

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780025372.8

[51] Int. Cl.

A61N 1/378 (2006.01)

H01M 6/16 (2006.01)

H01M 10/40 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 7 月 15 日

[11] 公开号 CN 101484204A

[22] 申请日 2007.4.30

[21] 申请号 200780025372.8

[30] 优先权

[32] 2006.5.1 [33] US [31] 11/381,074

[86] 国际申请 PCT/US2007/067729 2007.4.30

[87] 国际公布 WO2007/130884 英 2007.11.15

[85] 进入国家阶段日期 2009.1.4

[71] 申请人 麦德托尼克公司

地址 美国明尼苏达州

[72] 发明人 C·L·施密特

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 马 洪

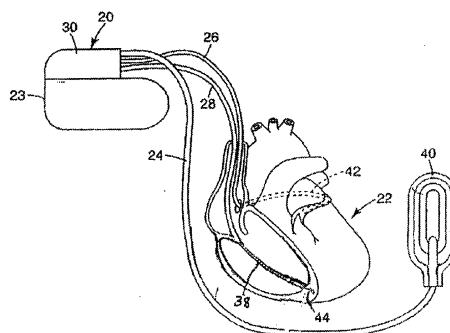
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 13 页

[54] 发明名称

有双电源的可植入式医疗器件

[57] 摘要

一种可植入式医疗器件，包括用以控制该器件的操作并且用于从植入该医疗器件的患者获得生理数据的控制电路。该植入设备还包括用于将生理数据传送给外部设备的通信电路。第一电源耦合至控制电路并且对该控制电路供电。第二电源耦合至通信电路并且对该通信电路供电。



1. 一种可植入式医疗器件, 包括:

控制电路, 用以控制所述可植入式医疗器件的操作并且从植入所述可植入式医疗器件的患者获得生理数据;

耦合至所述控制电路的通信电路, 用以将所述生理数据传送给外部设备;

位于所述器件内并且耦合至所述控制电路的第一电源, 用以对所述控制电路供电;

位于所述器件内并且耦合至所述通信电路的第二电源, 用以对所述通信电路供电; 以及

可共用地激活所述第一电源和所述第二电源的电解质, 所述电解质包括 2,2,2-三氟乙酰胺。

2. 如权利要求 1 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述第一电源包括电池。

3. 如权利要求 2 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述电池包括 $\text{Li/CF}_x\text{-CSVO}$ 、 Li/CSVO 、 Li/CF_x 、 Li/MnO_2 、 Li/12 、和 Li/SOCl_2 电池中的至少一者。

4. 如权利要求 1 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述第二电源包括可再充电电池。

5. 如权利要求 4 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述可再充电电池包括锂离子和镍/金属氢化物电池中的至少一者。

6. 如权利要求 1 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 还包括:

开关, 用于逢第一预定事件发生便将所述第一电源耦合至所述通信电路。

7. 如权利要求 6 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述第一电源和第二电源各自具有与其相关联的剩余功率电平, 所述器件还包括:

耦合至所述第一电源和第二电源的传感器, 用以感测所述第一电源和第二电源中的至少一者的所述剩余功率电平。

8. 如权利要求 7 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述第一预定事件包括所述传感器感测到所述第二电源的所述剩余功率电平低于剩余功率电平阈值。

9. 如权利要求 7 所述的可植入式医疗器件, 其特征在于, 所述开关逢第二预

定事件发生便将所述第二电源耦合至所述控制电路。

10. 如权利要求 9 所述的可植入式医疗器件，其特征在于，所述第二预定事件包括所述传感器感测到所述第一电源的所述剩余功率电平低于剩余功率电平阈值。

11. 一种用于在可植入式医疗器件中纳入电源的方法，包括以下步骤：

由位于所述器件内的第一电源向控制电路供电，所述控制电路获得至少植入所述控制电路的患者的生理数据；

由位于所述器件内的第二电源向通信电路供电，其中所述第一电源和第二电源中至少有一者包括在电解质中的 2,2,2-三氟乙酰胺；以及

从所述通信电路向外部设备传送所述生理数据。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其特征在于，还包括：

感测所述第二电源的剩余功率电平；

确定所述剩余功率电平是否已降落到预定阈值之下；以及

响应于确定所述剩余功率电平已降落到所述预定阈值之下由所述第一电源来向所述通信电路供电。

13. 如权利要求 11 所述的方法，其特征在于，还包括：

感测所述第一电源的剩余功率电平；

确定所述剩余功率电平是否已降落到预定阈值之下；以及

响应于确定所述剩余功率电平已降落到所述预定阈值之下由所述第二电源来向所述控制电路供电。

有双电源的可植入式医疗器件

发明背景

本发明一般涉及用于可植入式医疗器件的电源，本发明尤其涉及用于优化可植入式医疗器件性能的双电池单元电源。

各种不同的可植入式医疗器件（IMD）可用于心脏的治疗性刺激并且在本领域中是公知的。例如，可植入式心律转复除颤器（ICD）被用于治疗那些遭受心室纤颤——一种若不被校正则可能快速致死的紊乱心律——的患者。在工作中，ICD持续地监视患者心脏的电活动，检测心室纤颤，并响应于该检测放出恰适电击以复原正常心律。类似地，自动可植入式除颤器（AID）可用于心脏的治疗性刺激。在工作中，AID 器件检测心室纤颤并通过位于心脏外面间隔很宽的电极向心脏放出非同步的高电压脉冲，由此来模仿经胸除颤。现有技术心律转复器的又一个示例包括例如在授予 Engle 等的美国专利 No. 4,375,817 中公开的起搏器/心律转复器/除颤器（PCD）。该设备检测快速性心律失常的发作并且包括用以监视或检测快速性心律失常的进展以便可以向心脏施加逐渐增大的能级来中断室性心动过速或纤颤的装置。还有众多其他类似的可植入式医疗器件例如可编程起搏器可用。

不管确切的构造和用法如何，上述这些 IMD 中的每一种一般包括 3 个主要组件：低功率控制电路、高功率输出电路、以及电源。控制电路既监视和确定各种工作特性，诸如举例而言有心脏刺激脉冲的速率、同步、脉宽和输出电压之类，也执行诸如监视心脏之类的诊断功能。相反，高功率输出电路响应于来自控制电路的信号生成要经由一条或更多条引线施加给心脏的电刺激脉冲。

电源向低功率控制电路和高功率输出电路两者提供功率。作为参照点，典型地要求电源向控制电路提供 10-20 微安而向输出电路提供更高的电流。取决于特定 IMD 应用，高功率输出电路可能需要少至 0.1 焦耳的刺激能量用于起搏器到多至 40 焦耳的刺激能量用于可植入式除颤器。除了提供充足的刺激能量之外，还期望电源有低自放电以具有多年的使用寿命，并且期望它是高度可靠的，且能够从最小封装体积供应能量。

对 IMD 合适的电源或电池实质上本质总是电化学的，通常被称为电化学电池

单元。IMD 可接受的电化学电池单元典型地包括包围阳极、隔板、阴极和电解液的外壳。阳极材料典型地是锂金属，或对于可再充电电池单元为锂离子包含体。锂电池一般被认为是可接受电源，部分由于其相对于其他类型的电池有高能量密度和低自放电特性。阴极材料典型地是基于金属的，诸如银钒氧化物（SVO）、二氧化锰等。

在一些情形中，输出电路的功率要求比电池能放出的更高。由此，在现有技术中在放出刺激脉冲之前的某一刻先累积起刺激脉冲能量并用诸如输出电容器之类将其存储在输出能量存储设备中是常见的。当控制电路向输出电路指示要放出刺激脉冲时，输出电路系统导致存储在该输出电容器中的能量将经由植入的引线被施加给心脏组织。在放出后续刺激脉冲之前，输出电容器典型地先被再充电，其中电源对输出电容器再充电所需的时间被称为“充电时间”。

不管是否采用输出电容器，当前已知的治疗性脉动 IMD 的一个已察觉到的缺点是它们通常必须在其电池耗损水平已到达最大值之前就被更换掉。当 IMD 的输出电容器正被再充电时，电池电压由于充电电流流经固有的电池阻抗而下降。尽管该电压下降在电池很新或刚用时可能并不显著，但其可能随着电池老化或正逼近耗尽而明显地增大，如此使得在电容器再充电操作期间，对控制电路的电压供应可能下降到最小可允许电平之下。该暂时性下降可能导致控制电路故障。IMD 可能在任何这样的故障发生之前被移除和更换，即使电池可能仍有足以刺激心脏的容量。简单而言，当前可用的基于锂的电池单元的倍率能力是高度依赖于时间或放电深度的，因为电池单元随着时间推移和/或随着重复使用逐渐形成高内阻。对于 IMD 应用，该时间或放电深度依赖性限制了电池的使用寿命。

对上述问题的一种解决方案是提供两个电池，一个用于对输出电路或电容器充电而分开的电池用于对控制电路供电。遗憾的是，该设备对控制和充电/输出电路系统所需能量的相对量趋于因患者而异。用以对控制电路供电的电池的容量只能针对一个患者概况来优化。因此对于其他患者，一个电池可能在另一个之前耗尽，从而在该设备中留下浪费掉的能量。这样的系统的示例在授予 Takeuchi 等的美国专利 No.5,614,331 中公开。

此外，与 IMD 电源相关联的相关考量涉及整体尺寸约束。具体而言，为了提供恰适功率电平达相对长的时段（在 4-7 年的数量级上），与高功率输出电路系统相关联的电源典型地具有某个电极表面积以达成高倍率能力。由于安全性和制造约束，该必要的电极表面积可以用增大的电池单元体积来达成。所得电池单元可以满

足输出电路系统功率要求,但遗憾的是在体积方面可能是效率低下的。甚至进一步,近期的 IMD 设计要求电源呈除矩形以外的形状,诸如“D”或半“D”轮廓,从而进一步促使体积效率低下。

由此总的说来,当前可用的电化学电池单元设计——特别是 Li/SVO 构造——至少可以初步满足对输出电路系统的功率要求。然而,这些电池单元固有的体积效率低下注定了在电池单元的可用容量尚未被用完之前就到达寿命结束。再一次,当前可用电池单元表现出高度依赖于使用时间或放电深度的输出电路系统充电时间。随着时间推移,电池单元的阻抗增大,从而增大了最终充电时间。实质上,所有 IMD 对输出电路系统都有最大可允许充电时间。一旦电池单元的充电时间超过了最大可允许充电时间,该 IMD 就会被更换掉。体积上效率低下的电池单元会快速到达该最大充电时间,即使该电池单元的容量中有很大部分尚未使用(在可用容量的 40%的数量级上)。由此,不管电源是纳入了一个还是两个电池单元,所得配置在高倍率电池的可用容量的意义上是效率非常低下的。

制造商一直在 IMD 构造和尺寸特性方面进行改善。为此,当前可用的电源设计还不是最优的。因此,存在对具有优越的空间体积效率和更高的能量密度而充电时间上不会成比例地增加的 IMD 电源的需要。

与 IMD 电源相关联的又一个问题涉及使用无线收发机来与外部设备互传 IMD 数据。由 IMD 传送的数据可以包括与植入该 IMD 的患者相关的生理数据。例如,如果 IMD 是起搏器或心律转复器/除颤器,则该生理数据可以包括从如先前所讨论地植入患者的心脏内的电极获得的心电信号。IMD 与其传送此生理数据的外部设备可以包括例如监视和/或处理从 IMD 接收到的生理数据的计算机。

IMD 还可以传送与其性能相关的数据,诸如其针对给定的一组监视到的心电信号经由植入的电极放出治疗性电击的强度级。外部计算机设备可以分析接收到的数据并向 IMD 传送编程数据以调整其治疗。例如,该编程数据可以向 IMD 指示要减小向患者放出的治疗性电击的强度。

典型地,IMD 内的无线收发机要求相对较高的电流脉冲,由此导致对 IMD 内的电源的更高消耗。由于预计 IMD 的复杂性和由 IMD 执行的通信传输的次数在接下来几年中会增加,因此可能会对 IMD 的电源造成重得多的负担,由此减少了其寿命。由于电源的可及性典型地是经由外科手术来达成的,因此电池寿命上的减少是关注焦点。

本发明针对于减少以上阐述的问题中的一个或更多的影响。

发明内容

根据本发明，一种装置包括耦合至第一电源以控制该装置的操作的控制电路，该控制电路适配于接收来自第一电源的功率。通信电路耦合至第二电源以与外部设备通信，该通信电路适配于接收来自第二电源的功率。

根据本发明，一种可植入式医疗器件包括用以控制该可植入式医疗器件的操作并且从植入该可植入式医疗器件的患者获得生理数据的控制电路。通信电路耦合至该控制电路以将生理数据传送给外部设备，第一电源耦合至控制电路以对该控制电路供电，并且第二电源耦合至通信电路以对该通信电路供电。

根据本发明，一种用于在可植入式医疗器件中纳入电源的方法包括由第一电源对控制电路供电，该控制电路获得至少植入该控制电路的患者的生理数据；由第二电源对通信电路供电；以及从该通信电路向外部设备传送所述生理数据。

附图简要说明

图 1 是纳入了根据本发明的电源的可植入式医疗器件（IMD）的一个实施例的简化示意图；

图 2 是根据本发明的可供与图 1 的 IMD 一起使用的电源的简化示意电路图；

图 3 是根据本发明的第一实施例电源的简化示意图；

图 4 是根据本发明的第二实施例电源的简化示意图；

图 5A 是根据本发明的第三替换实施例电源的横截面视图；

图 5B 是图 5A 的实施例的变形的横截面视图；

图 5C 是图 5A 的包括内部并联连接的电源的立体图；

图 6 是根据本发明的第四实施例电源的顶视图；

图 7 是纳入了第 5 实施例电源的 IMD 的横截面视图；

图 8 是第六实施例电源的简化示意图；

图 9 是示出按常规技术平衡的电池的放电曲线的图表；

图 10 是示出可供与图 8 的电源一起使用的阳极受限电池的放电曲线的图表；

图 11 是纳入了根据本发明另一实施例的电源的可植入式医疗器件（IMD）的简化框图；

图 11A 是图 11 的 IMD 的控制电路的更详细表达；

图 12 图解图 11 的 IMD 与外部数据处理设备的通信能力；

图 13 是图 11 的 IMD 的根据本发明一个实施例的电源的更详细表达；以及图 14 图解了图 13 的 IMD 的根据本发明另一个实施例的电源的另一种更详细表达。

优选实施例的详细说明

图 1 是根据本发明的可植入式医疗器件（“IMD”）20 及其与人体心脏 22 的关系的一个实施例的简化示意图。IMD 20 在图 1 中被示为优选地是起搏器/心律转复器/除颤器（PCD），尽管该 IMD 替换地可以是释药设备、神经刺激器、或本领域中已知的任何其他类型的可植入式器件。该 IMD 包括外壳或气密包封 23 以及相关联的电引线 24、26 和 28。如以下更详细描述，包封外壳 23 包含各种电路和电源。引线 24、26 和 28 借助于多端口连接器块组 30 耦合至 IMD 20，多端口连接器块组 30 包含分别用于所示三条引线 24、26 和 28 中的每一条的单独端口。

在一个实施例中，引线 24 耦合至皮下电极 40，该电极旨在被皮下地安放在左胸区域中。替换地，可以采用有源的“罐”如此使得能在植入的电极与包封外壳 23 之间提供刺激。在又一个实施例中，刺激是在单条多极引线上载带的两个电极之间提供的。

引线 26 是采用位于心脏 22 的冠状窦和大静脉区域中的拉长的线圈电极的冠状窦引线。该电极的定位是以 42 处的虚线格式示出的，并且从冠状窦的开口内的点绕心脏 22 向左心耳附近的点延伸。

引线 28 设有位于心脏 22 的右心室中的拉长的电极线圈 38。引线 28 还包括螺旋刺激电极 44，其采取拧进右心室的心肌组织中的可伸缩螺旋线圈的形式。引线 28 还可以包括用于近场或远场电图感测的一个或更多个附加电极。

在所示系统中，心脏起搏脉冲是在螺旋电极 44 与线圈电极 38 之间放出的。电极 38 和 44 还用于感测指示心室收缩的电信号。此外，心律转复器/除颤电击可以在线圈电极 38 与电极 40 之间、以及在线圈电极 38 与电极 42 之间放出。在后续脉冲除颤期间，设想将在皮下电极 40 与线圈电极 38 之间、以及在冠状窦电极 42 与线圈电极 38 之间顺序地放出脉冲。还可提供单脉冲双电极除颤脉冲法，典型地是在线圈电极 38 与冠状窦电极 42 之间提供。替换地，可以在电极 38 与 40 之间放出单脉冲。这些电极与 IMD 20 的具体互连将在一定程度上取决于具体的单电极，相信更可能采用成对除颤脉冲法。

不管 IMD 20 的确切配置和操作如何，IMD 20 皆包括在图 2 中以框形式示出

的若干基本组件。IMD 20 包括高功率输出电路 50、低功率控制电路 52、电源 54（用虚线示出的）以及电路系统 56。如以下将更详细地描述的，电源 54 优选地是双电池单元配置，并且能够广为采取各种形式。类似地，电路系统 56 可以包括模拟和/或数字电路，能采取各种配置，并且将电源 54 电连接至高功率电路 50 和低功率电路 52。

高功率输出电路 50 和低功率控制电路 52 典型地作为与 IMD 20 相关联的电子模块的一部分来提供。一般而言，高功率输出电路 50 被配置成放出电脉冲治疗，诸如除颤或心律转复/除颤脉冲。总而言之，高功率输出电路 50 负责在 IMD 20 的各种电极 38-44（图 1）之间施加刺激脉冲能量。如本领域中公知的，高功率输出电路 50 可以与电容器组（未示出）相关联用于生成恰适的输出能量，例如在 0.1-40 焦耳范围之中的输出能量。

低功率控制电路 52 类似地在本领域中是公知的。一般而言，低功率控制电路 52 监视心脏活动并且信令高功率输出电路 50 的激活以放出恰适刺激治疗。进一步，如本领域中公知的，低功率控制电路 52 可以从高功率输出电路 50 生成优选脉冲系列作为整体治疗的一部分。

电源 54 和相关联的电路系统 56 能广为采取各种配置，如以下各个实施例中描述的。然而，优选地，电源 54 包括第一高倍率电池单元 60 和诸如中或低倍率电池单元之类的第二较低倍率电池单元 62。值得注意，第一和第二电池单元 60、62 可彼此分开地形成或包含在单个包封之内。取决于具体应用，高倍率电池单元 60 被配置成对起搏器提供少至 0.1 焦耳到对可植入式除颤器提供多至 40 焦耳的刺激能量。如以下参考具体实施例描述的，高倍率电池单元 60 可以广为采取本领域中已知的各种形式。优选地，高倍率电池单元 60 包括阳极、阴极和电解质。电解质包括基底液态电解质组分和阻抗稳定添加剂。基底电解质组分典型地包括 1.0 摩尔（M）四氟硼酸锂（重量%为 1-20%）、 γ -丁内酯（重量%为 50-70%）、以及 1,2-二甲氧基乙烷（重量%为 30-50%），阻抗稳定添加剂为 2,2,2-三氟乙酰胺。

对于可充电应用，优选地将阳极形成为包括或者金属形式或者离子形式的锂。考虑到这一点，高倍率电池单元 60 最优选地是例如在授予 Howard 等的“High Reliability Electrochemical Cell and Electrode Assembly Therefor（高可靠性电化学电池单元及其电极组装）”的美国专利 No. 5,439,760 以及授予 Berkowitz 等的“High Reliability Electrochemical Cell and Assembly Therefor（高可靠性电化学电池单元及其电极组装）”的美国专利 No. 5,434,017 中所公开类型的螺旋卷绕式电池，以上

申请的公开通过援引纳入于此。高倍率电池单元 60 次优选地是具有例如在授予 Muffuletto 等的“Internal Electrode and Assembly Method for Electrochemical Cells(电化学电池单元的内部电极和组装方法)”的美国专利 No. 5,312,458 和 5,250,373、授予 Takeuchi 等的“Method of Making Prismatic Cell(制作棱形电池单元的方法)”的美国专利 No. 5,549,717、授予 Kiester 等的“Non-aqueous Lithium Battery(非水性锂电池)”的美国专利 No. 4,964,877、授予 Post 等的“Electrochemical Cell With Improved Efficiency Serpentine Electrode(带有效率提高的蛇形电极的电化学电池单元)”的美国专利 No. 5,14,737、以及授予 Pyszczyk 等的“Use of Standard Uniform Electrode Components in Cells of Either High or Low Surface Area Design(在或高或低表面积设计的电池单元中使用标准的统一电极组件)”的美国专利 No. 5,468,569 中所公开类型的螺旋卷绕、叠板、或蛇形电极的电池，以上申请的公开通过援引纳入于此。替换地，高倍率电池单元 60 可以包括单阴极电极。

用于高倍率电池单元 60 的阴极的材料最优选地为固态并且包括诸如氧化钒、银钒氧化物(SVO)或二氧化锰之类的金属氧化物作为其活性组分，这在本领域中是已知的。替换地，高倍率电池单元 60 的阴极还可以包括一氟化碳及其复合体或者任何其他活性电解组分和组合物。在对阴极采用 SVO 的场合中，SVO 最优选地为在授予 Crespi 等的美国专利 No. 5,221,453、5,439,760 和 5,306,581 中公开的称为“组合银钒氧化物”(或即“CSVO”)的类型，尽管可以采用其他类型的 SVO。

应理解，也可以对高倍率电池单元 60 利用除以上明确阐述的那些以外的电化学系统，包括但不限于，诸如锂/氧化银、锂/氧化锰、锂/ V_2O_5 、锂/铜银钒氧化物、锂/氧化铜、锂/氧化铅、锂/一氟化碳、锂/氧化铬、锂/含铋氧化物、锂/硫酸铜，以上列出的各种阴极材料的混合物——诸如银钒氧化物与一氟化碳的混合物、以及锂离子可再充电电池等阳极/阴极系统，以上仅是举出了其中的一些。

一般而言，第二较低倍率电池单元 62 具有比高倍率电池单元 60 小的倍率能力，并且足以对低功率控制电路 52 供电。例如，在一个优选实施例中，第二较低倍率电池单元 62 是中倍率的 SVO 电池单元，更优选地为 SVO/ CF_x 电池单元。替换地，第二较低倍率电池单元 62 可以是电流消耗在 10-30 微安范围中的低倍率锂/碘起搏器电池。如本领域中已知的，第二较低倍率电池单元 62 的可接受构造包括例如在授予 Sunderland 等的“Electrochemical Cell(电化学电池单元)”的美国专利 No. 5,716,729 中描述的单阴极电极设计，该申请的公开通过援引纳入于此。如贯穿本说明书使用的，对“较低倍率电池单元”的引述包括低倍率和中倍率电池单

元两者。不管确切构造如何，高倍率电池单元 60 和较低倍率电池单元 62 优选地具有相近的寿命起始（BOL）电压（例如，相差小于 100 mV）。进一步，电池单元 60、62 优选地具有相近的耗尽电压，从而在电池单元 60 或 62 中有第一个到达耗尽时，电池单元 60、62 各自的容量已被高效率地使用掉。

考虑到高倍率电池单元 60 和第二较低倍率电池单元 62 的上述参数，电源 54A 和电路系统 56A 的一个优选组合 A 在图 3 中示意性地描绘。电源 54A 包括如以上所描述的第一高倍率电池单元 60A 和第二较低倍率电池单元 62A。此外，电路系统 56A 将高倍率电池单元 60A 和较低倍率电池单元 62A 并行地电连接至高功率输出电路 50 和低功率控制电路 52。具体而言，电路系统 56A 包括配置成选择性地解开高倍率电池单元 60 与低功率控制电路 52 的耦合的开关 70。在这点上，电路系统 56A 可以包括附加组件/连接（未示出）用于响应于以下描述的操作条件启用和停用开关 70。

电源/电路系统配置 A 提供胜于现有技术中的单电池单元设计的独特优点。例如，在 IMD 20（图 1）的操作期间，电源 54A 不时地被要求向高功率输出电路 50 放出高电流脉冲或放电，同时维持高到足以持续地对低功率控制电路 52 供电的电压。如果供电电压降到某一值之下，则 IMD 20 将停止操作。电源/电路系统配置 A 并行地放置高倍率电池单元 60A 和较低倍率电池单元 62A 以在高功率输出电路 50 没有被启用的时段期间对低功率控制电路 52 供电。在诸如除颤脉冲之类的瞬态高功率脉冲期间，使开关 70 开路以解开高倍率电池单元 60A 与低功率控制电路 52 的耦合。较低倍率电池单元 62A 保持电连接至低功率控制电路 52。由此，较低倍率电池单元 62A 持续地对低功率控制电路 52 供电，而不管高倍率电池单元 60A 经历任何电压降落。在电路系统 56A 的并联配置下，高倍率电池单元 60A 和较低倍率电池单元 62A 能组合地操作长达约各个电池单元 60A、62A 的整个使用寿命。进一步，视需要，能将电池单元 60A 和/或 62A 的尺寸和形状设计成能满足由 IMD 20（图 1）造成的某些体积或形状约束。

替换实施例电源/电路系统配置 B 在图 4 中示意性地描绘。电源/电路系统配置 B 包括电源 54B 和电路系统 56B。电源 54B 包括第一高倍率电池单元 60B 和第二较低倍率电池单元 62B。电路系统 56B 将高倍率电池单元 60B 和较低倍率电池单元 62B 并行地与高功率输出电路 50 和低功率控制电路 52 连接，并且包括开关 80。开关 80 被配置成选择性地解开高倍率电池单元 60B 与低功率控制电路 52 的耦合，如此使得电路系统 56B 可以包括附加组件/连接（未示出）用于响应于以下描述的

操作条件启用和停用开关 80。

电源 54B 优选地是蓄电池，藉此高倍率电池单元 60B 和较低倍率电池单元 62B 两者都被维持在以 82 概括地示出的单个外壳内。在这点上，高倍率电池单元 60B 包括与较低倍率电池单元 62B 的阳极/阴极构造电化学地相关（优选为相同）的阳极/阴极组合，如此使得公用电解质 84 激活电池单元 60B、62B 两者。例如，高倍率电池单元 60B 可以是高倍率 Li/SVO，而较低倍率电池单元 62B 是具有芯块设计的诸如 Li/SVO 或 Li/MnO₂ 电池单元等高体积效率电池单元。替换地，如先前所描述的，电池单元 60B、62B 的其他构造是同样可接受的。

经由电路系统 56B 将电池单元 60B、62B 并行地连接至高功率输出电路 50 和低功率控制电路 52 就允许电池单元 60B、62B 两者皆能对低功率控制电路 52 供电，藉此延长电源 54B 的使用寿命。进一步，如同使用先前描述的电源/电路系统配置 A（图 3）时一样，开关 80 确保在高功率输出电路 50 产生瞬态高功率脉冲期间低功率控制电路 52 的操作。例如，当促使高功率输出电路 50 放出高功率脉冲或放电时，电路系统 56B 使开关 80 开路以解开高倍率电池单元 60B 与低功率控制电路 52 的耦合。较低倍率电池单元 62B 保持电连接到低功率控制电路 52 以向其提供连续、不间断的功率。

此外，较低倍率电池单元 62B 能用于对高倍率电池单元 60B 再充电。更具体地，在高倍率电池单元 60B 被脉动之后，高倍率电池单元 60B 的电势将低于较低倍率电池单元 62B 的电势。当较低倍率电池单元 62B（经由开关 80）再连接至高倍率电池单元 60B 时，较低倍率电池单元 62B 将被放电而高倍率电池单元 60B 相应地被充电，直至它们达到等电势。电子从较低倍率电池单元 62B 的阳极向高倍率电池单元 60B 的阳极移动，并且从高倍率电池单元 60B 的阴极向较低倍率电池单元 62B 的阴极移动。在一个优选实施例中，为了令再充电能发生，高倍率电池单元 60B 必须拥有至少一定程度的可再充电性。这就是说，高倍率电池单元 60B 若被高度放电则或许不能按以上描述再充电。已发现将高倍率电池单元 60B 配置成显现出“微可再充电性”特性便允许在高功率输出电路 50 操作（例如，治疗）期间被移走的小量容量能被归回。已进一步发现包括 SVO 阴极的高倍率电池单元 60B 显现出这种合需的微可再充电性特性。替换地，其他阴极材料也是可接受的。值得注意，与此相同的再充电机制适用于先前描述的配置 A（图 3）。

作为附加优点，可以将高倍率电池单元 60B 的尺寸（例如，电池单元体积）设计成能满足高功率输出电路 50 的要求，而不用特地关注对低功率控制电路 52

的供电。如先前所描述的，在现有技术的单电池单元设计中，电池单元体积是效率非常低的。电源 54B 通过使高倍率电池单元 60B 的尺寸最小化并且利用尺寸能更便利地设计的较低倍率电池单元 62B 克服了这个问题。换言之，高倍率电池单元 60B 可以是有益于绕线圈的、蛇形、或其他高电极面积构造（但可能有较低的体积能量密度）的相对简单的形状，而较低倍率电池单元 62B 可以是与 IMD 20 的合需体积形状共形并对其高效率地加以利用的形状，诸如具有相对较高的体积能量密度的“D”形芯块或绕线电池单元。结果所得的电源 54B 凭借其独特的复杂形状利用 IMD 20 中可用的体积并且促使 IMD 20 具有最优体积。

又一替换实施例电源/电路系统配置 C 在图 5A 中以横截面来描绘。更具体地，图 5A 示出包括高倍率电池单元 60C、蓄电芯块 90、和用作较低倍率电池单元 62C 的锂体 92 的电源 54C。高倍率电池单元 60C、芯块 90、和锂体 92 被布置在进一步包含电解质 96 的外壳 94 中。尽管在图 5A 中未示出，但高倍率电池单元 60C 和较低倍率电池单元 62C（包括蓄电阴极芯块 90 和锂体 92）由可以包括也可以不包括开关的电路系统（未示出）并行地连接至高功率输出电路 50（图 2）和低功率控制电路 52（图 2）。进一步，锂体 92 与阴极蓄电芯块 90 具有大致相同的长和宽。

高倍率电池单元 60C 可以采取数种构造，但优选地包括绕线的阳极 98 和阴极 100。例如，阳极 98 优选地为锂材料，而阴极 100 是含恰适金属的材料（例如，金属氧化物或金属硫化物），优选地为 SVO。无论如何，阳极 98 和阴极 100 优选地绕蓄电芯块 90 卷绕。替换地，蓄电芯块 90 和锂体 92 可以位于高倍率电池单元 60C 的绕组外部，就像例如由图 5B 的替换实施例所示的那样。

回到图 5A，蓄电芯块 90 与阴极 100 有相同的组分。例如，在优选实施例中，蓄电芯块 90 是稠密 SVO 或 MnO_2 阴极芯块。类似地，锂体 92 与阳极 98 有相同的组分，并且可用于平衡蓄电芯块 90 的能力。在这点上，锂体 92 无需为分开的元件，取而代之的是，可将阳极 98 的最内匝 102（即，围绕蓄电芯块 90 的那匝）加厚（即，提供额外的锂材料）。

电源/电路系统配置 C 通过利用蓄电芯块 90 对高倍率电池单元 60C 充电来给电源 54C 提供比常规技术的平行板或线圈配置更高的能量密度，而不存在制作、绕线、或折叠多个厚电极的困难。

在使用期间，高倍率电池单元 60C 和蓄电芯块 90 并行地操作以对低功率控制电路 52（图 2）供电。在瞬态高脉冲操作期间，高倍率电池单元 60C 和蓄电芯块 90 操作以对高功率输出电路 50（图 2）供电。此功率中的绝大部分是由高倍率电

池单元 60C 放出的, 由于它与较低倍率电池单元 62C 相比内阻较低(再次, 由蓄电阴极芯块 90 和锂体 92 定义)。在瞬态高脉冲操作以后, 较低倍率电池单元 62C 优选将行动以如先前关于电源 54B(图 4)所描述地对高倍率电池单元 60C 再充电。具体而言, 蓄电芯块 90 用作辅助阴极, 以在瞬态高脉冲操作以后接受来自阴极 100 的电子和锂离子。例如, 在蓄电芯块 90 包括与阴极 100 的组分(例如, SVO 或 MnO_2) 化学地兼容的材料的场合, 随着高倍率电池单元 60C 被放电, 阴极 100 被阴极 100 与蓄电芯块 90 之间的电子和锂离子流充电或氧化。结果所得的电源 54C 比没有蓄电芯块 90 的类似电池单元具有更高的平均电压、更高的体积能量密度和改善的寿命结束电压信号。进一步, 锂体 92 平衡蓄电芯块 90 的容量, 藉此在瞬态高功率脉冲以后促使对高倍率电池单元 60C 再充电。

在电源 54C 的一个更优选的实施例中, 高倍率电池单元 60C 和较低倍率电池单元 62C(或蓄电芯块 90) 在电源 54C 自身内部并联连接。例如, 图 5C 图解与图 5A 的配置 C 相关联的互连技术。作为参照点, 外壳 94 的一部分已被移除以更好地图解组件互连。考虑到这点, 电源 54C 进一步包括第一导电突片 102、第二导电突片 104、以及连接器 106。第一突片 102 连接至与高倍率电池单元 60C 相关联的阴极 100 并从其延伸出来。相反, 第二突片 104 连接至形成较低倍率电池单元 62C 的蓄电(或阴极)芯块 90 并从其延伸出来。最后, 连接器 106 互连突片 102、104, 并且在本来会从电池外壳 94 向外延伸的馈通管脚 108 中终止。

通过内部并联连接电池单元 60C 和 62C, 就仅需要单个馈通 108, 藉此比其中需要两个或更多个馈通的其他双电池设计降低了成本和复杂性。将理解图 5C 的构造必然使得电池单元 60C、62C 不是可独立放电的, 并且诸如图 4 的开关 80 之类的开关不可用。然而, 该设计提升了形状灵活性和体积效率。例如, 与高能量 IMD 电源相关联的一个特定制造考量是出于已知的安全性考虑要求卷绕电池单元利用厚阴极的要求。在采用卷绕设计的场合, 厚阴极材料会趋于在拐角中破裂并且将应力传过其他组件(诸如隔板和/或锂阳极)。这可能进而导致内部短路。然而在图 5C 的配置下, 能量供应中相当大的部分被存储在蓄电芯块 90(或较低倍率电池单元 62C)、以及毗邻的锂体 92 中。芯块 90 没有被卷绕, 且由此可以相对较厚而不会带来与卷绕阴极材料相关联的应力问题。由于能量中有相当大的部分是存储在芯块 90 中的, 因此与高倍率电池单元 60C 相关联的阴极 100 材料现在可以相对较薄, 且由此更容易卷绕而不会经历应力相关的缺陷。进一步, 通过将蓄电芯块 90 形成相对较厚, 与高倍率电池单元 60C 相关联的最内绕组的半径就得以增大或比在

常规技术的卷绕电池单元中所见的更大，这再次减小了绕组导致的应力。

具有提高的体积效率的又一替换电源/电路系统配置 D 在图 6 中示意性地描绘。配置 D 包括电源 54D 和电路系统 56D。电源 54D 包括维护高倍率电池单元 60D、较低倍率电池单元 62D、以及电解质（未示出）的外壳 110。电路系统 56D 将电池单元 60D、62D 并行地与高功率输出电路 50（图 2）和低功率控制电路 52（图 2）连接。尽管在图 6 中示意性地图解，但高倍率电池单元 60D 能采用以上描述的形式中的任何哪种并且优选地是有益于采取绕线、蛇形、或其他高表面积电极配置的简单形状。相反，较低倍率电池单元 62D 是采用诸如 D 形之类或以其他方式与外壳 110 的可用体积共形并对其加以利用的不规律形状的表面积相对较低的辅助电极。再次，较低倍率电池单元 62D 可包括以上描述的材料中任何哪种，并且可以是中或低倍率电池单元。无论如何，结果所得的电源 54D 凭借其独特、复杂的形状来利用 IMD 20（图 1）中可用的体积并且由此促使设备的尺寸最优化。

在操作中，电源 54D 与先前实施例类似地操作，其中高倍率电池单元 60D 和较低倍率电池单元 62D 并行地操作以对高功率输出电路 50（图 2）和低功率控制电路 52（图 2）供电。在这点上，与电源 54D 相关联的电路系统 56D 可以包括在瞬态高功率脉冲期间解开高倍率电池单元 60D 与低功率控制电路 52 的耦合的开关（未示出）。较低倍率电池单元 62D 与高倍率电池单元 60D 隔离的操作将持续地对低功率控制电路 52 供电，而不用顾虑与高倍率电池单元 60D 相关联的电压降落。进一步，当电源 54D 经受高电流脉冲放电时，高倍率电池单元 60D 和较低倍率电池单元 62D 将在各脉冲之间均衡且由此停留在相同的放电深度，其中高倍率电池单元 60D 的容量中的绝大部分是以比不并联连接较低倍率电池单元 62D 时将观察到的电压更高的电压来放电的。

具有提高的体积效率的又一相关替换电源/电路系统配置 E 在图 7 中作为 IMD 112 的一部分来描绘。更具体地，IMD 112 被示为包括外壳 114、电路 116（在图 7 中概括地示出）、以及电源 54E。电源 54E 包括高倍率电池单元 60E 和较低倍率电池单元 62E。在图 7 的实施例下，电池单元 60E、62E 被分开地形成（即，分开包封）并且经由电路系统 56E 并联连接。值得注意，电路系统 56E 不包括开关，并且电池单元 60E、62E 不是可独立放电的。

尽管在图 7 中示意性地图解，但高倍率电池单元 60E 能采取以上描述的形式中的任何哪种并且优选地是有益于呈绕线、蛇形、或其他高表面积电极配置的简单形状。相反，较低倍率电池单元 62E 是被定形成能高效率地利用外壳 114 中的可

用体积的相对低表面积的辅助电极。在一个优选实施例中，高倍率电池单元 60E 是本领域中已知的薄膜电池。在这点上，制造薄电极的一个优选方法是在合适溶剂中制备电极材料的浆料。该浆料随后被敷设到薄箔基底上作为集流器。为此，最常用的方法是使用“滚筒刮刀”办法，藉此使用刀口控制厚度（即，刮墨刀）来把浆料敷设到正移动的网（例如，该金属箔）上。溶剂随后被蒸发，留下阴极材料薄膜。替换地，其他已知薄电极制造技术是同样可接受的。

通过将高倍率电池单元 60E 形成为薄膜电池，电源 54E 的特征在于体积效率得以提高。进一步，尤其在 IMD 112 为 ICD 的场合，电源 54E 呈现出改善的可比例缩放性。作为参照点，ICD 电池典型地被建造为具有最大安全功率能力（即，最大安全电极表面积）。由此，在维持特定表面积的同时在一维上改变“标准”ICD 电池的大小所强加的几何约束典型地会大过所能得到满足的。作为结果，对于不同大小的 ICD 应用，“标准”ICD 电池经常必须在两维上改变，且因此是不可比例缩放的。图 7 的双电池单元设计克服了该问题。具体而言，通过将高倍率电池单元 60E 形成为薄电极，便允许高倍率电池单元 60E 位于电路 116 下面。相反，较低倍率电池单元（优选地为中倍率电池单元）62E 被构造成具有与外壳 114 的内部维相同的厚度（即，与电路 116 和高倍率电池单元 60E 相同的厚度）。则如图 7 中所示，较低倍率电池单元 62E 毗邻电路 116/高倍率电池单元 60E 堆叠来定位。ICD 112 的高能量电容器（未示出）位于较低倍率电池单元 62E 的另一侧并且在厚度上匹配此中倍率电池单元 62E。对于不同大小的 ICD，较低倍率电池单元 62E 可以在一维上比例缩放以提供特定应用的能量需要。然而，电路 116、高倍率电池单元 60E、电容器、以及任何器件连接器块组（未示出）都是不变动的固定组件。由此，图 7 的配置满足合需的可比例缩放性准则。

另一个替换实施例电源/电路系统配置 F 在图 8 中示意性地描绘。配置 F 包括电源 54F 和相关联的电路系统 56F。再一次，电源 54F 包括第一高倍率电池单元 60F 和第二较低倍率电池单元 62F。电路系统 56F 将高倍率电池单元 60F 和较低倍率电池单元 62F 连接至高功率输出电路 50 和低功率控制电路 52。不同于先前的实施例的是，电路系统 56F 不必并联连接电池单元 60F、62F。进一步，虽然较低倍率电池单元 62F 非常类似于先前描述的实施例，但高倍率电池单元 60F 优选地是如以下描述的阳极受限电池单元。

具体而言，对于配置 F，高倍率电池单元 60F 包括固态阴极，液态有机电解质和用于放出高电流脉冲的锂阳极。电池单元 60F 进一步包括包含这些电池单元组

件的壳体（未示出）并且阴极结构一般卷绕多匝，其中锂阳极介入阴极绕组的各匝之间。该壳体还包含非水性液态有机电解质，其优选地包括锂盐和操作用于接触阳极和阴极的有机溶剂的组合。向阳极提供电连接并且向阴极提供电连接。阴极包括诸如 SVO 或 MnO_2 之类的活性材料。

在以上构造下，高倍率电池单元 60F 是体积上受约束的系统。进入到电池单元 60F 中的每个组件（阴极、阳极、隔板、集流器、电解质等）的量不能超过电池外壳的可用体积。此外，一些组件的恰适量取决于所使用的其他组件的量。这些组件必须被“平衡”以提供合需程度的放电。

例如，在诸如在除颤器应用中使用的阴极受限的 Li/SVO 电池中，阴极的容量（ Q_+ ）不得超过阳极的容量（ Q_- ）。其他电池组件占用的体积还取决于如由电池中阴极材料的量反映的阴极容量（ Q_+ ）。所有这些电池组件都必须针对给定电池体积作调整。

随 ICD 使用的按常规技术平衡的锂阳极电池单元是用充足的锂和电解质来平衡以使阴极放完电。然而，按常规技术平衡的电池单元具有随时间和放电深度增大的阻抗。这些电池单元的功率能力受出于安全性原因而强加的电极面积约束的限制。历史上，已可用掉电池的几乎总的容量同时维持尚可功率（即，可接受的充电时间）。然而，随着时间推移，按常规技术平衡的高倍率电池单元由于增大的电池单元阻抗而显现出增加的充电时间。当电池单元不再能够满足充电时间要求时，该 ICD（或其他 IMD）就必须被更换了。为此，工业标准已实现了更严格的充电时间要求。由此，在充电时间不合格之前要用掉全部电池单元容量已变得日益困难。

Li/SVO 型电池单元经受的上述问题的一个示例在图 9 中图表地示出。具体而言，常规技术的 Li/SVO 高倍率电池单元设计经历着如曲线 120 所示的电压随时间推移的下降。此外，由于内阻随时间推移而增大，致使电容器充电时间增加，如曲线 122 所代表的。作为参照点，曲线 120、122 从寿命起始（BOL）点向寿命结束（EOL）点延伸。制造商典型地针对特定 IMD 应用来划界就在 EOL 前的潜在功能丧失点（在图 9 中的“PLF”处指出）。PLF 由该 IMD 的电路性能要求决定。对于图 9 的示例，根据制造商标准，按常规技术平衡的电池单元将在大约 2.20 伏特处经历潜在功能丧失（PLF）。为确保 IMD 在 PLF 之前被移植出和更换，工业标准要求 IMD 向用户提供选择性更换指示（ERI）。ERI 通常由制造商参考电压曲线 120 任命为就在 PLF 之前。例如，制造商的标准可能要求 IMD 在 ERI 之后继续操作达 3 个月。考虑到该标准，制造商从 PLF 向回推算以选择满足如此选择的标准

的 ERI 值。参考图 9 的示例，常用的 ERI 值为 2.45 伏特。

考虑到以上定义，图 9 图表地示出充电时间曲线 122 取决于放电深度或时间，从 BOL 到 ERI 和 PLF 两者均渐增。由于这种时间相关性，并且作为参照点，可随 IMD 使用的典型的高倍率电池单元的充电时间在 BOL 处约为 8 秒，在 EIR 处为 14 秒，而在 PLF 处为 25 秒。随着 IMD 性能要求不断演进，超过 16 秒的充电时间很有可能不再是可接受的。换言之，将来的工业要求可能要求 16 秒的 PLF 值（且由此有相应减小的 ERI 值）。虽然纳入了基于锂的高倍率电池单元的 IMD 能够被编程以提供更早的 ERI 信号（相对于充电时间曲线 120 而言），但由于对放电深度或时间的依赖性，在此减小的 ERI 水平处将仅用掉电池容量的一小部分。例如，在对应于 12 秒的充电时间的 ERI 处，常规技术的电池单元的容量中约 40% 已被用掉。显然，这样的低效率是非常不可取的。

为克服与先前的基于锂的高倍率电池单元相关联的时间依赖特性，电源 54F（图 8）将高倍率电池单元 60F（图 8）形成为阳极受限的。具体而言，高倍率电池单元 60F 优选地是例如在美国专利 No. 5,458,997 中描述的锂受限电池单元，该申请的教导通过援引纳入于此。一般来说，诸如 Li/SVO、LiZnMnO₂ 等可用的基于锂的高倍率电池单元被再平衡，如此使得该电池单元包含的锂和电解质足以仅被放电到第一电压坪（在图 9 中标注为 124）。通过使用较少锂和电解质而变得可用的体积允许阴极材料能有更多空间，藉此使第一电压坪延伸为如点线 126 所示。在这种配置下，锂阳极在阴极耗尽之前耗尽，从而防止气体形成。此外，锂受限设计在电池寿命中的绝大部分上产生极微阻抗。在一个优选实施例中，锂受限的高倍率电池单元 60F 为 SVO/CF_x 复合型阴极设计，其中 x 在范围 0.9-1.1 中。

如图 10 中图表地示出的，锂受限高倍率电池单元 60F（图 8）显现出对放电深度或时间有很少依赖性的充电时间特性。作为参照点，图 10 描绘了电压曲线 130 和充电时间曲线 132。与图 9 中示出的按常规技术平衡的电池单元性能特性相比，锂受限高倍率电池单元 60F 的电压曲线 130 具有延伸的第一电压坪 134，以及在第二电压坪 136 之后的迅速电压下降。然而重要地，在第二电压坪 136 之前，充电时间曲线 132 即使随着增加的放电深度和/或时间增加也仅是稍微增加。由此在实效上，锂受限高倍率电池单元 60E 的特征在于贯穿该电池寿命中的绝大部分，其倍率能力显现出对时间或放电深度极微的依赖性。考虑到该特性，纳入了包括高倍率电池单元 60F 的电源 54F（图 8）的 IMD 可被编程以建立图 10 中所示的 PLF 和 ERI 值。

作为示例并且根据一个优选实施例，PLF 建立在约 2.6 伏特处而 ERI 在 2.65 伏特处。在这些值处，倍率能力或充电时间曲线 132 显现出对放电深度和时间的极微依赖性。例如，BOL 充电时间约为 8 秒，ERI 充电时间约为 10 秒，而 PLF 充电时间约为 16 秒。在第二电压坪 136 后，充电时间快速增加到 EOL。然而，与按常规技术平衡的电池单元不同的是，阳极受限的高倍率电池单元 60F 的 ERI 和 PLF 相对靠近 EOL（相对于电压曲线 130 的总长度而言）。由此，与按常规技术平衡的高倍率电池单元不同的是，阳极受限的高倍率电池单元 60F 允许能够选择使得倍率能力和充电时间对放电深度或时间具有极微依赖性的 ERI 值，并且结果使得电池单元 60F 能力中很大的部分得以被利用。更具体地，如此来选择高倍率电池单元 60F 的 ERI 以使得阴极的至少 40% 被消耗掉；优选地为至少 50%；更优选地为至少 60%；最优选地为至少 75%。

如先前所描述的，在实施例 F（图 8）的情况下，高倍率电池单元 60F 和较低倍率电池单元 62F 不必并联连接。然而若使用并行连线，则较低倍率电池单元 62F 在实效上将根据先前描述的再充电机制在瞬态高功率脉冲之后对高倍率电池单元 60F 再充电。进一步，若使用并行配置，则优选将较低倍率电池单元 62F 设计成比高倍率电池单元 60F 具有更高的电压（超过 BOL），如此使得当电池单元 60F、62F 被放电时，高倍率电池单元 62F 将在电池单元 60F 的使用寿命中更大的部分上逗留在更靠近其 BOL 电压和倍率能力处。在配置 F 的采用并行构造的进一步优选实施例中，高倍率电池单元 60F 是锂受限 SVO 电池单元而较低倍率电池单元 62F 为 SVO/CF_x 复合型阴极较低倍率电池单元。该构造给这两个电池单元提供相近的 BOL 电压、相近的耗尽电压（例如，在 PLF 处有大于 90% 的耗尽），并且较低倍率电池单元 62F 将比高倍率电池单元 60F 具有更高的电压（超过 BOL）。

具有本发明的双电池单元电源的 IMD 提供胜于先前设计的显著进步。在一个实施例中，通过并行地将第一高倍率电池单元和第二较低倍率电池单元连接至控制电路和输出电路，并且纳入开关来选择性地解开高倍率电池单元与较低倍率电池单元的耦合，该 IMD 将独立于充电条件高效率地利用这两个电池中的容量。不管是否包括开关，该优选并联连接皆能取决于高倍率电池单元的构造而便于较低倍率电池单元在瞬态高功率脉冲之后对高倍率电池单元再充电。在另一个替换实施例中，双电池单元作为单个蓄电器来提供。在又一个替换实施例中，高倍率电池单元具有阳极受限构造并且显现出对时间或放电深度具有极微依赖性的充电时间特性。在这种配置下，在满足严格充电时间要求的同时高倍率电池单元的容量中的绝大部分得

以被利用。

图 11 图解根据本发明另一实施例的可植入式医疗器件 (IMD) 200。根据该实施例的 IMD 200 可以用起搏器、心率转复器、除颤器、神经刺激器、或给药设备的形式来提供。然而将领会, IMD 200 可以采取各种其他可植入式医疗器件的形式, 并且由此不必被限定于前述示例。然而出于例示说明的目的, IMD 200 将以可植入式心脏除颤器 (ICD) 的配置来描述。

根据所示实施例, IMD 200 包括控制 IMD 200 的整体操作的控制电路 205。控制电路 205 可以被配置成经由一个或更多个布置在患者体内的经由电引线耦合至 IMD 200 的电极来监视生理数据。例如, 控制电路 205 可以经由一个或更多个植入患者心脏内的电极来监视心脏活动。控制电路 205 可以收集并处理经由这些植入电极接收到的生理数据。取决于经由这些植入电极在 IMD 200 处接收到的生理数据, 控制电路 205 可以进一步被配置成向患者身体的一部分投放治疗。根据示例性实施例, 该治疗可以是按经由这一个或更多个植入患者心脏内的电极来向患者心脏放出的治疗电脉冲的形式来提供的。

根据本发明一个实施例, 以如图 11A 中所示的处理器单元 207 的形式来提供控制电路 205 以控制其整体操作。在一个实施例中, 处理器单元 207 可以例如采取微处理器、微控制器、或数字信号处理器的形式。控制电路 205 可以进一步包括用于存储由这一个或更多个植入患者体内的电极接收到的生理数据的存储器模块 208。存储器模块 208 还可以存储在处理器单元 207 上执行的用于控制 IMD 200 的软件固件、和/或微代码。

再次参考图 11, 根据此示例性实施例, IMD 200 可以进一步包括用于放出诸如除颤或心率复转/除颤脉冲之类的电脉冲治疗的高功率输出电路 210。高功率输出电路 210 可以按用于生成将要经由这一个或更多个植入患者心脏内的电极来向患者心脏放出的高输出电子脉冲的电容器的形式来提供的。根据所示实施例, 高功率输出电路 210 可以接收来自控制电路 205 的控制信号以响应于对经由这一个或更多个植入患者心脏内的电极接收到的生理数据 (即, 心电信号) 的分析放出高输出电击。

根据所示实施例, IMD 200 进一步设有通信接口电路 215, 其可以为 IMD 200 提供通信能力以与外部数据处理设备通信。数据处理设备可以被配置成监视和/或分析由 IMD 200 收集并后续传送的生理数据。然而将领会, 通信接口电路 215 还可以被配置成与患者体外的其他各种设备通信而不会脱离本发明的精神和范围。在

替换实施例中，通信接口电路 215 可以与位于 IMD 200 外部但位于患者体内的发射设备（未示出）通信。该发射设备随后可以与外部数据处理单元通信。

根据所示实施例，通信接口电路 215 被配置成传达由控制电路 205 从这一个或更多个植入患者体内的电极获得的生理数据。通信接口电路 215 还可以被配置成接收由 IMD 200 外部的另一设备生成的、将要由控制电路 205 处理的数据。根据所示实施例，通信接口电路 215 经由无线通信与该外部设备传达数据。

根据所示实施例，IMD 200 进一步配置有电源 220 以向控制电路 205、高功率输出电路 210 和通信接口电路 215 供电。电源 220 固有地在 IMD 200 的操作中扮演重要角色，因为 IMD 可能随着电池迫近寿命结束而进入受限功能模式。这样，IMD 或许不能对患者投放恰适治疗，从而危及患者的健康。而且，由于 IMD 200 是植入患者体内的，因此电池的可达性通常需要外科手术。相应地，如果电源 220 失效，则可能使患者的健康处于危险中直至执行了这样的手术。

现在转到图 12，示出根据本发明一个实施例的 IMD 200 与外部设备的通信能力。IMD 200 的通信接口电路 215 配置有无线接口 230，用于通过无线通信介质 232 经由数据转送设备 235 与数据处理设备 240 通信。根据所示实施例，无线接口 230 可以采取射频（RF）收发机的形式，其与也配置有 RF 收发机的数据转送设备 235 传送和接收射频信号。然而将领会，可以在 IMD 200 的无线接口 230 与数据转送设备 235 之间作为射频通信的代替或者补充使用其他形式的通信协议，而不会脱离本发明的精神和范围。例如，在无线接口 230 与数据转送设备 235 之间使用的通信协议可以包括超声通信和其他类型的通信。

根据所示实施例，数据转送设备 235 可以用可接近植入患者体内的可植入式医疗器件 200 放置的手持式设备的形式来提供。在该实施例中，数据转送设备 235 经由有线链路 237 耦合至数据处理设备 240。然而将领会，数据转送设备 235 可以替换地经由无线通信介质与数据处理设备 240 通信。例如，数据转送设备 235 与数据处理设备 240 之间的无线通信介质可以是 RF 通信介质或红外（IR）通信介质。替换地，在一个实施例中，数据转送设备 235 被去掉，而数据转送直接在无线接口 230 与数据处理设备 240 之间发生。

将进一步领会，IMD 200 的通信接口电路 215 与数据转送设备 235 之间的通信信号的功率电平也可以变化。例如，可以在 IMD 200 与数据转送设备 235 之间使用低功率 RF 通信如此使得其可能必须紧密接近 IMD 200 来放置。替换地，可以在 RF 通信介质 232 上使用更高传输功率电平如此使得数据转送设备 235 与 IMD

200 的紧密物理接近不是必要的。当然,将领会到在 RF 通信介质 232 上使用的传输功率电平越高,对 IMD 200 的电源 220 的消耗就越高。

如先前提及的,生理数据由 IMD 200 的控制电路 205 经由一个或更多个植入患者体内的电极来收集。在一个实施例中,生理数据可以采取来植入自患者体内的电极、并且例如以心电图的形式记录在 IMD 200 的存储器模块 208 内的心电信号的形式。该生理数据随后可以从存储器模块 208 被取回并被转送到通信接口电路 215 以便无线传输到数据转送设备 235,供由数据处理设备 240 监视和/或处理。在替换实施例中,生理数据可以随着该数据由这一个或更多个植入患者体内的电极感测到而在实时基础上被控制电路 205 获得并转送到通信接口电路 215 以供传输到数据转送设备 235。除了经由数据转送设备 235 向数据处理设备 240 传输生理数据之外,通信接口电路 215 还可以传送与 IMD 200 的性能相关的数据。性能数据可以包括例如先前从 IMD 200 向患者身体投放的治疗的有效性。

根据本发明一个实施例,数据处理设备 240 是以编程器或其他计算机的形式来提供的。数据处理设备 240 可用于监视和/或分析从 IMD 200 经由通信接口电路 215 传送而来的生理数据和/或性能数据。数据处理设备 240 还可以基于所收集到的生理数据和性能数据来确定由 IMD 200 投放的治疗的功效。例如,数据处理设备 240 可用于确定向患者投放的治疗是否有正当的能量强度。

基于由数据处理设备 240 使用 IMD 200 所接收到的生理和性能数据执行的分析,数据处理设备 240 还可以被配置成经由数据转送设备 235 向 IMD 200 传送编程数据以调整 IMD 200 的各种设置。例如,如果数据处理设备 240 (例如基于所收集到的生理数据)确定 IMD 200 正在投放的电脉冲治疗信号的强度高过所需要的,则传送给 IMD 200 的编程数据可以减小向患者身体投放的电治疗信号的强度。

典型地,IMD 200 的通信接口电路 215 要求相对较高的电流脉冲,由此导致对电源 220 相对较高的消耗。如果在通信接口电路 215 与数据转送设备 235 之间传达相当大量的数据,则其可能产生对电源 220 的显著消耗,这是因为通信接口电路 215 在传送数据时的高电流脉冲和时间量。此外,随着 IMD 200 与数据转送设备 235 之间传达的数据量增加,对电源 220 造成的负担也增加,从而减少了 IMD 200 内的电源 220 的寿命。

现在转到图 13,提供了根据本发明一个实施例的电源 220 的更详细表达。电源 220 包括主电源 250 和次电源 255。主电源 250 用于既对高输出功率电路 210 供电,也对 IMD 200 的控制电路 205 供电。根据本发明一个实施例,主电源 250 采

取锂/CF_x-CSVO 电池的形式。然而将领会到，主电源 250 可以采取各种其他电池类型，其可以包括 Li/CSVO、Li/CF_x、Li/MnO₂、Li/I₂、Li/SOCl₂，或其他类似类型的化学组成。

根据所示实施例，次电源 255 向通信接口电路 215 供电以减轻通信接口电路 215 本会对主电源 250 造成的任何额外负担。根据一个实施例中，次电源 255 是以可再充电电池的形式提供的。次电源 255 可以包括有或液态或聚合物电解质的锂离子电池。然而将领会到，次电源 255 还可以采取其他电池类型的形式，诸如镍/金属氢化物或其他类似类型的化学组成而不会脱离本发明的精神和范围。根据所示实施例，次电源 255 可以经由经皮磁感应过程来再充电，这在本领域中已被很好地确立。

根据一个实施例，次电源 255 仅向通信接口电路 215 供电，从而缓减通信接口电路 215 本会向主电源 250 要求的任何额外功率要求。由此，在该实施例中，次电源 255 是通信接口电路 215 的专用电源。相应地，主电源 250 仅需要向控制电路 205 和高输出功率电路 210 中必不可少的“寿命保障”操作电路系统供电而无需供电来支持 IMD 200 的通信要求（即，通过通信接口电路 215），从而节约主电源 250 的功率和寿命。主电源可以采取以上讨论的这些双电池单元实施例中的任何一种的形式。替换地，主电源可以是常规技术的单电池单元设计。

在图 13 的所示实施例中，电源 250 和 255 可以彼此独立地操作。由此，在一个实施例中，如果电源 250 和 255 之一失效，则另一个电源 250、255 继续对其相应各个电路供电。

现在转到图 14，示出根据本发明另一实施例的电源 220。在该特定实施例中，主电源 250 和次电源 255 耦合至电源开关 260，该开关 260 能够切换连接以对 IMD 200 的各种组件供电。如对图 13 中所提供的配置提及的，主电源 250 平常仅对 IMD 200 的控制电路 205 和高输出功率电路 210 供电。另一方面，次电源 255 平常仅对通信接口电路 215 供电。根据图 14 的所示实施例，电源开关 260 被配置成取决于电源 250、255 是否耗尽了其功率来切换主电源 250 和/或次电源 255 的连接。

根据一个实施例，开关 260 耦合至功率电平传感器 265，该传感器 265 被配置成确定主电源 250 和/或次电源 255 的剩余功率电平。功率电平传感器 265 可以进一步被配置成确定主电源 250 和/或次电源 255 的剩余功率电平是否已降落到预定功率电平之下。相应地，电源开关 260 可以被配置成基于传感器 265 确定功率电平低于该预定阈值来切换 IMD 200 的电路 205、210、和 215 与主电源和次电源 250、

255 之间的连接。在一个实施例中，该预定阈值可以是刚好在零剩余功率电平（即，用完的电池）以上的功率电平。

例如，如果 IMD 200 正在其通信接口电路 215 与数据转送设备 235（图 2）之间转送数据，并且功率电平传感器 265 确定次电源 255 的功率电平几乎耗尽（即，在预定阈值之下），则传感器 265 可以向开关 260 发送控制信号以将主电源 250 耦合至 IMD 200 的通信接口电路 215 如此便不会中断该数据转送。类似地，如果确定主电源 250 内的功率电平将耗尽到预定阈值以下，则电源开关 260 可以切换控制电路 205 和/或高输出功率电路 210 的连接以接收来自次电源 255 的功率，这与接收来自主电源 250 的功率形成对比。

在替换实施例中，电源开关 260 可以包括用以感测主电源 250 和/或次电源 255 内剩余的功率电平并且基于所感测到的功率电平来切换 IMD 200 的电路 205、210、和 215 与主电源和次电源 250、255 之间的连接的电路系统。即，用于感测主电源和次电源 250、255 的剩余功率电平的传感器 265 可以是电源开关 260 的整合组件，这与作为图 14 中所示的分立组件形成对比。在另一个替换实施例中，第一和第二电源可以被设计成使得每个电源独立于另一个电源。在该实施例中，这两个电源（即，电池）中有至少一个或其两个皆包含包括添加剂 2,2,2-三氟乙酰胺的电解质。

虽然已参考优选实施例描述了本发明，但是本领域普通技术人员将领会，可广为使用推算出能达成相同目的的各种替代和/或等效实现来代替所示出和所描述的具体实现而不会脱离本发明的精神和范围。

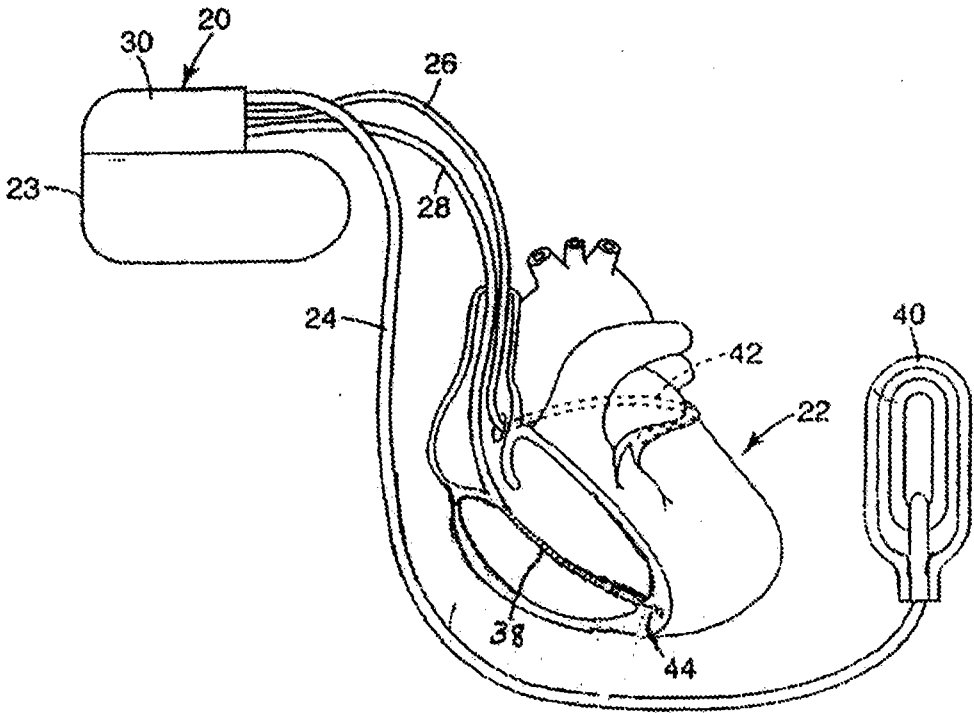


图 1

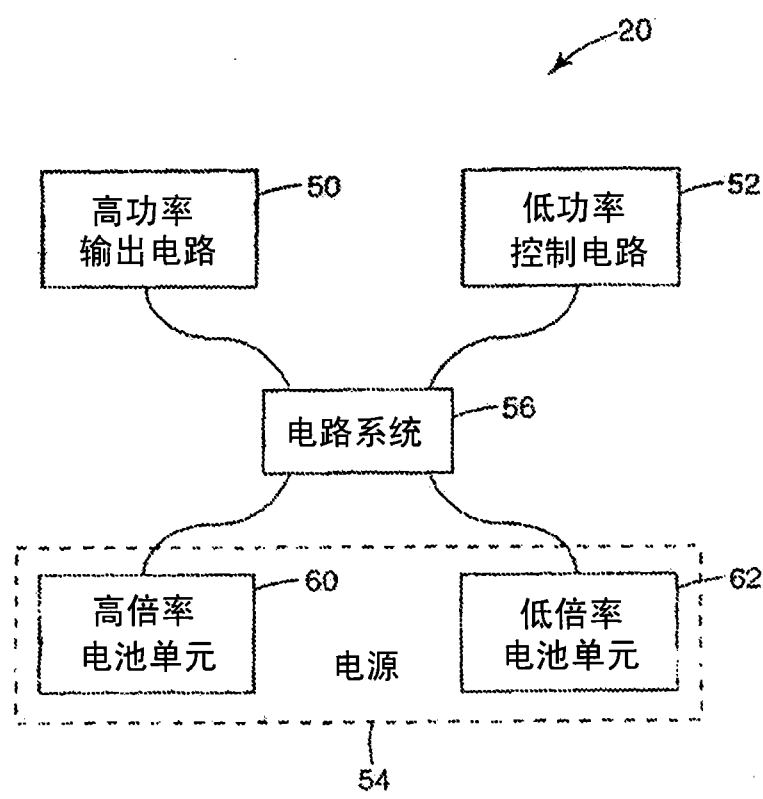


图 2

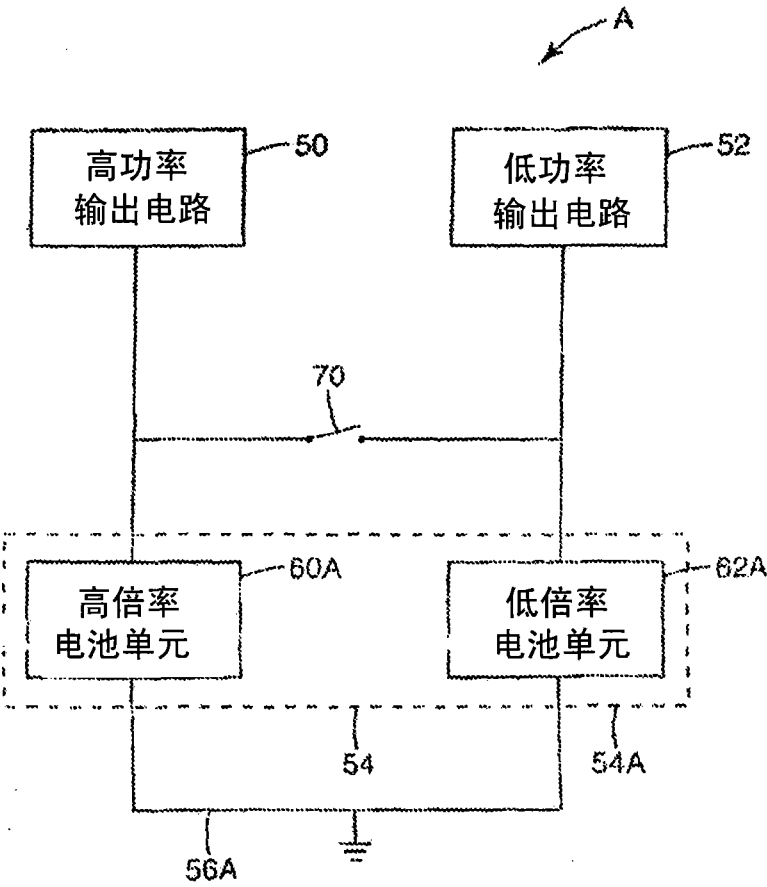


图 3

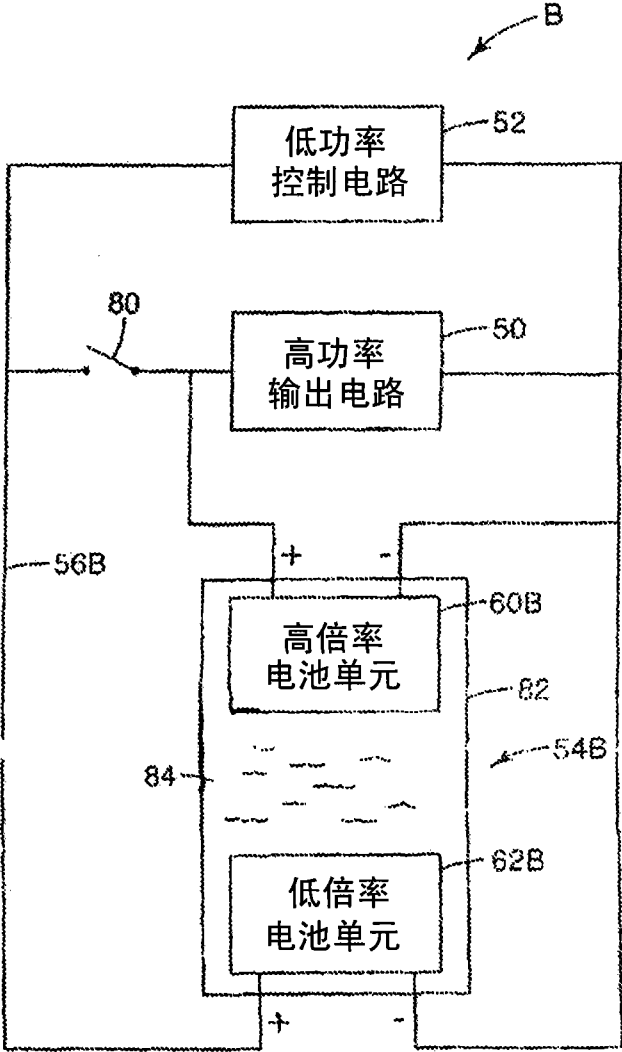


图 4

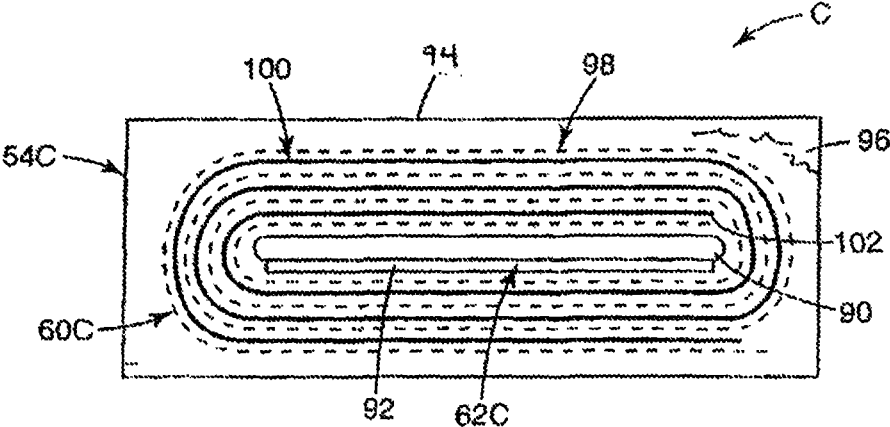


图 5A

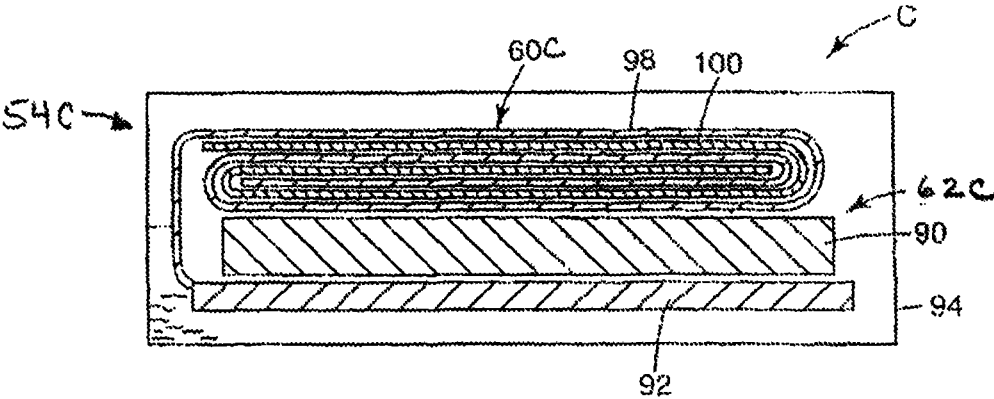


图 5B

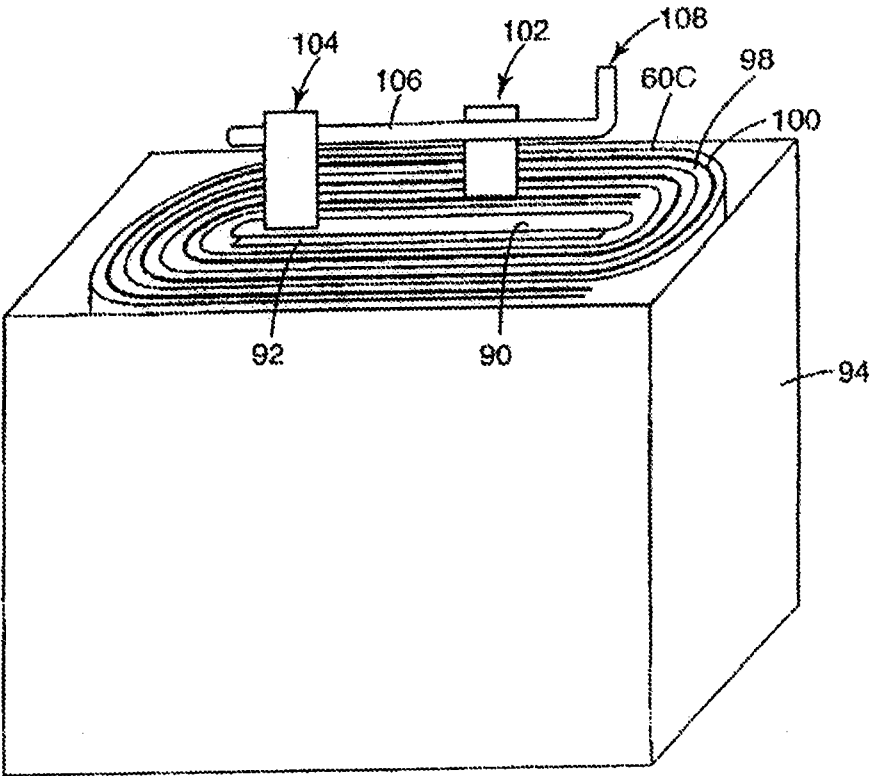


图 5C

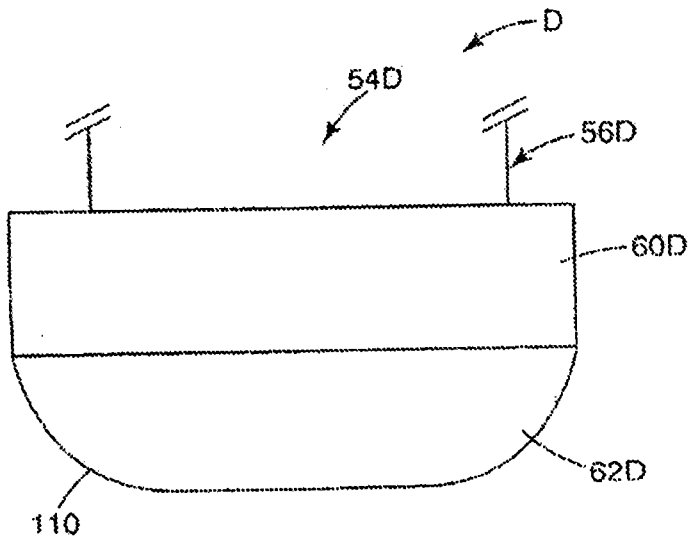


图 6

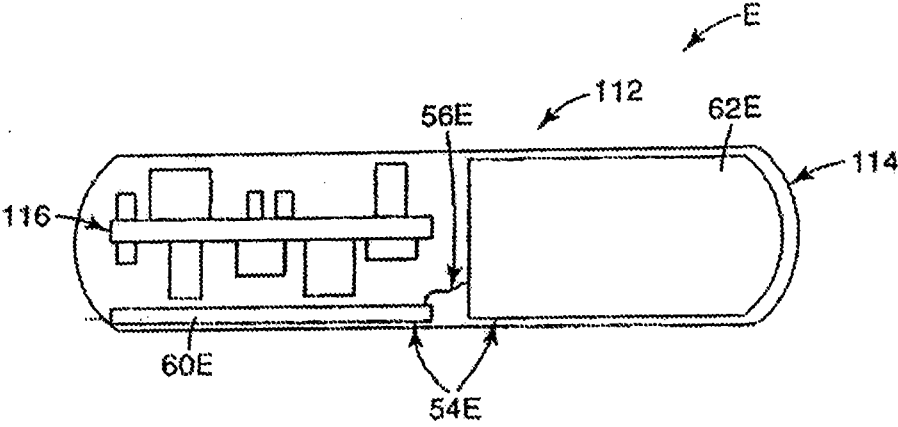


图 7

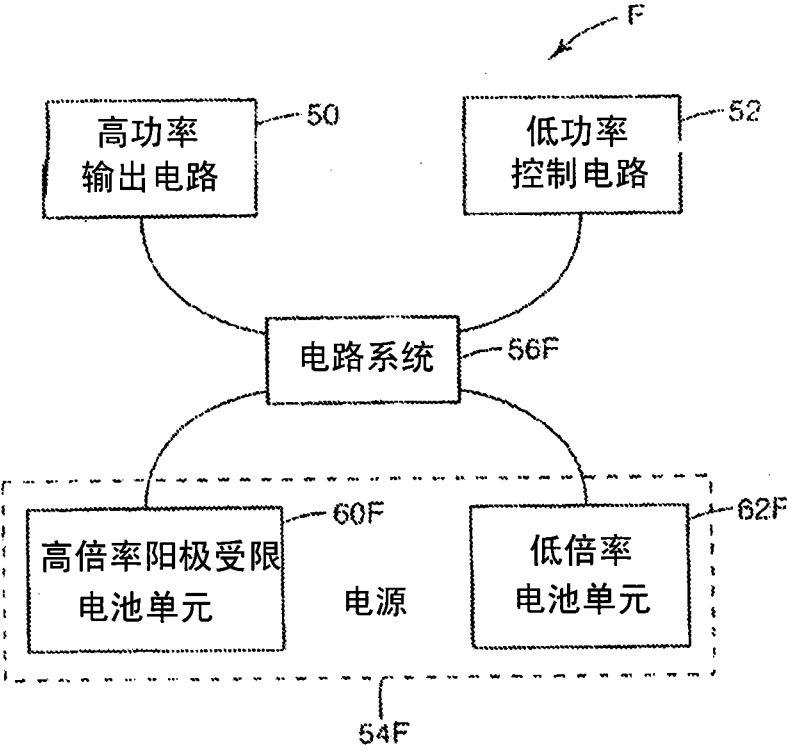


图 8

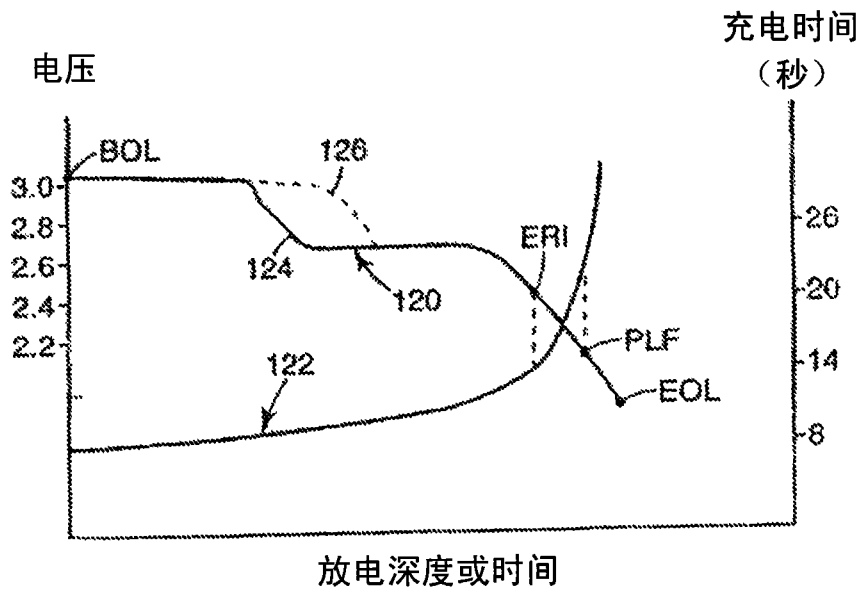


图 9

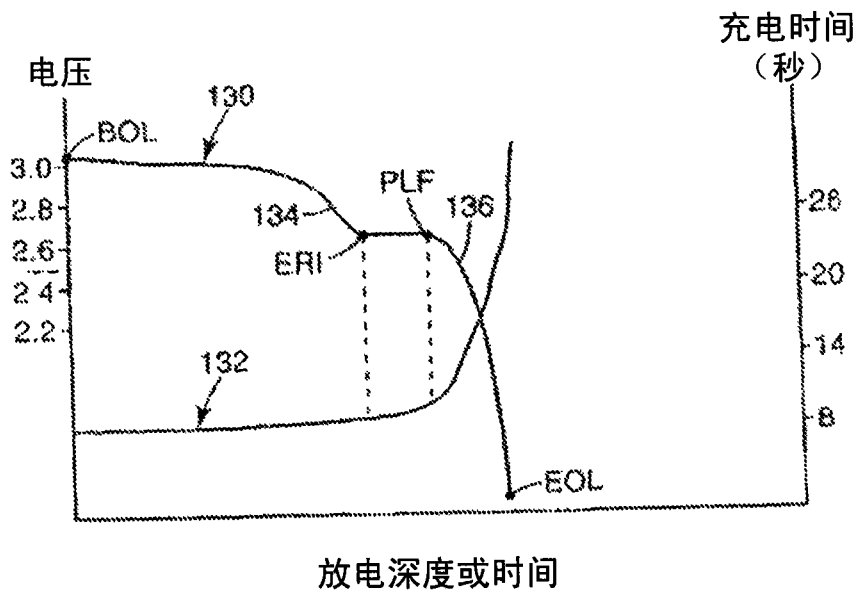


图 10

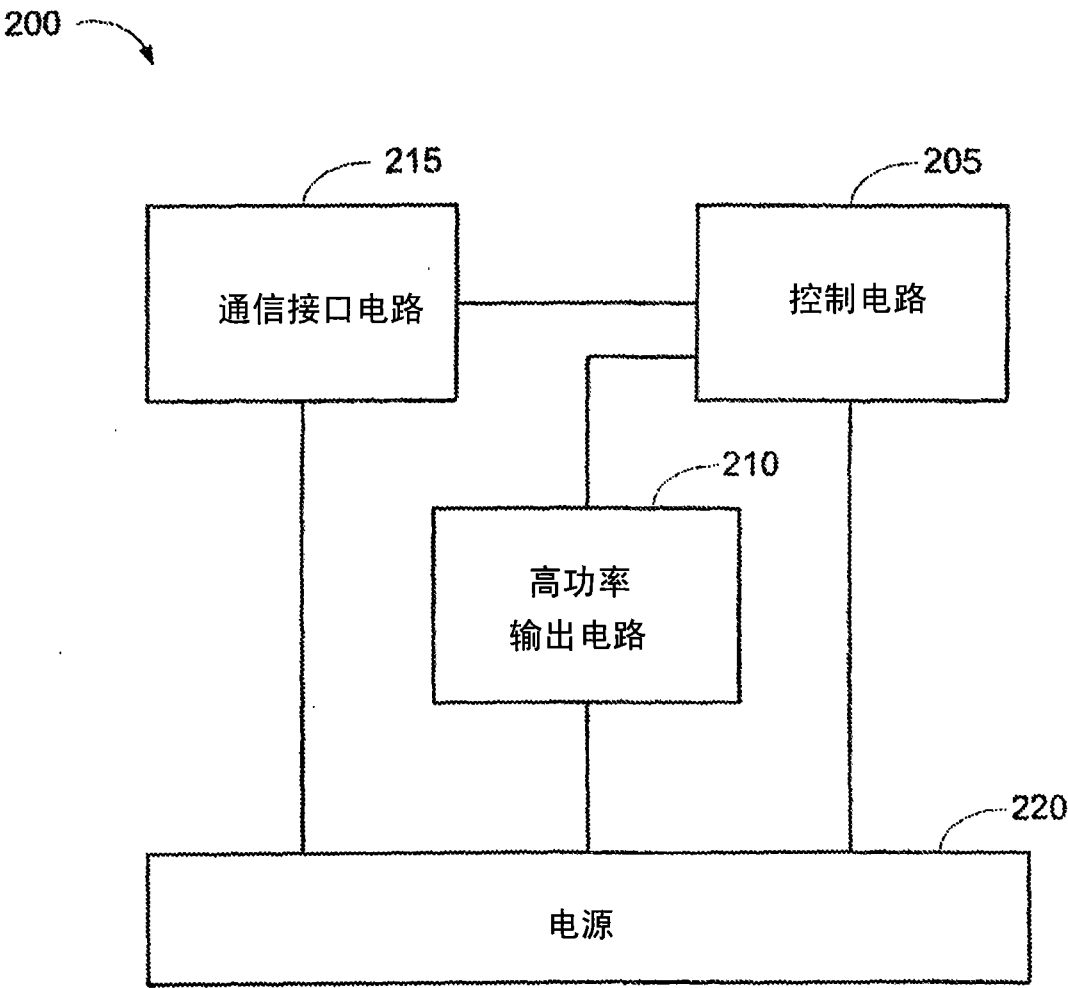


图 11

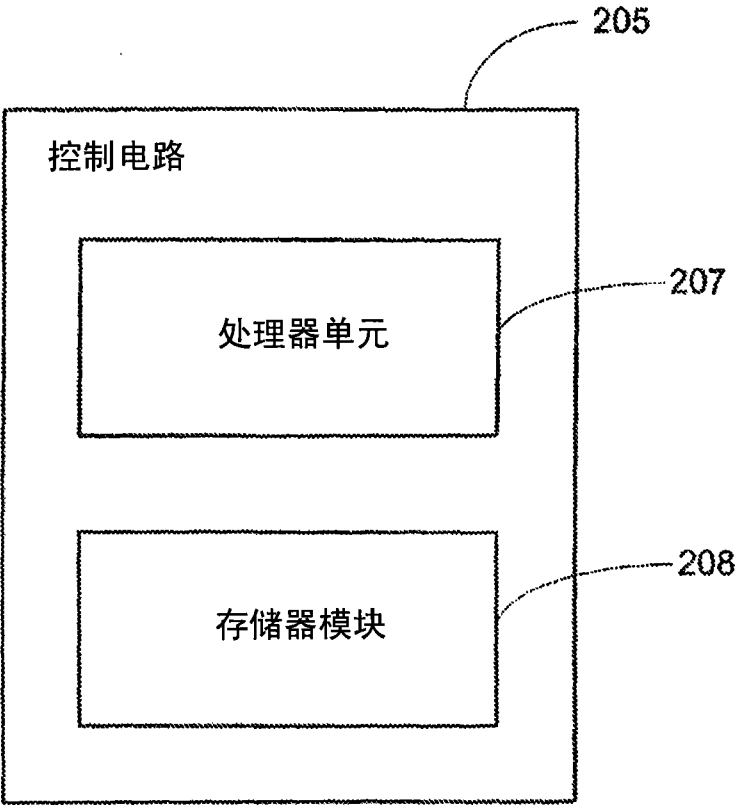


图 11A

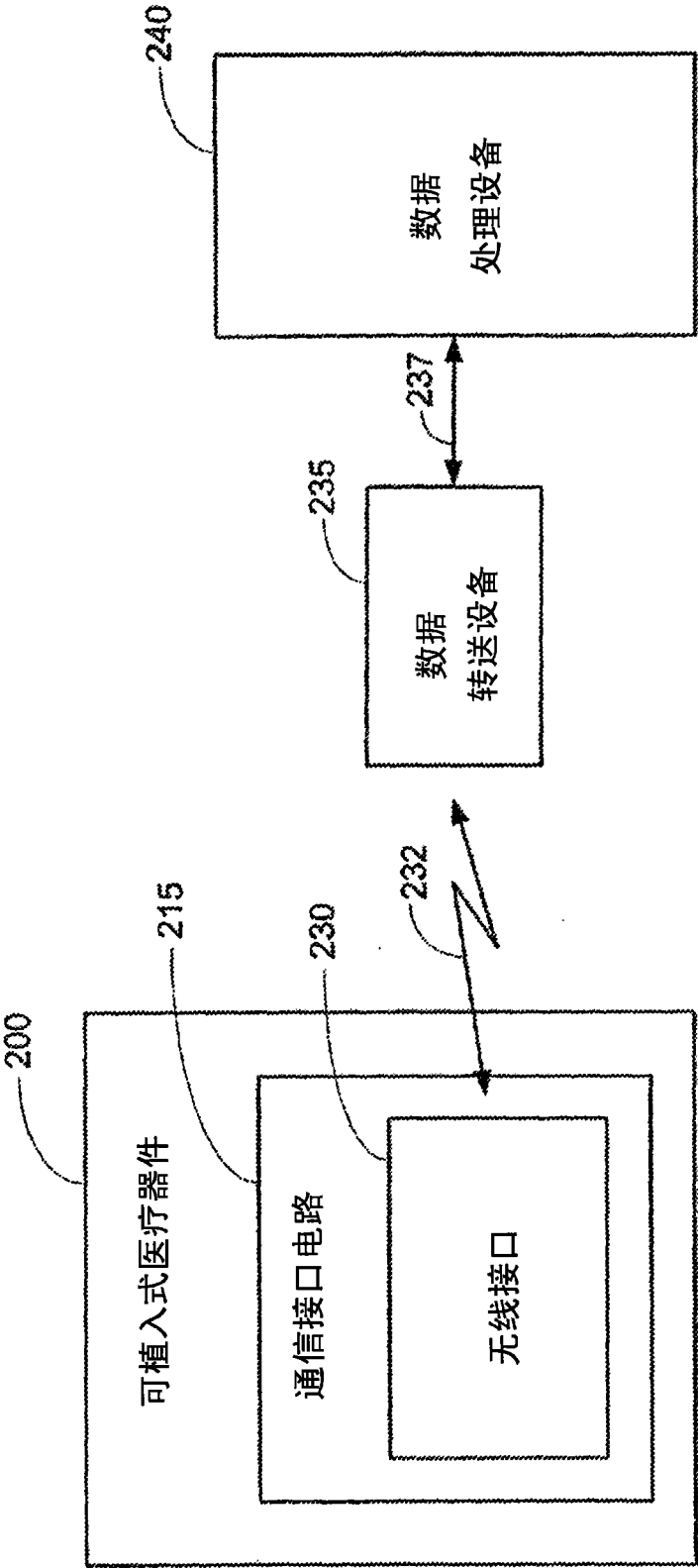


图 12

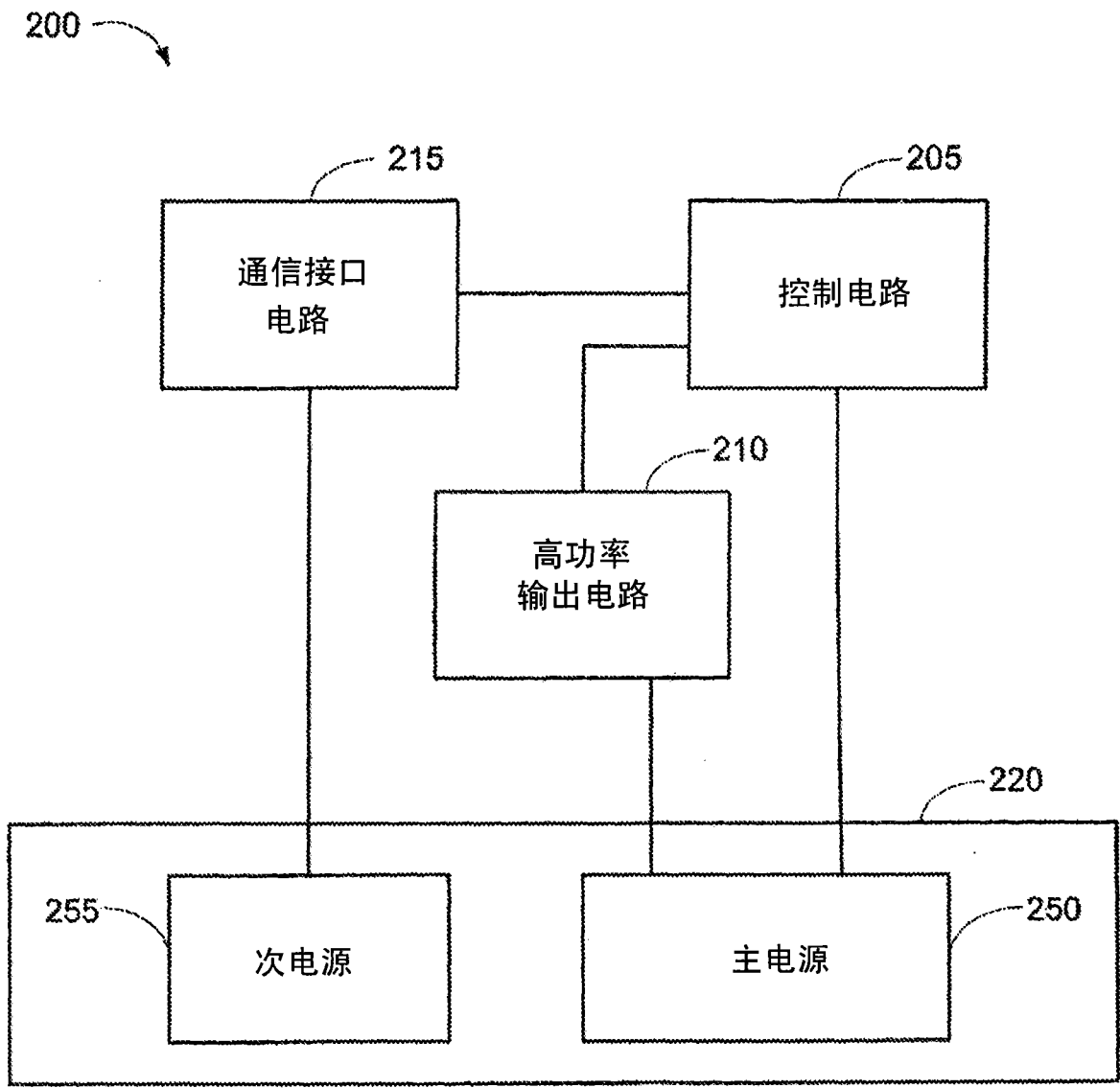


图 13

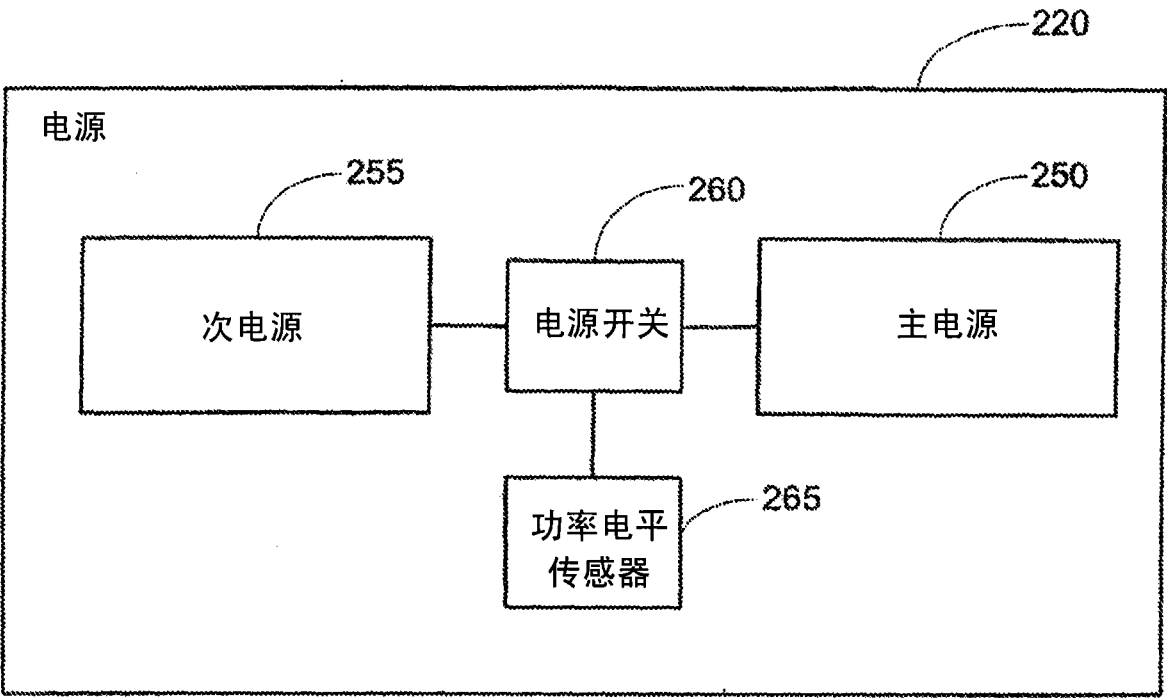


图 14