

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-535180

(P2009-535180A)

(43) 公表日 平成21年10月1日(2009.10.1)

(51) Int.Cl.

A61N 1/36 (2006.01)
A61N 1/37 (2006.01)
A61N 1/378 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 1/36
A 6 1 N 1/37
A 6 1 N 1/378

テーマコード(参考)

4 C 0 5 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2009-509985 (P2009-509985)
(86) (22) 出願日 平成19年4月30日 (2007.4.30)
(85) 翻訳文提出日 平成20年11月14日 (2008.11.14)
(86) 國際出願番号 PCT/US2007/067729
(87) 國際公開番号 WO2007/130884
(87) 國際公開日 平成19年11月15日 (2007.11.15)
(31) 優先権主張番号 11/381,074
(32) 優先日 平成18年5月1日 (2006.5.1)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 591007804
メドトロニック・インコーポレーテッド
アメリカ合衆国ミネソタ州55432, ミ
ネアポリス, メドトロニック・パークウェ
イ 710
710 Medtronic Parkway, Minneapolis, Minne
sota 55432, U. S. A
(74) 代理人 100140109
弁理士 小野 新次郎
100089705
(74) 代理人 弁理士 社本 一夫
100075270
(74) 代理人 弁理士 小林 泰

最終頁に続く

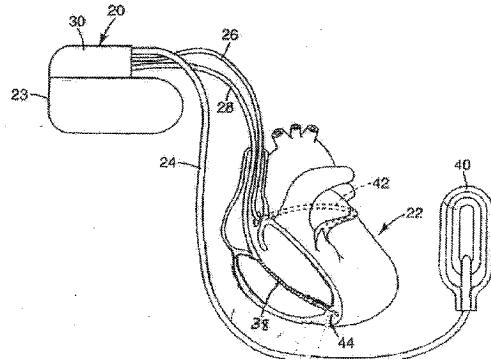
(54) 【発明の名称】デュアル電源を備えた埋め込み可能医療デバイス

(57) 【要約】

【課題】優れた空間容積効率およびより高いエネルギー密度を有するが、充電時間が増大することのない電源を備えた埋め込み可能医療デバイスを提供する。

【解決手段】埋め込み可能医療デバイスは、該埋め込み可能医療デバイスの動作を制御し、該埋め込み可能医療デバイスが埋め込まれている患者から生理的データを取得するための制御回路と、前記制御回路に接続され、外部デバイスへ前記生理的データを送信する通信回路と、前記制御回路に接続され、前記制御回路に電力を供給する第1電源と、前記通信回路に接続され、前記通信回路に電力を供給する第2電源とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

埋め込み可能な医療デバイスであって、

前記埋め込み可能な医療デバイスの作動を制御し、前記埋め込み可能な医療デバイスが埋め込まれた患者から生理学的データを獲得するための制御回路と、

前記制御回路に接続されて、生理学的データを外部デバイスに送信する通信回路と、

前記デバイス内に配置され、前記制御回路に接続されて、電力を前記制御回路に供給する第1の電源と、

前記デバイス内に配置され、前記通信回路に接続されて、電力を前記通信回路に供給する第2の電源と、

前記第1の及び第2の電源を共通に活性化(activate)する電解質であって、当該電解質が、2,2,2-トリ・フッ化アセトアミドを含むものと、

を備える医療デバイス。

【請求項 2】

前記第1電源は電池を含む請求項1に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 3】

前記電池は、Li/CFx-CSVO、Li/CSVO、Li/CFx、Li/MnO₂、Li/l2、およびLi/SOCl₂電池の少なくとも1つを含む請求項2に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 4】

前記第2電源は充電式電池を含む請求項1に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 5】

前記充電式電池は、リチウムイオン電池およびニッケル/金属水素化物電池の少なくとも1つを含む請求項4に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 6】

第1所定事象の発生時に、前記通信回路に前記第1電源を接続するためのスイッチをさらに備える請求項1に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 7】

前記第1および第2電源のそれぞれは、それらに関連する残り電力レベルを有し、

前記デバイスは、

前記第1の及び第2の電源に接続され、前記第1電源および第2電源の少なくとも一方の残り電力レベルを検知するためのセンサ、

をさらに備える請求項6に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 8】

前記第1所定事象は、前記第2電源の残り電力レベルが残り電力レベルしきい値を下回っていることを前記センサが検知することを含む請求項7に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 9】

前記スイッチは、第2所定事象の発生時に前記制御回路に前記第2電源を接続する請求項7に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 10】

前記第2所定事象は、前記第1電源の残り電力レベルが残り電力レベルしきい値を下回っていることを前記センサが検知することを含む請求項9に記載の埋め込み可能な医療デバイス。

【請求項 11】

埋め込み可能医療デバイスに電源を組み込む方法であって、

前記デバイス内に配置される第1電源によって、少なくとも該制御回路が埋め込まれている患者の生理的データを取得する制御回路に電力を供給するステップと、

前記デバイス内に配置された第2電源によって通信回路に電力を供給するステップであって、前記第1の電源と当該第2の電源の少なくとも1つが、電解質中に2,2,2-トリ・

10

20

30

40

50

フッ化アセトアミドを含むものと、

前記通信回路から外部デバイスへ前記生理的データを送信するステップと、
を含む埋め込み可能医療デバイスに電源を組み込む方法。

【請求項 1 2】

前記第 2 電源の残り電力レベルを検知すること、
前記残り電力レベルが所定しきい値を下回ったかどうかを判定すること、及び、
前記残り電力レベルが前記所定しきい値を下回ったと判定したことに応答して、前記第
1 電源によって前記通信回路に電力を供給すること、
をさらに含む請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記第 1 電源の残り電力レベルを検知すること、
前記残り電力レベルが所定しきい値を下回ったかどうかを判定すること、
前記残り電力レベルが前記所定しきい値を下回ったと判定したことに応答して、前記第
2 電源によって前記制御回路に電力を供給すること、
をさらに含む請求項 1 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、包括的には、埋め込み可能医療デバイス用電源に関する。特に、本発明は、
埋め込み可能医療デバイス性能を最適化するためのデュアルセル電源に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

心臓の治療的刺激のためのさまざまな異なる埋め込み可能医療デバイス（IMD）が利
用可能であり、当技術分野で既知である。例えば、埋め込み可能カーディオバータ／ディ
フィブリレータ（ICD）が、心室細動を患っている患者を処置するために使用される。
心室細動とは、もし修正されなければ急速に死に至る可能性のある無秩序な心調律である。
動作において、ICDは、患者の心臓の電気的活動を連続的に監視し、心室細動を検出
し、その検出結果に応答して、正常心調律を復元するための適切なショックを送出する。
同様に、自動埋め込み可能ディフィブリレータ（AID）が、心臓の治療的刺激のために
利用可能である。動作時、AID デバイスは、心室細動を検出し、心臓の外側に大きい間
隔を隔てて配置された電極を通じて心臓に非同期の高電圧パルスを送出することにより、
経胸腔的ディフィブリレーションを模擬する。従来技術のカーディオバータのさらにもう
1つの例として、例えばEngle他の米国特許第4,375,817号（特許文献1）に開
示されているペースメーカー／カーディオバータ／ディフィブリレータ（PCD）がある。
このデバイスは頻脈性不整脈の開始を検出する。このデバイスは、頻脈性不整脈の進行
の監視または検出を行う手段を含み、それにより、心室性頻脈または心室細動を中断させる
ように、次第に大きくなるエネルギーレベルを心臓に印加することができる。例えばプロ
グラム可能ペースメーカーのような、他の数多くの類似の埋め込み可能医療デバイスも利
用可能である。

【0 0 0 3】

正確な構成および使用法の如何を問わず、上記のIMDのそれぞれは一般的に、低電力
制御回路、高電力出力回路、および電源という3つの主要なコンポーネントを含む。制御
回路は、例えば心臓刺激パルスのレート、同期、パルス幅および出力電圧等の種々の動作
特性の監視および決定を行うとともに、心臓の監視等の診断機能を有する。これに対して
、高電力出力回路は、制御回路からの信号に応答して1つまたは複数のリード線経由で心
臓に印加されるべき電気刺激パルスを生成する。

【0 0 0 4】

電源は、低電力制御回路および高電力出力回路の両方に電力を供給する。参考までに、
電源は通常、制御回路に10～20マイクロアンペアを供給し、出力回路にはより大きい
電流を供給することを必要とされる。個々のIMDアプリケーションに応じて、高電力出

10

20

30

40

50

力回路が必要とし得る刺激エネルギーは、ペースメーカーの場合には、0.1ジュールと低く、埋め込み可能ディフィブリレータの場合には、40ジュールと高い。電源は、十分な刺激エネルギーを供給することに加えて、長年にわたる耐用寿命を有するように自己放電が低いのが望ましく、また、信頼性が高く、最小限のパッケージ容積からエネルギーを供給することができるのが望ましい。

【0005】

IMD用の好適な電源あるいは電池は、実質上常に、本質的に電気化学的であり、一般に電気化学セルと呼ばれる。IMD用の許容できる電気化学セルは通常、ケースと、それを囲むアノード、セパレータ、カソードおよび電解質を含む。アノード材料は通常、金属リチウムであるか、または、充電式セルの場合には、リチウムイオン含有体である。リチウム電池は一般的に、他のタイプの電池に比べて高いエネルギー密度および低い自己放電特性に部分的に起因して、許容できる電源とみなされている。カソード材料は通常、酸化バナジウム銀(SVO)、二酸化マンガン等の金属系である。

10

【0006】

場合により、出力回路の電力要求は、電池が送出できるよりも高い。したがって、従来技術では普通、出力コンデンサ等を用いて、刺激パルスの送出前のある時点で出力エネルギー蓄積デバイスに刺激パルスエネルギーを蓄積する。制御回路が、出力回路に対して刺激パルスを送出るべきことを指示すると、出力回路部は、埋め込まれたリード線経由で、出力コンデンサに蓄積されているエネルギーを心組織に印加する。後続の刺激パルスの送出前に、出力コンデンサが通常再充電される。電源が出力コンデンサを再充電するのに要する時間を「充電時間」と呼ぶ。

20

【0007】

出力コンデンサが使用されるかどうかにかかわらず、現在知られている治療的パルス発生IMDで認識されている欠点の1つは、電池消耗レベルが最大に達する前に交換しなければならないことが多いことである。IMDの出力コンデンサが再充電されている時、固有電池インピーダンスを流れる充電電流による電池電圧の降下がある。この電圧降下は、電池が新品の時には重大でないかもしれないが、電池が古くなったり電池切れに近づいたりするとかなり大きくなるため、コンデンサ再充電動作中には、制御回路への電圧供給が最小許容レベルを下回る場合がある。この一時的降下は、制御回路の誤動作を引き起こす可能性がある。たとえ電池がまだ心臓を刺激するのに十分な容量を有しているとしても、このような誤動作が起こる前にIMDは取り出され、交換される場合がある。簡単に言えば、現在市販されているリチウム系セルのレート能力は、時間または放電深度に強く左右される。これは、セルが時間とともに、および/または使用の反復とともに、内部抵抗が高くなるためである。IMDアプリケーションの場合、この時間または放電深度への依存性は、電池の耐用寿命を制限する。

30

【0008】

上記の問題点に対する1つの解決法として、2個の電池を備え、一方で出力回路またはコンデンサを充電し、他方の電池で制御回路に電力供給するようにするものがある。残念ながら、制御回路および充電/出力回路部用のデバイスに必要なエネルギーの相対量は患者ごとに異なりがちである。制御回路に電力供給するための電池の容量は、一人の患者のプロフィールに関して最適化することができるだけである。したがって、他の患者に対しては、一方の電池が他方よりも前に切れてしまい、デバイスにおいてエネルギーが浪費されるままとなる。このようなシステムの一例が、Takeuchi他の米国特許第5,614,331号(特許文献2)に開示されている。

40

【0009】

IMD電源に関連するもう1つの問題点として、全体的サイズの制約に関するものがある。具体的には、比較的長期間(4~7年程度)適切な電力レベルを供給するために、高電力出力回路に関連する電源は通常、ある一定の電極表面積を有することにより、高レート能力を達成している。安全性および製造制約のため、必要な電極表面積は、セル容積の増大によって達成することができる。結果として得られるセルは、出力回路部電力要件を

50

満足する場合があるが、残念ながら、容積効率が低くなることがある。また、最近の IMD 設計は、D 字形や半 D 字形のような、矩形以外の形状をとる電源を必要とするため、これもまた容積効率の低下の一因となる。

【0010】

したがって、一般的に、現在市販されている電気化学セル設計、特に Li / SVO 構成は、少なくとも最初は、出力回路部の電力要件を満たしている場合がある。しかし、このようなセルに固有の容積効率の低さから、セルの有効容量を使い切る前に寿命末期点となってしまう。繰り返しになるが、現在市販されているセルは、使用期間または放電深度に強く左右される出力回路部充電時間を示す。長い間に、セルのインピーダンスが増大することにより、結果として生じる充電時間も増大する。実質上すべての IMD が、出力回路部に対する最大許容可能充電時間是有する。一旦セルの充電時間が最大許容充電時間を超えた後には、IMD は交換されるであろう。容積効率の低いセルは、たとえセルの容量の大部分（有効容量の 40 % 程度）が未使用のままであっても、この最大充電時間に急速に到達することがある。したがって、電源に組み込まれているセルが 1 つであるか 2 つであるかにかかわらず、結果として得られる構成は、高レート電池の有効容量に関しては非常に効率が低い。

10

【0011】

製造業者は、IMD の構成およびサイズの特性の改良を続けている。この目的のためには、現在市販されている電源設計は決して最適ではない。したがって、優れた空間容積効率およびより高いエネルギー密度を有しながら、それとともに充電時間が増大することのない IMD 電源が必要とされている。

20

【0012】

IMD 電源に関連するさらにもう 1 つの問題点として、外部デバイスとの間で IMD データを通信するための無線送受信器の使用に関するものがある。IMD によって通信されるデータは、その IMD が埋め込まれている患者に関連する生理的データを含む場合がある。例えば、IMD がペースメーカーまたはカーディオバータ / ディフィブリレータである場合、生理的データは、前述のように患者の心臓内に埋め込まれた電極から得られる電気的心信号を含む場合がある。IMD がこの生理的データを通信する相手となる外部デバイスとしては、例えば、IMD から受信される生理的データの監視および / または処理を行うコンピュータが挙げられる。

30

【0013】

IMD は、その性能に関連するデータを通信することもある。性能としては、例えば、埋め込まれた電極経由で監視される電気的心信号の所与のセットに対して治療的ショックを送出した際の強度レベルがある。外部コンピュータデバイスは、受信データを解析し、IMD へ、その治療を調整するためにプログラミングデータを送信することができる。例えば、プログラミングデータは、IMD に対して、患者に送出される治療的ショックの強度を低下させるように指示することができる。

【0014】

通常、IMD 内の無線送受信器は比較的高い電流パルスを必要とするため、IMD 内の電源からの流出が大きくなる。IMD の高度化および IMD によって実行される通信送信回数の増大が今後数年にわたって進むと予想されるので、IMD の電源にはるかに大きな負荷がかかることにより、その寿命が短くなる可能性がある。電源へのアクセス可能性は通常、外科的処置を通じて達成されるので、電池寿命のこのような短縮は問題である。

40

【0015】

【特許文献 1】米国特許第 4,375,817 号公報

【特許文献 2】米国特許第 5,614,331 号公報

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明は、上記の問題点の 1 つまたは複数の影響を低減することに関する。

50

[発明の概要]

本発明によれば、装置は、第1電源に接続されることにより該装置の動作を制御し、前記第1電源から電力を受け取るようになっている制御回路とを備える。通信回路は、第2電源に接続されることにより外部デバイスと通信し、前記第2電源から電力を受け取るようになっている。

【0017】

本発明によれば、埋め込み可能医療デバイスは、該埋め込み可能医療デバイスの動作を制御し、該埋め込み可能医療デバイスが埋め込まれている患者から生理的データを取得するための制御回路を備える。通信回路は、前記制御回路に接続されて外部デバイスへ前記生理的データを送信し、第1電源は、前記制御回路に接続され、前記制御回路に電力を供給し、第2電源は、前記通信回路に接続され、前記通信回路に電力を供給する。

10

【0018】

本発明によれば、埋め込み可能医療デバイスに電源の動作を制御する方法は、第1電源によって制御回路に電力を供給することであって、該制御回路は、少なくとも該制御回路が埋め込まれている患者の生理的データを取得する、制御回路に電力を供給すること、第2電源によって通信回路に電力を供給すること、および前記通信回路から外部デバイスへ前記生理的データを送信すること、を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

図1は、本発明による埋め込み可能医療デバイス（「IMD」）20の一実施形態、およびそれと人間の心臓22との関係の概略図である。IMD20は、図1において、好ましくはペースメーカー／カーディオバータ／ディフィブリレータ（PCD）であるように示されているが、別法として、IMDは、薬剤送出デバイス、神経刺激器、または当技術分野で既知の他のいかなるタイプの埋め込み可能デバイスであってもよい。IMDは、密封格納部ケース23、ならびに関連する電気リード線24、26および28を含む。以下でさらに詳細に説明するように、格納部ケース23は、種々の回路および電源を収容する。リード線24、26および28は、マルチポートコネクタプロック30によってIMD20に接続される。マルチポートコネクタプロック30は、図示されている3本のリード線24、26、および28のそれぞれに対する別々のポートを含む。

20

【0020】

一実施形態では、リード線24は皮下電極40に接続される。皮下電極40は、左胸郭領域に皮下的に取り付けるためのものである。別法として、能動「筐体(can)」を使用することにより、埋め込まれた電極と格納部ケース23の間に刺激を供給することができる。さらにもう1つの実施形態では、単一多極リード線上に保持された2つの電極間に刺激が供給される。

30

【0021】

リード線26は、心臓22の冠状静脈洞および大静脈領域に位置する細長いコイル電極を用いた冠状静脈洞リード線である。電極の位置は、42に破線形式で図示され、冠状静脈洞の開口部内の点から左心耳付近の点まで心臓22の周りに延びる。

40

【0022】

リード線28には、心臓22の右心室に位置する細長い電極コイル38が設けられる。また、リード線28は螺旋状刺激電極44も含む。この電極44は、右心室の心筋組織にねじ込まれる伸縮可能な螺旋状コイルの形態をとる。また、リード線28は、近接および遠隔電場電気図検知のための1つまたは複数の追加的電極を含んでもよい。

【0023】

図示のシステムでは、心臓ペーシングパルスが、螺旋状電極44とコイル電極38の間に送出される。電極38および44は、心室収縮を示す電気信号を検知するためにも使用される。さらに、カーディオバータ／ディフィブリレーションショックが、コイル電極38と電極40の間、およびコイル電極38と電極42の間に送出されてもよい。順次パルスディフィブリレーション中に、パルスは、皮下電極40とコイル電極38の間、および

50

冠状静脈洞電極 4 2 とコイル電極 3 8 の間に順次送出されると考えられる。単一パルス 2 電極ディフィブリレーションパルス療法もまた、通常はコイル電極 3 8 と冠状静脈洞電極 4 2 の間に提供されることができる。別法として、単一パルスが電極 3 8 と 4 0 の間に送出されてもよい。電極と IMD 2 0 との具体的な相互接続は、どの特定の単一電極対ディフィブリレーションパルス療法が使用される可能性が高いと考えられるかによって多少左右される。

【 0 0 2 4 】

IMD 2 0 の正確な構成および動作の如何を問わず、IMD 2 0 は、図 2 にブロック形式で示されているいくつかの基本的コンポーネントを含む。IMD 2 0 は、高電力出力回路 5 0 、低電力制御回路 5 2 、電源 5 4 (破線で示す) 、および回路部 5 6 を含む。以下でさらに詳細に説明するように、電源 5 4 は好ましくはデュアルセル構成であり、さまざまな形態をとることができ。同様に、回路部 5 6 は、アナログおよび / またはデジタル回路を含むことができ、さまざまな構成をとることができ、電源 5 4 を高電力出力回路 5 0 および低電力制御回路 5 2 に電気的に接続する。

10

【 0 0 2 5 】

高電力出力回路 5 0 および低電力制御回路 5 2 は通常、IMD 2 0 に関連する電子デバイスモジュールの一部として設けられる。一般的に、高電力出力回路 5 0 は、ディフィブリレーションまたはカーディオバージョン / ディフィブリレーションパルスのような電気パルス治療を送出するように構成される。つまり、高電力出力回路 5 0 は、IMD 2 0 の種々の電極 3 8 ~ 4 4 (図 1) 間に刺激パルスエネルギーを印加する働きをする。当技術分野で既知のように、高電力出力回路 5 0 は、適切な出力エネルギー (例えは、0 . 1 ~ 4 0 ジュールの範囲の) を生成するコンデンサバンク (図示せず) に連動されてもよい。

20

【 0 0 2 6 】

低電力制御回路 5 2 も同様に当技術分野で既知である。一般的に、低電力制御回路 5 2 は、適切な刺激治療の送出のために、心臓活動および高電力出力回路 5 0 の信号作動を監視する。また、当技術分野で既知のように、低電力制御回路 5 2 は、全体的治療の一部として、高電力出力回路 5 0 から好ましいパルス列を生成してもよい。

30

【 0 0 2 7 】

電源 5 4 および関連回路部 5 6 は、以下の種々の実施形態で説明するように、さまざまな構成をとってもよい。しかし、好ましくは、電源 5 4 は、第 1 の高レートセル 6 0 および第 2 の低位レートセル 6 2 (例えは、中間レートまたは低レートのセル) を含む。特に、第 1 および第 2 のセル 6 0 、 6 2 は、互いに別個に形成されても、単一格納部内に収容されてもよい。個々のアプリケーションに応じて、高レートセル 6 0 は、ペースメーカーの場合には、0 . 1 ジュールと低く、埋め込み可能ディフィブリレータの場合には、4 0 ジュールと高い刺激エネルギーを供給するように構成される。具体的実施形態に関連して以下で説明するように、高レートセル 6 0 は、当技術分野で既知のようにさまざまな形態をとってよい。好ましくは、高レートセル 6 0 は、アノード、カソードおよび電解質を含む。

30

【 0 0 2 8 】

電解質は、基本液体電解質組成物及び抵抗安定化添加剤を含む。基本電解質組成物は一般的に、1 . 0 モル (M) のリチウム・テトロ・フッ化ホウ酸塩 (1 - 2 0 重量 %) 、ガンマ酪酸ラクトン (5 0 - 7 0 重量 %) 、及び、1 , 2 - ジ・メトキシ・エタン (3 0 - 5 0 重量 %) 、を含む。抵抗安定化添加剤は、2,2,2 - トリ・フッ化アセトアミドである。

40

【 0 0 2 9 】

アノードは、好ましくは、再充電可能アプリケーションのためにリチウム (金属形態またはイオン形態のいずれでもよい) を含むように形成される。これを念頭に置くと、高レートセル 6 0 は、最も好ましくは、例えはHoward等の「High Reliability Electrochemical Cell and Electrode Assembly Therefor」に対する米国特許第 5 , 4 3 9 , 7 6 0 号およびBerkowitz等の「High Reliability Electrochemical Cell and Electrode Assembly Therefor」に対する米国特許第 5 , 4 3 4 , 0 1 7 号 (これらの開示は参照により本明細

50

書に援用される)に開示されているタイプの渦巻形電池である。高レートセル60は、例えば、Muffuletto等の「Internal Electrode and Assembly Method for Electrochemical Cells」に対する米国特許第5,312,458号および第5,250,373号、Takeuchi等の「Method of Making Prismatic Cell」に対する米国特許第5,549,717号、Kiester等の「Non-aqueous Lithium Battery」に対する米国特許第4,964,877号、Post等の「Electrochemical Cell With Improved Efficiency Serpentine Electrode」に対する米国特許第5,147,737号、およびPyszczek等の「Use of Standard Uniform Electrode Components in Cells of Either High or Low Surface Area Design」に対する米国特許第5,468,569号(これらの開示は参照により本明細書に援用される)に開示されているタイプの渦巻電極、積層板電極または蛇行電極を有する電池でもよいが、それほど好ましくない。別法として、高レートセル60は、單一カソード電極を含むことができる。

10

【0030】

高レートセル60のカソードの材料は、最も好ましくは固体であり、当技術分野で既知のように、その活性成分として酸化バナジウム、酸化バナジウム銀(SVO)または二酸化マンガン等の金属酸化物を含む。別法として、高レートセル60のカソードは、一フッ化炭素およびその混成物または他の活性電解成分およびその組合せを含んでもよい。SVOがカソードに使用される場合、SVOは、最も好ましくは、Crespi他の米国特許第5,221,453号、第5,439,760号、および第5,306,581号に開示されているような「複合酸化バナジウム銀(combination silver vanadium oxide)」(すなわち「CSV0」)として知られているタイプのものであるが、他のタイプのSVOも使用可能である。

20

【0031】

もちろん、上記に明示的に記載した以外の電気化学システムもまた高レートセル60として利用可能であることが理解される。そのようなシステムとしては、以下のものに限定されないが、ほんの少し例を挙げれば、リチウム/酸化銀、リチウム/酸化マンガン、リチウム/V₂O₅、リチウム/酸化バナジウム銀銅、リチウム/酸化銅、リチウム/酸化鉛、リチウム/一フッ化炭素、リチウム/酸化クロム、リチウム/ビスマス含有酸化物、リチウム/硫酸銅、以上列挙した種々のカソード材料の混合物(例えば、酸化バナジウム銀と一フッ化炭素の混合物)、およびリチウムイオン充電式電池のようなアノード/カソードシステムがある。

30

【0032】

一般的に、第2の低位レートセル62は、高レートセル60より低い、低電力制御回路52に電力供給するのに十分なレート容量を有する。例えば、好ましい一実施形態では、第2の低位レートセル62は、中間レートのSVOセル、より好ましくはSVO/CFxセルである。別法として、第2の低位レートセル62は、10~30マイクロアンペアの範囲の電流流出を有する低レートのリチウム/ヨウ素ベースメカ電池であってもよい。当技術分野で既知のように、第2の低位レートセル62の許容できる構成としては、例えば、Sunderland等の「Electrochemical Cell」に対する米国特許第5,716,729号(この開示は参照により援用される)に記載の單一カソード電極設計がある。本明細書で使用される場合、「低位レートセル」への言及は、低レートセルおよび中間レートセルの両方を含むものとする。正確な構成の如何を問わず、高レートセル60および低位レートセル62は、好ましくは、類似の寿命初期(BOL)電圧(例えば、100mV未満)を有する。また、セル60、62は類似の消耗時電圧を有することが好ましい。それにより、セル60または62の一方が切れた時に、セル60、62のそれぞれの容量が効率的に使用される。

40

【0033】

高レートセル60および第2の低位レートセル62の上記のパラメータを念頭に置いて、図3に、電源54Aおよび回路部56Aの1つの好ましい組合せAを概略的に示す。電源54Aは、上記のような第1の高レートセル60Aおよび第2の低位レートセル62A

50

を含む。さらに、回路部 56A が、高レートセル 60A および低位レートセル 62A を並列に高電力出力回路 50 および低電力制御回路 52 に電気的に接続する。特に、回路部 56A は、低電力制御回路 52 から高レートセル 60 を選択的に切断するように構成されるスイッチ 70 を含む。ただし、回路部 56A は、以下で説明する動作条件に応答してスイッチ 70 をオンオフするための追加的なコンポーネント / 接続（図示せず）を含んでもよい。

【0034】

電源 / 回路部の構成 A は、従来技術のシングルセル設計よりも優れた明確な利点を提供する。例えば、IMD20（図 1）の動作中に、電源 54A は、低電力制御回路 52 に連続的に電力供給するための十分に高い電圧を維持しながら、時折、高電流パルスを送出すること、または高電力出力回路 50 を充電することを要求される。供給電圧がある一定値を下回ると、IMD20 は動作を停止する。電源 / 回路部の構成 A は、高電力出力回路 50 が作動していない期間中は、高レートセル 60A および低位レートセル 62A を並列にして低電力制御回路 52 に電力供給する。ディフィブリレーションパルスのような過渡的高電力パルスの期間中には、スイッチ 70 が開いて低電力制御回路 52 から高レートセル 60A を切斷する。低位レートセル 62A は、低電力制御回路 52 に電気的に接続されたままである。したがって、低位レートセル 62A は、高レートセル 60A がいかなる電圧降下を受けるかにかかわらず、低電力制御回路 52 に連続的に電力供給する。回路部 56A の並列構成により、高レートセル 60A および低位レートセル 62A は、それぞれのセル 60A、62A の有効寿命のほぼ全体にわたり、ともに動作することができる。また、必要な場合には、セル 60A および / または 62A のサイズや形状を変更することにより、IMD20（図 1）により課される特定の容積制約または形状制約を満たすことができる。

10

20

30

40

【0035】

図 4 に、一代替実施形態の電源 / 回路部の構成 B を概略的に示す。電源 / 回路部の構成 B は、電源 54B および回路部 56B を含む。電源 54B は、第 1 の高レートセル 60B および第 2 の低位レートセル 62B を含む。回路部 56B は、高レートセル 60B および低位レートセル 62B を並列に高電力出力回路 50 および低電力制御回路 52 に接続するとともに、スイッチ 80 を含む。スイッチ 80 は、低電力制御回路 52 から高レートセル 60B を選択的に切斷するように構成される。そのため、回路部 56B は、以下で説明する動作条件に応答してスイッチ 80 をオンオフするための追加的なコンポーネント / 接続（図示せず）を含んでもよい。

【0036】

電源 54B は、好ましくはリザーバ電池(reservoir battery)であり、それにより、高レートセル 60B および低位レートセル 62B の両方が、全体を 82 で示す単一のケース内に保持される。ただし、高レートセル 60B は、低位レートセル 62B のアノード / カソード構成と電気化学的に対応する（好ましくは同一である）アノード / カソードの組合せを含み、それにより、共通電解質 84 がセル 60B、62B の両方を活性化する。例えば、高レートセル 60B は高レート Li / SVO であってよく、一方で低位レートセル 62B は、ペレット設計による Li / SVO または Li / MnO₂ セルのような高容積効率セルである。別法として、前述のように、セル 60B、62B の他の構成も同様に許容できる。

【0037】

回路部 56B 経由でセル 60B、62B を並列に高電力出力回路 50 および低電力制御回路 52 に接続することにより、セル 60B、62B の両方が低電力制御回路 52 に電力供給することができ、それによって、電源 54B の有効寿命が延びる。また、前述の電源 / 回路部の構成 A（図 3）と同様に、スイッチ 80 が、高電力出力回路 50 による過渡的高電力パルスの期間中の低電力制御回路 52 の動作を保証する。例えば、高電力出力回路 50 が高電力パルスの送出または充電を要求されると、回路部 56B がスイッチ 80 を開くことにより低電力制御回路 52 から高レートセル 60B を切斷する。低位レートセル 6

50

2 A は電気的に接続されたままであり、低電力制御回路 5 2 に連続的に中断なく電力を供給する。

【 0 0 3 8 】

また、低位レートセル 6 2 B は、高レートセル 6 0 B を再充電するように作用することができる。具体的には、高レートセル 6 0 B がパルス動作した後、高レートセル 6 0 B の電位が低位レートセル 6 2 B の電位よりも低くなる。低位レートセル 6 2 B が高レートセル 6 0 B に（スイッチ 8 0 経由で）再接続されると、低位レートセル 6 2 B が放電し、高レートセル 6 0 B はそれに対応して、これらが等電位に達するまで充電される。電子が低位レートセル 6 2 B のアノードから高レートセル 6 0 B のアノードへ、および高レートセル 6 0 B のカソードから低位レートセル 6 2 B のカソードへ移動する。好ましい一実施形態では、再充電が起こるためには、高レートセル 6 0 B は少なくともある程度の再充電可能性を有していなければならない。すなわち、高レートセル 6 0 B は、高度に放電している場合には、上記の記載の通りに再充電可能ではないことがある。高レートセル 6 0 B を「微小再充電可能(micro-rechargeability)」特性を示すように構成すれば、高電力出力回路 5 0 の動作（例えば、治療）中に取り出される小容量を元に戻すことができることが分かっている。また、SVO カソードを含む高レートセル 6 0 B がこの望ましい微小再充電可能特性を示すことも分かっている。別法として、他のカソード材料も許容できる。特に、これと同じ再充電メカニズムが前述の構成 A（図 3）にも適用される。

10

【 0 0 3 9 】

もう 1 つの利点として、低電力制御回路 5 2 に電力供給することを特に気にせずに、高電力出力回路 5 0 の要求を満たすように高レートセル 6 0 B のサイズ（例えば、セル容積）を決めることができる。前述のように、従来技術のシングルセル設計では、セル容積は非常に非効率的である。電源 5 4 B は、高レートセル 6 0 B のサイズを最小限にするとともに、より都合良くサイズが決められた低位レートセル 6 2 B を利用することによって、この問題点を克服している。すなわち、高レートセル 6 0 B は、コイル状、蛇行形、またはその他の大電極面積構成（たしかにおそらく、容積エネルギー密度は低くなる）に役立つ比較的単純な形状であってよい一方で、低位レートセル 6 2 B は、比較的高い容積エネルギー密度を有する D 字形のペレットまたはボビンセルのような、IMD 2 0 の望ましい容積形状に適合し、その形状を効率的に利用する形状とすることができます。結果として得られる電源 5 4 B は、その独特的複雑な形状のため、IMD 2 0 において利用可能な容積を活用することにより、IMD 2 0 が最適な容積を有することに寄与する。

20

【 0 0 4 0 】

図 5 A に、さらにもう 1 つの代替実施形態の電源 / 回路部の構成 C を断面図で示す。具体的には、図 5 A は、高レートセル 6 0 C と、低位レートセル 6 2 C として作用するリザーバペレット 9 0 およびリチウム本体 9 2 とを含む電源 5 4 C を示している。高レートセル 6 0 C、ペレット 9 0、およびリチウム本体 9 2 は、さらに電解質 9 6 を入れたケース 9 4 内に配置される。図 5 A には示されていないが、高レートセル 6 0 C および低位レートセル 6 2 C（リザーバカソードペレット 9 0 およびリチウム本体 9 2 からなる）は、スイッチを含んでも含まなくてもよい回路（図示せず）によって、並列に高電力出力回路 5 0（図 2）および低電力制御回路 5 2（図 2）に接続される。また、リチウム本体 9 2 は、カソードリザーバペレット 9 0 とほぼ同じ長さおよび幅である。

30

【 0 0 4 1 】

高レートセル 6 0 C は、いくつかの構成をとり得るが、好ましくは、コイル状のアノード 9 8 およびカソード 1 0 0 を含む。例えば、アノード 9 8 は好ましくはリチウム材料である一方、カソード 1 0 0 は、適切な金属含有材料（例えば、金属酸化物または金属硫化物）であり、好ましくは SVO である。いずれにせよ、アノード 9 8 およびカソード 1 0 0 は、好ましくは、リザーバペレット 9 0 の周りに巻かれる。別法として、リザーバペレット 9 0 およびリチウム本体 9 2 は、例えば図 5 B の代替実施形態に示されているように、高レートセル 6 0 C の巻回の外側に位置してもよい。

40

【 0 0 4 2 】

50

図 5 A に戻って、リザーバペレット 90 はカソード 100 と同じ組成である。例えば、好ましい一実施形態では、リザーバペレット 90 は、高密度の SVO または MnO₂ カソードペレットである。同様に、リチウム本体 92 はアノード 98 と同じ組成であり、リザーバペレット 90 の能力と平衡化するように作用する。ただし、リチウム本体 92 は別個の要素である必要はなく、代わりに、アノード 98 の最も内側の（すなわち、リザーバペレット 90 を取り囲む）巻回 102 を厚く（すなわち、リチウム材料を追加）してもよい。

【 0 0 4 3 】

電源 / 回路部の構成 C は、高レートセル 60C を充電するためのリザーバペレット 90 を利用することにより、複数の厚い電極を製造し、巻き付け、または折り畳む困難なしに、従来の平行板構成またはコイル状構成よりも高いエネルギー密度を電源 54C に提供する。

10

【 0 0 4 4 】

使用中に、高レートセル 60C およびリザーバペレット 90 は、低電力制御回路 52（図 2）に電力供給するように並列動作する。過渡的高パルス動作中に、高レートセル 60C およびリザーバペレット 90 は、高電力出力回路 50（図 2）に電力供給するように動作する。高レートセル 60C は低位レートセル 62C（繰り返しになるが、リザーバカソードペレット 90 およびリチウム本体 92 によって画定される）に比べて内部抵抗が低いため、電力のほとんどは高レートセル 60C によって送出される。過渡的高パルス動作の後、低位レートセル 62C は、好ましくは、電源 54B（図 4）に関して前述したように、高レートセル 60C を再充電するように作用する。特に、リザーバペレット 90 は、補助カソードとして作用し、過渡的高パルス動作の後で、カソード 100 から電子およびリチウムイオンを受け入れる。例えば、リザーバペレット 90 がカソード 100 の組成と化学的に両立する材料（例えば、SVO または MnO₂）からなる場合、高レートセル 60C が放電すると、カソード 100 は、カソード 100 とリザーバペレット 90 の間の電子およびリチウムイオンの流れによって充電すなわち酸化される。その結果、電源 54C は、リザーバペレット 90 のない類似のセルよりも高い平均電圧、高い容積エネルギー密度および改善された寿命末期電圧信号を有する。また、リチウム本体 92 がリザーバペレット 90 の容量と平衡化することにより、過渡的高電力パルスの後の高レートセル 60C の再充電を促進する。

20

【 0 0 4 5 】

電源 54C のもう 1 つの好ましい実施形態では、高レートセル 60C および低位レートセル 62C（またはリザーバペレット 90）は並列に、電源 54C 自体の内部に接続される。例えば、図 5C は、図 5A の構成 C に関連する 1 つの相互接続技法を示している。参考までに、コンポーネントの相互接続をより良く図示するために、ケース 94 の一部が取り除かれている。これを念頭に置くと、電源 54C は、第 1 導電性タブ 102、第 2 導電性タブ 104、およびコネクタ 106 をさらに含む。第 1 タブ 102 は、高レートセル 60C に接続するカソード 100 に接続され、カソード 100 から延びる。これに対して、第 2 タブ 104 は、低位レートセル 62C を形成するリザーバ（すなわち、カソード）ペレット 90 に接続され、リザーバペレット 90 から延びる。最後に、コネクタ 106 は、タブ 102、104 を相互接続してフィードスルーピン 108 で終端し、フィードスルーピン 108 は普通なら電池ケース 94 から外向きに延びる。

30

【 0 0 4 6 】

セル 60C と 62C を内部的に並列に接続することによって、単一のフィードスルー 108 のみがあればよく、それにより、2 つ以上のフィードスルーが必要な他のデュアル電池設計のコストおよび複雑さが低減される。図 5C の構成は、セル 60C、62C が独立に放電可能でないこと、および図 4 のスイッチ 80 のようなスイッチが利用可能でないことを必然的に伴うことが理解されるであろう。しかし、この設計は、形状の自由度および容積効率を高める。例えば、高エネルギー IMD 電源に関連する製造上の具体的問題の 1 つは、既知の安全性の問題により、厚いカソードを利用した巻回形セルが必要とされるこ

40

50

とである。巻回形設計を使用する場合、厚いカソード材料は、隅が割れて、他のコンポーネント（例えば、セパレータ板および／またはリチウムアノード）を通じて応力を伝える傾向がある。これがひいては内部ショートにつながる可能性がある。しかし、図 5 C の構成では、エネルギー供給の大部分がリザーバペレット 90（または低位レートセル 62C）および隣接するリチウム本体 92 に蓄積される。ペレット 90 は巻かれていないので、巻回形カソード材料に関連する応力問題を起こさずに比較的厚くすることができる。エネルギーの大部分がペレット 90 に蓄積されるため、高レートセル 60C に関連するカソード 100 の材料は比較的薄くすることができ、したがって、応力関連欠陥を被らずに、より容易に巻くことができる。また、リザーバペレット 90 を比較的厚く形成することにより、高レートセル 60C に関連する最も内側の巻回の半径が増大し、あるいは従来の巻回形セルに見られるよりも大きくなるため、やはり巻回による応力が減少する。

10

【0047】

図 6 に、容積効率を高めたさらにもう 1 つの代替的な電源 / 回路部の構成 D を概略的に示す。構成 D は、電源 54D および回路部 56D を含む。電源 54D は、高レートセル 60D、低位レートセル 62D、および電解質（図示せず）を保持するケース 110 を含む。回路部 56D は、セル 60D、62D を並列に高電力出力回路 50（図 2）および低電力制御回路 52（図 2）に接続する。図 6 には概略的に示されているが、高レートセル 60D は、前述のいかなる形態もとることができ、好ましくは、コイル状、蛇行形、またはその他の大表面積電極構成をとることに役立つ単純な形状である。これに対して、低位レートセル 62D は、D 字形等の比較的小さい表面積の補助電極であり、普通ならケース 110 の利用可能な容積に適合し、その容積を効率的に活用する。今度も、低位レートセル 62D は、前述のいかなる材料からなってもよく、中間レートまたは低レートセルであり得る。いずれにせよ、結果として得られる電源 54D は、その独特的複雑な形状のため、IMD 20（図 1）において利用可能な容積を活用することにより、最適なサイズのデバイスとなることに寄与する。

20

【0048】

動作において、電源 54D は、前述の実施形態と同様に動作し、高レートセル 60D および低位レートセル 62D が、高電力出力回路 50（図 2）および低電力制御回路 52（図 2）に電力供給するように並列に動作する。ただし、電源 54D に関連する回路部 56D は、過渡的高電力パルスの期間中に低電力制御回路 52 から高レートセル 60D を切断するスイッチ（図示せず）を含んでもよい。低位レートセル 62D が高レートセル 60D とは別個に動作することにより、高レートセル 60D に関連する電圧降下に対する懸念なしに、低電力制御回路 52 が連続的に電力供給される。また、電源 54D が高電流パルス放電をしている時は、高レートセル 60D および低位レートセル 62D がパルス間で均衡することにより常に同じ放電深度となり、高レートセル 60D の容量のほとんどは、低位レートセル 62D が並列接続されていない場合に認められるよりも高い電圧で放電される。

30

【0049】

図 7 に、容積効率を高めたさらにもう 1 つの関連する代替的な電源 / 回路部の構成 E を、IMD 112 の一部として示す。具体的には、IMD 112 は、ケース 114、回路 116（図 7 では概略的に示す）、および電源 54E を含むように示されている。電源 54E は、高レートセル 60E および低位レートセル 62E を含む。図 7 の実施形態では、セル 60E、62E が別個に形成され（すなわち、別個の格納部）、回路部 56E 経由で並列に接続される。特に、回路部 56E はスイッチを含まず、セル 60E、62E は独立には放電可能でない。

40

【0050】

図 7 では概略的に示されているが、高レートセル 60E は、前述のいかなる形態もとることができ、好ましくは、コイル状、蛇行形、またはその他の大表面積電極構成をとることに役立つ単純な形状である。これに対して、低位レートセル 62E は、比較的小さい表面積の補助電極であり、ケース 114 の利用可能な容積を効率的に活用する形状である。

50

好ましい一実施形態では、高レートセル 60E は当技術分野で既知の薄膜電池である。これに関して、薄い電極を製造する 1 つの好ましい方法では、適切な溶剤に溶かした電極材料のスラリを調製する。このスラリを、集電体となる薄い箔基材に塗布する。この目的のための最も普通の方法は、「ナイフオーバーロール」手法を使用することである。これにより、移動する織物（例えば、金属箔）にスラリを塗布し、ナイフの刃を用いて厚さを制御する（すなわち、ドクターブレード）。その後、溶剤を蒸発させて、カソード材料の薄膜を残す。別法として、他の既知の薄い電極の製造技法も同様に許容できる。

【0051】

高レートセル 60E を薄膜電池として形成することにより、電源 54E は、容積効率の向上によって特徴づけられる。また、特に IMD112 が ICD である場合、電源 54E によりスケーラビリティが向上する。参考までに、ICD 電池は通常、最大安全電力能力（すなわち、最大安全電極表面積）を有するように製造される。したがって、特定の表面積を維持しながら「標準的な」ICD 電池のサイズをある一方向に沿って変えると、通常、満たすことができる制約よりも多くの幾何学的制約が課される。その結果、異なるサイズの ICD アプリケーションの場合、「標準的な」ICD 電池の寸法を二方向で変えなければならないことが多い、したがってスケーラブルでない。図 7 のデュアルセル設計はこの問題点を克服している。具体的には、高レートセル 60E を薄い電極として形成することにより、高レートセル 60E を回路 116 の下に配置することができる。これに対して、低位レートセル（好ましくは、中間レートセル）62E は、ケース 114 の内側寸法と同じ厚さ（すなわち、回路 116 および高レートセル 60E と同じ厚さ）を有するように構成される。そこで、図 7 に示すように、低位レートセル 62E を回路 116 / 高レートセル 60E のスタックに隣接して配置する。ICD112 の高エネルギーコンデンサ（図示せず）を、低位レートセル 62E の反対側に配置し、厚さは中間レートセル 62E と一致させる。異なるサイズの ICD の場合、低位レートセル 62E を一方向にスケーリングすることにより、特定のアプリケーションに必要なエネルギーを供給することができる。ただし、回路 116、高レートセル 60E、コンデンサ、およびデバイスコネクタブロック（図示せず）はすべて、変化しない固定コンポーネントである。したがって、図 7 の構成は、所望のスケーラビリティ基準を満たす。

【0052】

図 8 に、もう 1 つの代替実施形態の電源 / 回路部の構成 F を概略的に示す。構成 F は、電源 54F および関連回路部 56F を含む。今度も、電源 54F は第 1 の高レートセル 60F および第 2 の低位レートセル 62F を含む。回路部 56F は、高レートセル 60F および低位レートセル 62F を高電力出力回路 50 および低電力制御回路 52 に接続する。前述の実施形態とは異なり、回路部 56F は、必ずしもセル 60F、62F を並列に接続する必要はない。また、低位レートセル 62F は、前述の実施形態と極めて類似しているが、高レートセル 60F は、好ましくは、以下で説明するアノード制限セルである。

【0053】

特に、構成 F の場合、高レートセル 60F は、高電流パルスを送出するために、固体カソード、液体有機電解質およびリチウムアノードを含む。セル 60F はさらにケーシング（図示せず）を含む。ケーシングは、セルコンポーネントおよび一般に複数回巻かれたカソード構造を収容し、リチウムアノードがカソード巻回の間に挿入される。ケーシングは、非水性液体有機電解質も収容する。この電解質は、好ましくは、作用可能なようにアノードおよびカソードに接触するリチウム塩と有機溶媒の組合せを含む。ある電気的接続がアノードに提供され、ある電気的接続がカソードに提供される。カソードは、SVO または MnO₂ 等の活性材料を含む。

【0054】

上記の構成では、高レートセル 60F は容積制約のあるシステムである。セル 60F に入る各コンポーネント（カソード、アノード、セパレータ、集電体、電解質等）の量は、電池ケースの利用可能容積を超えることができない。さらに、一部のコンポーネントの適切な量は、使用される他のコンポーネントの量に左右される。これらのコンポーネントは

10

20

30

40

50

、所望の範囲で放電を提供するために「平衡化」されなければならない。

【0055】

例えば、ディフィブリレータアプリケーションで使用されるようなカソード制限 Li / SVO 電池では、カソードの容量 (Q_+) はアノードの容量 (Q_-) を超えてはならない。他の電池コンポーネントによって占められる容積は、電池内のカソード材料の量によって反映されるように、カソード容量 (Q_+) にも左右される。与えられた電池容積に対して、すべての電池コンポーネントを調整しなければならない。

【0056】

ICDとともに使用される従来の平衡化リチウムアノードセルは、カソードを最後まで放電させるために、十分なリチウムおよび電解質と平衡化される。しかし、従来の平衡化セルは、時間および放電深度とともにインピーダンスが増大する。このようなセルの電力能力は、安全性の理由から課される電極面積制約によって制限される。従来は、十分な電力（すなわち、許容できる充電時間）を維持しながら電池のほぼ全容量を使うことが可能であった。しかし、時間とともに、従来の平衡化高レートセルは、セルインピーダンスの増大に起因して充電時間の増大を呈する。セルが充電時間要件をもはや満たすことができなくなると、ICD（または他のIMD）を交換しなければならない。この目的のため、業界標準では、より厳格な充電時間要件を実施している。よって、充電時間不良となる前に全セル容量を使うことはますます困難になっている。

10

【0057】

図9に、Li / SVO型セルに起こる上記の問題点の一例をグラフにより示す。具体的には、従来のLi / SVO高レートセル設計では、曲線120で示すように時間とともに電圧の低下が起こる。また、内部抵抗が時間とともに増大することにより、曲線122で表されるように、コンデンサ充電時間が増大する。参考までに、曲線120、122は、寿命初期（BOL）点から寿命末期（EOL）点まで延びている。製造業者は通常、特定のIMDアプリケーションに関する電源に対して、EOLの直前に、潜在的機能損失(potential loss of function)（図9において「PLF」で示す）を線引きする。PLFは、IMDの回路性能要件によって決まる。図9の例では、製造業者の標準によれば、従来の平衡型セルは、約2.20ボルトで潜在的機能損失(PLF)が起こる。IMDがPLFの前に取り出されて交換されることを保証するため、業界標準では、IMDが選択的交換指標（ERI）をユーザに提供することを要求している。ERIは通常、PLFの直前の電圧曲線120に関して製造業者によって指定される。例えば、ある製造業者の標準では、IMDがERIの後に3か月間動作し続けることを要求するかもしれない。この標準を念頭に置いて、製造業者は、PLFから逆算して、そのように選択されている標準を満たすERI値を選択する。図9の例に関しては、一般的なERI値は2.45ボルトである。

20

【0058】

上記の定義を念頭に置いて、図9は、充電時間曲線122が放電深度または時間に依存し、BOLからERIおよびPLFの両方まで増大することをグラフにより示している。参考までに、この時間依存性により、IMDとともに使用される通常の高レートセルの充電時間はおよそ、BOLで8秒、ERIで14秒、そしてPLFで25秒である。IMD性能要件がこのまま高くなっていくと、16秒を超える充電時間はもはや許容できなくなる可能性が極めて高い。すなわち、将来の業界の要件では、PLF値として16秒が要求される（したがって、それに対応してERI値が小さくなる）かもしれない。リチウム系高レートセルを組み込んだIMDは、（充電時間曲線120に関して）より早期にERI信号を供給するようにプログラムすることができるが、放電深度または時間への依存性により、この小さくなつたERIレベルでは、電池の容量のほんの一部しか使用されないであろう。例えば、12秒の充電時間に対応するERIまでに使用されるのは、従来のセルの容量の約40%である。明らかに、この低い効率は極めて望ましくない。

30

【0059】

従来のリチウム系高レートセルに関連する時間依存特性を克服するため、電源54F（

40

50

図8)は、アノード制限(anode limited)となるように高レートセル60F(図8)を形成する。具体的には、高レートセル60Fは、好ましくは、例えば米国特許第5,458,997号(その教示は参考により本明細書に援用される)に記載されているようリチウム制限セルである。一般的に言えば、Li/SVO、Li/MnO₂等の市販のリチウム系高レートセルを再平衡化することにより、セルが、第1電圧プラター(図9において124で示す)までに限り放電するのに十分なりチウムおよび電解質を含むようにする。使用するリチウムおよび電解質を減らすことによって空いた容積により、カソード材料のためのより広い空間ができるので、点線126で示すように第1電圧プラターが延びる。この構成では、カソード消耗の前にリチウムアノードが消耗するため、ガスの形成が防止される。さらに、リチウム制限設計によれば、電池寿命の大部分にわたって、生じるインピーダンスは最小限となる。好ましい一実施形態では、リチウム制限高レートセル60Fは、SVO/CF_xハイブリッドカソード設計であり、ここで、xは0.9~1.1の範囲にある。

10

20

30

40

【0060】

図10にグラフにより示すように、リチウム制限高レートセル60F(図8)は、放電深度または時間にほとんど依存しない充電時間特性を示す。参考までに、図10は、電圧曲線130および充電時間曲線132を示している。図9に示されている従来の平衡化セルの性能特性と比較すると、リチウム制限高レートセル60Fの電圧曲線130では、第1電圧プラター134が延び、第2電圧プラター136の後で急速に電圧が低下している。しかし、重要なことであるが、第2電圧プラター136の前では、充電時間曲線132は、放電深度および/または時間の増大とともに、あるとしてもほんのわずかしか増大していない。そこで、実質的に、リチウム制限高レートセル60Fは、電池寿命の大部分を通じて時間または放電深度に対する最小限の依存性を示すレート容量によって特徴づけられる。この特性を念頭に置いて、高レートセル60Fを含む電源54F(図8)を組み込んだIMDは、図10に示すPLFおよびERIの値を設定するようにプログラムすることができる。

20

30

40

【0061】

例として、好ましい一実施形態によれば、PLFは約2.6ボルトに設定され、ERIは2.65ボルトに設定される。これらの値において、レート容量あるいは充電時間曲線132は、放電深度および時間に対する最小限の依存性を示す。例えば、BOL充電時間は約8秒であり、ERI充電時間は約10秒であり、PLF充電時間は約16秒である。第2電圧プラター136の後、充電時間はEOLまで急速に増大する。しかし、従来の平衡化セルとは異なり、アノード制限高レートセル60FのERIおよびPLFは(電圧曲線130の全長との関係で)EOLに比較的近い。したがって、従来の平衡化高レートセルとは異なり、アノード制限高レートセル60Fによれば、レート容量および充電時間が放電深度または時間に対する最小限の依存性を有するようなERI値の選択が可能であり、その結果、セル60Fの容量の大部分が利用される。具体的には、高レートセル60FのERIは、カソードの少なくとも40パーセント、好ましくは少なくとも50パーセント、より好ましくは少なくとも60パーセント、最も好ましくは少なくとも75パーセントが消費されるように選択される。

30

40

【0062】

前述のように、実施形態F(図8)では、高レートセル60Fおよび低位レートセル62Fは必ずしも並列に接続される必要はない。しかし、並列配線をすれば、低位レートセル62Fは、実質的に、前述の再充電メカニズムに従って、過渡的高電力パルスの後に高レートセル60Fを再充電することになる。また、並列構成では、低位レートセル62Fは高レートセル60Fよりも高い(BOLを超える)電圧を有するように設計されるのが好ましい。それにより、セル60F、62Fが放電する時に、セル60Fの有効寿命のうち、高レートセル62FがそのBOL電圧およびレート容量の近くにとどまる期間が長くなる。並列構成を使用する構成Fのさらにもう1つの好ましい実施形態では、高レートセル60Fはリチウム制限SVOセルであり、低位レートセル62FはSVO/CF_xハイ

50

プリッドカソード低レートセルである。この構成は両方のセルに、類似の B O L 電圧、類似の消耗電圧（例えば、P L F において 90 %より高い消耗）を供給し、低位レートセル 62 F は高レートセル 60 F よりも高い（B O L を超える）電圧を有する。

【 0 0 6 3 】

本発明のデュアルセル電源を有する I M D は、従来の設計を超える著しい改善を提供する。一実施形態では、第 1 の高レートセルおよび第 2 の低位レートセルを並列に制御回路および出力回路に接続するとともに、高レートセルおよび制御回路を選択的に切断するためのスイッチを含むことにより、I M D は、充電条件とは無関係に両方のセルの容量を効率的に利用する。スイッチが含まれるかどうかにかかわらず、好ましい並列接続は、高レートセルの構成に依存する過渡的高電力パルスの後で、低位レートセルが高レートセルを再充電することを容易にすることができます。もう 1 つの代替実施形態では、デュアルセルが単一のリザーバとして提供される。さらにもう 1 つの代替実施形態では、高レートセルはアノード制限構成を有し、時間または放電深度に対する最小限の依存性を有する充電時間特性を示す。この構成により、厳格な充電時間要件を満たしながら、高レートセルの容量の大部分が利用される。

10

【 0 0 6 4 】

図 11 は、本発明のもう 1 つの実施形態による埋め込み可能医療デバイス（I M D ）200 を示している。この実施形態による I M D 200 は、ペースメーカー、カーディオバータ、ディフィブリレータ、神経刺激器、または薬剤投与デバイスの形態で提供することができる。しかし、理解されるように、I M D 200 は、種々の他の埋め込み可能医療デバイスの形態をとることができるために、必ずしも上記の例に限定される必要はない。しかし、説明の目的上、I M D 200 は、埋め込み可能心臓ディフィブリレータ（I C D ）の構成で説明される。

20

【 0 0 6 5 】

図示されている実施形態によれば、I M D 200 は、I M D 200 の全体的動作を制御する制御回路 205 を備える。制御回路 205 は、患者の体内に配置された 1 つまたは複数の電極経由で生理的データを監視するように構成されてもよく、電極は電気リード線経由で I M D 200 に接続される。例えば、制御回路 205 は、患者の心臓内に埋め込まれた 1 つまたは複数の電極経由で心臓活動を監視してもよい。制御回路 205 は、埋め込まれた電極経由で受け取られる生理的データを収集し処理してもよい。さらに、制御回路 205 は、埋め込まれた電極経由で I M D 200 で受け取られる生理的データに応じて、患者の体の一部に治療を送出するように構成されてもよい。例示的実施形態によれば、治療は、心臓内に埋め込まれた 1 つまたは複数の電極経由で患者の心臓に送出される治療的電気パルスの形態で供給されてもよい。

30

【 0 0 6 6 】

本発明の一実施形態によれば、制御回路 205 は、図 11 A に示すような、その全体的動作を制御するためのプロセッサユニット 207 の形態で提供される。一実施形態では、プロセッサユニット 207 は、例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、またはデジタル信号プロセッサの形態をとり得る。制御回路 205 は、さらに、患者の体内に埋め込まれた 1 つまたは複数の電極によって受け取られる生理的データを格納するためのメモリモジュール 208 を含んでもよい。メモリモジュール 208 は、プロセッサユニット 207 上で I M D 200 を制御するために実行されるソフトウェア、ファームウェア、および／またはマイクロコードも格納することができる。

40

【 0 0 6 7 】

再び図 11 を参照すると、I M D 200 は、さらに、例示的実施形態によるディフィブリレーションパルスまたはカーディオバージョン／ディフィブリレーションパルスのような電気パルス治療を送出する高電力出力回路 210 を含んでもよい。高電力出力回路 210 は、患者の心臓に埋め込まれた 1 つまたは複数の電極経由で患者の心臓に送出される高出力電子パルスを生成するコンデンサ（図示せず）の形態で提供されてもよい。図示されている実施形態によれば、高電力出力回路 210 は、制御回路 205 からの制御信号を受

50

け取り、患者の心臓に埋め込まれた1つまたは複数の電極経由で受け取られる生理的データ(すなわち、電気的心信号)の解析に応答して高出力電気ショックを送出してもよい。

【0068】

図示されている実施形態によれば、IMD200は、さらに、IMD200が外部データ処理デバイスと通信するための通信機能を提供することができる通信インターフェース回路215を備える。データ処理デバイスは、IMD200によって収集された後で送信される生理的データの監視かつ/または解析を行うように構成されてもよい。しかし、理解されるように、通信インターフェース回路215は、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、患者の体外の種々の他のデバイスと通信するように構成されてもよい。一代替実施形態では、通信インターフェース回路215は、IMD200の外部であるが患者の体内にある送信デバイス(図示せず)と通信することができる。その場合、この送信デバイスが、外部データ処理ユニットと通信してもよい。

10

【0069】

図示されている実施形態によれば、通信インターフェース回路215は、患者の体内に埋め込まれた1つまたは複数の電極から制御回路205によって取得される生理的データを通信するように構成される。また、通信インターフェース回路215は、IMD200の外部の別のデバイスによって生成される、制御回路205によって処理されるべきデータを受信するように構成されてもよい。図示されている実施形態によれば、通信インターフェース回路215は、無線通信により外部デバイスとデータを通信する。

20

【0070】

図示されている実施形態によれば、IMD200は、さらに、制御回路205、高電力出力回路210、および通信インターフェース回路215に電力を供給するための電源220を用いて構成される。電源220は、本質的に、IMD200の動作において重要な役割を果たす。というのは、IMDは、電池が寿命末期に近づくと、限定機能モードに入り得るからである。その場合、IMDは患者に適切な治療を送出することができないために、患者の健康を害する可能性がある。また、IMD200は患者の体内に埋め込まれるので、電池へのアクセス可能性は通常、外科的処置を必要とする。したがって、電源220が故障すると、患者の健康は、そのような処置が実行されるまで危険にさらされかねない。

30

【0071】

次に図12を参照すると、本発明の一実施形態によるIMD200と外部デバイスとの通信機能が示されている。IMD200の通信インターフェース回路215は、無線通信媒体232を通じてデータ転送デバイス235経由でデータ処理デバイス240への通信を行うための無線インターフェース230を用いて構成される。図示されている実施形態によれば、無線インターフェース230は、データ転送デバイス235との間で無線周波信号を送受信する無線周波(RF)送受信器の形態をとってもよい。データ転送デバイス235もまた、RF送受信器を用いて構成される。しかし、理解されるように、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、無線周波通信の代わりに、またはそれに加えて、IMD200の無線インターフェース230とデータ転送デバイス235の間で、他の形態の通信プロトコルを利用してよい。例えば、無線インターフェース230とデータ転送デバイス235の間で利用される通信プロトコルとしては、他のタイプの通信のうちでもとりわけ、超音波通信が挙げられる。

40

【0072】

図示されている実施形態によれば、データ転送デバイス235は、患者の体内に埋め込まれた埋め込み可能医療デバイス200の近くに置くことができるハンドヘルドデバイスの形態で提供されてもよい。この実施形態では、データ転送デバイス235は有線リンク237経由でデータ処理デバイス240に接続される。しかし、理解されるように、データ転送デバイス235は、別法として、無線通信媒体経由でデータ処理デバイス240と通信してもよい。例えば、データ転送デバイス235とデータ処理デバイス240の間の無線通信媒体は、RF通信媒体または赤外線(IR)通信媒体であってもよい。別法とし

50

て、一実施形態では、データ転送デバイス235をなくし、データ転送が無線インタフェース230とデータ処理デバイス240の間で直接行われる。

【0073】

さらに、理解されるように、IMD200の通信インターフェース回路215とデータ転送デバイス235の間の通信信号の電力レベルも同様にさまざまあり得る。例えば、IMD200とデータ転送デバイス235の間で低電力RF通信を使用してもよい。その場合、データ転送デバイス235がIMD200の近くに置かなければならないであろう。別法として、データ転送デバイス235とIMD200の物理的近接が不要になるよう、RF通信媒体232で、より高い送信電力レベルを使用してもよい。もちろん、理解されるように、RF通信媒体232で使用される送信電力レベルが高いほど、IMD200の電源220からの流出も増える。

10

【0074】

前述のように、生理的データは、患者の体内の1つまたは複数の埋め込まれた電極経由でIMD200の制御回路205によって収集される。一実施形態では、生理的データは、患者の心臓内に埋め込まれた電極からの電気的心信号の形態をとってもよい。これは、例えば、心電図の形態でIMD200のメモリモジュール208内に記録される。その後、生理的データは、メモリモジュール208から取り出され、通信インターフェース回路215へ転送されてからデータ転送デバイス235へ無線送信され、データ処理デバイス240により監視および/または処理されてもよい。一代替実施形態では、生理的データは、患者の体内の1つまたは複数の埋め込まれた電極によってデータが検知されるとともにリアルタイム方式で、制御回路205によって取得され、通信インターフェース回路215へ転送され、データ転送デバイス235へ送信されてもよい。通信インターフェース回路215は、データ転送デバイス235経由でデータ処理デバイス240へ生理的データを送信することに加えて、IMD200の性能に関連するデータを送信してもよい。性能データとしては、例えば、IMD200から患者の体へ以前に送出された治療の有効性が挙げられる。

20

【0075】

本発明の一実施形態によれば、データ処理デバイス240は、プログラマまたは他のコンピュータの形態で提供される。データ処理デバイス240は、IMD200から通信インターフェース回路215経由で送信される生理的データおよび/または性能データの監視かつ/または解析のために使用してもよい。データ処理デバイス240は、収集された生理的データおよび性能データに基づいて、IMD200によって送出される治療の効率を判定してもよい。例えば、データ処理デバイス240は、患者に送出された治療が適当なエネルギー強度であったかどうかを判定するために使用することができる。

30

【0076】

データ処理デバイス240は、IMD200によって受け取られた生理的データおよび性能データを用いてデータ処理デバイス240によって実行される解析に基づいて、データ転送デバイス235経由でIMD200へプログラミングデータを送信することによりIMD200の種々の設定を調整するように構成されてもよい。例えば、データ処理デバイス240によって、(例えば、収集された生理的データに基づいて)IMD200が、必要であるより高い強度の電気パルス治療信号を送出していると判定される場合、IMD200へ送信されるプログラミングデータで、患者の体に送出される電気治療信号の強度を低減してもよい。

40

【0077】

通常、IMD200の通信インターフェース回路215は比較的高い電流パルスを必要とし、その結果、電源220からの流出が比較的大きくなる。データ量の大部分が通信インターフェース回路215とデータ転送デバイス235の間で通信される場合、高い電流パルスと、通信インターフェース回路215がデータを送信している時間量のために、電源220からの流出が大きくなることがある。また、IMD200とデータ転送デバイス235の間で通信されるデータの量が増大すると、電源220にかかる負荷もまた増大するため

50

、 IMD 200 内の電源 220 の寿命が短くなる。

【 0078 】

次に図 13 を参照すると、本発明の一実施形態による電源 220 のさらに詳細な表示が提供されている。電源 220 は、一次電源 250 および二次電源 255 を備える。一次電源 250 は、IMD 200 の制御回路 205 と高出力電力回路 210 に電力供給するために使用される。本発明の一実施形態によれば、一次電源 250 はリチウム / CFX - CS VO 電池の形態をとる。しかし、理解されるように、一次電源 250 は、種々の他の電池タイプの形態をとることができ。そのような電池タイプとしては、Li / CSVO、Li / CFX、Li / MnO₂、Li / 12、Li / SOCl₂、または他の類似のタイプの化学組成が挙げられる。

10

【 0079 】

図示されている実施形態によれば、二次電源 255 は、通信インターフェース回路 215 が一次電源 250 にかける追加的負担を軽減するために、通信インターフェース回路 215 に電力を供給する。一実施形態によれば、二次電源 255 は、充電式電池の形態で提供される。二次電源 255 は、液体またはポリマーの電解質を用いたリチウムイオン電池を含み得る。しかし、理解されるように、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、二次電源 255 は、ニッケル / 金属水素化物や他の類似のタイプの化学組成のような、他の電池タイプの形態をとることができる。図示されている実施形態によれば、二次電源 255 は、当技術分野で十分に確立されているように、経皮的磁気誘導プロセスにより再充電することができる。

20

【 0080 】

一実施形態によれば、二次電源 255 は通信インターフェース回路 215 のみに電力供給することにより、通信インターフェース回路 215 が一次電源 250 に対して要求する追加的電力要求の負担を軽減する。したがって、この実施形態では、二次電源 255 は、通信インターフェース回路 215 のための専用電源である。よって、一次電源 250 は、IMD 200 の通信要求をサポートするために（すなわち、通信インターフェース回路 215 を通じて）電力を供給する必要はなく、制御回路 205 および高出力電力回路 210 の本質的な「生命維持」動作回路部にのみ電力を供給すればよいため、一次電源 250 の電力および寿命が節約される。一次電源は、上記のデュアルセル実施形態のいずれの形態もとり得る。別法として、一次電源は、従来のシングルセル設計であってもよい。

30

【 0081 】

図 13 に例示されている実施形態では、電源 250 および 255 は、互いに独立に動作し得る。したがって、一実施形態では、電源 250、255 の一方が故障しても、他方の電源 250、255 がそれぞれの回路に電力供給し続ける。

【 0082 】

次に図 14 を参照すると、本発明のもう 1 つの実施形態による電源 220 が示されている。この特定実施形態では、一次電源 250 および二次電源 255 は電源スイッチ 260 に接続される。電源スイッチ 260 は、IMD 200 の種々のコンポーネントに電力を供給するために接続を切り替えることが可能である。図 13 に提供した構成について述べたように、一次電源 250 は通常、IMD 200 の制御回路 205 および高出力電力回路 210 にのみ電力を供給する。これに対して、二次電源 255 は通常、通信インターフェース回路 215 にのみ電力を供給する。図 14 に図示されている実施形態によれば、電源スイッチ 260 は、電源 250、255 が電力を消耗したかどうかに応じて一次電源 250 および / または二次電源 255 の接続を切り替えるように構成される。

40

【 0083 】

一実施形態によれば、スイッチ 260 は、電力レベルセンサ 265 に接続される。電力レベルセンサ 265 は、一次電源 250 および / または二次電源 255 の残り電力レベルを判定するように構成される。電力レベルセンサ 265 は、さらに、一次および / または二次電源 250、255 の残り電力レベルが所定電力レベルを下回ったかどうかを判定するように構成されてもよい。それに応じて、電源スイッチ 260 は、センサ 265 による

50

判定で電力レベルが所定しきい値を下回ったことに基づいて、IMD200の回路205、210、および215と一次および二次電源250、255との間の接続を切り替えるように構成されてもよい。一実施形態では、所定しきい値は、残り電力レベルがゼロ（すなわち電池切れ）となるすぐ上の電力レベルであってもよい。

【0084】

例えば、IMD200がその通信インターフェース回路215とデータ転送デバイス235（図2）の間でデータを転送しており、電力レベルセンサ265が、二次電源255の電力レベルが切れかかっている（すなわち、所定しきい値を下回っている）と判定した場合、センサ265は、スイッチ260へ制御信号を送ることにより、一次電源250をIMD200の通信インターフェース回路215に接続して、データ転送が中断しないようにすることができる。同様に、一次電源250内の電力レベルが所定しきい値を下回って消耗していると判定された場合、電源スイッチ260は、一次電源250から電力を受け取るのではなく二次電源255から電力を受け取るように、制御回路205および／または高出力電力回路210の接続を切り替えてよい。

10

【0085】

一代替実施形態では、電源スイッチ260は、一次電源250および／または二次電源255内に残っている電力レベルを検知し、検知した電力レベルに基づいて、IMD200の回路205、210、および215と一次および二次電源250、255との間の接続を切り替えるための回路部を含んでもよい。すなわち、一次および二次電源250、255の残り電力レベルを検知するためのセンサ265は、図14に例示されているような別個のコンポーネントではなく、電源スイッチ260と一緒にコンポーネントであってよい。他の代替的実施例において、第1の及び第2の電源は、各電源が、他の電源から独立であるように設計され得る。この実施例においては、少なくとも1つの、又は双方の電源（即ち、電池）が、添加剤2,2,2-トリ・フッ化アセトアミドを含む電解質を含む。

20

【0086】

以上、本発明について、好ましい実施形態を参照して説明したが、当業者には理解されるように、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、同じ目的を達成するように意図されたさまざまな代替的実施態様および／または等価な実施態様で、図示し説明されている特定実施形態を置き換えることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】本発明による電源を組み込んだ埋め込み可能医療デバイス（IMD）の一実施形態の概略図である。

【図2】図1のIMDとともに使用するための本発明による電源の概略回路図である。

【図3】本発明による第1実施形態の電源の概略図である。

【図4】本発明による第2実施形態の電源の概略図である。

【図5A】本発明による第3の代替実施形態の電源の断面図である。

【図5B】図5Aの実施形態の変形形態の断面図である。

【図5C】内部並列接続を含む図5Aの電源の斜視図である。

40

【図6】本発明による第4実施形態の電源の上面図である。

【図7】第5実施形態の電源を組み込んだIMDの断面図である。

【図8】第6実施形態の電源の概略図である。

【図9】従来の平衡化電池の放電曲線を示すグラフである。

【図10】図8の電源とともに使用するためのアノード制限電池の放電曲線を示すグラフである。

【図11】本発明のもう1つの実施形態による電源を組み込んだ埋め込み可能医療デバイス（IMD）の概略ブロック図である。

【図11A】図11のIMDの制御回路の詳細図である。

【図12】図11のIMDと外部データ処理デバイスとの通信機能を示す。

【図13】本発明の一実施形態による図11のIMDの電源の詳細図である。

50

【図14】本発明のもう1つの実施形態による図13のIMDの電源のもう1つの詳細図を示す。

【符号の説明】

【0088】

A	電源 / 回路部の構成	
B	電源 / 回路部の構成	
C	電源 / 回路部の構成	
D	電源 / 回路部の構成 D	
E	電源 / 回路部の構成	
2 0	埋め込み可能医療デバイス（「IMD」）	10
2 2	人間の心臓	
2 3	密封格納部ケース	
2 4	電気リード線	
2 6	電気リード線	
2 8	電気リード線	
3 0	マルチポートコネクタブロック	
3 8	電極コイル	
4 0	皮下電極	
4 2	電極の位置	
4 4	螺旋状刺激電極	20
5 4	電源	
5 4 A	電源	
5 4 B	電源	
5 4 C	電源	
5 4 D	電源	
5 4 E	電源	
5 6 A	回路部	
5 6 B	回路部	
5 6 D	回路部	
5 6 E	回路部	30
6 0 C	高レートセル	
6 0 D	高レートセル	
6 0 E	高レートセル	
6 2 C	低位レートセル	
6 2 D	低位レートセル	
6 2 E	低位レートセル	
7 0	スイッチ	
8 4	共通電解質	
9 0	リザーバペレット	
9 2	リチウム本体	40
9 4	ケース	
9 6	電解質	
9 8	アノード	
1 0 0	カソード	
1 0 2	巻回	
1 0 4	第2導電性タブ	
1 0 6	コネクタ	
1 0 8	フィードスルーピン	
1 1 0	ケース	
1 1 2	IMD	50

1 1 4 ケース
 1 1 6 回路
 1 2 0 曲線
 1 2 2 曲線
 1 2 4 第1電圧プラトー
 1 2 6 点線
 1 3 0 電圧曲線
 1 3 2 充電時間曲線
 1 3 4 第1電圧プラトー
 1 3 6 第2電圧プラトー
 2 0 0 埋め込み可能医療デバイス(IMD)
 2 3 2 無線通信媒体

10

【図1】

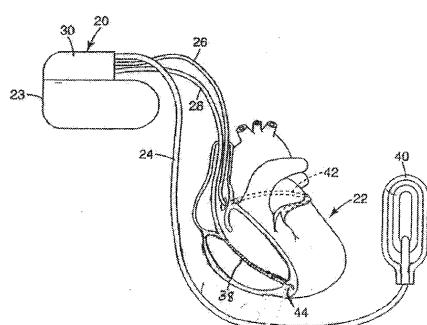
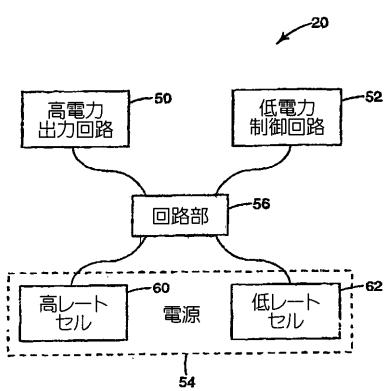
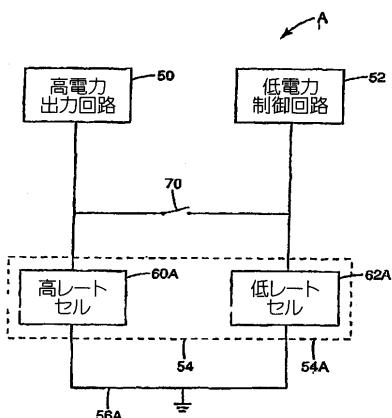


Fig. 1

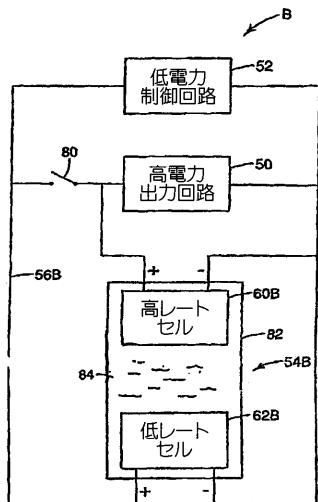
【図2】



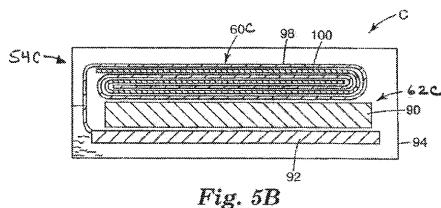
【図3】



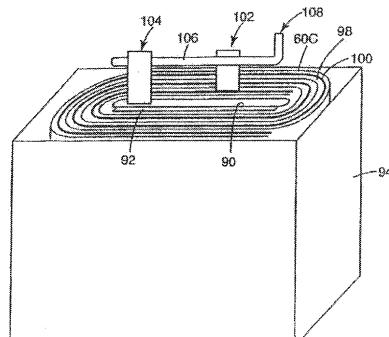
【図4】



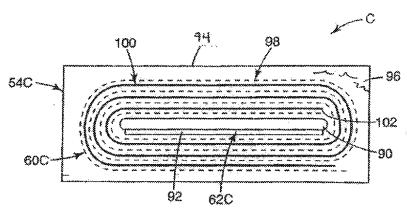
【図5B】



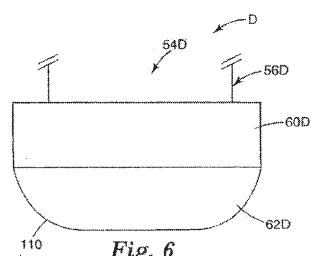
【図5C】



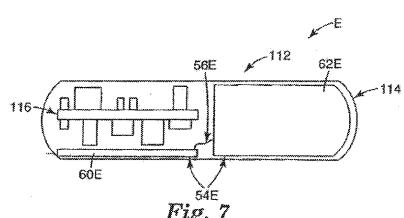
【図5A】



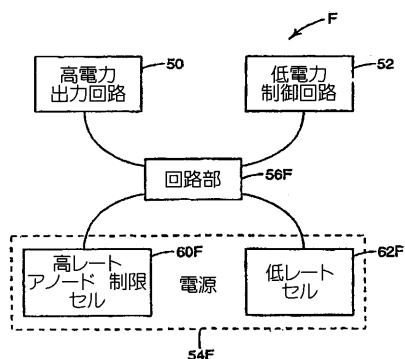
【図6】



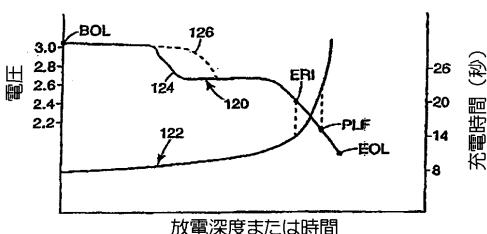
【図7】



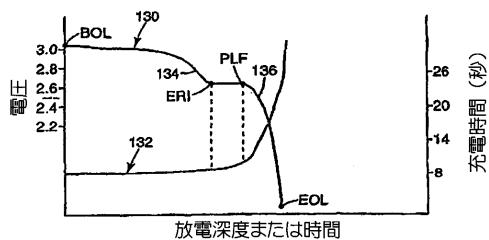
【図8】



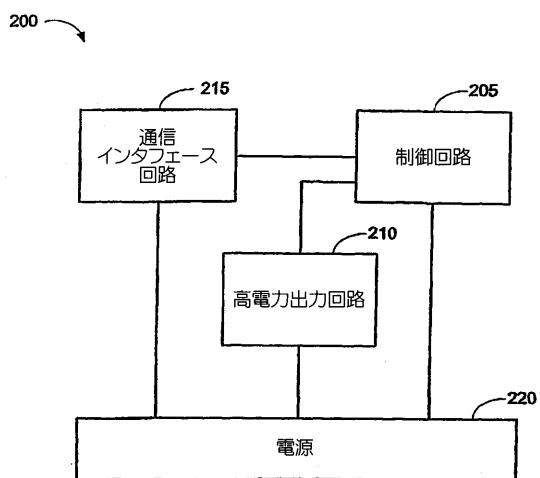
【図9】



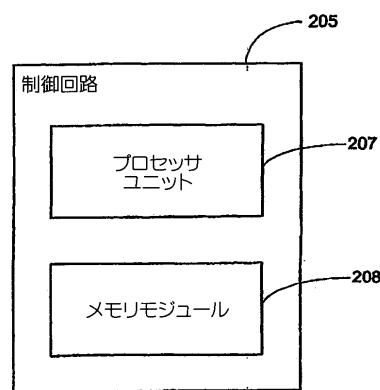
【図 10】



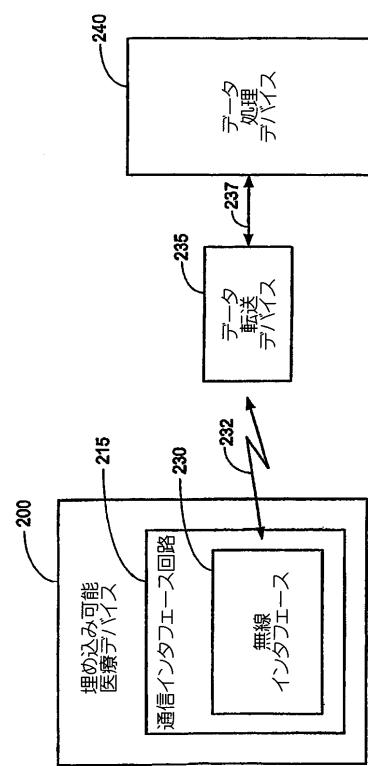
【図 11】



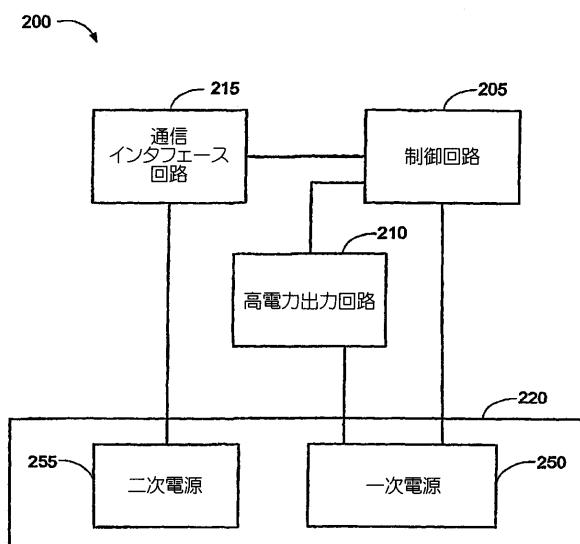
【図 11A】



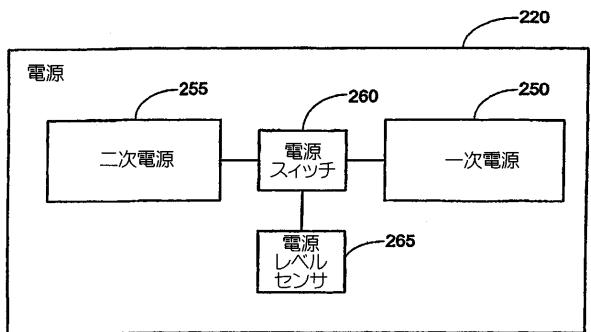
【図 12】



【図 13】



【図 1 4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2007/067729

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61N1/378
ADD. H01M6/16 H01M10/40

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61N A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2002/183800 A1 (SCHMIDT CRAIG L [US] ET AL SCHMIDT CRAIG L [US] ET AL) 5 December 2002 (2002-12-05) the whole document -----	1-13
Y	US 2003/096163 A1 (MIYAKE MASAHIRO [JP] ET AL) 22 May 2003 (2003-05-22) paragraph [0019] - paragraph [0023] paragraph [0050] - paragraph [0051] -----	1-13
A	US 6 184 324 B1 (BENZ MICHAEL E [US] ET AL) 6 February 2001 (2001-02-06) column 19, line 15 - column 21, line 42 column 16, line 35 - column 17, line 39 figure 5 ----- -/-	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

& document member of the same patent family

Date of the actual completion of the International search

Date of mailing of the International search report

5 September 2007

19/09/2007

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Ließmann, Frank

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2007/067729

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 199 42 021 A1 (SOLVAY FLUOR & DERIVATE [DE]) 8 March 2001 (2001-03-08) the whole document -----	1-13
A	CRESPI A M ET AL: "Evolution of power sources for implantable cardioverter defibrillators" JOURNAL OF POWER SOURCES, ELSEVIER, AMSTERDAM, NL, vol. 96, no. 1, 1 June 2001 (2001-06-01), pages 33-38, XP004298723 ISSN: 0378-7753 the whole document -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2007/067729

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2002183800	A1	05-12-2002	CA 2448593 A1 DE 60214557 T2 EP 1406695 A2 JP 2004535230 T WO 02098507 A2 US 2006276851 A1 US 2002183801 A1		12-12-2002 30-08-2007 14-04-2004 25-11-2004 12-12-2002 07-12-2006 05-12-2002
US 2003096163	A1	22-05-2003	JP 2003203674 A		18-07-2003
US 6184324	B1	06-02-2001	US 6451947 B1		17-09-2002
DE 19942021	A1	08-03-2001	AU 7000800 A WO 0117904 A1		10-04-2001 15-03-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100080137

弁理士 千葉 昭男

(74)代理人 100096013

弁理士 富田 博行

(74)代理人 100119781

弁理士 中村 彰吾

(72)発明者 シュミット, クレイグ・エル

アメリカ合衆国ミネソタ州 5 5 1 2 3 , イーガン , ヒドゥン・メドウ・トレイル 8 3 1

F ターム(参考) 4C053 BB02 BB22 CC05 JJ23 KK02 KK05