



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103405851 A

(43) 申请公布日 2013. 11. 27

(21) 申请号 201310336075. 2

(22) 申请日 2013. 08. 05

(71) 申请人 郑巍

地址 437100 湖北省咸宁市咸安区永安大道
2- 东 11-1-5

(72) 发明人 郑巍

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限
公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61N 1/39 (2006. 01)

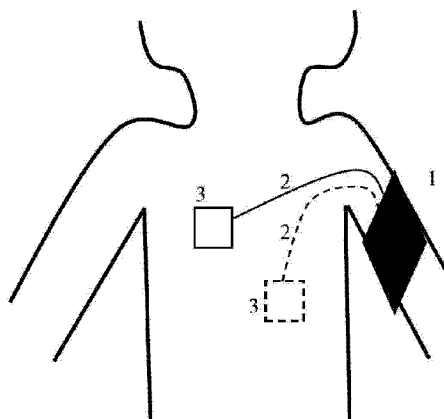
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

可穿戴式除颤器

(57) 摘要

本发明提供了一种可穿戴式除颤器,其具有第一电极片、第二电极片、检测使用者的心电信号的心电信号传感器、产生高压的高压产生部、控制部,其根据心电信号传感器的检测结果判断是否需要进行除颤动作,在判断为需要时,控制高压产生部产生高压而执行除颤动作、壳体,该壳体收容心电信号传感器、高压产生部和控制部,第二电极片形成在壳体的一个面上,在进行除颤动作时,控制器断开心电信号传感器与第一和第二电极片的连接,使高压产生部的一个输出端与第一电极片连接,另一输出端与第二电极片连接,在除颤动作以外的时间,控制器断开高压产生部与第一和第二电极片的连接,使心电信号传感器的一个端子与第一电极片连接,另一端子与第二电极片连接。



1. 一种可穿戴式除颤器,其包括:

第一电极片;

第二电极片;

心电信号传感器,其一个端子选择性地与所述第一电极片连接,另一个端子选择性地与所述第二电极片连接,用于检测使用者的心电信号;

高压产生部,其用于产生高电压,一个输出端选择性地与所述第一电极片连接,另一个输出端选择性地与所述第二电极片连接;

控制部,该控制部根据所述心电信号传感器的检测结果判断是否需要除颤动作,在判断为需要的情况下,控制所述高压产生部产生高电压而执行除颤动作;

壳体,该壳体收容所述心电信号传感器、所述高压产生部和所述控制部,

所述第二电极片形成在所述壳体的一个面上,

所述控制器构成为,在进行所述除颤动作时,断开所述心电信号传感器与所述第一电极片和所述第二电极片的连接,而使所述高压产生部的一个输出端与所述第一电极片连接,另一个输出端与所述第二电极片连接,在除颤动作以外的时间,断开所述高压产生部与所述第一电极片和所述第二电极片的连接,而使所述心电信号传感器的一个端子与所述第一电极片连接,且另一个端子与所述第二电极片连接。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴式除颤器,其中,

该除颤器还具有脉搏传感器,该脉搏传感器用于检测使用者的脉搏,

所述控制部根据所述心电信号传感器检测到的心电信号和所述脉搏传感器检测到的脉搏二者来判断是否需要除颤动作。

3. 根据权利要求2所述的可穿戴式除颤器,其中,

该脉搏传感器容纳在所述壳体内,其一端穿过所述第二电极片上形成的开口而露出到所述壳体外。

4. 根据权利要求1-3中任意一项所述的可穿戴式除颤器,其中,

该除颤器还具有穿戴用具,该穿戴用具用于将该除颤器固定到使用者的臂部,使所述第二电极与使用者的身体接触。

5. 根据权利要求4所述的可穿戴式除颤器,其中,

所述穿戴用具将该除颤器固定为使得所述第二电极面对使用者臂部的动脉。

6. 根据权利要求1-3中任意一项所述的可穿戴式除颤器,其中,

该除颤器还具有:

提供电源的电池;

检测所述电池的剩余电量的电量检测部;以及

用于发出警报的警报部,

在所述电量检测部检测到的剩余电量低于预定阈值的情况下,所述控制部控制所述警报部以发出警报。

7. 根据权利要求6所述的可穿戴式除颤器,其中,

该除颤器还具有备用电池,

在所述电量检测部检测到的剩余电量低于预定阈值的情况下,所述控制部将该除颤器的电源切换为所述备用电池。

8. 根据权利要求 2 所述的可穿戴式除颤器,其中,
该除颤器还具有:
存储器,该存储器存储所述心电信号传感器和 / 或所述脉搏传感器的检测日志,以及
所述除颤动作的日志;
输出接口,其用于向外部输出所述存储器的存储内容。
9. 根据权利要求 4 所述的可穿戴式除颤器,其中,
所述第二电极片延伸到所述穿戴用具的至少一部分上。

可穿戴式除颤器

技术领域

[0001] 本发明涉及除颤器,具体地涉及可穿戴式的体外除颤器。

背景技术

[0002] 目前全世界每年约有 1750 万人死于心脏病,占全部死亡人数的 30%;虽然每年心脏病发作和中风的幸存者至少有 2000 万,但其中多数人有很高的复发和死亡风险。一旦心脏病发作后,病人遇到危及生命的心脏节律失常的风险增加。

[0003] 心源性猝死最常见的原因是心室颤动,这是一种严重的室性心律失常,使心脏失去有效的排血功能,无论做心脏按压还是其他措施都只能延长室颤的持续时间,暂时为重要脏器供血供氧,而无法终止室颤恢复有效灌注的心律。所以,在现场快速终止室颤才是挽救生命最根本的方法。

[0004] 对于心律失常,可以选择药物治疗。但是各种研究和经验表明,服用药物的效果是非常差的。

[0005] 药物之外的一种治疗办法是心脏除颤。心脏除颤是使较强的脉冲电流通过心脏来消除心律失常,使之恢复窦性心律的办法。

[0006] 传统的除颤器需要人工识别患者的心脏节律,选择除颤模式和能量,因此只有经过专门培训的医务人员才能使用。

[0007] 针对这个问题,提出了自动除颤器。自动除颤器能够检测患者的心电信号,并且根据检测到的心电信号自动判断进行除颤动作的时机,以及除颤模式和能量等,稍加培训的人即可使用自动除颤器对别人进行救护。因此,通常在学校、机场、购物中心等人口密集的地方设置自动除颤器,使得能够及时地对心脏病患者进行抢救。但是前提是必须有其他人会使用这种设备,在判断病人需要除颤时将电极粘贴到适当的部位并对自动除颤器进行操作,这往往不太现实。另外,传统的自动除颤器体积比较大,不适合于随身携带,不能随时随地地对患者进行监视和救护。

[0008] 针对传统的自动除颤器的缺点,提出了植入式心脏除颤器(ICD)。ICD 被植入在患者的皮下,通过电线与心脏连接。ICD 持续地检测心电信号,并对检测到的心电信号进行分析。当根据分析结果判断为心律失常时,对心脏进行脉冲放电,使患者的心律恢复正常。ICD 被植入患者体内而由患者随身携带,并且无需人工干预而自动地监视患者的心律并自动地进行放电,因此是非常方便的。但是,需要进行手术来把 ICD 植入到患者体内,会给患者带来痛苦,而且 ICD 需要定期更换电池,更换电池时也会给患者带来痛苦。另外,植入到体内也会带来不可预测的风险。这都是很多患者抵触 ICD 的原因。

[0009] 为了能够在无需他人帮助的情况下自动地进行心律检测和除颤,同时减轻患者的痛苦,提出了可穿戴式除颤器。这种可穿戴式除颤器被制作成背心一样的形式,供患者穿戴在身上。例如,在下述的专利文献 1 和 2 中公开了这样的可穿戴式除颤器。

[0010] 专利文献 1 :US8140154

[0011] 专利文献 2 :US4928690

[0012] 例如,这种可穿戴式除颤器可包括贴附在患者胸腹部的多个心电信号传感器电极(例如 4 片)、贴附在患者的胸部或背部的多个放电电极(例如 2 片或 3 片)、挎在患者腰上的主机、以及相应的导线等,主机中包括控制器、电源、操作接口等。

[0013] 虽然这种可穿戴式除颤器已经很大程度地方便了患者的使用,但还是存在一些问题。例如,目前的可穿戴式除颤器部件繁多,每次穿戴的时候特别麻烦。另外,目前的可穿戴式除颤器部件体积还是过于庞大,在贴着身体穿戴好除颤器之后穿上衣服时,会显得特别臃肿,并且导致活动很不方便。这在一定程度上导致患者不愿意穿戴这种除颤器。

[0014] 另外,现有的除颤器是基于心电信号的检测结果来启动除颤放电。但是在实际的使用环境中,由于传感器电极与身体的接触状况、环境中的电磁干扰等,往往使得检测到的信号中包含干扰成分。这样的干扰成分难以消除,使得心律失常的判断产生误差,严重的情况下会导致误动作或者不动作,这两种情况对于患者来说都可能是致命的。

发明内容

[0015] 本发明就是鉴于现有技术中的上述问题而提出的。

[0016] 本发明的一个目的是提供一种结构简单,便于穿戴的可穿戴式体外除颤器。

[0017] 本发明的另一个目的是使除颤器的工作免受干扰的影响,避免错误动作。

[0018] 为了实现本发明的上述目的,本发明提供了一种可穿戴式除颤器,其包括:

[0019] 第一电极片;

[0020] 第二电极片;

[0021] 心电信号传感器,其一个端子选择性地与所述第一电极片连接,另一个端子选择性地与所述第二电极片连接,用于检测使用者的心电信号;

[0022] 高压产生部,其用于产生高电压,一个输出端选择性地与所述第一电极片连接,另一个输出端选择性地与所述第二电极片连接;

[0023] 控制部,该控制部根据所述心电信号传感器的检测结果判断是否需要进行除颤动作,在判断为需要的情况下,控制所述高压产生部产生高电压而执行除颤动作;

[0024] 壳体,该壳体收容所述心电信号传感器、所述高压产生部和所述控制部,

[0025] 所述第二电极片形成在所述壳体的一个面上,

[0026] 在进行所述除颤动作时,所述控制器断开所述心电信号传感器与所述第一电极片和所述第二电极片的连接,而使所述高压产生部的一个输出端与所述第一电极片连接,另一个输出端与所述第二电极片连接,在除颤动作以外的时间,所述控制器断开所述高压产生部与所述第一电极片和所述第二电极片的连接,而使所述心电信号传感器的一个端子与所述第一电极片连接,且另一个端子与所述第二电极片连接。

[0027] 为了进一步实现本发明的上述目的,本发明的可穿戴式除颤器还可具有脉搏传感器,该脉搏传感器用于检测使用者的脉搏,所述控制部根据所述心电信号传感器检测到的心电信号和所述脉搏传感器检测到的脉搏二者来判断是否需要进行除颤动作。

[0028] 根据本发明,除颤器的结构非常简单。心电传感器、控制部、高压产生部等都收容在壳体内,第二电极片形成在壳体的一个面上,从而与壳体形成为一体。如此,作为分体的部件就只有 2 个,即第一电极片和壳体。在穿戴时,只需将第一电极片贴在使用者的前胸,将壳体固定到臂部,即完成了穿戴。而对于以往的可穿戴式除颤器,需要在身体上贴附大概

4 个传感器电极、2-3 个放电电极,并将机身穿戴到身体上,加上各电极与机身之间的连线等,整个穿戴的过程非常麻烦,也容易出错。本发明与之相比,极大地简化了穿戴过程,且不容易出错。另外,由于部件减少,总体的体积也大为减小,使用者在穿戴了该除颤器后也不会显得臃肿,不会对使用者的行动造成太大影响。

[0029] 另外,根据本发明,可穿戴式除颤器还具有检测使用者的脉搏的脉搏传感器,控制部根据心电信号传感器检测到的心电信号和脉搏传感器检测到的脉搏二者来判断是否需要除颤动作。如上所述,由于传感器电极与身体的接触状况、环境中的电磁干扰等,检测到的心电信号中往往包含干扰成分。这样的干扰成分难以去除,使得心律失常的判断产生误差,严重的情况下会导致误动作或者不动作,这两种情况对于患者来说都可能是致命的。而在本发明中,不仅仅根据心电信号来判断心律异常,还要结合患者的脉搏来进行判断。这样大大提高了心律失常的判断准确性,可最大限度地防止误判和误动作。这对于室性心动过速的情况尤为有效。

附图说明

- [0030] 图 1 示意地示出了第一实施方式的可穿戴式除颤器的使用状况;
- [0031] 图 2 示意地示出了第一实施方式的可穿戴式除颤器的机身单元的侧视图;
- [0032] 图 3 示意地示出了第一实施方式的可穿戴式除颤器的功能结构;
- [0033] 图 4 示出了第一实施方式的可穿戴式除颤器的工作流程图;
- [0034] 图 5 示出了第二实施方式的可穿戴式除颤器的工作流程图。

具体实施方式

[0035] 下面结合附图对本发明的示例性实施方式进行详细说明。需要声明的是,本发明不限于以下说明的实施方式,本发明的范围仅由权利要求限定。

[0036] 第一实施方式

[0037] 图 1 概略地示出了本实施方式的可穿戴式除颤器的使用状态。如图 1 所示,从外观上看,本实施方式的可穿戴式除颤器大体包括 2 个分开的部分,即机身(根据情况,有时也称为壳体)1 和第一电极片 3。第一电极片 3 由金属材料制成,经由导线 2 连接到机身 1 中。机身 1 穿戴在使用者(有时也称为患者)的臂部。

[0038] 在机身(壳体)1 内,收容有电池、心电信号传感器 102、高压产生电路(高压产生部)103 和控制器(控制部)104。电池作为除颤器的工作电源,向心电信号传感器 102、高压产生电路 103 和控制器 104 等提供电力。

[0039] 壳体 1 可由塑料等的绝缘性材料制成。在壳体 1 的底面,即使用时与患者的身体接触的一面,形成有由金属材料制成的第二电极片 4。如图 2 所示,第二电极片 4 被固定在壳体 1 上而与壳体 1 成为一体。在壳体 1 上连接有绑带 5 等的穿戴用具。绑带 5 用于把壳体(机身)1 固定到患者的臂部。对于绑带 5 没有任何限制,只要能够可靠地把壳体 1 固定到臂部即可,例如可以是松紧带、卡扣带等。图 2 示出了绑带 5 是卡扣带的情况。

[0040] 心电信号传感器 102 用于检测患者的心电信号。心电信号传感器 102 检测心电信号的处理可以是任何已知的处理,在此不再赘述。在本实施方式中,心电信号传感器 102 利用 2 个电极来检测心电信号,即第一电极片 3 和第二电极片 4。在使用时,通过导电性粘接

剂将第一电极片 3 贴在患者的前胸,一般是贴在患者的心脏的右上边,也可以贴附在心脏的左下角,可以根据患者的具体情况来选择最有效的放置方式。例如,图 1 中用实线和虚线分别示出了第一电极片 3 的两种可能的贴附位置。壳体 1 是被戴在患者的手臂上,从而第二电极片 4 随着壳体 1 与患者的臂部皮肤接触。为了提高第二电极片 4 与患者皮肤之间的接触质量,也可以在第二电极片 4 与患者皮肤之间隔着导电性粘接剂。

[0041] 高压产生电路 103 用于产生对患者进行电击除颤的高电压。高压产生电路 103 可以是任何已知的结构,对此没有限制。另外,本发明对于高压产生电路 103 进行电击除颤时的电压值、放电形式等也没有限制,可以采用任何已知的形式。例如,高压产生电路 103 可以包括变压器及高压电容器等,经由 IGBT 或 SCR 构成的控制开关输出高电压。

[0042] 高压产生电路 103 具有正负两个输出端。其中的一个输出端可连接至第一电极片 3,另一个输出端可连接至第二电极片 4。

[0043] 由此可见,第一电极片 3 和第二电极片 4 可以选择性地连接至心电信号传感器 102 或高压产生电路 103。下面对这种选择性的连接进行说明。

[0044] 如图 3 所示,本实施方式的可穿戴式除颤器在第一电极片 3 与心电信号传感器 102 和高压产生电路 103 之间具有第一开关 111,在第二电极片 4 与心电信号传感器 102 和高压产生电路 103 之间具有第二开关 112。开关 111 在一端有一个接点,该一个接点与第一电极片 3 相连。开关 111 在另一端有两个接点,其中一个与心电信号传感器 102 相连,另一个与高压产生电路 103 的一个输出端相连。同样,开关 112 在一端有一个接点,该一个接点与第二电极片 4 相连。开关 112 在另一端有两个接点,其中一个与心电信号传感器 102 相连,另一个与高压产生电路 103 的另一输出端相连。开关 111 和 112 由控制部 104 控制,并且是联动的,从而在第一电极片 3 和第二电极片 4 分别连接至心电信号传感器 102 的状态,以及第一电极片 3 和第二电极片 4 分别连接至高压产生电路 103 的状态之间切换。

[0045] 开关 111 和 112 可以通过电磁力进行工作的电磁开关、由半导体器件实现的半导体开关、由电气元件构成的开关电路等任何形式,对此没有任何限制,只要能够实现上述的开关动作即可。

[0046] 另外,例如绑带 5 可以被设计为,当壳体 1 被固定在患者的臂部时,其底面,也即第二电极片 4 处于与患者臂部的动脉(例如桡动脉)相对的位置。美国约翰霍普金斯大学科学家 Patrick Reilly 在生物电刺激专著里(*Applied bioelectricity:from electrical stimulation to electropathology*,1998Springer-Verlag New York, Inc)介绍了电信号经由动脉传递可以降低电阻。通过使第二电极片 4 处于与患者臂部的动脉(例如桡动脉)相对的位置,在进行电击除颤时,电流通过上臂的动脉直接传到心肌上,从而降低了心肌电击的临界值,这样就进一步减小了电击所需的能量。这对于由电池驱动的可穿戴式除颤器尤其重要。

[0047] 本实施方式的可穿戴式除颤器基于心电信号的检测结果进行电击除颤的动作与以往大体相同。下面仅对本实施方式的特别之处进行说明。

[0048] 本实施方式的可穿戴式除颤器具有监视模式和治疗模式这两种工作模式。控制器 104 通过对开关 111 和 112 进行控制来在这两种工作模式之间进行切换。在监视模式下,第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与心电信号传感器 102 连接,并且心电信号传感器 102 进行工作。在治疗模式下,第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与高压产生电路 103 连接,且高

压产生电路 103 进行工作。

[0049] 本实施方式的可穿戴式除颤器被接通电源后一直工作。参照图 4, 在接通电源后, 进入步骤 S401, 控制器 104 设置为监视模式, 即通过控制开关 111 和 112, 使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与心电信号传感器 102 连接, 从而第一电极片 3 和第二电极片 4 分别充当心电信号传感器 102 的检测电极。此后, 在步骤 S402 中, 心电信号传感器 102 按一定的时间间隔持续地检测患者的心电信号, 控制器 104 对心电信号传感器 102 检测到的心电信号进行滤波去噪, 基于去噪后的心电信号进行波形检测, 从而分析心律是否失常。在步骤 S403 中, 判断患者的心律是否失常。在判断为心律正常的情况下(步骤 S403 中的否), 流程返回至步骤 S402, 继续心电信号的检测和分析。在步骤 S403 中判断为心律失常的情况下(步骤 S403 中的是), 流程进入步骤 S404, 控制器将除颤器设定为治疗模式。此时, 控制器 104 对开关 111 和 112 进行控制, 断开第一电极片 3 和第二电极片 4 与心电信号传感器 102 的连接, 停止心电信号传感器 102 的工作, 并且使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与高压产生电路 103 的两个输出端子连接, 使高压产生电路 103 开始工作。然后, 在步骤 S405 中, 控制高压产生电路 103 进行高压充电, 通过第一电极片 3 和第二电极片 4 对患者施加所产生的电压。随后, 经过一定的时间, 例如 1-2 秒后, 流程返回至步骤 S401, 控制器 104 将除颤器设置回监视模式, 即通过控制开关 111 和 112, 使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与心电信号传感器 102 连接, 使心电信号传感器 102 进行工作。然后重复进行上述的处理。

[0050] 这样, 在进行一次电击除颤后, 如果患者的心律还未恢复正常, 则会自动进行再一次的除颤。

[0051] 根据本发明的上述第一实施方式, 除颤器只具有两个电极, 该两个电极兼用作心电信号的检测电极和电击除颤的放电电极, 且其中的一个电极与除颤器的机身形成为一体。这样, 作为分体的部件就只有 2 个, 即第一电极片和壳体。在穿戴时, 只需将第一电极片贴在使用者的前胸, 将壳体固定到臂部, 即完成了穿戴。整个穿戴过程非常简单, 也不容易出错。另外, 由于部件减少, 总体的体积也大为减小, 使用者在穿戴了该除颤器后也不会显得臃肿, 不会对使用者的行动造成太大影响。另外由于减少的部件数目, 也相应地降低了除颤器的成本。

[0052] 第二实施方式

[0053] 下面对本发明的第二实施方式进行说明。除了以下说明的部分, 第二实施方式的可穿戴式除颤器的其它方面与第一实施方式的可穿戴式除颤器相同。

[0054] 第二实施方式的可穿戴式除颤器特别适用于有过心动过速病史的心脏病患者。

[0055] 两种常见的危及生命的心动过速包括室性心动过速和心室颤动。室性心动过速是一种快速的心脏节律, 起源于心室引起的电信号。室性心动过速会减少心脏和血液输送, 导致血压低。室性心动过速也可以发展为更严重的情况, 即心室颤动。

[0056] 心室颤动是指心室发生快速、无序的激动, 是由心室的心肌产生不规则收缩引起的。心室颤动是最常见的心律失常, 如果这种心律失常持续超过几秒钟, 它可能会退化到心脏停搏, 这种情况会导致心源性休克和血液循环停止, 从而在短短的几分钟内导致心脏性猝死, 如果患者不能及时恢复, 将会产生不可逆转的脑损伤。

[0057] 当快速性心律失常发生时, 心室不能产生有效的血液流动, 从而没有心输出量, 会恶化到速率通常大于 180 每分钟, 从而导致无脉率, 这是快速性心律失常的典型特征。

[0058] 如前面所述,由于电极与身体的接触状况、周围的电磁干扰等,心电检测信号中往往含有干扰成分,且很难完全去掉干扰成分的影响,这有时会导致不能准确地判断心跳失常,从而引发无判断或误动作。

[0059] 本实施方式在第一实施方式的基础上,追加了脉搏传感器。该脉搏传感器被收容在壳体 1 内,并且其一端露出到壳体外而与患者的身体接触,该露出的一端与第二电极片 4 的外表面大致平齐。例如,在壳体 1 和第二电极片 4 上可分别形成与该脉搏传感器相应的开口,脉搏传感器通过该开口而露出。当然,在脉搏传感器与该开口的侧壁之间可以设置密封件,以保持壳体 1 内的密封。另外,在除颤器被穿戴到患者的臂部时,该脉搏传感器与患者臂部的血管位置相对。

[0060] 对于该脉搏传感器的类型没有限制,只要能够检测患者的脉搏即可。例如,可以采用压力传感器,检测血管的压力随着脉搏的变化。也可以采用红外传感器,某些波长的红外线对血管中的血液容积的变化非常敏感,因此可以利用该红外传感器向血管照射红外线并接收返回的红外线来检测血管容积变化,从而实现脉搏的检测。脉搏传感器的检测信号被传送到控制器 104。

[0061] 下面参照图 5 对本实施方式的除颤器的工作进行说明。

[0062] 本实施方式的可穿戴式除颤器被接通电源后一直工作。参照图 5,在接通电源后,进入步骤 S401,控制器 104 设置为监视模式,即通过控制开关 111 和 112,使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与心电信号传感器 102 连接,从而第一电极片 3 和第二电极片 4 分别充当心电信号传感器 102 的检测电极。此后,在步骤 S402 中,心电信号传感器 102 按一定的时间间隔持续地检测患者的心电信号,控制器 104 对心电信号传感器 102 检测到的心电信号进行滤波去噪,基于去噪后的心电信号进行波形检测,从而分析心律是否失常。在步骤 S403 中,判断患者的心律是否失常。在判断为心律正常的情况下(步骤 S403 中的否),流程返回至步骤 S402,继续心电信号的检测和分析。在步骤 S403 中判断为心律失常的情况下(步骤 S403 中的是),流程进入步骤 S4031,控制器 104 判断患者的脉搏是否失常,即判断且脉搏是否大于预定值,或者脉搏是否无规律,或者是否没有脉搏。这里,可以采用任何已知的方法来判断脉搏是否正常,这里不再赘述。另外,脉搏传感器可以在除颤器通电后一直工作,也可以根据控制器 104 的控制而起动,例如在步骤 S403 的判断结果为“是”的情况下才开始工作,并且在步骤 S404 之后停止工作。这样可以减少除颤器的功耗。

[0063] 在判断为脉搏正常的情况下(步骤 S4031 中的否),流程返回至步骤 S402,继续心电信号的检测和分析。在步骤 S4031 中判断为脉搏失常的情况下(步骤 S4031 中的是),流程进入步骤 S404,控制器 104 将除颤器设定为治疗模式。此时,控制器 104 对开关 111 和 112 进行控制,断开第一电极片 3 和第二电极片 4 与心电信号传感器 102 的连接,停止心电信号传感器 102 的工作,并且使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与高压产生电路 103 的两个输出端子连接,使高压产生电路 103 开始工作。然后,在步骤 S405 中,控制高压产生电路 103 进行高压充电,通过第一电极片 3 和第二电极片 4 对患者施加所产生的电压。随后,经过一定的时间,例如 1-2 秒后,流程返回至步骤 S401,控制器 104 将除颤器设置回监视模式,即通过控制开关 111 和 112,使第一电极片 3 和第二电极片 4 分别与心电信号传感器 102 连接,使心电信号传感器 102 进行工作。然后重复进行上述的处理。

[0064] 这样,在进行一次电击除颤后,如果患者的心律还未恢复正常,则会自动进行再一

次的除颤。

[0065] 本实施方式在监视心电信号的基础上,同时监视患者的脉搏。这样,除了第一实施方式的优点,本实施方式可以避免外接干扰的影响,大大提高了除颤器的可靠性,尤其对室性心动过速的病人最有效。

[0066] 其它实施方式

[0067] 以上对本发明的示例性的第一和第二实施方式进行了说明,但可以理解,本发明不限于这 2 个实施方式,而可以进行各种改进和变更。

[0068] 例如,在上述的实施方式中,第二电极片 4 形成在壳体 1 的底面上。不过,第二电极片 4 无需占据壳体 1 的底面的全部面积,而可以只在壳体 1 的底面的一部分上形成第二电极片 4。另外,第二电极片 4 的形成部位不限于壳体 1 的底面,第二电极片 4 可以延伸到绑带 5 的至少一部分上,也即可以在绑带 5 的与患者身体接触的面上形成第二电极片 4。这样可以增大第二电极片 4 与患者身体的接触面积,也易于使第二电极片 4 与患者臂部的动脉对应。

[0069] 另外,保持除颤器的正常工作对于使用除颤器的患者来说是至关重要的,需要确保除颤器不会因为电池耗尽而停止工作。为此,在上述的实施方式中,还可以设置电量检测装置和报警装置。电量检测装置检测除颤器中的电池的余量,在检测到电池余量低于预定值的情况下,使报警装置发出警报,使患者注意到电池余量不足而及时更换电池。

[0070] 另外,可以在除颤器中设置备用电池。在电量检测装置检测到电池余量低于预定值的情况下,使报警装置发出警报的同时,将除颤器的电源切换到备用电池。这样,在更换电池的时候也能保证除颤器的连续工作。

[0071] 另外,本发明的除颤器中可以设置存储器。可以把心电信号传感器的检测结果、脉搏传感器的检测结果、除颤工作的记录等记录到该存储器中。并且可以在机身 1 上设置输出接口,例如 USB 端口等。使用者或者医生可以通过该输出接口读出存储器中存储的数据,从而可以掌握使用者的状况。

[0072] 上面对本发明的一些实施方式进行了说明。应该理解,上面说明的实施方式仅是示例性和说明性的,用于帮助理解本发明,而不构成对本发明的限制。本发明的范围仅由权利要求限定。在权利要求所限定的范围内,可以对上面说明的实施方式进行各种变更、置换和组合等。

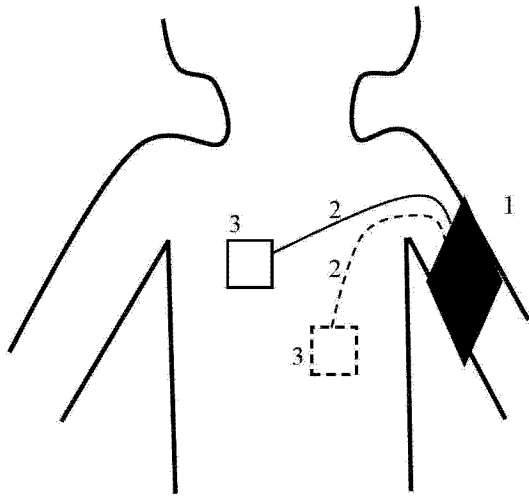


图 1

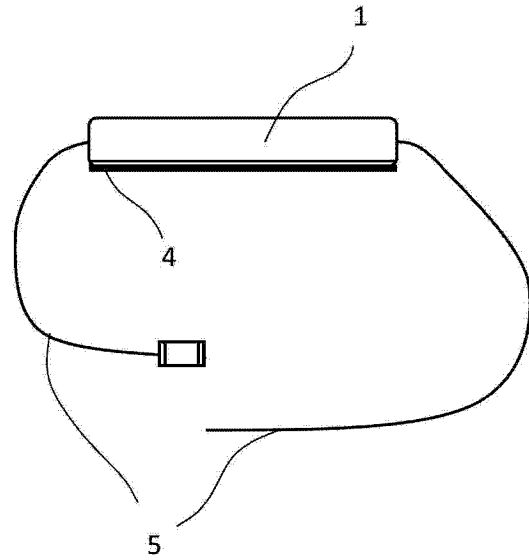


图 2

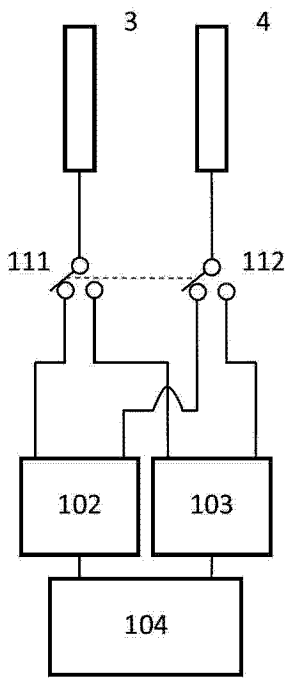


图 3

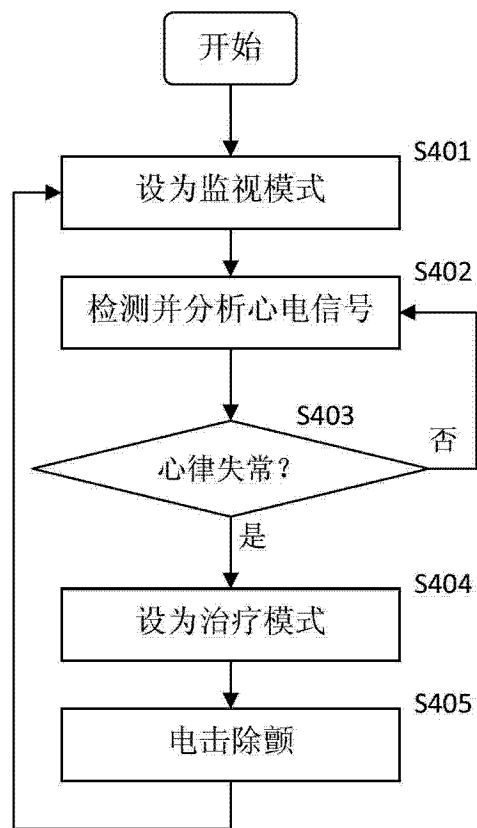


图 4

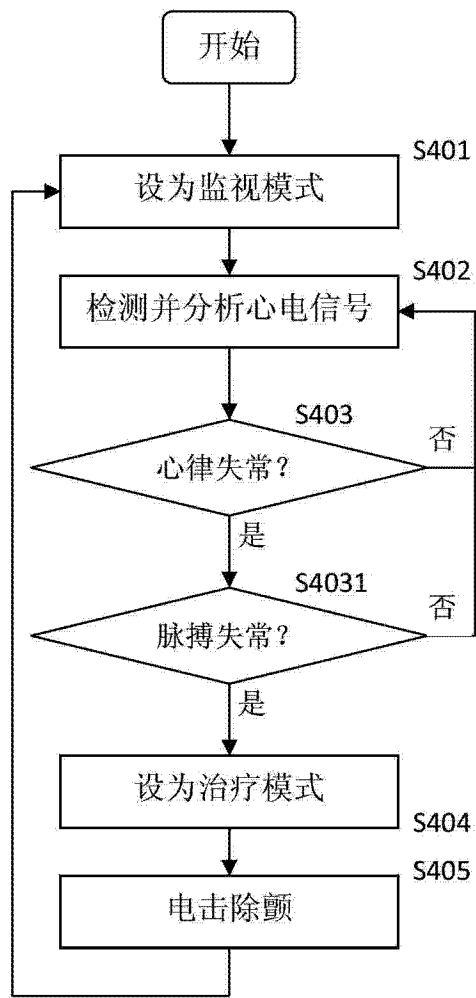


图 5