



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106725451 B

(45) 授权公告日 2023. 06. 23

(21) 申请号 201611251772.8

(22) 申请日 2016.12.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106725451 A

(43) 申请公布日 2017.05.31

(73) 专利权人 天津市鹰泰利安康医疗科技有限
责任公司

地址 300000 天津市滨海新区高新区华苑
产业区(环外)海泰发展四道11号2-2-
208

(72) 发明人 刘邝朋 李红刚 杨中元 任宇坪

(74) 专利代理机构 天津滨海科纬知识产权代理
有限公司 12211

专利代理师 杨慧玲

(51) Int.Cl.

A61B 5/352 (2021.01)

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

审查员 杨国彬

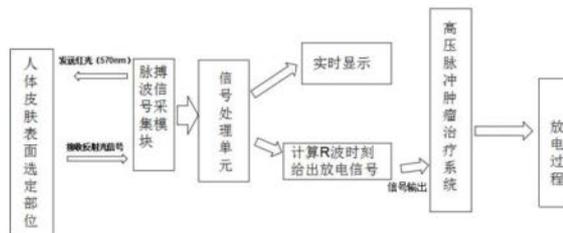
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

一种人体心电R波检测系统

(57) 摘要

本发明创造提供了一种人体心电R波检测系统,包括脉搏波信号采集模块、信号处理单元、高压脉冲肿瘤治疗系统,脉搏波信号采集模块将采集的脉搏信息传递给信号处理单元,信号处理单元将接收到的脉搏信号处理后发送给实时显示装置和高压脉冲肿瘤治疗系统,高压脉冲肿瘤治疗系统接收到信号后实现放电过程。脉搏波是以血液流动为载体的一种能量表现形式,其传导不受高频高压电信号影响,使用本发明创造在高压脉冲肿瘤治疗中,无需等待恢复时间,仍可计算出R波时刻,数据稳定可靠,避免了传统心电导联方法检测R波易受高压脉冲信号影响的缺陷,降低手术过程中高压脉冲对病人的风险。



1. 一种人体心电R波检测系统,其特征在于:

包括脉搏波信号采集模块、信号处理单元、高压脉冲肿瘤治疗系统,脉搏波信号采集模块将采集的脉搏信息传递给信号处理单元,信号处理单元将接收到的脉搏信号处理后发送给实时显示装置和高压脉冲肿瘤治疗系统,高压脉冲肿瘤治疗系统接收到信号后实现放电过程;所述脉搏波信号采集模块包括光电传感器(1),光电传感器(1)将采集到的信号传递给信号处理单元;所述信号处理单元包括微型处理器MCU,脉搏波信号采集模块将采集的信号传递给微型处理器MCU,微型处理器MCU将处理后的信号传递给隔离电路,隔离电路将信号输出传递给高压脉冲肿瘤治疗系统。

2. 根据权利要求1所述的人体心电R波检测系统,其特征在于:

所述光电传感器(1)的型号为JFH102,光电传感器(1)上设置有LED区域(101)和传感器区域(102),光电传感器(1)上设置有与光电传感器(1)对应的遮光部件(2),遮光部件(2)上开设有第一透光孔(201)和第二透光孔(202),第一透光孔(201)与LED区域(101)对应,第二透光孔(202)与传感器区域(102)对应,第一透光孔(201)和第二透光孔(202)之间设置有将第一透光孔(201)和第二透光孔(202)隔开的横梁。

3. 根据权利要求1所述的人体心电R波检测系统,其特征在于:

所述隔离电路包括光电耦合器(OP1)、第一发光二极管(DA1)、第一二极管(D1)、三极管(TA1)、第一电阻(R1)、第二电阻(R2)、第四电阻(R4)、第五电阻(R5)和第一电容(CA1),微型处理器MCU的输出端与第五电阻(R5)的一端连接,第五电阻(R5)的另外一端分别与第一电容(CA1)的一端、光电耦合器(OP1)的第二管脚连接,光电耦合器(OP1)的第一管脚和第一电容(CA1)另外一端分别接+5V电源(DVCC5),光电耦合器(OP1)的第三管脚与第四电阻(R4)的一端连接,第四电阻(R4)的另外一端分别与三极管(TA1)的基极和第二电阻(R2)的一端连接,第二电阻(R2)的另外一端接地,三极管(TA1)的发射极接地,光电耦合器(OP1)的第四管脚与第一电阻(R1)的一端连接,第一电阻(R1)的另外一端与第一发光二极管(DA1)的正极连接,第一发光二极管(DA1)的负极与三极管(TA1)的集电极连接,第一电阻(R1)和第一发光二极管(DA1)上并联有第一二极管(D1),第一二极管(D1)的正极与第一发光二极管(DA1)的负极连接,光电耦合器(OP1)、第一电阻(R1)、第一二极管(D1)的连接节点处接有+12V电源(EVCC12),三极管(TA1)的集电极为信号输出端。

一种人体心电R波检测系统

技术领域

[0001] 本发明创造属于医疗设备技术领域,尤其是涉及一种人体心电R波检测系统,用于辅助高压脉冲肿瘤治疗装置的使用。

背景技术

[0002] 心电是心脏的无数心肌细胞除极过程的综合反映,由心肌产生的生物电变化通过心脏周围的肌肉、血管、体液等导电组织,反映到身体表面上来,使身体各部位在每一心动周期中也都发生有规律的电变化活动。所谓心肌细胞除极,是细胞的电生理现象,正常细胞的细胞膜内外的电位是内负外正,当有一个外来的电刺激作用于该细胞,则作用点处离子通道开放,大量正电荷进入细胞内,使细胞膜内外变成内正外负,此时该点处与周围细胞膜就有了个电位差,产生电流,该电刺激就在细胞膜上扩布,直至整个细胞膜除极,然后扩布到隔壁细胞。

[0003] 利用高频脉冲对肿瘤细胞的不可逆电穿孔效应治疗肿瘤,是近年来较为新型治疗肿瘤的方法(以下称为高压放电系统)。在高压高频脉冲肿瘤过程中,如果治疗部位距离心脏较近,高频脉冲会对心肌细胞除极过程产生影响,危及心脏搏动功能。通常需要配合心电检测设备,在人体心电的R-R间期发射高频脉冲、以使这种影响降到最低。

[0004] 但由于在高压高频环境下,高电压以电极周围组织为传导通路对人体全身心电信号传导的除极过程造成极大的影响,往往在电极放电后的一段时间内,采集到的心电信号极其紊乱,甚至采集不到心电信号。在手术过程中需要等待十几秒或更长时间来等待心电信号传导恢复,以指导后续高压放电进程。

[0005] 脉搏波同样包含大量人体心脏搏动的特征信息,其沿动脉血管壁传导至全身,且传导不受高压高频信号影响,且根据血液动力学原理,从心脏搏动开始到脉搏波传导到人体特定部位的时间是固定不变的,即可借助脉搏波数据推断心脏搏动的过程,找出心电R波的产生时间。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明创造旨在提出一种人体心电R波检测系统,用于辅助高压脉冲肿瘤治疗设备,以提供一种能够稳定采集并计算心脏搏动状态,并给出R波波峰时刻的装置。

[0007] 为达到上述目的,本发明创造的技术方案是这样实现的:

[0008] 一种人体心电R波检测系统,包括脉搏波信号采集模块、信号处理单元、高压脉冲肿瘤治疗系统,脉搏波信号采集模块将采集的脉搏信息传递给信号处理单元,信号处理单元将接收到的脉搏信号处理后发送给实时显示装置和高压脉冲肿瘤治疗系统,高压脉冲肿瘤治疗系统接收到信号后实现放电过程,手术过程中,将脉搏波信号采集模块固定到人体皮肤表面,实时检测人体脉搏波数据,结合传导时间,计算心电R波时刻并给出放电信号,高压脉冲肿瘤治疗系统接收到放电信号,执行一组放电工作,之后高压脉冲肿瘤治疗系统进入等待状态,直到下次放电信号的到来。

[0009] 进一步的,所述脉搏波信号采集模块包括光电传感器,光电传感器将采集到的信号传递给信号处理单元。

[0010] 进一步的,所述光电传感器的型号为JFH102,光电传感器上设置有LED区域和传感器区域,光电传感器上设置有与光电传感器对应的遮光部件,遮光部件上开设有第一透光孔和第二透光孔,第一透光孔与LED区域对应,第二透光孔与传感器区域对应,第一透光孔和第二透光孔之间设置有将第一透光孔和第二透光孔隔开的横梁。

[0011] 进一步的,所述信号处理单元包括微型处理器MCU,脉搏波信号采集模块将采集的信号传递给微型处理器MCU,微型处理器MCU将处理后的信号传递给隔离电路,隔离电路将信号输出传递给高压脉冲肿瘤治疗系统。

[0012] 进一步的,所述隔离电路包括光电耦合器、第一发光二极管、第一二极管、三极管、第一电阻、第二电阻、第四电阻、第五电阻和第一电容,微型处理器MCU的输出端与第五电阻的一端连接,第五电阻的另外一端分别与第一电容的一端、光电耦合器的第二管脚连接,光电耦合器的第一管脚和第一电容另外一端分别接+5V电源,光电耦合器的第三管脚与第四电阻的一端连接,第四电阻的另外一端分别与三极管的基极和第二电阻的一端连接,第二电阻的另外一端接地,三极管的发射极接地,光电耦合器的第四管脚与第一电阻的一端连接,第一电阻的另外一端与第一发光二极管的正极连接,第一发光二极管的负极与三极管的集电极连接,第一电阻和第一发光二极管上并联有第一二极管,第一二极管的正极与第一发光二极管的负极连接,光电耦合器、第一电阻、第一二极管的连接节点处接有+12V电源,三极管的集电极为信号输出端。

[0013] 相对于现有技术,本发明创造所述的一种人体心电R波检测系统具有以下优势:

[0014] (1) 脉搏波是以血液流动为载体的一种能量表现形式,其传导不受高频高压电信号影响,使用本发明创造在肿瘤治疗过程中,无需等待恢复时间,仍可计算出R波时刻,数据稳定可靠,避免了传统心电导联方法检测R波易受高压脉冲信号影响的缺陷,降低手术过程中高压脉冲对病人的风险;

[0015] (2) 本发明创造基于微型处理器MCU处理信号,高速采集人体脉搏波数据,可实现对人体脉搏波信号的实时监测和显示,满足高压放电系统工作过程中对人体生理数据实时性采集显示的要求。

附图说明

[0016] 构成本发明创造的一部分的附图用来提供对本发明创造的进一步理解,本发明创造的示意性实施例及其说明用于解释本发明创造,并不构成对本发明创造的不当限定。在附图中:

[0017] 图1为本发明创造实施例的原理图;

[0018] 图2为本发明创造实施例的心电信号和脉搏波信号特征点选取示意图;

[0019] 图3为本发明创造实施例的光电传感器结构示意图;

[0020] 图4为本发明创造实施例的遮光部件的结构示意图;

[0021] 图5为本发明创造实施例所述的隔离电路的电路图。

[0022] 附图标记说明:

[0023] 1-光电传感器;101-LED区域;102-传感器区域;2-遮光部件;201-第一透光孔;

202-第二透光孔。

具体实施方式

[0024] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本发明创造中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0025] 在本发明创造的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明创造和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明创造的限制。此外,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”等的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。在本发明创造的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0026] 在本发明创造的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以通过具体情况理解上述术语在本发明创造中的具体含义。

[0027] 下面将参考附图并结合实施例来详细说明本发明创造。

[0028] 如图1至5所示,一种人体心电R波检测系统,包括脉搏波信号采集模块、信号处理单元、高压脉冲肿瘤治疗系统,脉搏波信号采集模块将采集的脉搏信息传递给信号处理单元,信号处理单元将接收到的脉搏信号处理后发送给实时显示装置和高压脉冲肿瘤治疗系统,高压脉冲肿瘤治疗系统接收到信号后实现放电过程。脉搏波信号采集模块包括光电传感器1,光电传感器1将采集到的信号传递给信号处理单元。光电传感器1的型号为JFH102,光电传感器1上设置有LED区域101和传感器区域102。为了保证检测过程中外界光信号不对光电传感器1影响,作为优选方案,光电传感器1上设置有与光电传感器1对应的遮光部件2,遮光部件2贴合并围绕传感器。遮光部件2上开设有第一透光孔201和第二透光孔202,第一透光孔201与LED区域101对应,第二透光孔202与传感器区域102对应,第一透光孔201和第二透光孔202之间设置有将第一透光孔201和第二透光孔202隔开的横梁,用于防止发射光线的散射现象。信号处理单元包括微型处理器MCU,脉搏波信号采集模块将采集的信号传递给微型处理器MCU。由于本发明创造用于高压脉冲环境,考虑到长引线对信号传输的影响,同时为了降低前后级电路之间的耦合效应,在信号输出部分增加隔离电路(如图5),左边Win3为信号输入端,右边WindDrive3为信号输出端。微型处理器MCU将处理后的信号传递给隔离电路,隔离电路将信号输出传递给高压脉冲肿瘤治疗系统。

[0029] 如图5所示,隔离电路包括光电耦合器OP1、第一发光二极管DA1、第一二极管D1、三极管TA1、第一电阻R1、第二电阻R2、第四电阻R4、第五电阻R5和第一电容CA1,微型处理器MCU的输出端与第五电阻R5的一端连接,第五电阻R5的另外一端分别与第一电容CA1的一端、光电耦合器OP1的第二管脚连接。光电耦合器OP1的第一管脚和第一电容CA1的另外一端分别接+5V电源DVCC5。光电耦合器OP1的第三管脚与第四电阻R4的一端连接,第四电阻R4的

另外一端分别与三极管TA1的基极和第二电阻R2的一端连接。第二电阻R2的另外一端接地，三极管TA1的发射极接地。光电耦合器OP1的第四管脚与第一电阻R1的一端连接，第一电阻R1的另外一端与第一发光二极管DA1的正极连接，第一发光二极管DA1的负极与三极管TA1的集电极连接。第一电阻R1和第一发光二极管DA1上并联有第一二极管D1，第一二极管D1的正极与第一发光二极管DA1的负极连接，光电耦合器OP1、第一电阻R1、第一二极管D1的连接节点处接有+12V电源EVCC12。三极管TA1的集电极为信号输出端。

[0030] 一种人体心电图R波检测系统的检测方法，包括下列步骤：

[0031] 步骤一：选定采集脉搏波部位，脉搏波采集部位选择皮肤表面光滑、皮下动脉血管丰富且通透性好的部位，如指尖、手臂内侧或额头皮下动脉血管组织丰富的部位，将脉搏波信号采集模块贴合并固定到选定部位表面；

[0032] 步骤二：测量脉搏波传导时间，并用传统心电导联系统进行校准；

[0033] 步骤三：脉搏波信号采集模块将信号传递给信号处理信号单元，信号处理单元将信号传送给高压脉冲肿瘤治疗系统，高压脉冲肿瘤治疗系统进行放电过程。

[0034] 本发明创造的工作原理：

[0035] (1) 选定采集脉搏波部位，选择皮肤表面光滑、皮下动脉血管丰富且通透性好的部位，将传感器贴合并固定到选定部位表面，部位一般建议选取指尖、手臂内侧或额头等皮下动脉血管组织丰富的部位。脉搏波信号采集模块选取光电传感器1，其原理基于血液中的血红蛋白对红光和红外光的吸收效果不同，且血液中的血红蛋白含量随着心脏搏动不断变化的。脉搏波检测方法，光电传感器1底部集成光源，以100Hz频率发射波长660nm红光，上部为光信号接收区域，将包含人体脉搏波的反射光信号转换为电信号，并实时输出，输出的信号经连接线传输到MCU处理器处理，识别特征值，将计算结果经隔离电路输出到高压脉冲肿瘤治疗系统的放电装置。

[0036] (2) 术前测量脉搏波传导时间，并用传统心电导联系统系统进行校准。此校准步骤，方法是以500Hz的频率同时采集心电和脉搏波数据，以标准导联I心电数据的R波波峰作为心脏搏动的起始点，脉搏波波峰为脉搏波传播到采集点处的特征点(见图2)，通过微型处理器MCU采集和计算出两者的时间差，此时间差即为脉搏波传导时间。

[0037] (3) 治疗过程中，不需检测心电数据，只实时监测脉搏波数据，结合上面步骤得到的传导时间，经过算法计算，得出下一个R波时刻，R波检测系统给出一个确认信号，传送到高压放电系统。

[0038] (4) 高压放电系统根据给出的放电信号，执行一组放电操作，之后进入等待状态，直到下次放电信号到来。

[0039] 以上所述仅为本发明创造的较佳实施例而已，并不用以限制本发明创造，凡在本发明创造的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明创造的保护范围之内。

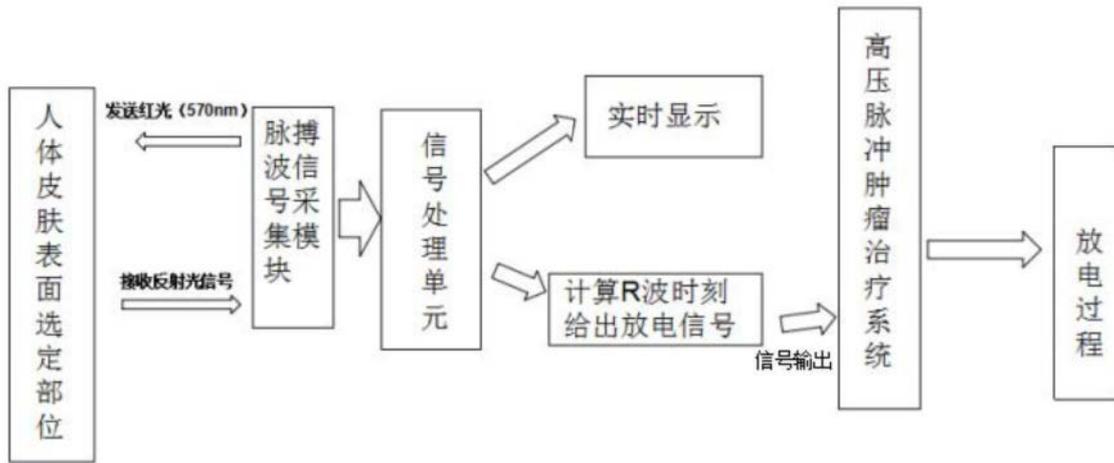


图1

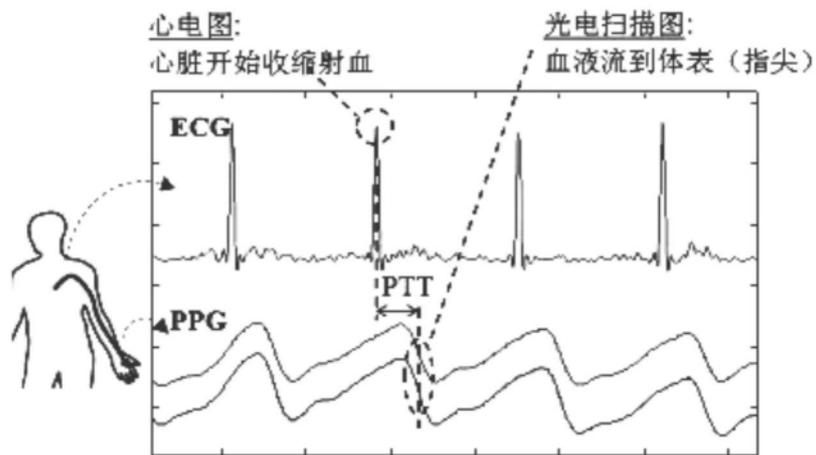


图2

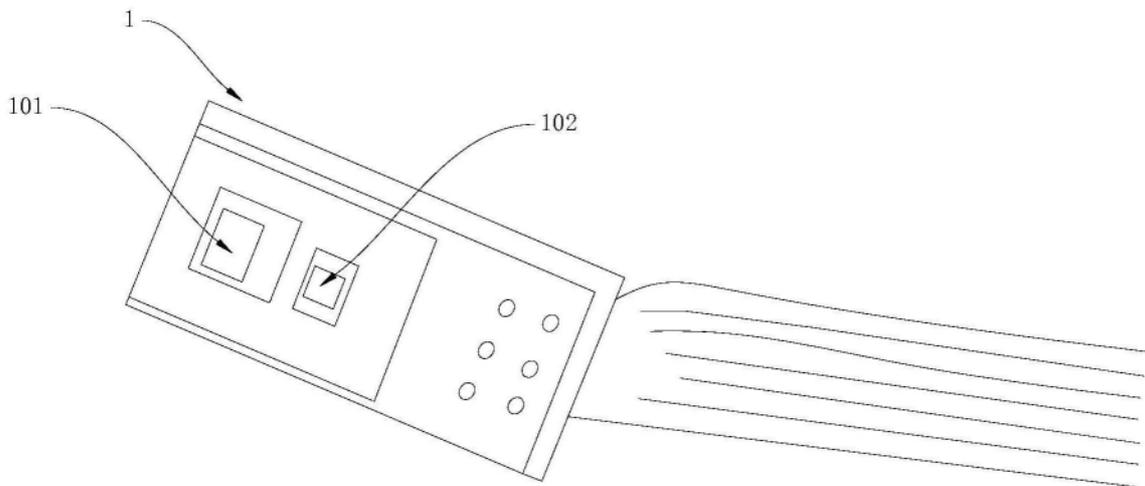


图3

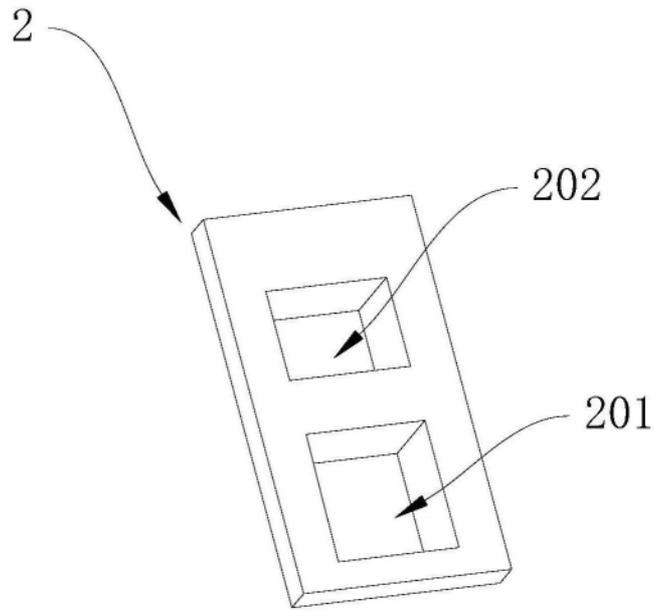


图4

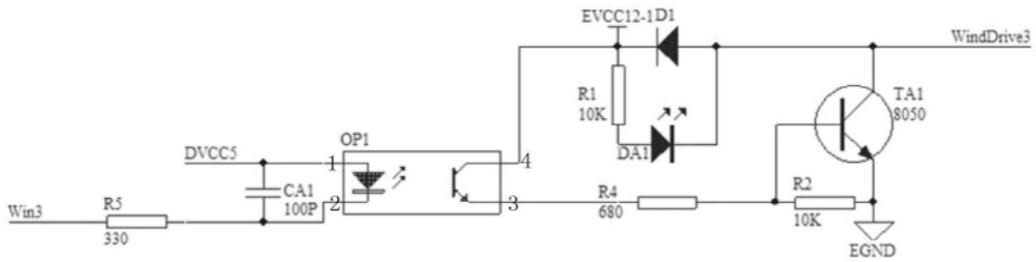


图5