



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103142400 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 12

(21) 申请号 201310088561. 7

(22) 申请日 2013. 03. 20

(71) 申请人 张栋

地址 510000 广东省广州市天河北路 892 号

(72) 发明人 张栋

(74) 专利代理机构 广州市一新专利商标事务所
有限公司 44220

代理人 王德祥

(51) Int. Cl.

A61H 31/00 (2006. 01)

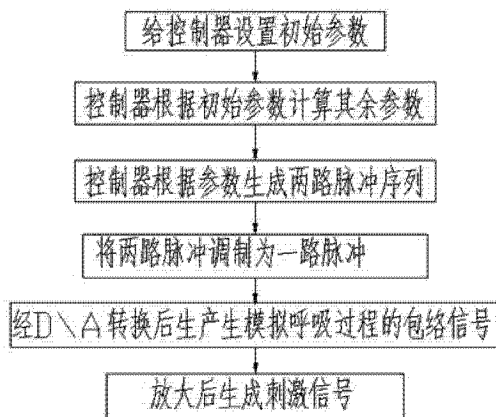
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种膈肌康复刺激信号的产生方法及一种膈肌功能康复器

(57) 摘要

本发明公开了一种膈肌康复刺激信号的产生方法,刺激信号由基于计算机的控制器产生的信号源经刺激信号调制电路调制后生成,包括以下步骤:a、由基于计算机的控制器产生两路宽度和周期可调节的脉冲序列,同时向刺激信号调制电路中的数/模转换电路模块输出一路控制脉冲;b、将两路宽度和周期可调节的脉冲序列经过与运算后调制为一路上路数字脉冲,同时控制脉冲控制数/模转换电路模块输出一路幅度可变的模拟信号;c、数字脉冲通过控制电路将模拟信号调制为一路上路模拟呼吸过程的包络信号;d、模拟呼吸过程的包络信号经过放大后生成膈肌康复刺激信号。本发明还公开了一种基于上述方法的膈肌功能康复器。本发明的特点是通过设定脉冲参数产生模拟膈神经自然放电的刺激信号,以避免刺激信号对膈肌造成损伤,使用安全方便,电路结构简单。



1. 一种膈肌康复刺激信号的产生方法,其特征在于:所述刺激信号由基于计算机的控制器产生的信号源经刺激信号调制电路调制后生成,包括以下步骤:

步骤 a、由基于计算机的控制器产生两路宽度和周期可调节的脉冲序列,该两路脉冲序列其中一路为控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列,另一路为模拟膈神经自然放电的脉冲序列,同时由基于计算机的控制器向刺激信号调制电路中的数 / 模转换电路模块输出一路控制脉冲;

步骤 b、将控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列和模拟膈神经自然放电的脉冲序列经过与运算或两次与非运算后调制为一路线性脉冲;同时,控制脉冲控制数 / 模转换电路模块输出一路幅度可变的模拟信号;

步骤 c、数字脉冲通过一控制电路将模拟信号调制为一路线性呼吸过程的包络信号;

步骤 d、模拟呼吸过程的包络信号经过放大后生成膈肌康复刺激信号。

2. 根据权利要求 1 所述的膈肌康复刺激信号的产生方法,其特征在于:步骤 a 生成的两路脉冲由下列算式得到输出参数:

$$\frac{N * (1 + a) * (1 + OCR0)}{f_{clk}} = \frac{60000}{f_{in}} \quad (1)$$

$$\frac{P * (1 + OCR0)}{f_{clk}} = \frac{1000}{f_{mc}} \quad (2)$$

$$I = \frac{P}{2} \quad (3)$$

式中, $\frac{1}{f_{clk}}$ 为所述控制器的计数器完成一次计数的时长,即机器时间;OCR0 为时间调整参数, $\frac{(1 + OCR0)}{f_{clk}}$ 为程序的定时时长,即程序进行一次运算的时间长度, N 为吸气周期调整参数, P 为脉冲周期调整参数, I 为脉冲宽度调整参数, f_{in} 为每分钟呼吸的次数,即呼吸频率, f_{mc} 为脉冲频率, a 为吸气时间与呼气时间的比值,时间单位为 ms,过程有以下三步:

(1) 设定吸气周期调整参数 N 、吸气时间与呼气时间的比值 a 、呼吸频率 f_{in} 和脉冲频率 f_{mc} ;

(2) 基于计算机的控制器计算出时间调整参数 OCR0、脉冲周期调整参数 P 、呼吸周期 T_{in} 和脉冲宽度调整参数 I ;

(3) 基于计算机的控制器根据各参数数值生成所述两路脉冲序列。

3. 根据权利要求 1 所述的膈肌康复刺激信号的产生方法,其特征在于:所述步骤 d 中

对模拟呼吸过程的包络信号采用恒流电路放大。

4. 根据权利要求 1 或 2 或 3 所述的膈肌康复刺激信号的产生方法,其特征在于:所述数 / 模转换电路的输出信号幅值在 0-5V 之间可变。

5. 一种膈肌功能康复器,其特征在于:该康复器是利用权利要求 1 或 2 或 3 或 4 所述的膈肌康复刺激信号的产生方法产生刺激信号,该康复器包括壳体、电源、按键电路、显示屏、基于计算机的控制器、刺激信号调制电路和人体电极,其中电源、按键电路、基于计算机的控制器和刺激信号调制电路均设置在壳体内,按键电路与基于计算机的控制器连接,基于计算机的控制器与刺激信号调制电路连接,显示屏设置在壳体上,生理电极通过设置在壳体上的插孔连接在刺激信号调制电路上;

刺激信号调制电路包括复合脉冲生成电路、数 / 模转换电路、数 / 模转换控制电路、信号放大电路和刺激供电电路;复合脉冲生成电路由与门或两个与非门构成;脉冲调制控制电路包含有两个输入端和一个输出端,两个输入端分别连接复合脉冲生成电路的输出端和数 / 模转换电路的输出端,其输出端与信号放大电路连接;复合脉冲生成电路设有两个信号输入端,该两个信号输入端分别与基于计算机的控制器连接;基于计算机的控制器还与数 / 模转换电路连接以控制其输出模拟信号的幅度大小;信号放大电路与刺激供电电路相连接;

基于计算机的控制器产生两路脉冲宽度和周期可调节的脉冲序列,其中一路脉冲序列用于控制呼吸频率和吸气时间,另一路脉冲序列用于模拟膈神经自然放电;该两路脉冲序列输入复合脉冲生成电路的两个信号输入端,经过与运算或两次与非运算后生成一路数字脉冲,数字脉冲被输入脉冲调制控制电路,同时数 / 模转换电路向脉冲调制控制电路输入一路幅度可变的模拟信号,脉冲调制控制电路输出模拟呼吸过程的包络信号,经过恒流放大后,输送给生理电极。

6. 根据权利要求 5 所述的膈肌功能康复器,其特征在于:包括一存储器,该存储器封装在所述壳体内且与所述控制器连接。

7. 根据权利要求 5 所述的膈肌功能康复器,其特征在于:所述脉冲调制控制电路包含双向模拟开关 CD4066,或者为光电耦合器 TLP521。

8. 根据权利要求 5 所述的膈肌功能康复器,其特征在于:所述人体电极为心脏起搏器用电极。

9. 根据权利要求 5-8 任意一项权利要求所述的膈肌功能康复器,其特征在于:所述基于计算机的控制器为嵌入式单片机。

10. 根据权利要求 9 所述的膈肌功能康复器,其特征在于:所述嵌入式单片机为 ATmega16,所述电源为干电池或内置充电电池。

一种膈肌康复刺激信号的产生方法及一种膈肌功能康复器

[0001]

技术领域

[0002] 本发明涉及一种膈肌功能恢复仪器,具体说是一种膈神经刺激仪刺激信号的产生方法和基于该方法的膈肌功能康复器。

[0003]

背景技术

[0004] 在临床上,C1 或者 C2 水平的高位脊髓损伤,代谢或者炎症性疾病,纵膈的肿瘤,肌病,神经病变,创伤或者手术之后都会引起膈肌功能不全。在重症监护病房,短期进行机械通气和使用肌松药的病人通常会发生膈肌的废用性萎缩,而危重病相关的多发性神经病或肌病也能造成膈肌无力,这是撤机困难的最主要原因。膈肌功能不全会导致呼吸困难,运动能力下降,睡眠呼吸障碍,肺不张,甚至呼吸衰竭。电刺激膈神经是一项非常有用和重要的辅助膈肌功能康复的方法。目前通过电刺激膈神经恢复膈肌功能的康复仪器已有一定的发展,在国内也公开了一些相关技术文献,总体上讲主要是分为体内刺激和体外刺激两种:体外刺激由于电极定位不够精准,其次体表刺激往往所需的刺激电压过大造成病人疼痛难以忍受,所以体外膈肌起搏器在临床上很难得到推广应用;体内刺激是将人体电极通过微创手术植入人体内,目前该技术在国内外鲜有报道,国外的研究多集中在永久膈肌起搏系统的开发,但这仅仅使用于高位截瘫的病人,费用昂贵,目前在全世界也仅有三千例病人进行了安装,而且其手术过程复杂,操作不当或者电极和神经的直接接触会导致神经的损伤。经颈内静脉途径进行膈神经刺激是一种微创的方法,电极导管易插易拔,手术过程安全无副作用。本项专利使用经颈内静脉途径进行膈神经刺激,用以帮助治疗各种病理条件下的膈肌功能不全。通过电刺激帮助膈肌恢复功能的前提是不引起相应的膈肌疲劳或者相应肌肉的功能损害,所以如何调制刺激信号是该项技术的一大难点。

[0005]

发明内容

[0006] 本发明的目的是针对上述技术问题,提供一种膈肌康复刺激信号的产生方法,该方法的特点是通过设定脉冲参数产生模拟膈神经自然放电的刺激信号,以避免刺激信号对膈肌造成损伤;

本发明的另一个任务是提供一种基于本方法产生刺激信号的膈肌功能康复器,其特点是电路简单,使用安全可靠。

[0007] 技术手段:本发明公开了一种膈肌康复刺激信号的产生方法,刺激信号由基于计算机的控制器产生的信号源经刺激信号调制电路调制后生成,包括一下步骤:

步骤 a、由基于计算机的控制器产生两路宽度和周期可调节的脉冲序列,该两路脉冲序列其中一路为控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列,另一路为模拟膈神经自然放电的脉冲

序列；同时由基于计算机的控制器向刺激信号调制电路中的数 / 模转换电路模块输出一路控制脉冲；

步骤 b、将控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列和模拟膈神经自然放电的脉冲序列经过与运算或两次与非运算后调制为一路线性脉冲；同时，控制脉冲控制数 / 模转换电路模块输出一路幅度可变的模拟信号；

步骤 c、数字脉冲通过控制电路将模拟信号调制为一路线性呼吸过程的包络信号；

步骤 d、模拟呼吸过程的包络信号经过放大后生成膈肌康复刺激信号。

[0008] 在步骤 a 生成的两路脉冲由下列算式得到输出参数：

$$\frac{N * (1 + a) * (1 + OCR0)}{f_{clk}} = \frac{60000}{f_k} \quad (1)$$

$$\frac{P * (1 + OCR0)}{f_{clk}} = \frac{1000}{f_m} \quad (2)$$

$$I = \frac{P}{2} \quad (3)$$

式中， $\frac{1}{f_{clk}}$ 为所述控制器的计数器完成一次计数的时长，即机器时间；OCR0 为时间调整参数， $\frac{(1 + OCR0)}{f_{clk}}$ 为程序的定时时长， N 为吸气周期调整参数， P 为脉冲周期调整参数， I 为脉冲宽度调整参数， f_k 为每分钟呼吸的次数，即呼吸频率， f_m 为脉冲频率， a 为吸气时间与呼气时间的比值，时间单位为 ms，过程有以下三步：

(1) 设定吸气周期调整参数 N 、吸气时间与呼气时间的比值 a 、呼吸频率 f_k 和脉冲频率 f_m ；

(2) 基于计算机的控制器计算出时间调整参数 OCR0、脉冲周期调整参数 P 、呼吸周期 T_k 和脉冲宽度调整参数 I ；

(3) 基于计算机的控制器根据各参数数值生成所述两路脉冲序列。

[0009] 数 / 模转换电路的输出信号的幅值在 0-5V 之间可变，步骤 d 中对模拟呼吸过程的包络信号的放大为恒流放大

本发明还公开了一种膈肌功能康复器，该康复器利用上述的刺激信号产生方法产生刺激信号，该康复器包括壳体、电源、按键电路、显示屏、基于计算机的控制器、刺激信号调制电路和生理电极，其中电源、按键电路、基于计算机的控制器和刺激信号调制电路均设置在壳体内，按键电路与基于计算机的控制器连接，基于计算机的控制器与刺激信号调制电路连接，显示屏设置在壳体上，生理电极通过设置在壳体上的插孔连接在刺激信号调制电路上；

刺激信号调制电路包括复合脉冲生成电路、数 / 模转换电路、数 / 模转换控制电路、信号放大电路和刺激供电电路；复合脉冲生成电路由与门或两个与非门构成；脉冲调制控制

电路包含有两个输入端和一个输出端,两个输入端分别连接复合脉冲生成电路的输出端和数 / 模转换电路的输出端,其输出端与信号放大电路连接;复合脉冲生成电路设有两个信号输入端,该两个信号输入端分别与基于计算机的控制器连接;基于计算机的控制器还与数 / 模转换电路连接以控制其输出模拟信号的幅度大小;信号放大电路与刺激供电电路相连接;

基于计算机的控制器产生两路脉冲宽度和周期可调节的脉冲序列,其中一路脉冲序列用于控制呼吸频率和吸气时间,另一路脉冲序列用于模拟膈神经自然放电;该两路脉冲序列输入复合脉冲生成电路的两个信号输入端,经过与运算或两次与非运算后生成一路数字脉冲,数字脉冲被输入脉冲调制控制电路,同时数 / 模转换电路向脉冲调制控制电路输入一路幅度可变的模拟信号,脉冲调制控制电路输出模拟呼吸过程的包络信号,经过恒流放大后,输送给生理电极。

[0010] 该膈肌功能康复器还包括一存储器,该存储器封装在所述壳体内且与所述控制器连接。

[0011] 脉冲调制控制电路为双向模拟开关 CD4066,或者光电耦合器 TLP521。

[0012] 人体电极为心脏起搏器用电极。

[0013] 基于计算机的控制器为嵌入式单片机。

[0014] 嵌入式单片机为 ATmega16,所述电源为干电池或内置充电电池。

[0015] 有益效果:1、产生的刺激信号模拟人膈肌自然放电的过程,可避免对膈肌的损伤,使用安全;2、参数可调节,针对不同病患,只需调节较少的参数,便可以使用,使用方便;3、调制过程中通过 CD4066 用数字信号控制模拟信号传输,可避免信号之间的干扰;4、采用信号放大电路,精确控制电流,保证刺激强度稳定可控,而且可保证仪器安全工作;5、采用控制能力强的处理器 ATmega16 作为控制核心,减少外围电路,使得仪器整体体积小,便于携带,而且能耗小,采用内置充电电池或干电池作为电源即可。

[0016]

附图说明

[0017] 图 1 为本发明的方法流程图;

图 2 为膈肌康复器的结构示意图;

图 3 为实现本发明方法的电路示意图。

[0018]

具体实施方式

[0019] 实施例 1

本发明公开了一种膈肌康复刺激信号的产生方法,刺激信号由基于计算机的控制器产生的信号源经刺激信号调制电路调制后生成,如图 1 所示,该方法包括:

步骤 a、由基于计算机的控制器产生两路宽度和周期可调节的脉冲序列,该两路脉冲序列其中一路为控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列,另一路为模拟膈神经自然放电的脉冲序列;同时由基于计算机的控制器向刺激信号调制电路中的数 / 模转换电路模块输出一路控制脉冲;

该步骤生成的控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列,以及模拟膈神经自然放电的脉冲序列由下列算式得到输出参数:

$$\frac{N \cdot (1+a) \cdot (1+OCR0)}{f_{clk}} = \frac{60000}{f_{\text{呼吸}}} \quad (1)$$

$$\frac{P \cdot (1+OCR0)}{f_{clk}} = \frac{1000}{f_{\text{脉冲}}} \quad (2)$$

$$I = \frac{P}{2} \quad (3)$$

式中, $\frac{1}{f_{clk}}$ 为所述控制器的计数器完成一次计数的时长,即机器时间;OCR0 为时间调整参数, $\frac{(1+OCR0)}{f_{clk}}$ 为程序的定时时长, N 为吸气周期调整参数, P 为脉冲周期调整参数, I 为脉冲宽度调整参数, $f_{\text{呼吸}}$ 为每分钟呼吸的次数,即呼吸频率, $f_{\text{脉冲}}$ 为脉冲频率, a 为吸气时间与呼气时间的比值,时间单位为 ms,过程有以下三步:

(1) 设定吸气周期调整参数 N 、吸气时间与呼气时间的比值 a 、呼吸频率 $f_{\text{呼吸}}$ 和脉冲频率 $f_{\text{脉冲}}$;

(2) 基于计算机的控制器计算出时间调整参数 OCR0、脉冲周期调整参数 P 、呼吸周期 $T_{\text{呼吸}}$ 和脉冲宽度调整参数 I ;

(3) 基于计算机的控制器根据各参数数值生成所述两路脉冲序列。

[0020] 步骤 b、将控制呼吸频率和吸气时间的脉冲序列和模拟膈神经自然放电的脉冲序列经过与运算调制为一路数字脉冲;同时,控制脉冲控制数/模转换电路模块输出一路幅度在 0-5V 之间可变的模拟信号。

[0021] 步骤 c、数字脉冲通过控制电路将模拟信号调制为一略模拟呼吸过程的包络信号。

[0022] 步骤 d、模拟呼吸过程的包络信号经过放大后生成刺激信号,放大方式采用恒流放大。

[0023] 实施例 2

基于上述刺激信号产生方法,本发明还公开了一种膈肌功能康复器,如图 2 所示,该膈肌功能康复器包括壳体、电源 2、基于计算机的控制器 1、按键电路 3、显示屏 4、刺激信号产生电路 5 和生理电极 6,基于计算机的控制器 1 为嵌入式单片机(下简称为“控制器”),电源 2、控制器 1、按键电路 3 和刺激信号产生电路 5 均封装在壳体内,其中按键电路 3 与控制器 1 连接,并在壳体上设有相应的按键,控制器 1 与刺激信号产生电路 5 连接,显示屏 4 设置在壳体上,生理电极 6 通过设置在外壳上的接口与脉冲刺激产生电路 5 连接,生理电极 6 的另一端通过颈静脉伸入人体内间接刺激膈神经,该人体电极 6 为心脏起搏器用生理电极。刺激信号调制电路包括复合脉冲生成电路、数/模转换电路(下称 D/A 输出电路)、脉冲调制控制、信号放大电路和刺激供电电路。

[0024] 如图 3 所示,脉冲调制控制电路为双向模拟开关 CD4066,控制器产生两路脉宽、周

期可调的脉冲,其中一路脉冲 S1 用于控制呼吸频率和吸气时间,另一路脉冲 S2 模拟膈神经自然放电,两路脉冲被输入复合刺激信号生成电路,复合刺激信号生成电路为与门 U1(或为两个与非门,此时可对信号进行增强),两路脉冲经与运算后输出,使信号得到了加强且调制在一起形成一路脉冲,该脉冲经第一限流电阻 R101 输送到 CD4066 的控制输入端 S3 ;D/A 输出电路选用芯片 TLC5615,控制器输出一路脉冲与 D/A 输出电路连接,并控制其输出幅度可变的模拟信号, D/A 输出电路的输出端经第二限流电阻 R102 连接到 CD4066 的 S4 端 ;经调制后,模拟正常呼吸的包络信号由 CD4066 的射极 S5 输出给信号放大电路。通常在用电刺激膈神经中的电刺激强度是由刺激信号的宽度和电流强度共同决定的,刺激信号的宽度失控和电流强度的失控,都有可能损伤生命体组织,而且不同电压下通过肌肉的电流是变化的,只有采用控制电流的方式才可保证电刺激强度稳定可控,因此信号放大电路采用横流放大。刺激供电电路与信号放大电路连接,信号经放大后输送给生理电极。

[0025] 控制器选用 ATmega16 数字信号处理器,该处理器的特点是功耗小,处理及控制能力较强。电源采用内置充电电池或干电池。在复合刺激信号生成电路、D/A 输出电路以及信号放大电路之间设置双向模拟开关的目的是将输入的脉冲和模拟信号利用该开关传向输出端,CD4066 是一种可控开关,适于处理幅度不超过其工作电压、电流较小的模拟或数字信号传输。双向模拟开关 CD4066 每个模拟开关有输入、输出、控制三个端子,当控制端加高电平时,开关导通 ;当控制端加低电平时开关截止,的优点是具有输入信号峰值电压范围等于电源电压,以及在输入信号范围内导通阻抗比较稳定等优点 ;该开关也可以用光电耦合器 TLP521 代替,其作用是将输入的脉冲信号利用光为媒介传向输出端,优点是具有良好的电绝缘能力和抗干扰能力。

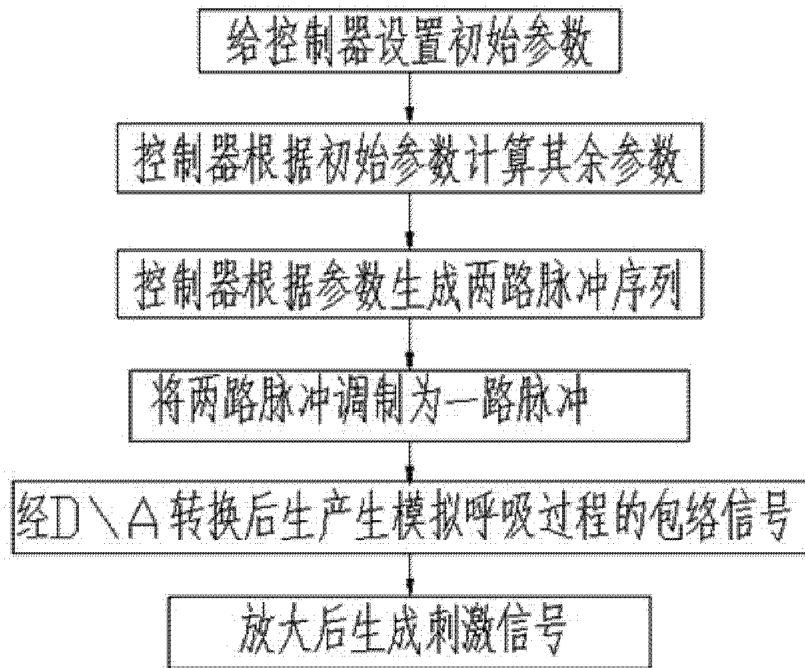


图 1

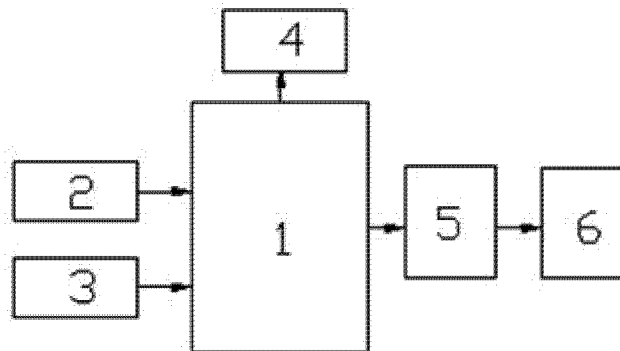


图 2

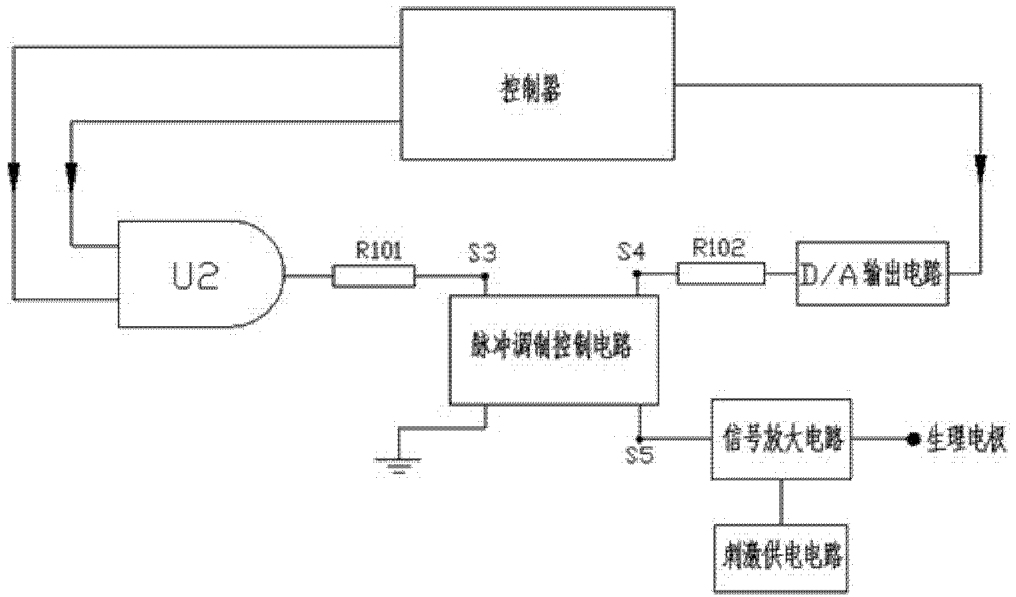


图 3