer geeigneten Stimulations-therapie. Weiter kann, wie auf dem Fachgebiet bekannt ist, die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** eine bevorzugte Reihe von Impulsen von der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** als Teil einer Gesamttherapie erzeugen.

**[0037]** Die Leistungsquelle **54** und die zugeordnete Schaltungsanordnung **56** können eine große Vielzahl von Konfigurationen annehmen, wie in den verschiedenen nachstehenden Ausführungsformen beschrieben wird. Vorzugsweise umfasst die Leistungsquelle **54** jedoch eine erste Zelle **60** hoher Rate und eine zweite Zelle **62** niedrigerer Rate in der Art einer Zelle mittlerer oder niedriger Rate. Insbesondere können die erste Zelle **60** und die zweite Zelle **62** getrennt voneinander gebildet sein oder in einer einzigen Umhüllung enthalten sein. Abhängig von der bestimmten Anwendung, ist die Zelle **60** hoher Rate dafür konfiguriert, eine Stimulationsenergie von lediglich 0,1 Joule für Schrittmacher und bis zu 40 Joule für implantierbare Defibrillatoren bereitzustellen. Wie nachstehend mit Bezug auf spezifische Ausführungsformen beschrieben wird, kann die Zelle **60** hoher Rate eine große Vielzahl von Formen annehmen, wie auf dem Fachgebiet bekannt ist. Vorzugsweise weist die Zelle **60** hoher Rate eine Anode, eine Kathode und einen Elektrolyten auf. Die Anode ist vorzugsweise so ausgebildet, dass sie Lithium, entweder in metallischer Form oder in Ionenform für wiederaufladbare Anwendungen, aufweist. Angesichts dessen ist die Zelle **60** hoher Rate am bevorzugtesten eine spiralförmig gewickelte Batterie des Typs, der beispielsweise in US-A-5 439 760 von Howard u.a. "High Reliability Electrochemical Cell and Electrode Assembly Therefor" und in US-A-5 434 017 von Berkowitz u.a. "High Reliability Electrochemical Cell and Assembly Therefor" offenbart ist.

**[0038]** Die Zelle **60** hoher Rate kann weniger bevor-

zugt eine Batterie mit spiralförmig gewickelten, gestapelten Platten- oder Serpentineelektroden des Typs sein, der beispielsweise in US-A-5 312 458 und US-A-5 250 373 von Muffuletto u.a. "Internal Electrode and Assembly Method for Electrochemical Cells", in US-A-5 549 717 von Takeuchi u.a. "Method of Making Prismatic Cell", in US-A-4 964 877 von Kiestler u.a. "Non-aqueous Lithium Battery", in US-A-5 14 737 von Post u.a. "Electrochemical Cell With Improved Efficiency Serpentine Electrode" und in US-A-5 468 569 von Pysczek u.a. "Use of Standard Uniform Electrode Components in Cells of Either High or Low Surface Area Design" offenbart ist.

**[0039]** Alternativ kann die Zelle **60** hoher Rate eine einzige Kathodenelektrode aufweisen.

**[0040]** Materialien für die Kathode der Zelle **60** hoher Rate sind am bevorzugtesten fest und weisen als aktive Komponenten Metalloxide, wie Vanadiumoxid, Silbervanadiumoxid (SVO) oder Mangandioxid, auf, wie auf dem Fachgebiet bekannt ist. Alternativ kann die Kathode für die Zelle **60** hoher Rate auch Kohlenmonofluorid und Hybride davon oder andere aktive elektrolytische Komponenten und Kombinationen aufweisen. Wenn SVO für die Kathode verwendet wird, ist es am bevorzugtesten von dem Typ, der als "Kombinationssilbervanadiumoxid" (oder "CSVO") bekannt ist, wie in US-A-5 221 453, US-A-5 439 760 und US-A-5 306 581 von Crespi u.a. offenbart ist, wenngleich auch andere SVO-Typen verwendet werden können.

**[0041]** Es sei bemerkt, dass andere elektrochemische Systeme als jene, die vorstehend explizit dargelegt wurden, auch für die Zelle **60** hoher Rate verwendet werden können, welche Anoden/Kathoden-Systeme, wie Lithium/Silberoxid, Lithium/Manganoxid, Lithium/V<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, Lithium/Kupfersilbervanadiumoxid, Lithium/Kupferoxid, Lithium/Bleioxid, Lithium/Kohlenmonofluorid, Lithium/Chromoxid, Lithium/wismuthaltiges Oxid, Lithium/Kupfersulfat, Mischungen verschiedener Kathodenmaterialien, die vorstehend angeführt sind, wie eine Mischung von Silbervanadiumoxid und Kohlenmonofluorid, und wiederaufladbare Lithiumionenbatterien, um lediglich einige zu nennen, einschließen, jedoch nicht auf diese beschränkt sind.

**[0042]** Allgemein ausgedrückt hat die zweite Zelle **62** niedrigerer Rate eine Ratenkapazität, die kleiner als diejenige der Zelle **60** hoher Rate ist und ausreicht, um die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** zu versorgen. Beispielsweise ist gemäß einer bevorzugten Ausführungsform die zweite Zelle **62** niedrigerer Rate eine SVO-Zelle, bevorzugter eine SVO/CF<sub>x</sub>-Zelle, mittlerer Rate. Alternativ kann die zweite Zelle **62** niedrigerer Rate eine Lithium/Iod-Schrittmacherbatterie niedriger Rate mit einer Stromentnahme im Bereich von 10-30 Mikroampere sein. Wie auf dem Fachgebiet bekannt ist, umfassen akzeptierbare



Konstruktionen der zweiten Zelle **62** niedrigerer Rate beispielsweise einen Einzelkathodenentwurf, der in US-A-5 716 729 von Sunderland u.a. "Electrochemical Cell" beschrieben ist.

**[0043]** In dieser Beschreibung umfasst der Begriff "Zelle niedrigerer Rate" sowohl eine Zelle niedriger Rate als auch eine Zelle mittlerer Rate. Unabhängig von der genauen Konstruktion haben die Zelle **60** hoher Rate und die Zelle **62** niedrigerer Rate vorzugsweise ähnliche Anfangslebensdauerspannungen (BOL-Spannungen) (beispielsweise weniger als 100 mV). Weiterhin ist es bevorzugt, dass die Zellen **60**, **62** ähnliche Entleerungsspannungen aufweisen, so dass die Kapazität von jeder der Zellen **60**, **62** wirksam verwendet wird, wenn die erste der Zellen **60** oder **62** die Entleerung erreicht.

**[0044]** Angesichts der vorstehend beschriebenen Parameter der Zelle **60** hoher Rate und der zweiten Zelle **62** niedrigerer Rate ist in [Fig. 3](#) eine bevorzugte Kombination A einer Leistungsquelle **54A** und einer Schaltungsanordnung **56A** dargestellt. Die Leistungsquelle **54A** beinhaltet eine erste Zelle **60A** hoher Rate und eine zweite Zelle **62A** niedrigerer Rate, wie zuvor beschrieben wurde. Zusätzlich schaltet die Schaltungsanordnung **56A** die Zelle **60A** hoher Rate und die Zelle **62A** niedrigerer Rate elektrisch parallel zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und zur Niederleistungs-Steuerschaltung **52**. Insbesondere weist die Schaltungsanordnung **56A** einen Schalter **70** auf, der konfiguriert ist, um die Zelle **60** hoher Rate selektiv von der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** zu entkoppeln. In dieser Hinsicht kann die Schaltungsanordnung **56A** zusätzliche Komponenten/Verbindungen (nicht dargestellt) zum Aktivieren und Deaktivieren des Schalters **70** ansprechend auf nachstehend beschriebene Betriebsbedingungen aufweisen.

**[0045]** Die Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration A bietet einen erheblichen Vorteil gegenüber Einzelzellenentwürfen aus dem Stand der Technik. Beispielsweise muss die Leistungsquelle **54A** während des Betriebs der IMD **20** ([Fig. 1](#)) gelegentlich einen Hochstromimpuls oder eine Ladung an die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** abgeben, während die Spannung hoch genug gehalten wird, um die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** fortlaufend zu versorgen. Falls die Versorgungsspannung unter einen bestimmten Wert abfällt, stellt die IMD **20** den Betrieb ein. Die Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration A schaltet die Zelle **60A** hoher Rate und die Zelle **62A** niedrigerer Rate parallel, um die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** während Zeiträumen mit Leistung zu versorgen, in denen die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** nicht aktiviert ist. Während eines transienten Hochleistungsimpulses in der Art eines Defibrillationsimpulses wird der Schalter **70** betätigt, um die Zelle **60A** hoher Rate von

der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** zu entkoppeln. Die Zelle **62A** niedrigerer Rate bleibt mit der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** elektrisch verbunden. Auf diese Weise versorgt die Zelle **62A** niedrigerer Rate die Niederleistungs-Steuerschaltung **52**, unabhängig von einem Spannungsabfall, der an der Zelle **60A** hoher Rate auftritt, fortlaufend mit Leistung. Bei der Parallelkonfiguration der Schaltungsanordnung **56A** können die Zelle **60A** hoher Rate und die Zelle **62A** niedrigerer Rate während etwa der gesamten Nutzungsdauer der jeweiligen Zellen **60A**, **62A** in Kombination betrieben werden. Weiterhin können die Zellen **60A** und/oder **62A** so dimensioniert und geformt werden, dass sie bestimmte Volumen- oder Formbedingungen erfüllen, die von der IMD **20** gestellt werden ([Fig. 1](#)).

**[0046]** Eine Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration B gemäß einer alternativen Ausführungsform ist in [Fig. 4](#) schematisch dargestellt. Die Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration B weist eine Leistungsquelle **54B** und eine Schaltungsanordnung **56B** auf. Die Leistungsquelle **54B** weist eine erste Zelle **60B** hoher Rate und eine zweite Zelle **62B** niedrigerer Rate auf. Die Schaltungsanordnung **56B** schaltet die Zelle **60B** hoher Rate und die Zelle **62B** niedrigerer Rate parallel zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und zur Niederleistungs-Steuerschaltung **52** und weist einen Schalter **80** auf. Der Schalter **80** ist konfiguriert, um die Zelle **60B** hoher Rate selektiv von der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** zu entkoppeln, so dass die Schaltungsanordnung **56B** zusätzliche Komponenten/Verbindungen (nicht dargestellt) aufweisen kann, um den Schalter **80**, ansprechend auf nachstehend beschriebene Betriebsbedingungen, zu aktivieren und zu deaktivieren.

**[0047]** Die Leistungsquelle **54B** ist vorzugsweise eine Reservoirbatterie, wobei sowohl die Zelle **60B** hoher Rate als auch die Zelle **62B** niedrigerer Rate innerhalb eines einzigen Gehäuses gehalten sind, wie bei **82** allgemein dargestellt ist. In dieser Hinsicht weist die Zelle **60B** hoher Rate eine Anoden-/Kathodenkombination auf, die elektrochemisch mit einer Anoden-/Kathodenkonstruktion der Zelle **62B** niedrigerer Rate korreliert ist (vorzugsweise identisch ist), so dass ein gemeinsamer Elektrolyt **84** beide Zellen **60B**, **62B** aktiviert. Beispielsweise kann die Zelle **60B** hoher Rate eine Li/SVO-Zelle hoher Rate sein, während die Zelle **62B** niedrigerer Rate eine Zelle mit einer hohen Volumeneffizienz, wie eine Li/SVO-Zelle oder eine Li/MnO<sub>2</sub>-Zelle, mit einer Tablettenkonstruktion ist. Alternativ sind andere Konstruktionen für die Zellen **60B**, **62B**, wie zuvor beschrieben wurde, gleichermaßen akzeptabel.

**[0048]** Das über die Schaltungsanordnung **56B** erfolgende Parallelschalten der Zellen **60B**, **62B** zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und zur Nieder-

leistungs-Steuerschaltung **52** ermöglicht es, dass beide Zellen **60B**, **62B** die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** mit Leistung versorgen, wodurch die Nutzungsdauer der Leistungsquelle **54B** verlängert wird. Weiterhin gewährleistet der Schalter **80** wie bei der zuvor beschriebenen Leistungsquellen/Schaltungsanordnungs-konfiguration A ([Fig. 3](#)) den Betrieb der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** während transienter Hochleistungsimpulse durch die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50**. Wenn die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** beispielsweise aufgefordert wird, einen Hochleistungsimpuls oder eine hohe Ladung abzugeben, aktiviert die Schaltungsanordnung **56B** den Schalter **80**, um die Zelle **60B** hoher Rate von der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** zu entkoppeln. Die Zelle **62B** niedrigerer Rate bleibt elektrisch verbunden, wodurch der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** fortlaufend und ununterbrochen Leistung zugeführt wird.

[0049] Zusätzlich kann die Zelle **62B** niedrigerer Rate dazu dienen, die Zelle **60B** hoher Rate wieder aufzuladen. Insbesondere ist das Potential der Zelle **60B** hoher Rate niedriger als dasjenige der Zelle **62B** niedrigerer Rate, nachdem die Zelle **60B** hoher Rate gepulst wurde. Wenn die Zelle **62B** niedrigerer Rate wieder mit der Zelle **60B** hoher Rate verbunden wird (über den Schalter **80**), wird die Zelle **62B** niedrigerer Rate entladen, und die Zelle **60B** hoher Rate wird dementsprechend geladen, bis sie gleiche Potentiale erreichen. Elektronen bewegen sich von der Anode der Zelle **62B** niedrigerer Rate zur Anode der Zelle **60B** hoher Rate und von der Kathode der Zelle **60B** hoher Rate zur Kathode der Zelle **62B** niedrigerer Rate. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform muss die Zelle **60B** hoher Rate, damit das Wiederaufladen geschieht, zumindest einen gewissen Grad einer Wiederaufladbarkeit aufweisen. Das heißt, dass die Zelle **60B** hoher Rate nach der vorstehenden Beschreibung möglicherweise nicht wiederaufladbar ist, falls sie in hohem Maße entladen wurde. Es wurde überraschenderweise herausgefunden, dass dadurch, dass die Zelle **60B** hoher Rate so konfiguriert wird, dass sie "Mikrowiederaufladbarkeitseigenschaften" aufweist, ermöglicht wird, dass die kleine Kapazitätsmenge ersetzt wird, die während des Betriebs der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** (beispielsweise während einer Therapie) entfernt wurde. Es wurde weiterhin überraschenderweise herausgefunden, dass eine Zelle **60B** hoher Rate, die eine SVO-Kathode aufweist, diese gewünschte Mikrowiederaufladbarkeitseigenschaft aufweist. Alternativ können auch andere Kathodenmaterialien annehmbar sein. Insbesondere gilt der gleiche Wiederaufladungsmechanismus für die zuvor beschriebene Konfiguration A ([Fig. 3](#)).

[0050] Als ein zusätzlicher Vorteil kann die Zelle **60B** hoher Rate so dimensioniert werden (beispielsweise das Zellenvolumen), dass sie die Anforderun-

gen der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** erfüllt, ohne dass die Versorgung der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** speziell berücksichtigt werden müsste. Wie zuvor beschrieben wurde, ist bei Einzelzellentwürfen aus dem Stand der Technik das Zellenvolumen sehr unwirksam. Die Leistungsquelle **54B** überwindet dieses Problem durch Minimieren der Größe der Zelle **60B** hoher Rate und durch Verwenden einer zweckmäßiger dimensionierten Zelle **62B** niedrigerer Rate. Mit anderen Worten kann die Zelle **60B** hoher Rate eine verhältnismäßig einfache Form aufweisen, die für eine spulenförmige, serpentinenförmige oder andere Konstruktion mit einer hohen Elektrodenfläche geeignet ist (jedoch möglicherweise mit einer geringeren volumetrischen Energiedichte), während die Zelle **62B** niedrigerer Rate eine Form aufweisen kann, die mit einer gewünschten volumetrischen Form der IMD **20** übereinstimmt und diese wirksam verwendet (d.h. in der Art einer "D"-förmigen Tabletten- oder Spulenzelle mit einer verhältnismäßig hohen volumetrischen Energiedichte). Die sich ergebende Leistungsquelle **54B** nutzt infolge ihrer einzigartigen, komplexen Form das in der IMD **20** verfügbare Volumen und trägt auf diese Weise dazu bei, dass die IMD **20** ein optimales Volumen aufweist.

[0051] Eine Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration C gemäß einer weiteren alternativen Ausführungsform ist in [Fig. 5A](#) im Querschnitt dargestellt. Insbesondere zeigt [Fig. 5A](#) eine Leistungsquelle **54C** mit einer Zelle **60C** hoher Rate und eine Reservoirtablette **90** sowie einen Lithiumkörper **92**, welche als eine Zelle **62C** niedrigerer Rate dienen. Die Zelle **60C** hoher Rate, die Tablette **90** und der Lithiumkörper **92** sind innerhalb eines Gehäuses **94** angeordnet, das weiter einen Elektrolyten **96** enthält.

[0052] Wenngleich dies in [Fig. 5A](#) nicht dargestellt ist, sind die Zelle **60C** hoher Rate und die Zelle **62C** niedrigerer Rate (die aus der Reservoirkathodentablette **90** und dem Lithiumkörper **92** besteht) durch eine Schaltungsanordnung (nicht dargestellt), die einen Schalter aufweist, parallel zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** ([Fig. 2](#)) und zur Niederleistungs-Steuerschaltung **52** ([Fig. 2](#)) geschaltet. Weiterhin hat der Lithiumkörper **92** in etwa die gleiche Länge und Breite wie die Kathodenreservoirtablette **90**.

[0053] Die Zelle **60C** hoher Rate kann eine Anzahl von Konstruktionen annehmen, sie weist jedoch vorzugsweise eine spulenförmige Anode **98** und Kathode **100** auf. Beispielsweise besteht die Anode **98** vorzugsweise aus einem Lithiummaterial, während die Kathode **100** aus einem geeigneten metallhaltigen Material (beispielsweise aus einem Metalloxid oder Metallsulfid), vorzugsweise SVO, besteht. Unabhängig davon, sind die Anode **98** und die Kathode **100**



vorzugsweise um die Reservoirtablette **90** gewickelt. Alternativ können die Reservoirtablette **90** und der Lithiumkörper **92** außerhalb der Wicklung der Zelle **60C** hoher Rate angeordnet sein, wie beispielsweise durch die alternative Ausführungsform aus [Fig. 5B](#) dargestellt ist.

**[0054]** Zu [Fig. 5A](#) zurückkehrend sei bemerkt, dass die Reservoirtablette **90** die gleiche Zusammensetzung aufweist wie die Kathode **100**. Beispielsweise ist die Reservoirtablette **90** gemäß einer bevorzugten Ausführungsform eine dichte SVO- oder  $\text{MnO}_2$ -Kathodentablette. Ähnlich weist der Lithiumkörper **92** die gleiche Zusammensetzung auf wie die Anode **98** und dient dazu, die Fähigkeit der Reservoirtablette **90** auszugleichen. In dieser Hinsicht braucht der Lithiumkörper **92** kein getrenntes Element zu sein, sondern es kann vielmehr eine innerste Wicklung **102** der Anode **98** (d.h. welche die Reservoirtablette **90** umgibt) verdickt werden (d.h. mit zusätzlichem Lithiummaterial versehen werden).

**[0055]** Die Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungskonfiguration C versieht die Leistungsquelle **54C** mit einer höheren Energiedichte als eine herkömmliche Parallelplatten- oder Spulenkonfiguration, indem die Reservoirtablette **90** zum Laden der Zelle **60C** hoher Rate verwendet wird, ohne dass die Schwierigkeiten beim Herstellen, spulenförmigen Wickeln oder Falten mehrerer dicker Elektroden auftreten.

**[0056]** Während der Verwendung arbeiten die Zelle **60C** hoher Rate und die Reservoirtablette **90** parallel, um die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** mit Leistung zu versorgen ([Fig. 2](#)). Während eines transienten Hochimpulsbetriebs versorgen die Zelle **60C** hoher Rate und die Reservoirtablette **90** die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** mit Leistung ([Fig. 2](#)). Der größte Teil der Leistung wird von der Zelle **60C** hoher Rate infolge ihres, verglichen mit demjenigen der Zelle **62C** niedrigerer Rate (die wiederum durch die Reservoirkathodentablette **90** und den Lithiumkörper **92** definiert ist), niedrigen Innenwiderstands abgegeben. Nach dem transienten Hochimpulsbetrieb bewirkt die Zelle **62C** niedrigerer Rate vorzugsweise das Wiederaufladen der Zelle **60C** hoher Rate, wie zuvor in Bezug auf die Leistungsquelle **54B** beschrieben wurde ([Fig. 4](#)). Insbesondere dient die Reservoirtablette **90** als eine Hilfskathode, die nach dem transienten Hochimpulsbetrieb Elektronen und Lithiumionen von der Kathode **100** entgegennimmt. Wenn die Reservoirtablette **90** beispielsweise aus einem Material besteht, das chemisch mit der Zusammensetzung der Kathode **100** (beispielsweise SVO oder  $\text{MnO}_2$ ) verträglich ist, wird die Kathode **100**, wenn die Zelle **60C** hoher Rate entladen wird, durch den Fluss von Elektronen und Lithiumionen zwischen der Kathode **100** und der Reservoirtablette **90** geladen oder oxidiert. Die sich ergebende Leistungsquel-

le **54C** hat eine höhere durchschnittliche Spannung, eine höhere volumetrische Energiedichte und ein verbessertes Lebensdauerende-Spannungssignal als eine ähnliche Zelle ohne die Reservoirtablette **90**. Weiterhin gleicht der Lithiumkörper **92** die Kapazität der Reservoirtablette **90** aus, wodurch ein Wiederaufladen der Zelle **60C** hoher Rate nach einem transienten Hochleistungsimpuls gefördert wird.

**[0057]** Gemäß einer bevorzugteren Ausführungsform der Leistungsquelle **54C** sind die Zelle **60C** hoher Rate und die Zelle **62C** niedrigerer Rate (oder die Reservoirtablette **90**) innerhalb der Leistungsquelle **54C** selbst parallel geschaltet. Beispielsweise zeigt [Fig. 5C](#) eine Verbindungstechnik, die der Konfiguration C aus [Fig. 5A](#) zugeordnet ist. Als Referenzpunkt wurde ein Teil des Gehäuses **94** entfernt, um die Verbindung zwischen Bestandteilen besser zu veranschaulichen. Angesichts dessen weist die Leistungsquelle **54C** weiter einen ersten leitenden Ansatz **102**, einen zweiten leitenden Ansatz **104** und einen Verbinder **106** auf. Der erste Ansatz **102** ist mit der Kathode **100**, die der Zelle **60C** hoher Rate zugeordnet ist, verbunden und erstreckt sich von dieser. Umgekehrt ist der zweite Ansatz **104** mit der Reservoirtablette (oder Kathodentablette) **90**, die die Zelle **62C** niedrigerer Rate bildet, verbunden und erstreckt sich von dieser. Schließlich verbindet der Verbinder **106** die Ansätze **102**, **104** miteinander und endet in einem Durchführungsstift **108**, der sich ansonsten von dem Batteriegehäuse **94** nach außen erstreckt.

**[0058]** Durch internes Verbinden der Zellen **60C** und **62C** parallel zueinander ist nur eine einzige der Durchführungen **108** erforderlich, wodurch die Kosten und Komplexitäten anderer dualer Batterieentwürfe, bei denen zwei oder mehr Durchführungen erforderlich sind, verringert werden. Es wird verständlich sein, dass die Konstruktion aus [Fig. 5C](#) erfordert, dass die Zellen **60C**, **62C** nicht unabhängig entladen werden können und dass ein Schalter in der Art des Schalters **80** aus [Fig. 4](#) nicht verfügbar ist. Der Entwurf fordert jedoch die Flexibilität der Form und die volumetrische Effizienz. Eine bestimmte Herstellungserwägung, die Hochenergie-IMD-Leistungsversorgungen zugeordnet ist, ist beispielsweise infolge bekannter Sicherheitsbedenken die Anforderung einer gewickelten Zelle, bei der eine dicke Kathode verwendet wird. Wenn eine gewickelte Konstruktion verwendet wird, neigt das dicke Kathodenmaterial zum Reißen in den Ecken und überträgt Spannungen durch andere Komponenten (in der Art einer Trennplatte und/oder von Lithumanoden). Dies kann wiederum zu inneren Kurzschlüssen führen. Bei der Konfiguration aus [Fig. 5C](#) wird jedoch ein erheblicher Bruchteil des Energievorrats in der Reservoirtablette **90** (oder der Zelle **62C** niedrigerer Rate) und dem benachbarten Lithiumkörper **92** gespeichert. Die Tablette **90** ist nicht gewickelt und kann demgemäß verhältnismäßig dick sein, ohne die Spannungsprobleme

hervorzurufen, die einem gewickelten Kathodenmaterial zugeordnet sind. Weil ein erheblicher Bruchteil der Energie in der Tablette **90** gespeichert wird, kann das der Zelle **60C** hoher Rate zugeordnete Material der Kathode **100** nun verhältnismäßig dünn sein und demgemäß einfacher gewickelt werden, ohne dass spannungsbezogene Defekte auftreten. Weiterhin wird dadurch, dass die Reservoirtablette **90** verhältnismäßig dick wird, der Radius der innersten Wicklung, die der Zelle **60C** hoher Rate zugeordnet ist, erhöht oder größer als derjenige, der bei herkömmlichen gewickelten Zellen auftritt, wodurch wiederum durch das Wickeln hervorgerufene Spannungen verringert werden.

**[0059]** Eine weitere alternative Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration D mit einer erhöhten volumetrischen Effizienz ist in [Fig. 6](#) schematisch dargestellt. Die Konfiguration D weist eine Leistungsquelle **54D** und eine Schaltungsanordnung **56D** auf. Die Leistungsquelle **54D** weist ein Gehäuse **110** auf, das eine Zelle **60D** hoher Rate, eine Zelle **62D** niedrigerer Rate und einen Elektrolyten (nicht dargestellt) enthält. Die Schaltungsanordnung **56D** schaltet die Zellen **60D**, **62D** parallel zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** ([Fig. 2](#)) und zur Niederleistungs-Steuerschaltung **52** ([Fig. 2](#)). Wenngleich sie in [Fig. 6](#) schematisch dargestellt ist, kann die Zelle **60D** hoher Rate beliebige der zuvor beschriebenen Formen annehmen und weist vorzugsweise eine einfache Form auf, so dass sie dafür geeignet ist, eine spulenförmige, serpentinenförmige oder andere Elektrodenkonfiguration mit hoher Oberfläche anzunehmen. Umgekehrt ist die Zelle **62D** niedrigerer Rate eine Hilfselektrode mit einer verhältnismäßig kleinen Oberfläche, die eine unregelmäßige Form in der Art einer D-Form annimmt und ansonsten an das verfügbare Volumen des Gehäuses **110** angepasst ist und dieses wirksam ausnutzt. Wiederum kann die Zelle **62D** niedrigerer Rate aus beliebigen der zuvor beschriebenen Materialien bestehen und eine Zelle mittlerer Rate oder eine Zelle niedriger Rate sein. Unabhängig davon nutzt die sich ergebende Leistungsquelle **54D** infolge ihrer einzigartigen komplexen Form das in der IMD **20** ([Fig. 1](#)) verfügbare Volumen aus und trägt auf diese Weise zu einer Vorrichtung mit einer optimalen Größe bei.

**[0060]** Beim Betrieb funktioniert die Leistungsquelle **54D** ähnlich wie bei den früheren Ausführungsformen, wobei die Zelle **60D** hoher Rate und die Zelle **62D** niedrigerer Rate parallel arbeiten, um die Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** ([Fig. 2](#)) und die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** ([Fig. 2](#)) mit Leistung zu versorgen. In dieser Hinsicht weist die der Leistungsquelle **54D** zugeordnete Schaltungsanordnung **56D** einen Schalter (nicht dargestellt) auf, der die Zelle **60D** hoher Rate während transientscher Hochleistungsimpulse von der Niederleistungs-Steuerschaltung **52** entkoppelt. Durch den Betrieb der von

der Zelle **60D** hoher Rate isolierten Zelle **62D** niedrigerer Rate wird die Niederleistungs-Steuerschaltung **52** fortlaufend mit Leistung versorgt, ohne dass Bedenken in Bezug auf den mit der Zelle **60D** hoher Rate verbundenen Spannungsabfall auftreten würden. Weiterhin kommen, wenn die Leistungsquelle **54D** einer Hochstrom-Impulsentladung unterzogen wird, die Zelle **60D** hoher Rate und die Zelle **62D** niedrigerer Rate zwischen Impulsen ins Gleichgewicht und bleiben demgemäß bei der gleichen Entladungstiefe, wobei der größte Teil der Kapazität der Zelle **60D** hoher Rate bei einer höheren Spannung entladen wird als sie ohne die parallel geschaltete Zelle **62D** niedrigerer Rate beobachtet werden würde.

**[0061]** Eine weitere verwandte nicht erfindungsgemäße Leistungsquellen-/Schaltungsanordnungs-konfiguration E mit einer erhöhten volumetrischen Effizienz ist als Teil einer IMD **112** in [Fig. 7](#) dargestellt. Insbesondere ist die IMD **112** als einen Behälter **114**, eine Schaltung **116** (allgemein in [Fig. 7](#) dargestellt) und die Leistungsquelle **54E** aufweisend dargestellt. Die Leistungsquelle **54E** weist eine Zelle **60E** hoher Rate und eine Zelle **62E** niedrigerer Rate auf. Bei der Ausführungsform aus [Fig. 7](#) sind die Zellen **60E**, **62E** getrennt ausgebildet (d.h. mit getrennten Ummantelungen) und über eine Schaltungsanordnung **56E** parallel geschaltet. Insbesondere weist die Schaltungsanordnung **56E** keinen Schalter auf, und die Zellen **60E**, **62E** sind nicht unabhängig entladbar.

**[0062]** Wenngleich sie in [Fig. 7](#) schematisch dargestellt ist, kann die Zelle **60E** hoher Rate beliebige der zuvor beschriebenen Formen annehmen und weist vorzugsweise eine einfache Form auf, so dass sie dafür geeignet ist, eine spulenförmige, serpentinenförmige oder andere Elektrodenkonfiguration mit hoher Oberfläche anzunehmen. Umgekehrt ist die Zelle **62E** niedrigerer Rate eine Hilfselektrode mit einer verhältnismäßig kleinen Oberfläche, die geformt ist, um das verfügbare Volumen des Gehäuses **114** wirksam auszunutzen. Die Zelle **60E** hoher Rate kann eine auf dem Fachgebiet bekannte Dünnschichtbatterie sein. In dieser Hinsicht besteht ein Verfahren zum Herstellen einer dünnen Elektrode darin, einen Brei eines Elektrodenmaterials in einem geeigneten Lösungsmittel herzustellen. Dieser Brei wird dann auf ein dünnes Foliensubstrat als Stromkollektor aufgebracht. Das für diesen Zweck üblichste Verfahren besteht darin, einen Ansatz mit "einem Messer über einer Rolle" zu verwenden, wobei der Brei unter Verwendung einer Messerschneide zum Steuern der Dicke (d.h. ein Rakelmesser) auf eine bewegliche Bahn (beispielsweise die Metallfolie) aufgebracht wird. Das Lösungsmittel wird dann verdampft, so dass ein Dünnschichtfilm des Kathodenmaterials zurückbleibt. Alternativ sind andere bekannte Techniken zur Herstellung dünner Elektroden auch annehmbar.

**[0063]** Durch Bilden der Zelle **60E** hoher Rate als eine Dünnschichtbatterie wird die Leistungsquelle **54E** durch eine verbesserte volumetrische Effizienz gekennzeichnet. Weiterhin weist die Leistungsquelle **54E** insbesondere dann, wenn die IMD **112** ein ICD ist, eine verbesserte Skalierbarkeit auf. Als ein Referenzpunkt werden ICD-Batterien typischerweise mit einer maximalen sicheren Leistungsfähigkeit (d.h. einer maximalen sicheren Elektrodenoberfläche) hergestellt. Auf diese Weise werden durch Ändern der Größe einer "Standard"-ICD-Batterie in einer Dimension, während eine spezifische Oberfläche beibehalten wird, typischerweise mehr geometrische Randbedingungen auferlegt als erfüllt werden können. Daher muss die "Standard"-ICD-Batterie für Anwendungen von ICD mit verschiedener Größe häufig in zwei Dimensionen geändert werden und ist daher nicht skalierbar. Durch die Doppelzellenkonstruktion aus [Fig. 7](#) wird dieses Problem überwunden. Insbesondere wird durch die Bildung der Zelle **60E** hoher Rate als eine dünne Elektrode ermöglicht, dass sich die Zelle **60E** hoher Rate unterhalb der Schaltung **116** befindet. Umgekehrt wird die Zelle niedrigerer Rate (vorzugsweise eine Zelle mittlerer Rate) **62E** so aufgebaut, dass ihre Dicke den inneren Abmessungen des Gehäuses **114** gleicht (d.h. die gleiche Dicke wie die Schaltungen **116** und die Zelle **60E** hoher Rate). Wie in [Fig. 7](#) dargestellt ist, wird die Zelle **62E** niedrigerer Rate dann angrenzend an den Stapel aus der Schaltung **116** und der Zelle **60E** hoher Rate angeordnet. Die Hochenergiekondensatoren (nicht dargestellt) des ICDs **112** befinden sich auf der anderen Seite der Zelle **62E** mittlerer Rate und entsprechen der Zelle **62E** mittlerer Rate in der Dicke. Für ein ICD mit einer anderen Größe können die Zellen **62E** niedrigerer Rate in einer Dimension skaliert werden, um die Energieanforderungen für eine bestimmte Anwendung zu erfüllen. Die Schaltung **116**, die Zelle **60E** hoher Rate, die Kondensatoren und alle Vorrichtungsverbindungsblöcke (nicht dargestellt) sind jedoch alle feste Bestandteile, die sich nicht ändern. Demgemäß erfüllt die Konfiguration aus [Fig. 7](#) die gewünschten Skalierbarkeitskriterien.

**[0064]** Eine weitere nicht erfindungsgemäße Leistungsquellen/Schaltungsanordnungsanordnung F ist in [Fig. 8](#) schematisch dargestellt. Die Konfiguration F weist eine Leistungsquelle **54F** und eine zugeordnete Schaltungsanordnung **56F** auf. Wiederum weist die Leistungsquelle **54F** eine erste Zelle **60F** hoher Rate und eine zweite Zelle **62F** niedrigerer Rate auf. Die Schaltungsanordnung **56F** verbindet die Zelle **60F** hoher Rate und die Zelle **62F** niedrigerer Rate mit der Hochleistungs-Ausgabeschaltung **50** und der Niederleistungs-Steuerschaltung **52**. Anders als bei vorhergehenden Ausführungsformen braucht die Schaltungsanordnung **56F** die Zellen **60F**, **62F** nicht notwendigerweise parallel zu schalten. Wenngleich die Zelle **62F** niedrigerer Rate weiterhin den zuvor beschriebenen Ausführungsformen sehr ähn-

lich ist, ist die Zelle **60F** hoher Rate vorzugsweise, wie nachstehend beschrieben wird, eine anodenbegrenzte Zelle.

**[0065]** Insbesondere weist die Zelle **60F** hoher Rate bei der Konfiguration F eine feste Kathode, einen flüssigen organischen Elektrolyten und eine Lithiumanode auf, um Hochstromimpulse abzugeben. Die Zelle **60F** weist weiter ein Gehäuse (nicht dargestellt) auf, das die Zellenbestandteile enthält, und die Kathodenstruktur ist in mehreren Windungen gewickelt, wobei die Lithiumanode zwischen den Windungen der Kathodenwicklung angeordnet ist. Das Gehäuse enthält auch einen nicht wässrigen, flüssigen organischen Elektrolyten, der vorzugsweise eine Kombination von Lithiumsalz und einem organischen Lösungsmittel aufweist, welche die Anode und die Kathode im Betrieb kontaktiert. Eine elektrische Verbindung ist für die Anode bereitgestellt, und eine elektrische Verbindung ist für die Kathode bereitgestellt. Die Kathode weist ein aktives Material, wie SVO oder  $\text{MnO}_2$ , auf.

**[0066]** Bei der vorstehend erwähnten Konstruktion ist die Zelle **60F** hoher Rate ein volumetrisch beschränktes System. Die Ausmaße der jeweiligen Bestandteile, die in der Zelle **60F** aufgenommen werden (Kathode, Anode, Trenner, Stromkollektoren, Elektrolyte usw.), können das verfügbare Volumen des Batteriegehäuses nicht übersteigen. Zusätzlich hängt das geeignete Ausmaß einiger Bestandteile von dem Ausmaß anderer Bestandteile ab, die verwendet werden. Diese Bestandteile müssen "ausgeglichen" werden, um eine Entladung bis zu dem gewünschten Ausmaß bereitzustellen.

**[0067]** Beispielsweise darf bei einer kathodenbegrenzten Li/SVO-Batterie (alle herkömmlich ausgeglichenen Li/SVO-Batterien, die bisher bekannt sind, sind von diesem Typ), wie sie bei einer Defibrillatoranwendung verwendet wird, die Kapazität ( $Q_+$ ) der Kathode die Kapazität ( $Q_-$ ) der Anode nicht übersteigen. Das Volumen, das von den anderen Batteriebestandteilen eingenommen wird, hängt auch von der Kathodenkapazität ( $Q_+$ ) ab, die durch die Menge des Kathodenmaterials in der Batterie widerspiegelt wird. Alle Batteriebestandteile müssen für ein gegebenes Batterievolumen angepasst werden.

**[0068]** Herkömmlich ausgeglichene Lithiumanodenzellen, die mit ICDs verwendet werden, werden mit ausreichend Lithium und Elektrolyt ausgeglichen, um die Kathode vollständig zu entladen. Herkömmlich ausgeglichene Zellen haben jedoch Impedanzen, die mit der Zeit und der Entladungstiefe zunehmen. Die Leistungsfähigkeit dieser Zellen ist durch Elektrodenflächenbeschränkungen, die aus Sicherheitsgründen auferlegt werden, beschränkt. In der Vergangenheit war es möglich, nahezu die Gesamtkapazität der Batterie zu verwenden, während eine angemessene

Leistung (d.h. annehmbare Ladezeiten) aufrechterhalten wurde. Im Laufe der Zeit weisen herkömmlich ausgeglichene Zellen hoher Rate jedoch infolge der erhöhten Zellenimpedanz erhöhte Ladezeiten auf. Wenn die Zelle die Ladezeitanforderungen nicht mehr erfüllen kann, muss der ICD (oder eine andere IMD) ersetzt werden. Hierzu haben Industriestandards strengere Ladezeitanforderungen implementiert. Daher ist es zunehmend schwierig geworden, die gesamte Zellenkapazität zu verwenden, bevor ein Ladezeitfehler auftritt.

**[0069]** Ein Beispiel der vorstehend beschriebenen Sorge, die bei einer Zelle vom Li/SVO-Typ auftritt, ist in [Fig. 9](#) graphisch dargestellt. Insbesondere weist ein herkömmlicher Li/SVO-Zellenentwurf hoher Rate eine Verringerung der Spannung im Laufe der Zeit auf, wie durch eine Kurve **120** dargestellt ist. Zusätzlich führt die Erhöhung des Innenwiderstands im Laufe der Zeit zu einer erhöhten Kondensatorladezeit, wie durch die Kurve **122** dargestellt ist. Als ein Referenzpunkt erstrecken sich die Kurven **120**, **122** von einem Lebensanfangspunkt (BOL-Punkt) bis zu einem Lebensendepunkt (EOL-Punkt). Kurz vor dem EOL-Punkt beschreiben Hersteller typischerweise einen möglichen Funktionsverlust (bei "PLF" in [Fig. 9](#) angegeben) für die Leistungsquelle in Bezug auf eine bestimmte IMD-Anwendung. Die PLF wird durch Schaltungsfunktionsweiseanforderungen der IMD festgelegt. Für das Beispiel aus [Fig. 9](#) weist die herkömmlich ausgeglichene Zelle gemäß Herstellernormen einen möglichen Funktionsverlust (PLF) bei etwa 2,20 Volt auf. Um zu gewährleisten, dass die IMD vor dem PLF explantiert und ersetzt wird, fordern Industrienormen, dass die IMD dem Benutzer einen wählbaren Austauschindikator (ERI) zur Verfügung stellt. Der ERI wird normalerweise vom Hersteller in Bezug auf die Spannungskurve **120** kurz vor dem PLF festgelegt. Beispielsweise können die Normen eines Herstellers fordern, dass die IMD drei Monate nach dem ERI weiterarbeitet. Angesichts dieser Norm arbeitet der Hersteller von dem PLF zurück, um einen ERI-Wert auszuwählen, der die so gewählte Norm erfüllt. In Bezug auf das Beispiel aus [Fig. 9](#) ist ein üblicher ERI-Wert 2,45 Volt.

**[0070]** Angesichts der vorstehend gegebenen Definitionen zeigt [Fig. 9](#) graphisch, dass die Ladezeitkurve **122** von der Entladetiefe oder der Zeit abhängt und von BOL sowohl zu ERI als auch zu PLF ansteigt. Infolge dieser Zeitabhängigkeit und als ein Referenzpunkt beträgt die Ladezeit für eine typische Zelle hoher Rate, die mit einer IMD verwendbar ist, bei BOL etwa 8 Sekunden, bei ERI etwa 14 Sekunden und bei PLF etwa 25 Sekunden. Weil sich die IMD-Leistungsanforderungen weiterentwickeln, ist es sehr wahrscheinlich, dass Ladezeiten von mehr als 16 Sekunden nicht mehr akzeptierbar sein können. Mit anderen Worten können künftige Industrieanforderungen einen PLF-Wert von 16 Sekunden (und

demgemäß einen entsprechend verringerten ERI-Wert) fordern. Während eine IMD, die eine lithumbasierte Zelle hoher Rate aufweist, programmiert werden kann, um ein früheres ERI-Signal bereitzustellen (in Bezug auf die Ladezeitkurve **120**), wird infolge der Abhängigkeit von der Entladetiefe oder der Zeit nur ein kleiner Teil der Batteriekapazität auf diesem reduzierten ERI-Niveau verwendet. Beispielsweise wurden bei einem ERI, der einer Ladezeit von 12 Sekunden entspricht, etwa 40 % der Kapazität einer herkömmlichen Zelle aufgebraucht. Offensichtlich ist diese geringe Wirksamkeit sehr unerwünscht.

**[0071]** Zum Überwinden der zeitabhängigen Eigenschaften, die mit früheren lithumbasierten Zellen hoher Rate verbunden sind, weist die Leistungsquelle **54F** ([Fig. 8](#)) die Zelle **60F** hoher Rate ([Fig. 8](#)) in anodenbegrenzter Form auf. Insbesondere ist die Zelle **60F** hoher Rate vorzugsweise eine lithumbegrenzte Zelle, wie beispielsweise in US-A-5 458 997 beschrieben ist.

**[0072]** Allgemein ausgedrückt, werden verfügbare lithumbasierte Zellen hoher Rate, wie Li/SVO-, Li/MnO<sub>2</sub>-Zellen usw., neu ausgeglichen, so dass die Zelle ausreichend Lithium und Elektrolyt enthält, so dass sie nur bis zu einem ersten Spannungsplateau (in [Fig. 8](#) mit **124** bezeichnet) entladen wird. Das Volumen, das verfügbar gemacht wird, indem weniger Lithium und Elektrolyt verwendet wird, ermöglicht mehr Platz für Kathodenmaterial, wodurch das erste Spannungsplateau erweitert wird, wie durch die gepunktete Linie **126** dargestellt ist. Bei dieser Konfiguration wird die Lithumanode vor der Kathodenerschöpfung erschöpft, wodurch die Bildung von Gas verhindert wird. Zusätzlich erzeugt der lithumbegrenzte Entwurf eine minimale Impedanz über den größten Teil der Batteriebensdauer. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist die lithumbegrenzte Zelle **60F** hoher Rate eine SVO/CF<sub>x</sub>-Hybridkathodenkonstruktion auf, wobei x im Bereich von 0,9-1,1 liegt.

**[0073]** Wie in [Fig. 10](#) graphisch dargestellt ist, weist die lithumbegrenzte Zelle **60F** hoher Rate ([Fig. 8](#)) Ladezeiteigenschaften auf, die nur wenig von der Entladetiefe oder der Zeit abhängen. Als ein Referenzpunkt zeigt [Fig. 10](#) eine Spannungskurve **130** und eine Ladezeitkurve **132**. Verglichen mit den in [Fig. 9](#) dargestellten Funktionseigenschaften der herkömmlich ausgeglichenen Zelle, hat die Spannungskurve **130** der lithumbegrenzten Zelle **60F** hoher Rate ein erweitertes erstes Spannungsplateau **134** und einen schnellen Spannungsabfall nach dem zweiten Spannungsplateau **136**. Es ist jedoch wichtig, dass vor einem zweiten Spannungsplateau **136** die Ladezeitkurve **132** nur leicht, falls überhaupt, bei erhöhter Entladetiefe und/oder verlängerter Zeit ansteigt. Effektiv ist die lithumbegrenzte Zelle **60E** hoher Rate dann durch eine Ratenkapazität gekenn-



zeichnet, die über den größten Teil der Batterielebensdauer eine minimale Abhängigkeit von der Zeit oder der Entladetiefe aufweist. Angesichts dieser Eigenschaften kann eine IMD, die die Leistungsquelle **54F** (Fig. 8) mit der Zelle **60F** hoher Rate aufweist, programmiert werden, um die PLF- und ERI-Werte festzulegen, die in Fig. 10 dargestellt sind.

**[0074]** Beispielsweise wird der PLF-Wert gemäß einer bevorzugten Ausführungsform auf etwa 2,6 Volt gelegt und der ERI-Wert auf 2,65 Volt gelegt. Bei diesen Werten weist die Ratenkapazität der Ladezeitkurve **132** eine minimale Abhängigkeit von der Entladetiefe und der Zeit auf. Beispielsweise beträgt die BOL-Ladezeit etwa 8 Sekunden, die ERI-Ladezeit etwa 10 Sekunden und die PLF-Ladezeit etwa 16 Sekunden. Nach dem zweiten Spannungsplateau **136** nimmt die Ladezeit schnell auf EOL zu. Anders als bei herkömmlich ausgeglichenen Zellen sind die ERI- und PLF-Werte der anodenbegrenzten Zelle **60F** hoher Rate jedoch relativ nahe beim EOL-Wert (in Bezug auf die Gesamtlänge der Spannungscurve **130**). Demgemäß ermöglicht die anodenbegrenzte Zelle **60F** hoher Rate, anders als herkömmlich ausgeglichene Zellen hoher Rate, die Auswahl eines ERI-Werts, bei dem die Ratenkapazität und die Ladezeit eine minimale Abhängigkeit von der Entladetiefe oder der Zeit haben, und sie führt dazu, dass ein großer Teil der Kapazität der Zelle **60F** verwendet wird. Insbesondere wird der ERI-Wert der Zelle **60F** hoher Rate so ausgewählt, dass mindestens 40 Prozent, vorzugsweise mindestens 50 Prozent, bevorzugter mindestens 60 Prozent und am bevorzugtesten mindestens 75 Prozent der Kathode verbraucht werden.

**[0075]** Wie zuvor beschrieben wurde, sind die Zelle **60F** hoher Rate und die Zelle **62F** niedrigerer Rate nicht notwendigerweise parallel geschaltet. Bei einer Parallelverdrahtung lädt die Zelle **62F** niedrigerer Rate die Zelle **60F** hoher Rate jedoch nach einem transienten Hochleistungsimpuls, entsprechend dem zuvor beschriebenen Wiederauflademechanismus, wirksam wieder auf. Überdies ist es bei der Parallelkonfiguration bevorzugt, dass die Zelle **62F** niedrigerer Rate so ausgelegt ist, dass sie eine höhere Spannung (jenseits von BOL) aufweist als die Zelle **60F** hoher Rate, so dass, wenn die Zellen **60F**, **62F** entladen werden, die Zelle **62F** hoher Rate über einen größeren Teil der Nutzungsdauer der Zelle **60F** näher bei ihrer BOL-Spannung und Ratenkapazität bleibt. Bei einer noch bevorzugteren Ausführungsform der Konfiguration F, bei der eine parallele Konstruktion verwendet wird, ist die Zelle **60F** hoher Rate eine lithiumbegrenzte SVO-Zelle und die Zelle **62F** niedrigerer Rate eine SVO/CF<sub>x</sub>-Hybridkathodenzelle niedriger Rate. Diese Konstruktion sorgt dafür, dass beide Zellen ähnliche BOL-Spannungen, ähnliche Entleerungsspannungen (beispielsweise mehr als 90 % der Entleerung beim PLF-Wert) haben und die Zelle **62F** niedrigerer Rate eine höhere Spannung (jenseits

BOL) hat als die Zelle **60F** hoher Rate.

**[0076]** Die IMD mit einer zweizelligen Leistungsquelle gemäß der vorliegenden Erfindung weist erhebliche Verbesserungen gegenüber früheren Entwürfen auf. Durch Parallelschalten einer ersten Zelle hoher Rate und einer zweiten Zelle niedrigerer Rate zu einer Steuerschaltung und einer Ausgabeschaltung und Aufnehmen eines Schalters zum selektiven Entkoppeln der Zelle hoher Rate und der Steuerschaltung verwendet die IMD die Kapazität in beiden Zellen, unabhängig von den Ladebedingungen, wirksam. Unabhängig von dem Schalter, kann die Parallelschaltung es, abhängig von der Konstruktion der Zelle hoher Rate, erleichtern, dass die Zelle niedrigerer Rate die Zelle hoher Rate nach einem transienten Hochleistungsimpuls wiederauflädt. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform sind die Doppelzellen als ein einziges Reservoir bereitgestellt. Gemäß einer anderen bevorzugten Ausführungsform hat die Zelle hoher Rate einen anodenbegrenzten Aufbau und weist eine Lade-Zeit-Kennlinie auf, die eine minimale Abhängigkeit von der Zeit oder der Entladetiefe aufweist. Bei dieser Konfiguration wird der größte Teil der Kapazität der Zelle hoher Rate ausgenutzt, während strenge Ladezeitanforderungen erfüllt werden.

**[0077]** Wenngleich die vorliegende Erfindung mit Bezug auf bevorzugte Ausführungsformen beschrieben wurde, werden Durchschnittsfachleute verstehen, dass eine große Vielzahl alternativer und/oder gleichwertiger Implementationen, die berechnet sind, um die gleichen Zwecke zu erreichen, die dargestellt und beschriebenen spezifischen Ausführungsformen ersetzen können, ohne vom Schutzzumfang der vorliegenden Erfindung abzuweichen, der durch die Ansprüche definiert ist.

## Patentansprüche

1. Implantierbare medizinische Vorrichtung (**20**) mit:  
 einer hermetischen Ummantelung (**23**),  
 einer Niederleistungs-Steuerschaltung (**52**), die sich in der Ummantelung befindet,  
 einer Hochleistungs-Ausgabeschaltung (**50**), die sich in der Ummantelung befindet, um eine elektrische Impulstherapie auszuführen, und  
 einer Leistungsquelle (**54**) und einer Schaltungsanordnung (**56**), die sich in der Ummantelung befinden, um die Niederleistungs-Steuerschaltung und die Hochleistungs-Ausgabeschaltung mit Leistung zu versorgen, wobei die Leistungsquelle und die Schaltungsanordnung aufweisen:  
 eine erste High-Rate-Zelle bzw. Zelle (**60**) hoher Rate,  
 eine zweite Zelle (**62**) niedrigerer Rate, die eine Ratenkapazität aufweist, die kleiner als die Ratenkapazität der ersten Zelle hoher Rate ist,  
**dadurch gekennzeichnet**, dass



die erste Zelle und die zweite Zelle elektrisch parallel zur Niederleistungs-Steuerschaltung und zur Hochleistungs-Ausgabeschaltung geschaltet sind, und dass

die Vorrichtung weiter aufweist:

eine Schaltstufe (**79, 80**), die elektrisch zwischen die erste Zelle hoher Rate und die Niederleistungs-Steuerschaltung geschaltet ist, um die erste Zelle hoher Rate beim Aktivieren der Hochleistungs-Ausgabeschaltung selektiv von der Niederleistungs-Steuerschaltung zu entkoppeln, so dass der Niederleistungs-Steuerschaltung (**52**) durch die zweite Zelle (**62**) niedrigerer Rate Leistung zugeführt wird.

2. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Schaltstufe dafür konfiguriert ist, die Zelle hoher Rate während eines transienten Hochleistungsimpulses von der Niederleistungs-Steuerschaltung zu entkoppeln.

3. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, wobei die erste Zelle hoher Rate eine Elektrodenoberfläche aufweist, die größer ist als die Elektrodenoberfläche der zweiten Zelle niedrigerer Rate.

4. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, 2 oder 3, wobei die erste Zelle hoher Rate und die zweite Zelle niedrigerer Rate innerhalb eines einzigen Gehäuses gehalten werden.

5. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei das Gehäuse D-förmig ist.

6. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die erste Zelle hoher Rate von der zweiten Zelle niedrigerer Rate wiederaufladbar ist.

7. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die zweite Zelle eine Low-Rate-Zelle bzw. Zelle mittlerer Rate ist.

8. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die zweite Zelle eine Zelle niedriger Rate ist.

9. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die erste Zelle hoher Rate durch eine Ladezeit von weniger als etwa 12 Sekunden beim ERI gekennzeichnet ist.

10. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die erste Zelle hoher Rate eine lithiumbegrenzte SVO-Zelle ist und die zweite Zelle niedrigerer Rate eine SVO/CF<sub>x</sub>-Hybridkathodenzone mittlerer Rate ist.

11. Implantierbare medizinische Vorrichtung

nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei die erste Zelle hoher Rate eine Anode, eine Kathode und einen Elektrolyten aufweist und durch eine Ratenkapazität gekennzeichnet ist, die eine minimale Abhängigkeit von der Zeit bis zu einem vorgewählten spannungsbasierten ERI, bei dem mindestens 40 Prozent der Kathode verbraucht sind, aufweist.

12. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei die erste Zelle hoher Rate durch eine Ratenkapazität gekennzeichnet ist, die eine minimale Abhängigkeit von der Entladetiefe bis zum ERI aufweist.

13. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei mindestens 75 Prozent der Kathode am ERI verbraucht sind.

14. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei die erste Zelle hoher Rate eine anodenbegrenzte Zelle ist.

15. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 14, wobei der ERI in etwa 2,65 Volt beträgt.

16. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei die erste Zelle hoher Rate durch eine Ladezeit von weniger als etwa 12 Sekunden beim ERI gekennzeichnet ist.

17. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 bis 9, wobei die Leistungsquelle aufweist:

ein Gehäuse (**82**),  
erste Anoden- und Kathodenkörper, die innerhalb des Gehäuses angeordnet sind und zusammenwirken, um die erste Zelle (**60B**) zu definieren,  
zweite Anoden- und Kathodenkörper, die innerhalb des Gehäuses angeordnet sind und zusammenwirken, um die zweite Zelle (**62B**) zu definieren,  
einen Elektrolyten (**84**), der innerhalb des Gehäuses enthalten ist, wobei der Elektrolyt die erste und die zweite Zelle gemeinsam aktiviert.

18. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 17, wobei die erste und die zweite Zelle innerhalb des Gehäuses parallel geschaltet sind.

19. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 17 oder 18, wobei die zweite Zelle eine Reservoiretablette aufweist und die erste Zelle eine gewickelte Elektrode ist.

20. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 19, wobei die zweite Zelle weiter einen Anodenkörper aufweist, der angrenzend an die Reservoiretablette angeordnet ist.

21. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 19, wobei die erste Zelle um die Reservoiretablette gewickelt ist.

22. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 19, wobei die erste Zelle angrenzend an die Reservoiretablette angeordnet ist.

23. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei die erste Zelle hoher Rate eine Anode und eine Kathode aufweist und die zweite Zelle niedrigerer Rate weiter ein Kathodenreservoir aufweist, so dass nach dem Entladen der ersten Zelle hoher Rate Elektronen von dem Kathodenreservoir zur Kathode fließen, um die erste Zelle hoher Rate wieder aufzuladen.

24. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 23, wobei die Kathode und das Kathodenreservoir aus der Gruppe ausgewählt sind, die aus Silberoxid, Vanadiumoxid, Silbervanadiumoxid, Mangandioxid, Kupferoxid, Kupfersilbervanadiumoxid, Bleioxid, Kohlenmonofluorid, Chromoxid, wismuthaltigem Oxid, Kupfersulfat und Mischungen von diesen besteht.

25. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 23 oder 24, wobei das Kathodenreservoir eine Tablette ist.

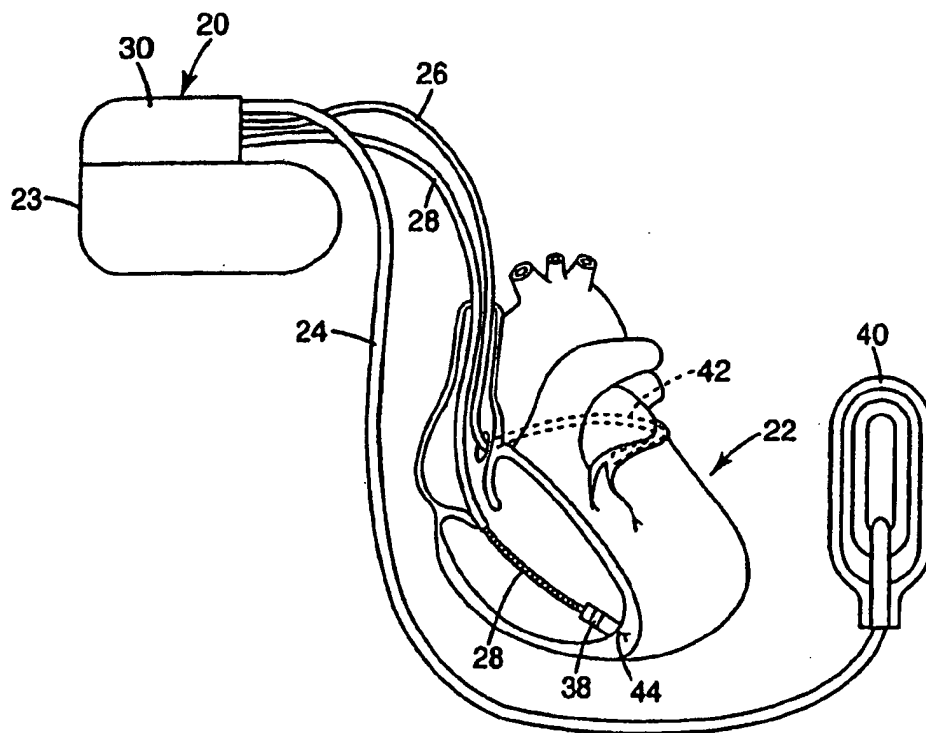
26. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 25, wobei die Anode und die Kathode der ersten Zelle hoher Rate um die Tablette gewickelt sind.

27. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 25, wobei die Tablette von der Anode und der Kathode der ersten Zelle hoher Rate getrennt ist.

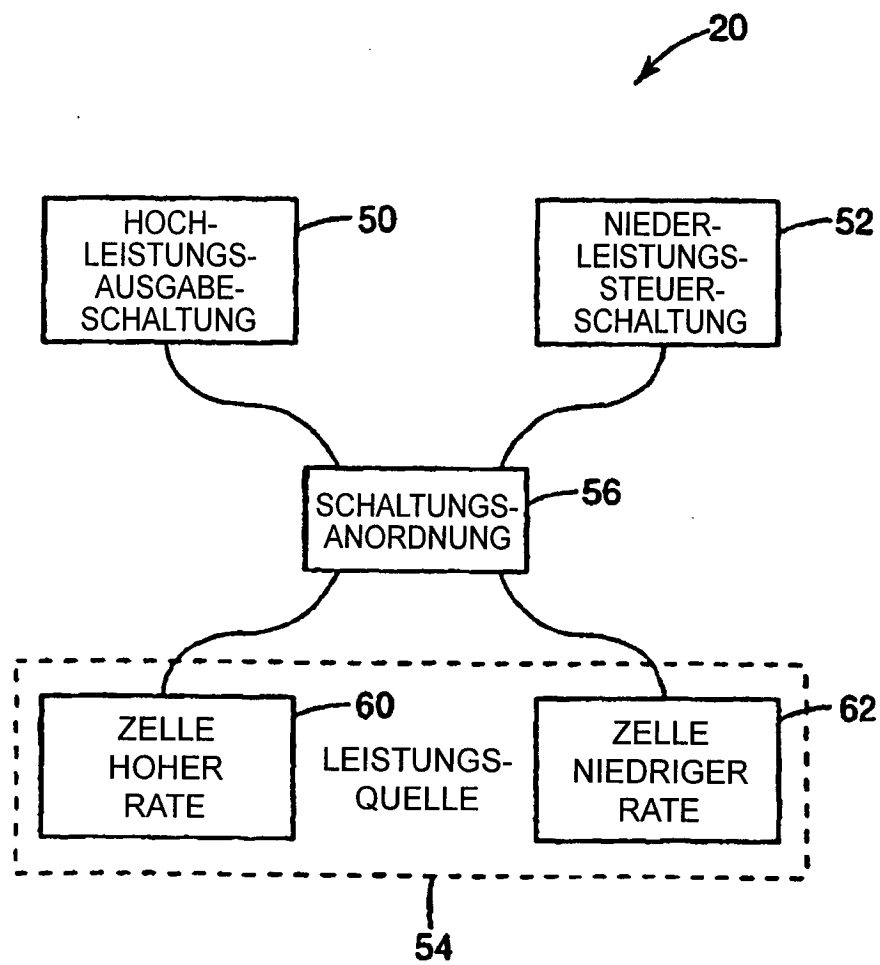
28. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 27, wobei die zweite Zelle niedrigerer Rate weiter eine Anode aufweist, die dem Kathodenreservoir zugeordnet ist.

29. Implantierbare medizinische Vorrichtung nach Anspruch 28, wobei die Anode der ersten Zelle hoher Rate und die Anode der zweiten Zelle niedrigerer Rate aus Lithium bestehen bzw. hergestellt sind.

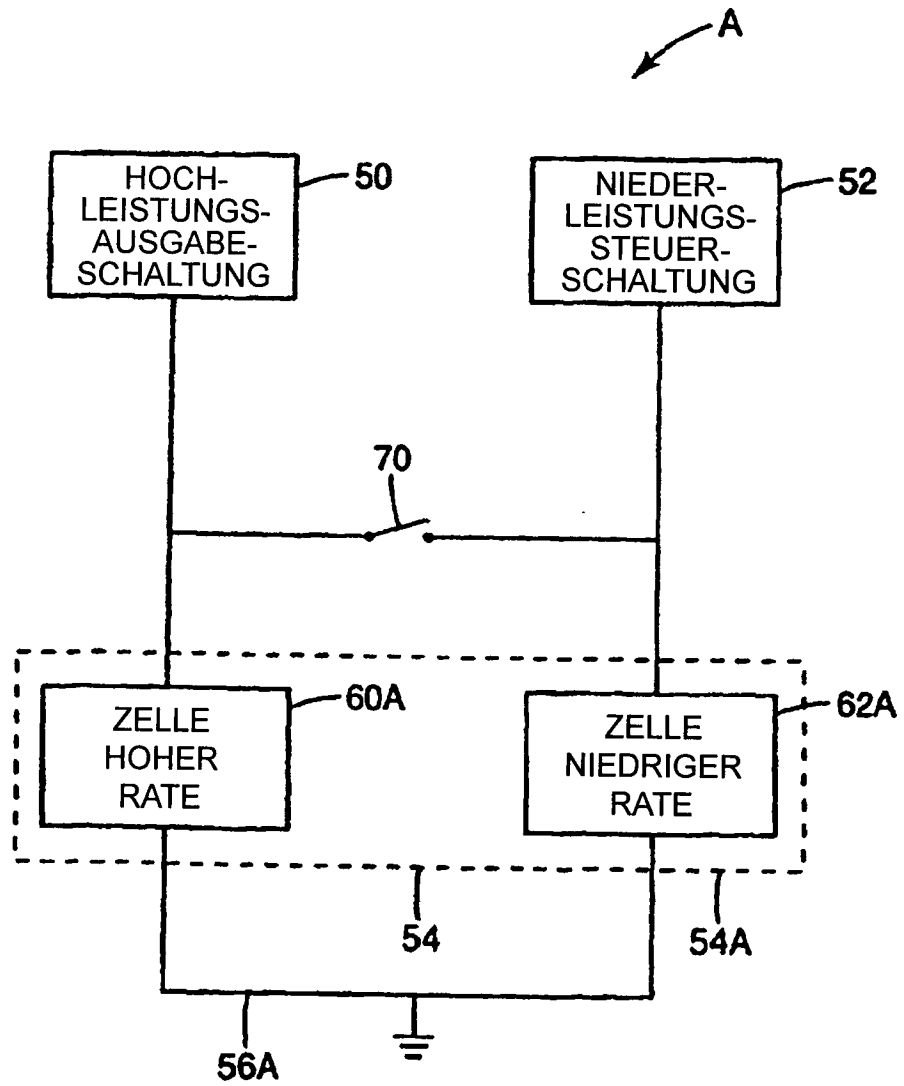
Es folgen 8 Blatt Zeichnungen



*Figur 1*

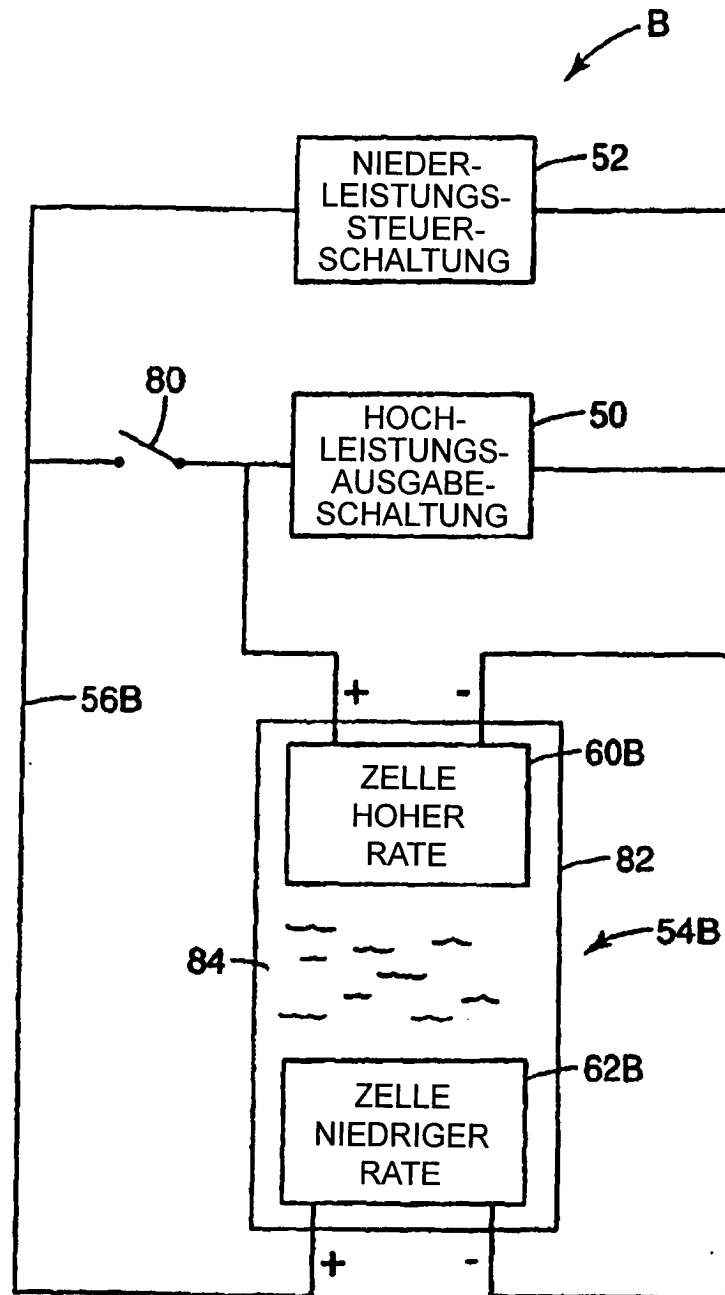


*Figur 2*

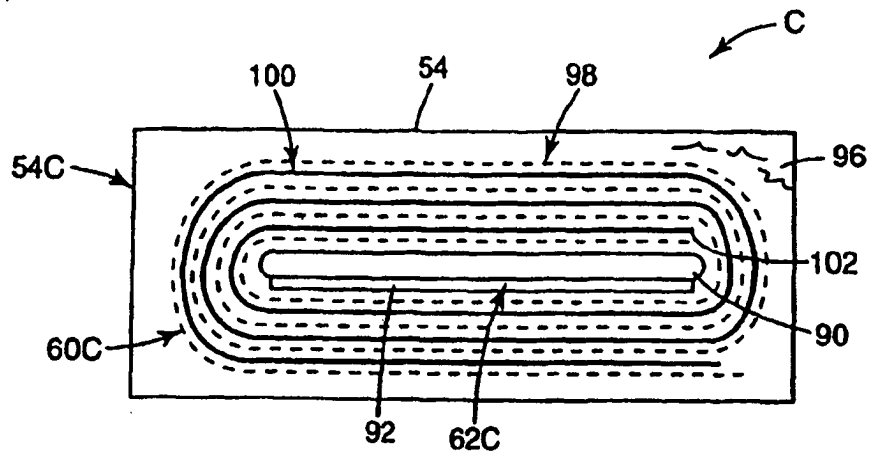


*Figur 3*

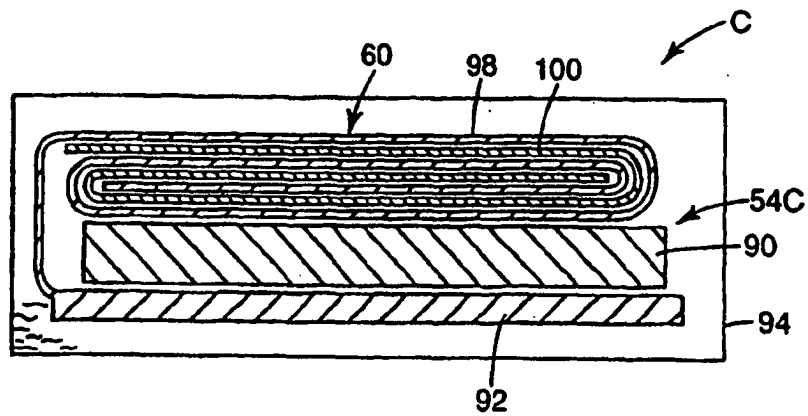




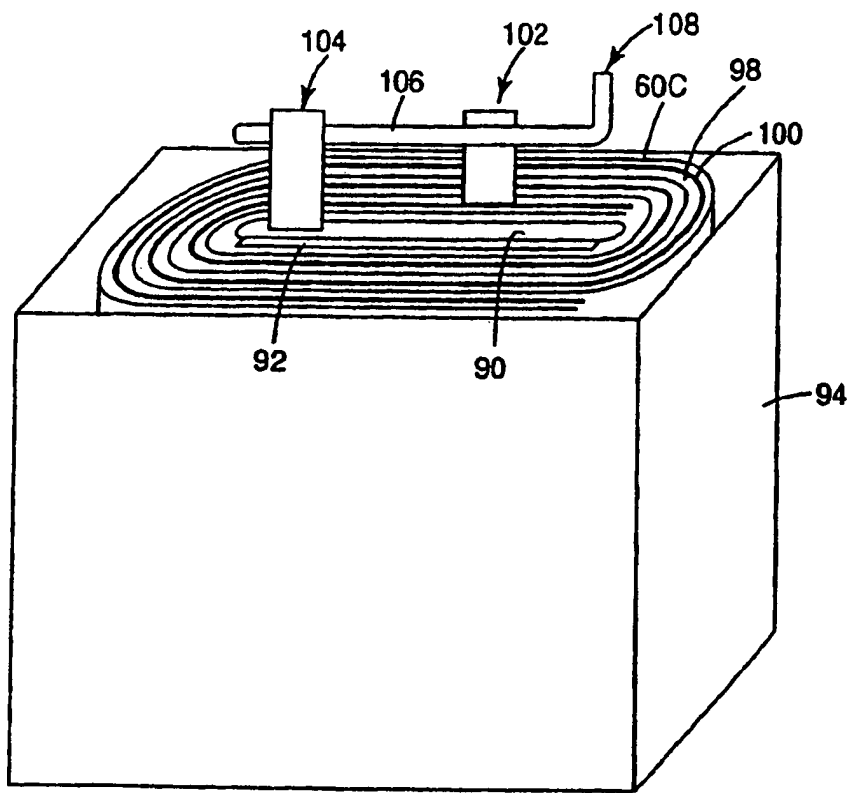
*Figur 4*



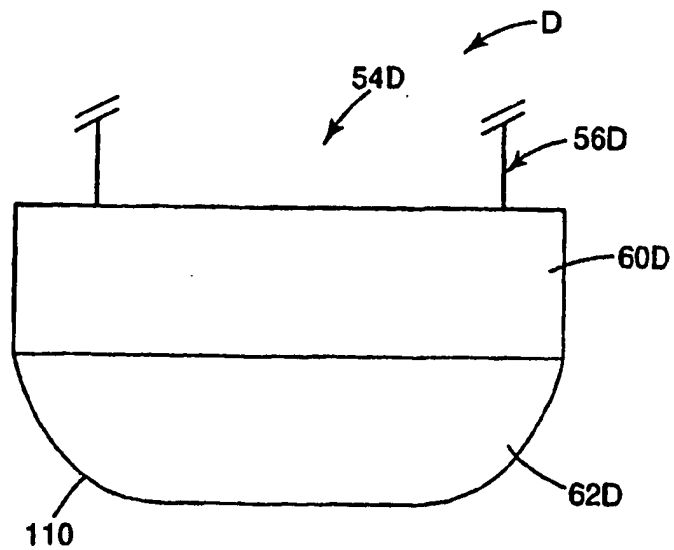
*Figur 5A*



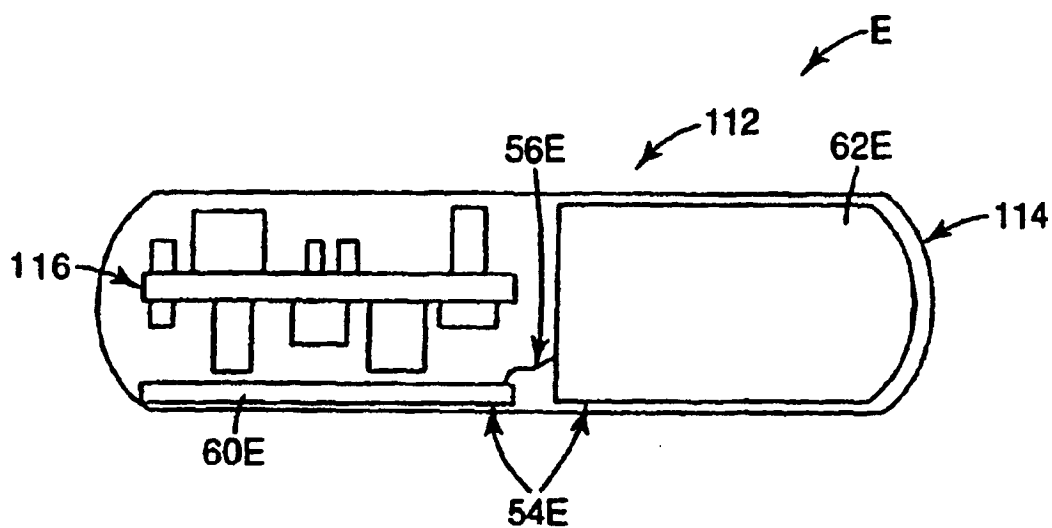
*Figur 5B*



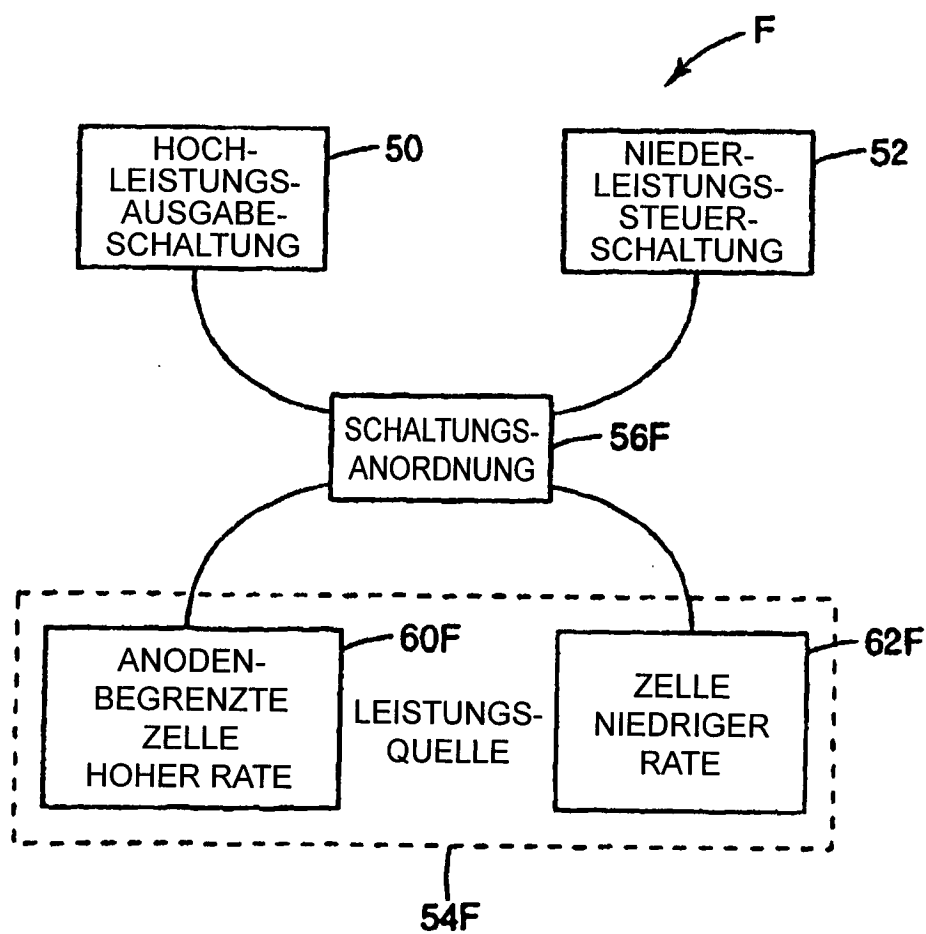
*Figur 5C*



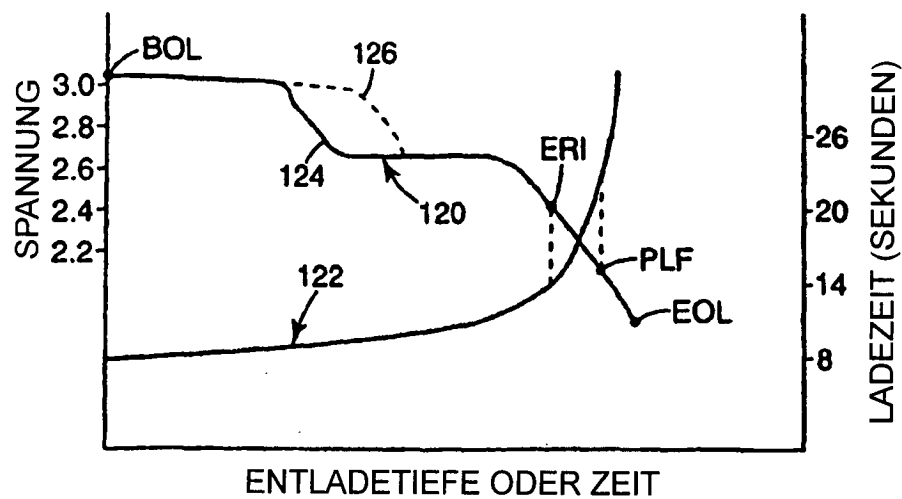
*Figur 6*



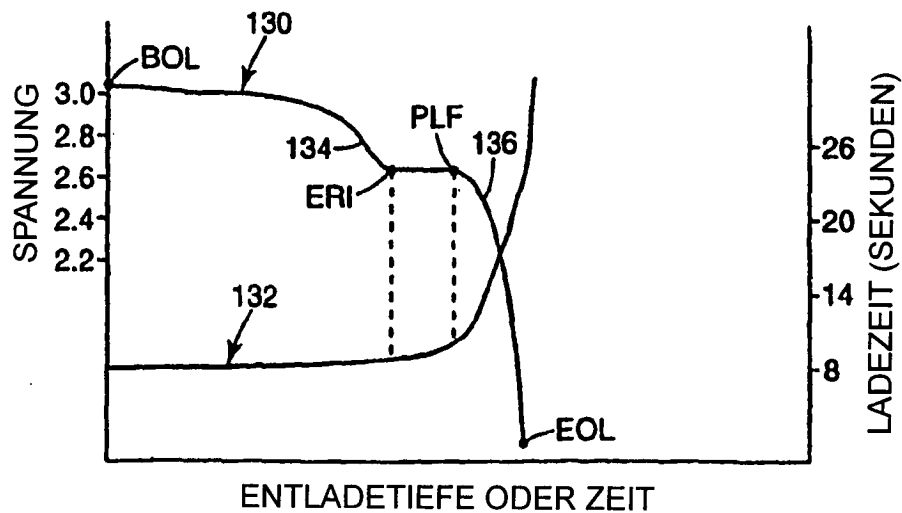
Figur 7



Figur 8



Figur 9



Figur 10