



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103405228 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201310367307. 0

(22) 申请日 2013. 08. 21

(73) 专利权人 中国科学院自动化研究所
地址 100190 北京市海淀区中关村东路 95 号

(72) 发明人 侯增广 彭亮 佟丽娜 谭民
李鹏峰 陈冀雄 胡进 王卫群
彭龙

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 宋焰琴

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/0488(2006. 01)

A61B 5/0408(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101524272 A, 2009. 09. 09,

CN 101658425 A, 2010. 03. 03,

CN 102637261 A, 2012. 08. 15,

CN 102908137 A, 2013. 02. 06,

CN 101721206 A, 2010. 06. 09,

CN 102499671 A, 2012. 06. 20,

CN 102525452 A, 2012. 07. 04,

CN 101536905 A, 2009. 09. 23,

CN 101791218 A, 2010. 08. 04,

CN 101828919 A, 2010. 09. 15,

CN 202355412 U, 2012. 08. 01,

CN 1846608 A, 2006. 10. 18,

CN 200980672 Y, 2007. 11. 28,

CN 101569778 A, 2009. 11. 04,

CN 102113879 A, 2011. 07. 06,

CN 103025233 A, 2013. 04. 03,

审查员 田文文

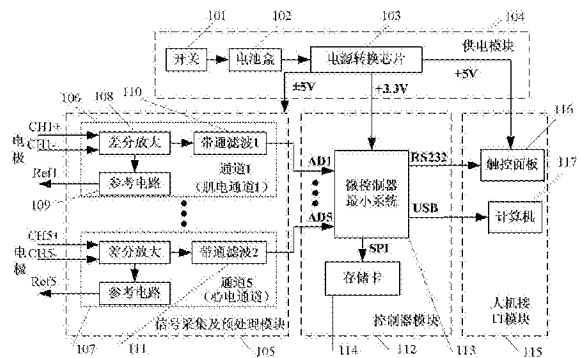
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种便携式心电及表面肌电测量装置

(57) 摘要

本发明公开了一种便携式心电及表面肌电测量装置,其包括:供电模块,其用于该测量装置供电;信号采集及预处理模块,其包括至少一个表面肌电通道和心电通道,用于分别采集肌电信号和心电信号,并将其放大和滤波后输出至控制器模块;控制器模块,其用于接收放大和滤波后的所述肌电信号和心电信号,按照设定的采样频率进行采样和AD转换,并去除工频干扰后进行存储;人机接口模块,其用于为用户提供人机交互的接口。本发明公开的上述装置的各部分位于同一装置内,体积小易便携。本发明采用上述技术方案,具有使用方便,可靠性强,电极通用性强的特点,可同时采集表面肌电及心电信号。



CN 103405228 B

1. 一种便携式心电及表面肌电测量装置,其包括:

供电模块,其用于该测量装置供电;

信号采集及预处理模块,其包括至少一个表面肌电通道和心电通道,用于分别采集肌电信号和心电信号,并将其放大和滤波后输出至控制器模块;其中,所述表面肌电通道和心电通道的结构和功能相同,均包括参考电路、差分放大电路和带通滤波电路;所述至少一个表面肌电通道和心电通道均采用三条通用的心电导联线与人体连接,且每条心电导联线通过心电电极贴片与人体连接,所述三条通用的心电导联线包括两条差分输入信号线和参考信号线,所述差分输入信号线与所述差分放大电路输入端连接,所述差分放大电路用于将所述差分输入信号线输入的表面肌电信号或心电信号放大后输出至带通滤波电路;所述带通滤波电路用于对放大后的表面肌电信号或心电信号进行带通滤波后输出至控制器模块;所述参考信号线与所述参考电路连接,所述参考电路与所述差分放大电路连接,用于减少共模干扰;所述表面肌电通道和心电通道中带通滤波电路的通过频率不同;

控制器模块,其用于接收放大和滤波后的所述肌电信号和心电信号,按照设定的采样频率进行采样和 AD 转换,并去除工频干扰后进行存储;其中,所述控制器模块包括微控制器最小系统和存储卡,所述微控制器最小系统采用 3 阶 IIR 巴特沃斯数字陷波滤波去除采样和 AD 转换后的信号中的工频干扰,并将其存储至存储卡中;

人机接口模块,其用于为用户提供人机交互的接口;

其中,所述差分放大电路包括前级缓冲电路和差分运放电路;所述前级缓冲电路用于提高所述差分放大电路的输入阻抗和共模抑制比;所述差分放大电路的放大倍数通过两个串联电阻确定,且所述两个串联电阻之间连接到参考电路的输入端;

所述参考电路由电压跟随器和反向放大电路构成;所述电压跟随器起隔离缓冲作用,所述反相放大电路用于通过所述差分放大电路中的共模干扰反相之后输入到人体,进而起到抑制共模干扰的作用,为表面肌电及心电信号的采集提供基准电压;

所述带通滤波电路由高通滤波器和低通滤波器构成,经过放大后的所述表面肌电信号或心电信号首先通过所述高通滤波器滤除掉低频部分噪声,然后通过低通滤波器滤除高频部分噪声;所述高通滤波器采用 1 阶有源滤波器,而低通滤波器采用 3 阶巴特沃斯有源滤波器。

2. 如权利要求 1 所述的便携式心电及表面肌电测量装置,其特征在于,所述表面肌电通道中带通滤波电路的通过频率是 20-500Hz;所述心电通道中带通滤波电路的通过频率是 0.05-100Hz。

3. 如权利要求 1 所述的便携式心电及表面肌电测量装置,其特征在于,所述供电模块包括开关、电池盒和电源转换芯片;其中:开关用于控制是否供电,电池盒用于供电,电源转换芯片用于将所述电池盒输出的电压转换为适用于所述信号采集及预处理模块、控制器模块中微控制器最小系统和人机接口模块中触控面板的电压。

4. 如权利要求 1 所述的便携式心电及表面肌电测量装置,其特征在于,所述人机接口模块包括触控面板和计算机,用户根据需要选择使用触控面板或计算机与所述便携式心电及表面肌电测量装置进行交互。

5. 如权利要求 4 所述的便携式心电及表面肌电测量装置,其特征在于,所述触控面板通过 RS232 串口与所述控制器模块相连,所述计算机通过 USB 接口与所述控制器模块相连。

一种便携式心电及表面肌电测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及生物电采集、处理的仪器技术,具体涉及一种便携式心电及表面肌电测量装置。

背景技术

[0002] 心电是一种经胸腔的以时间为单位记录心脏的电生理活动、并可通过皮肤表面以电极测量记录的电信号,是测量和诊断异常心脏节律最好的生物信号。人体运动过程中微伏级的生物电压在肌纤维细胞中产生,可以在皮肤表面以非侵入式测得,这种电信号称为表面肌电,是用来评估神经肌肉系统运动功能的重要生物信息载体,在医学研究、临床诊断、康复医疗及运动生物力学领域得到广泛的应用。

[0003] 由于从皮肤表面测得的表面肌电含有多种噪声干扰,是一种信噪比很低的微弱信号,因此必须对其进行信号放大、滤波等处理。现有的肌电仪设计信号预处理端接近肌电电极,并定制电极与装置之间的导连线,不但给信号采集带来不便,限制了电极与采集主板之间连接线的通用性,还使得预处理模块在使用过程中因碰撞等因素损坏的概率增加,降低了整体系统的可靠性。

发明内容

[0004] 为克服上述缺陷,本发明提供一种便携式、低功耗、可使用通用电极连接线、使用方便,可靠性强,能够实时记录心电与表面肌电的测量装置及方法。

[0005] 以此为目的,本发明公开了一种便携式心电及表面肌电测量装置,其包括:

[0006] 供电模块,其用于该测量装置供电;

[0007] 信号采集及预处理模块,其包括至少一个表面肌电通道和心电通道,用于分别采集肌电信号和心电信号,并将其放大和滤波后输出至控制器模块;

[0008] 控制器模块,其用于接收放大和滤波后的所述肌电信号和心电信号,按照设定的采样频率进行采样和 AD 转换,并去除工频干扰后进行存储;

[0009] 人机接口模块,其用于为用户提供人机交互的接口。

[0010] 其中,所述信号采集及预处理模块包括多个表面肌电通道和一个心电通道,均采用三条心电导联线与人体连接。

[0011] 其中,所述表面肌电通道和心电通道的结构和功能相同,均包括依次连接的差分放大电路和带通滤波电路;所述表面肌电通道和心电通道中带通滤波电路的截止频率不同。

[0012] 其中,所述表面肌电通道中带通滤波电路的截止频率是 20-500Hz;所述心电通道中带通滤波电路的截止频率是 0.05-100Hz。

[0013] 其中,所述表面肌电通道和心电通道均通过三条心电导联线与人体连接,其中两条差分输入信号线与差分放大电路输入端连接,另一条参考信号线与所述表面肌电通道和心电通道中的参考电路连接。

[0014] 其中,所述控制器模块包括微控制器最小系统和存储卡,其中所述微控制器最小系统采用 3 阶 IIR 巴特沃斯数字陷波滤波去除采样和 AD 转换后的信号中的工频干扰,并将其存储至存储卡中。

[0015] 其中,所述供电模块包括开关、电池盒和电源转换芯片;其中:开关用于控制是否供电,电池盒用于供电,电源转换芯片用于将所述电池盒输出的电压转换为适用于所述信号采集及预处理模块、控制器模块中微控制器最小系统和人机接口模块中触控面板的电压。

[0016] 其中,所述人机接口模块包括触控面板和计算机,用户根据需要选择使用触控面板或计算机与所述便携式心电及表面肌电测量装置进行交互。

[0017] 其中,所述触控面板通过 RS232 串口与所述控制器模块相连,所述计算机通过 USB 接口与所述控制器模块相连。

[0018] 本发明公开的信号采集电极统一采用心电电极来采集心电及表面肌电,并通过心电导连线与所述差分放大器的输入端相连接,可提高装置使用的便利性及电极、导连线的通用性,不需要特别定制电极及导连线;

[0019] 采用上述结构及方法,本发明与现有技术相比,有如下有益效果:

[0020] (1) 本发明在结构上除电极及导连线之外所有部分均位于同一装置内,尤其是将信号采集及预处理部分集成在装置内部,无需将信号放大及带通滤波芯片定制于导连线或电极内部,可使用通用、廉价的心电导连线和心电电极对表面肌电及心电信号进行采集,大大提高了装置的通用性、使用的便捷性,整体装置的可靠性;

[0021] (2) 本发明在微处理器最小系统内部使用软件形式的信号陷波处理,减少了不必要的硬件装置,简化了装置,进一步提高了方法的可靠性;

[0022] (3) 本发明可使用触控面板和计算机进行人机接口通信,实现对装置的全部操作,并且可以实时对信号进行处理,提高了装置的实用性;

[0023] (4) 本发明可同时采集表面肌电及心电信号。

附图说明

[0024] 图 1 为本发明中便携式心电及表面肌电测量装置的结构图;

[0025] 图 2 为本发明中差分放大电路的结构图;

[0026] 图 3 为本发明中参考电路的结构图;

[0027] 图 4 为本发明中表面肌电通道带通滤波器的结构图;

[0028] 图 5 为本发明中心电通道带通滤波器的结构图。

具体实施方式

[0029] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明作进一步的详细说明。

[0030] 图 1 所示为本发明提供的便携式心电及表面肌电测量装置的原理图。如图 1 所示,该测量装置包括:供电模块 104、信号采集及预处理模块 105、控制器模块 112 和人机接口模块 115。

[0031] 所述供电模块 104 包括开关 101、电池盒 102 和电源转换芯片 103;其中:开关 101,

用于控制是否为整个设备供电；

[0032] 电池盒 102, 用于向整个设备供电, 其可使用 2 节 5 号电池或者 1 节 9V 电池；

[0033] 电源转换芯片 103, 其用于将所述电池盒 102 输出的电压变为 $\pm 5V$, $+3.3V$ 三种, 分别为所述信号采集及预处理模块 105、所述控制最小系统 113、所述触控面板 116 供电；

[0034] 所述信号采集及预处理模块 105 包括多个表面肌电通道 106 和 1 个心电通道 107, 用于分别采集肌电信号和心电信号, 以将人体微弱的信号放大, 所述表面肌电通道的数量可以根据实际需要设定, 优选为 4 个；所述表面肌电通道包括差分放大电路 108、参考电路 109 和带通滤波电路 110, 其中, 差分放大电路 108 用于将微弱的低信噪比表面肌电信号进行放大, 参考电路 109 用于减少共模干扰, 与差分放大电路 108 相连接；带通滤波电路 110 用于滤除噪声, 与差分放大电路 108 相连接, 然后进行带通滤波, 去除噪声, 然后输入到微控制器最小系统 113 的 AD 转换接口中。所述多个表面肌电通道 106 和 1 个心电通道 107 均采用 3 条通用的心电导联线与人体连接, 分别是两条差分输入信号线 CH1+、CH1-, 1 条参考信号线 Ref；所述两条差分输入信号线 CH1+、CH1- 连接至所述差分放大电路, 参考信号线连接至参考电路 109。导联线通过 Ag-AgCl 心电电极贴片与人体连接；所述表面肌电通道 106 中带通滤波电路 110 采用的截止频率为 20-500Hz；心电通道 107 与表面肌电通道 106 结构和功能相同, 不同的是心电通道 107 的带通滤波 111 的截止频率为 0.05-100Hz。其中, 滤波截止频率由人体生理学特性决定, 可以更好的滤除与有用信号不同频段的噪声。

[0035] 所述控制模块 112 包括微控制器最小系统 113 和存储卡 114；所述微控制器最小系统 113 接收所述信号采集及预处理模块 105 中表面肌电通道 106 和心电通道 107 放大和滤波之后的信号, 并按照设定的采样频率依次进行采样和 AD 转换, 使用软件方法设计 3 阶 IIR 巴特沃斯数字陷波滤波器, 去除 50Hz 工频干扰, 然后根据需要进行显示或者存储；微控制器最小系统 113 通过 SPI 接口操作存储卡 114, 存储卡可使用 SD 卡, miniSD 卡, TF 卡等微型存储卡以减小装置的整体尺寸, 用于存储采集到的表面肌电及心电信号；

[0036] 所述人机接口模块 115 包括触控面板 116 和计算机 117, 其用于用户与设备交互的接口, 可根据实际需要进行选择：可以通过设备自带的触控面板进行信号采集的参数设置及显示, 也可通过 USB 接口与计算机进行设置和显示, 包括信号采集通道的选择、采样频率的设置、信号采集时间的设计, 是否将信号存入存储卡或计算机, 显示的信号通道编号设定；其中, 所述触控面板 116 通过 RS232 串口与所述微控制器最小系统通信, 计算机 117 通过 USB 接口与所述微控制器最小系统通信。

[0037] 整体系统工作过程如下：系统上电之后（通过开关 101 设置），控制器开始工作，用户在采集信号之前，需要对系统进行设置，设置过程可以通过触控面板进行，也可以通过 USB 连接到计算机，在计算机端进行设置。选择采集通道、采集频率、采集时间，然后通过预览窗口可以查看所选通道信号。设置完成之后，用户点击“开始采集”按键开始信号采集，考虑到准备时间，也可以设置某一时间开始采集。如果设置了采集时间，则会在采集完成时通过声音提醒采集结束，也可以由用户点击“结束采集”，结束此次采集过程。此时系统提示是否进行存储，用户可以选择是否存储到 SD 卡，或者在 USB 连接计算机情况下存储到本地硬盘中。

[0038] 系统采集开始后，人体表面微弱的肌电信号或心电信号首先经过所述信号采集及预处理模块 105 的放大和滤波之后，传输到微控制器最小系统 113，微控制器最小系统 113

中的 AD 转换器根据用户设定的采集通道、采集频率和采集时间,对该信号进行采样和 AD 转换,转换为数字信号。微控制器最小系统 113 首先对该数字信号信号进行 50Hz 软件陷波处理,然后根据用户设置,在触控面板上或者计算机屏幕上显示信号曲线。采集结束后,根据用户设置,存储到 SD 卡或者存储到计算机硬盘。

[0039] 图 2 示出了本发明中差分放大电路的结构图。由于现有技术中大都使用普通运放和分立元件设计两级放大电路,第一级为缓冲级,第二级为放大级,设计复杂,同时由于两个输入通道的阻抗不匹配,额外引入噪声。为避免这些问题,本发明使用 TI 公司的 INA128 仪器放大器。如图 2 所示,该仪器放大器共模抑制比最高 120db,输入阻抗约 $10^{10} \Omega$,内部包含了前级缓冲电路和差分运放电路。前级缓冲电路提高了放大电路的输入阻抗和共模抑制比,内部经过精确匹配的电阻保证两个输入通道之间的阻抗平衡,避免用户自己使用离散电阻元件设计缓冲器带来的阻抗不平衡,从而引入较大干扰的问题。放大器供电仅需要连接正负电源和参考电位,放大倍数可以通过改变引脚 2 和引脚 8 之间的电阻阻值来改变,放大倍数范围 1 到 10000。

[0040] 表面肌电信号范围一般在 1mV 以下,本系统供电电压为 $\pm 5V$,为了防止共模干扰过大引起输入级放大器饱和,本系统设计放大倍数为 1000,根据公式计算应选择 50 欧姆电阻,由于参考电路设计的需要,此处设计使用两个 25 欧姆电阻串联,两个电阻之间连接到参考电路的输入端。

[0041] 图 3 示出了本发明中参考电路的原理图。如图 3 所示,所述参考电路由电压跟随器和反向放大电路构成,电压跟随器起到隔离缓冲作用,反相放大器通过将所述差分放大电路中的共模干扰反相之后输入到人体,进而起到抑制共模干扰的作用,为表面肌电及心电信号的采集提供基准电压。

[0042] 图 4 示出了本发明中表面肌电带通滤波器的设计原理图。如图 4 所示,该表面肌电带通滤波器由高通滤波器和低通滤波器组合而成,经过仪器放大器放大之后的表面肌电信号首先通过高通滤波器,滤除掉低频部分噪声,然后通过低通滤波器,滤除掉高频部分噪声。表面肌电信号的生理学有效频率范围是 20-200Hz 左右,在处理之前需要经过滤波将噪声成分去除。主要噪声包括:低频共模噪声,50Hz 工频噪声,以及射频辐射噪声,滤波器设计针对信号和噪声的频率特征设计。此处设计由低通滤波器和高通滤波器构成的带通滤波器,其中低通滤波器设计为 3 阶 Butterworth 有源滤波器,截止频率 500Hz;高通滤波器设计为 1 阶有源滤波器,截止频率 5Hz。对于 50Hz 工频干扰,大部分设计都是使用双 T50Hz 陷波器来实现,由于工频陷波器要求陷波频率段非常窄,所以对器件的精度要求极高,调节起来非常困难,并且由于在使用中由于温度等因素引起器件特性的改变,也会导致陷波器性能下降。由于硬件陷波器设计的这些缺点,本发明没有设计硬件陷波器,而是使用软件方法设计 3 阶 IIR 巴特沃斯数字陷波滤波器,设计简单,成本低,而且不会随时间漂移,优势明显。

[0043] 图 5 示出了本发明中心电带通滤波器的设计原理图。如图 5 所示,其结构与表面肌电带通滤波器相同,不同的是心电信号的生理学有效频率范围是 0.05-100Hz,本发明设计带通滤波器结构与肌电信号滤波器相同,但是截止频率设计为 0.05-120Hz,同时也设计 50Hz 数字滤波器抑制工频干扰。

[0044] 本发明装置体积小、功耗低、易便携,可同时采集表面肌电及心电信号,可对采集

信号的参数进行设置,实时显示信号及通过计算机进行实时信号处理。除导连线和电极外,所有部分均集成于同一装置内,使用通用心电导连线,无需定制集成了信号采集及预处理装置的导连线,提高了导连线的通用性、可靠性,使用方便性。

[0045] 另外,现有技术是将前置放大部分做成一个小的模块,跟导联线作在一起;而本发明不需要订制这种导联线,只需要普通的心电导联线(不含放大器,只是信号线)。本发明的主要目的是让设备尽可能通用,不需要特殊的订制外围设备,使用的时候只需要本发明设备和通用的导联线即可。

[0046] 以上为本发明的较佳实施例,按此法手工制作的装置体积约为 $10\text{cm}\times 7\text{cm}\times 2.5\text{cm}$,可便携使用。

[0047] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

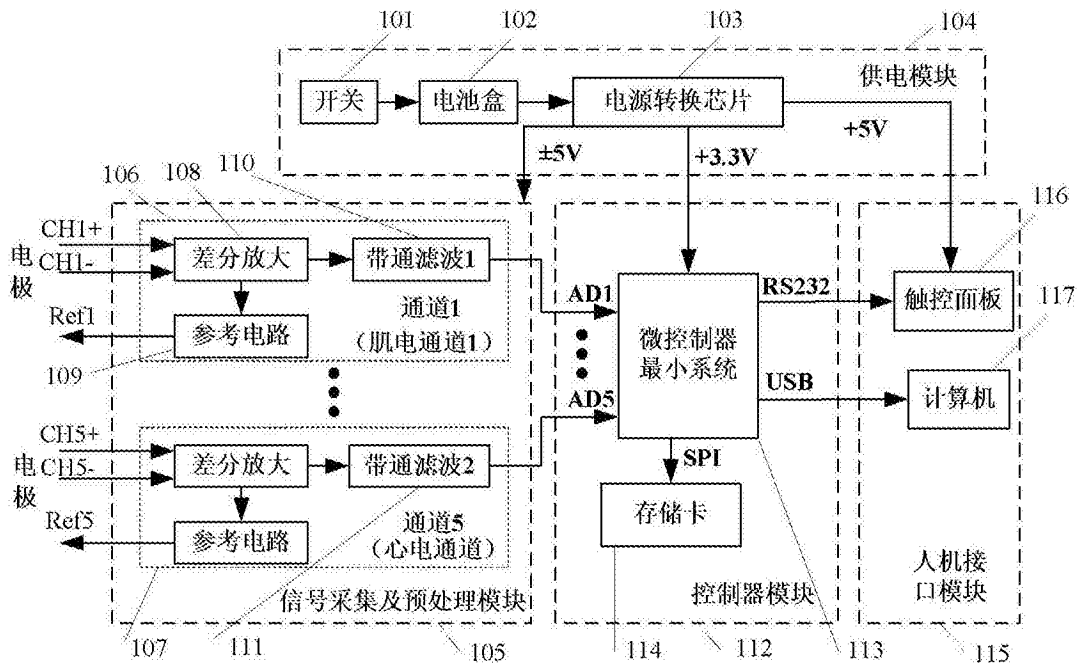


图 1

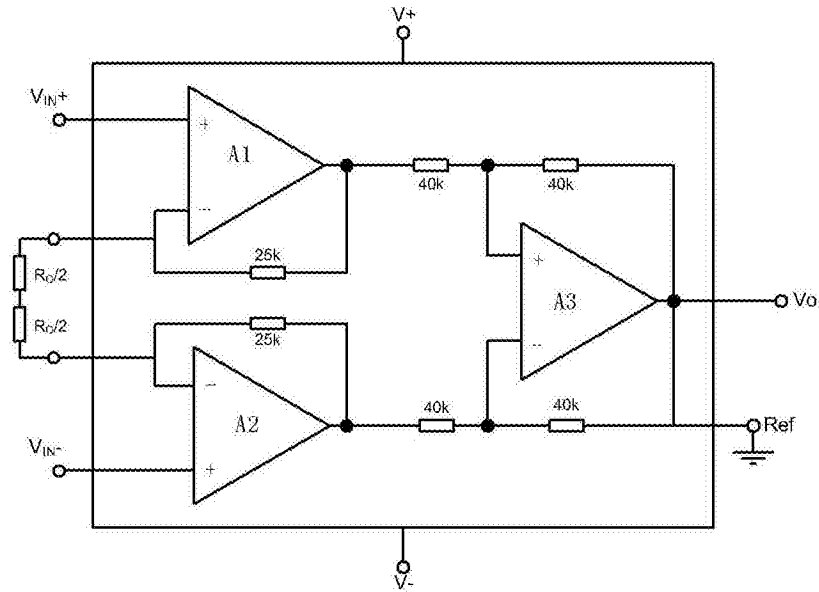


图 2

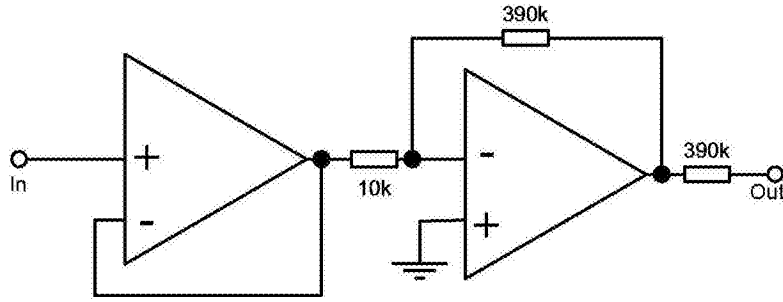


图 3

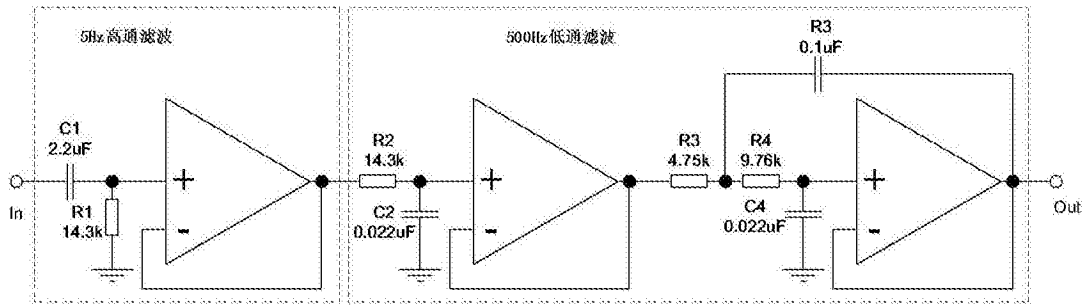


图 4

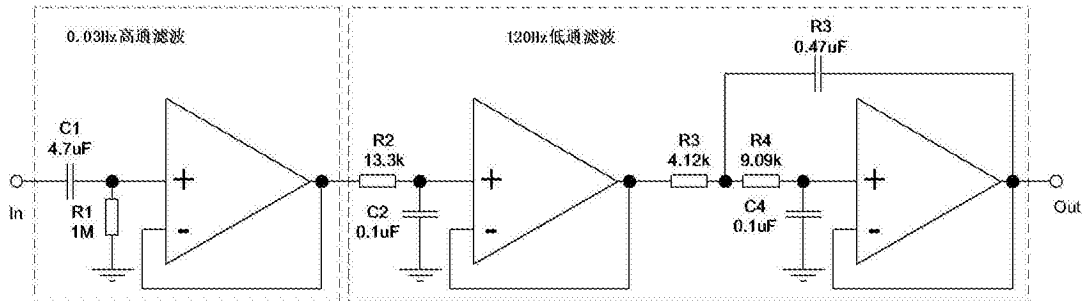


图 5