



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755067 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201911055290.9

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.10.31

H03F 3/45(2006.01)

H03G 3/00(2006.01)

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大学
学城学苑大道1068号

(72)发明人 王怡珊 安奇 李烨

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理
有限公司 44414

代理人 李木燕

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

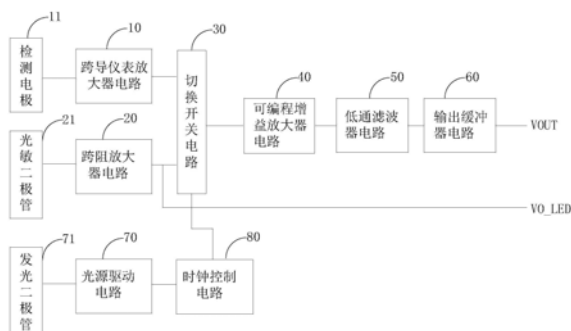
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前
端模拟芯片

(57)摘要

本申请属于生理信号检测技术领域,提供了一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片中,通过跨导仪表放大器电路对检测电极输入的信号进行放大处理,通过跨阻放大器电路将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理以输出对应的第一检测信号,然后通过切换开关电路对其内部的开关切换状态进行控制,采用同一可编程增益放大器电路、低通滤波器电路以及输出缓冲器电路对检测信号进行处理,解决了现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。



1. 一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路,与多个检测电极、光敏二极管以及发光二极管连接,其特征在于,所述前端模拟电路包括:

与多对所述检测电极连接的跨导仪表放大器电路,用于对所述检测电极输入的信号进行放大处理;

与所述光敏二极管连接的跨阻放大器电路,用于将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理,以输出对应的第一检测信号;

可编程增益放大器电路,用于对输入的信号进行放大处理;

分别与所述跨导仪表放大器电路、所述跨阻放大器电路以及所述可编程增益放大器电路连接的切换开关电路,用于接收切换开关电路控制信号,并根据所述切换开关电路控制信号对其内部的开关切换状态进行控制;

与所述可编程增益放大器电路连接的低通滤波器电路,用于消除所述可编程增益放大器电路输出信号中的高频噪声;

与所述低通滤波器电路连接的输出缓冲器电路,用于为所述低通滤波器电路输出的第二检测信号提供输出驱动能力;

与所述发光二极管连接的光源驱动电路,用于接收光源控制信号,并根据所述光源控制信号生成光源驱动信号,以驱动所述发光二极管点亮;以及

与所述光源驱动电路和所述切换开关电路连接的时钟控制电路,用于接收时钟信号,并根据所述时钟信号生成切换开关电路控制信号和光源控制信号。

2. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,所述前端模拟电路还包括:与多对所述检测电极连接的右腿驱动电路,用于根据多个检测电极输入的信号生成右腿驱动信号;其中,所述右腿驱动信号通过右腿电极反馈至人体皮肤表面,以抑制共模噪声。

3. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,所述前端模拟电路还包括:与所述光源驱动电路连接的数模转换电路,用于接收外部的驱动电流控制信号,并根据所述驱动电流控制信号对所述光源驱动信号进行调节。

4. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,所述时钟控制电路还用于根据所述切换开关电路控制信号和多个光源控制信号生成多个时钟时序信号,其中,所述时钟时序信号与所述前端模拟电路采集的信号类型对应。

5. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,所述前端模拟电路还包括多个增益控制信号源,用于对所述可编程增益放大器电路的增益进行调节。

6. 如权利要求5所述的前端模拟电路,其特征在于,多个增益控制信号源还用于对所述跨阻放大器电路的增益进行调节。

7. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,多个所述发光二极管包括红光发光二极管和红外光发光二极管。

8. 如权利要求2所述的前端模拟电路,其特征在于,所述切换开关电路与所述可编程增益放大器电路之间还设有滤波电容。

9. 如权利要求1所述的前端模拟电路,其特征在于,所述切换开关电路为二选一切换开关电路。

10. 一种可重构心电、脉搏波联合采集的前端模拟芯片,其特征在于,包括:
多个检测电极接入端;

多个发光二极管接入端；
光敏二极管接入端；
第一检测信号输出端；
第二检测信号输出端；以及

如权利要求1-9任一项所述的前端模拟电路，所述前端模拟电路分别与多个检测电极接入端、多个发光二极管接入端、光敏二极管接入端、第一检测信号输出端以及第二检测信号输出端连接。

心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片

技术领域

[0001] 本申请属于生理信号检测技术领域,尤其涉及一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片。

背景技术

[0002] 心电(ECG)、血氧(SPO₂)及血压均是比较常见的人体生理信号,通常采用穿戴式设备对心电(ECG)、脉搏波(PPG)信号进行采集,从而计算出心率、血氧饱和度,同时也可以计算出无创连续血压。然而,现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在功耗较高、结构复杂等问题,极大的影响了穿戴式设备的应用范围。

发明内容

[0003] 本申请的目的在于提供一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片,旨在解决现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。

[0004] 本申请实施例提供了一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路,与多个检测电极、光敏二极管以及发光二极管连接,所述前端模拟电路包括:

[0005] 与多对所述检测电极连接的跨导仪表放大器电路,用于对所述检测电极输入的信号进行放大处理;

[0006] 与所述光敏二极管连接的跨阻放大器电路,用于将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理,以输出对应的第一检测信号;

[0007] 可编程增益放大器电路,用于对输入的信号进行放大处理;

[0008] 分别与所述跨导仪表放大器电路、所述跨阻放大器电路以及所述可编程增益放大器电路连接的切换开关电路,用于接收切换开关电路控制信号,并根据所述切换开关电路控制信号对其内部的开关切换状态进行控制;

[0009] 与所述可编程增益放大器电路连接的低通滤波器电路,用于消除所述可编程增益放大器电路输出信号中的高频噪声;

[0010] 与所述低通滤波器电路连接的输出缓冲器电路,用于为所述低通滤波器电路输出的第二检测信号提供输出驱动能力;

[0011] 与所述发光二极管连接的光源驱动电路,用于接收光源控制信号,并根据所述光源控制信号生成光源驱动信号,以驱动所述发光二极管点亮;以及

[0012] 与所述光源驱动电路和所述切换开关电路连接的时钟控制电路,用于接收时钟信号,并根据所述时钟信号生成切换开关电路控制信号和光源控制信号。

[0013] 可选的,所述时钟控制电路还用于根据所述切换开关电路控制信号和多个光源控制信号生成多个时钟时序信号,其中,所述时钟时序信号与所述前端模拟电路采集的信号类型对应。

[0014] 可选的,所述前端模拟电路还包括:与多对所述检测电极连接的右腿驱动电路,用于根据多个检测电极输入的信号生成右腿驱动信号;其中,所述右腿驱动信号通过右腿电

极反馈至人体皮肤表面,以抑制共模噪声。

[0015] 可选的,所述前端模拟电路还包括:与所述光源驱动电路连接的数模转换电路,用于接收外部的驱动电流控制信号,并根据所述驱动电流控制信号对所述光源驱动信号进行调节。

[0016] 可选的,所述前端模拟电路还包括多个增益控制信号源,用于对所述可编程增益放大器电路的增益进行调节。

[0017] 可选的,多个增益控制信号源还用于对所述跨阻放大器电路的增益进行调节。

[0018] 可选的,多个所述发光二极管包括红光发光二极管和红外光发光二极管。

[0019] 可选的,所述切换开关电路与所述可编程增益放大器电路之间还设有滤波电容。

[0020] 可选的,所述切换开关电路为二选一切换开关电路。

[0021] 本申请实施例还提供了一种可重构心电、脉搏波联合采集的前端模拟芯片,包括:

[0022] 多个检测电极接入端;

[0023] 多个发光二极管接入端;

[0024] 光敏二极管接入端;

[0025] 第一检测信号输出端;

[0026] 第二检测信号输出端;以及

[0027] 如上述任一项所述的前端模拟电路,所述前端模拟电路分别与多个检测电极接入端、多个发光二极管接入端、光敏二极管接入端、第一检测信号输出端以及第二检测信号输出端连接。

[0028] 本申请提供的心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片中,通过跨导仪表放大器电路对检测电极输入的信号进行放大处理,通过跨阻放大器电路将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理以输出对应的第一检测信号,然后通过切换开关电路对其内部的开关切换状态进行控制,采用同一可编程增益放大器电路、低通滤波器电路以及输出缓冲器电路对检测信号进行处理,解决了现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。

附图说明

[0029] 图1为本申请一实施例提供的前端模拟电路的结构示意图;

[0030] 图2为本申请另一实施例提供的前端模拟电路的结构示意图;

[0031] 图3为本申请另一实施例提供的前端模拟电路的结构示意图;

[0032] 图4为本申请另一实施例提供的前端模拟电路的结构示意图;

[0033] 图5为本申请另一实施例提供的前端模拟电路的结构示意图;

[0034] 图6为本申请一实施例提供的时钟信号的时序示意图;

[0035] 图7为本申请一实施例提供的用本申请实施例所述的芯片采集到的ECG信号的示意图;

[0036] 图8为本申请一实施例提供的用本申请实施例所述的芯片采集到的PPG交流信号和PPG直流信号的示意图;

[0037] 图9为本申请一实施例提供的切换开关电路的结构示意图。

具体实施方式

[0038] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0039] 在本申请的描述中,需要理解的是,术语“第一”、“第二”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”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。

[0040] 本申请实施例提供了一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路,图1为本实施例提供的一种前端模拟电路的结构示意图,参见图1所示,本实施例中的前端模拟电路与多个检测电极11、光敏二极管21以及发光二极管71连接,所述前端模拟电路包括:与多对所述检测电极11连接的跨导仪表放大器电路10,用于对检测电极11输入的信号进行放大处理;与所述光敏二极管21连接的跨阻放大器电路20,用于将所述光敏二极管21提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理,以输出对应的第一检测信号;可编程增益放大器电路40,用于对输入的信号进行放大处理;分别与所述跨导仪表放大器电路10、所述跨阻放大器电路20以及所述可编程增益放大器电路40连接的切换开关电路30,用于接收切换开关电路控制信号,并根据所述切换开关电路控制信号对其内部的开关切换状态进行控制;与所述可编程增益放大器电路40连接的低通滤波器电路50,用于消除所述可编程增益放大器电路40输出信号中的高频噪声;与所述低通滤波器电路50连接的输出缓冲器电路60,用于为所述低通滤波器电路50输出的第二检测信号提供输出驱动能力;与所述发光二极管71连接的光源驱动电路70,用于接收光源控制信号,并根据所述光源控制信号生成光源驱动信号,以驱动所述发光二极管71点亮;与所述光源驱动电路70和所述切换开关电路30连接的时钟控制电路80,用于接收时钟信号,并根据所述时钟信号生成切换开关电路控制信号和光源控制信号。

[0041] 在本实施例中,本实施例中的前端模拟电路主要通过跨导仪表放大器电路10对检测电极11输入的信号进行放大处理,通过跨阻放大器电路20将所述光敏二极管21提供的电流信号转换为电压信号,其中,检测电极11主要通过与人体皮肤接触,对人体生理电信号进行采集,例如ECG信号等,跨阻放大器电路20主要是通过光敏二极管21对人体脉搏波信号进行采集,并将光敏二极管21提供的电流信号转换为对应的电压信号,然后对电压信号进行放大处理以通过第一检测信号输出端口输出第一检测信号。在本实施例中,通过切换开关电路30对所述跨导仪表放大器电路10与所述可编程增益放大器电路40之间的连接状态以及所述跨阻放大器电路20与所述可编程增益放大器电路40之间的连接状态进行控制,从而采用同一可编程增益放大器电路40、低通滤波器电路50以及输出缓冲器电路60对检测信号进行处理,解决了现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。

[0042] 在本实施例中,要监测脉搏波,就需要采集到皮肤下血液流动信号,因此,脉搏波中蕴藏着大量的血流动力学信息,血流动力学参数的变化与脉搏波波形特征的变化紧密相关,血流参数能够对心血管系统的功能和潜力做出较为全面的评价。在本实施例中,通过时钟控制电路80生成光源控制信号,以控制光源驱动电路70生成对应的光源驱动信号,从而驱动发光二极管71点亮,发光二极管71照亮人体血管,为光敏二极管21采集人体脉搏波信号提供不同的光源,例如,光源驱动电路70基于光源控制信号驱动发光二极管71周期性点

亮,或者对发光二极管的驱动电流的大小进行控制,从而提供多个等级的光源亮度,此时光敏二极管21可以在一个较大的采集周期内采集不同亮度环境下的脉搏波信号。

[0043] 进一步的,发光二极管71还可以包括多种发光二极管,例如红光二极管和红外光二极管,此时,光源驱动电路70基于光源控制信号分别驱动红光二极管和红外光二极管点亮,例如,驱动红光二极管和红外光二极管交替点亮,或者在交替点亮的过程中对其发光亮度按照周期逐级增加。

[0044] 在一个实施例中,参见图2所示,所述前端模拟电路还包括:与多对所述检测电极连接的右腿驱动电路91,用于根据多个检测电极输入的信号生成右腿驱动信号;其中,所述右腿驱动信号通过右腿电极反馈至人体皮肤表面,以抑制共模噪声。

[0045] 在一个实施例中,右腿驱动电路还可以生成导联屏蔽线驱动信号,以可以减小导联线与屏蔽线之间的漏电流,保障病员的安全,提高电路的输入阻抗。由于导联线与屏蔽线之间存在分布电容,对50Hz的信号呈现的容抗为几个兆欧,如果屏蔽线直接接地,这个容抗与输入电路的输入阻抗处于并联状态,将大大降低整机的输入阻抗,增加人体到地的漏电流,降低安全系数。通过导联屏蔽线驱动信号提供较高的输入阻抗,保证了屏蔽线与信号地之间的等电位,又将屏蔽地与信号巧妙地隔离开来,从而保持了输入电路具有高输入阻抗的优点。

[0046] 在一个实施例中,所述右腿驱动电路91可以由缓冲器和反相放大电路组成,其中,所述缓冲器根据多个所述信号检测通道提供的共模信号生成导联屏蔽线驱动信号,所述反相放大电路对所述导联屏蔽线驱动信号进行反相放大滤波处理,以生成右腿驱动信号。

[0047] 在一个实施例中,参见图3所示,所述前端模拟电路还包括:与所述光源驱动电路70连接的数模转换电路92,用于接收外部的驱动电流控制信号,并根据所述驱动电流控制信号对所述光源驱动信号进行调节。

[0048] 在本实施例中,数模转换电路92根据所述驱动电流控制信号对所述光源驱动信号进行调节,从而对发光二极管71的驱动电流的大小进行控制,为光敏二极管21采集信号提供多个等级的光源亮度,此时光敏二极管21可以在一个较大的采集周期内采集不同亮度环境下的的脉搏波信号。

[0049] 在一个实施例中,所述时钟控制电路80还用于根据所述切换开关电路控制信号和多个光源控制信号生成多个时钟时序信号,其中,所述时钟时序信号与所述前端模拟电路采集的信号类型对应。

[0050] 在本实施例中,参见图4所示,时钟控制电路80与主控电路93连接,切换开关电路控制信号用于控制切换开关电路30的连接状态,光源控制信号用于控制发光二极管71的发光状态,时钟控制电路80通过向主控电路93提供多个时钟时序信号,从而向主控电路93反馈此时第一检测信号输出端以及第二检测信号输出端提供的信号类型,例如,若切换开关电路30控制跨导仪表放大器电路10余可编程增益放大器电路40连接,此时,第一检测信号输出端VOUT输出的信号类型为ECG信号,若此时光源控制信号信号驱动红色发光二极管点亮,则第二检测信号输出端V0_LED输出的信号类型为红光PPG交流信号。

[0051] 进一步的,在本实施例中,主控电路93基于第一检测信号输出端输出的ECG信号以及第二检测信号输出端输出的不同光照环境下的PPG信号,即通过采集不同波上光的PPG信号,可以基于血氧饱和度公式实现人体血氧饱和度的采集。

[0052] 图5为本申请实施例提供的一种将前端模拟电路集成于采集芯片的结构示意图,参见图5所示,本实施例中的前端模拟电路不但将ECG和两种波长光的PPG信号采集电路集成在一个芯片中,同时还利用该结构实现了可编程放大器PGA和滤波器LPF对两个通道信号的共享,这极大的简化了电路结构,缩小了芯片面积,同时又降低了芯片的整体功耗。

[0053] 进一步的,本申请实施例提供的前端模拟电路还包括多个增益控制信号源,用于对所述可编程增益放大器电路40的增益进行调节。参见图5所示,通过增益控制信号源EN1和增益控制信号源EN2对切换开关电路30输出的信号进一步放大,例如,可编程增益放大器电路40的增益通过EN1和EN2两个信号来控制,EN1=1,EN2=0时,增益为100倍,EN1=0,EN2=1时,增益为215倍。

[0054] 在一个实施例中,参见图5所示,ECG信号跨导仪表放大器(INA)将两个检测电极11(即ECG电极)的信号端VP、VN采集的信号进行差分放大,并转换为单端输出,其增益为5倍。同时,从输入端提取的共模信号又通过右腿驱动电路91反向放大,再反馈至右腿电极,通过右腿电极传输至人体,以实现共模信号的抑制。

[0055] 在一个实施例中,多个增益控制信号源还用于对所述跨阻放大器电路20的增益进行调节。跨阻放大器电路20将光敏二极管21的电流信号转换为电压信号,其放大倍数由跨阻的阻值决定,在本实施例中,可以通过增益控制信号源ENA和增益控制信号源ENB提供的两个信号来控制跨阻的阻值大小。例如,当ENA=1,ENB=0时,跨阻阻值为100k Ω ;当ENA=0,ENB=1时,跨阻阻值为200k Ω ;当ENA=1,ENB=1时,跨阻阻值为66.7k Ω 。

[0056] 在一个实施例中,ECG信号跨导仪表放大器(INA)和光电信号跨阻放大器(TIA)与可编程增益放大器(PGA)之间通过一个二选一开关(MUX)控制。当需要采集ECG信号时,可编程增益放大器(PGA)连接ECG信号跨导仪表放大器(INA);当需要采集PPG信号时,可编程增益放大器(PGA)连接光电信号跨阻放大器(TIA)。

[0057] 在一个实施例中,低通滤波器(LPF)用于滤除高频噪声,其带宽为150Hz,通过在低通滤波器后接入输出缓冲器(BUF),为第二检测信号的输出提供高输入阻抗。

[0058] 在一个实施例中,参见图5所示,多个所述发光二极管71包括红光发光二极管和红外光发光二极管。

[0059] 在本实施例中,光源驱动电路70(即LED驱动)主要用于驱动红外发光二极管LED_IR和红光发光二极管LED_R。而发光二极管71的驱动电流则可以通过数模转换电路92中的数模转换模块(DAC)的模拟输出来控制,在一个实施例中,本实施例中通过控制信号端D0,D1接收的信号实现驱动电流的4级调节,例如,D0控制DAC输入的低四位,D1控制DAC输入的高四位。进一步的,通过主控电路93对其进行控制,D0和D1组成的值可以为:00,01,10,11,从而实现发光二极管71的四级调节。

[0060] 在一个实施例中,时钟控制电路80根据外部输入的时钟信号CLK(100Hz)向光源驱动电路70发送光源控制信号,以实现外接红外发光二极管LED_IR和红光发光二极管LED_R的交替点亮。同时,时钟控制电路80还控制二选一开关(MUX)的时序,实现对不同检测信号的采集。另外,时钟控制电路80还可以向主控电路93输出四个不同的时序时钟:CLK1、CLK2、CLK3和CLK4,主控电路93可以通过该四个时序来实现对ECG信号、红光PPG信号、红外PPG信号、红光DC信号、红外光DC信号和环境光信号的分别采集。

[0061] 在一个实施例中,第二检测信号输出端口VOUT可以为PPG信号的交流信号和ECG信

号的输出端口,第一检测信号输出端口V0_LED为PPG信号的直流电压和环境光信号的输出端口。具体的,在一种前端模拟芯片的应用中,时钟控制电路80根据外部输入的时钟信号CLK生成时钟信号CLK1、时钟信号CLK2、时钟信号CLK3以及时钟信号CLK4,其中,时钟信号CLK、CLK1、CLK2、CLK3、CLK4以及光源控制信号的时序图参见图6所示,在本实施例中,通过控制光源控制信号以及二选一开关(MUX)的时序,实现不同信号的采集,例如,红外发光二极管LED_IR和红光发光二极管LED_R不点亮,ECG信号跨导仪表放大器(INA)与可编程增益放大器(PGA)连接时,时钟信号CLK1和CLK2为高电平,此时,第一检测信号输出端口V0_LED输出的信号为环境光信号,第二检测信号输出端口VOUT输出的信号为ECG信号,其中,第二检测信号输出端口VOUT输出的ECG信号的示意图参见图7所示;红光发光二极管LED_R点亮,红外发光二极管LED_IR不点亮,光电信号跨阻放大器(TIA)与可编程增益放大器(PGA)连接时,时钟信号CLK3为高电平,此时,第一检测信号输出端口V0_LED输出的信号为红光PPG信号的直流电压信号,第二检测信号输出端口VOUT输出的信号为红光PPG信号的交流信号;红光发光二极管LED_R不点亮,红外发光二极管LED_IR点亮,光电信号跨阻放大器(TIA)与可编程增益放大器(PGA)连接时,时钟信号CLK4为高电平,此时,第一检测信号输出端口V0_LED输出的信号为红外PPG信号的直流电压信号,第二检测信号输出端口VOUT输出的信号为红外PPG信号的交流信号,其中,PPG交流信号和PPG直流信号的示意图参见图8所示。

[0062] 在一个实施例中,ECG信号的采样频率为100Hz,PPG直流电压和交流信号的采样频率为50Hz,环境光的采样频率为100Hz。

[0063] 在一个实施例中,参见图5所示,所述切换开关电路30与所述可编程增益放大器电路40之间还设有滤波电容C0。在本实施例中,滤波电容C0用于滤除切换开关电路30输出的信号中的低频噪声。

[0064] 在一个实施例中,所述切换开关电路30为二选一切换开关电路,其输出端通过时序控制,根据时序信号选择其输出端连接跨导仪表放大器输出端,或者连接跨阻放大器的输出端。

[0065] 在另一个实施例中,所述切换开关电路30为采样保持电路,其电路结构示意图参见图9所示。在本实施例中,ECG信号跨导仪表放大器(INA)依次通过开关K11、电阻R1以及开关K12与可编程增益放大器(PGA)连接,光电信号跨阻放大器(TIA)依次通过开关K21、电阻R2以及开关K22与可编程增益放大器(PGA)连接。在本实施例中,当开关K11和K22关闭,K12和K21打开时,ECG信号将保存至电容C1,同时可编程增益放大器(PGA)放大前一个时序保存在电容C2中PPG信号值;当开关K11和K22打开,K12和K21关闭时,PPG信号将保存至电容C2,同时可编程增益放大器(PGA)放大前一个时序保存在电容C1中ECG信号值。

[0066] 在一个实施例中,输出缓冲器电路60由缓冲器BUF形成,用于为经过放大和滤波处理的信号提供输出驱动能力,从而输出到芯片外。

[0067] 在本实施例中,电源管理模块20用于为芯片中的各个电路模块提供不同的电源信号,使得前端模拟电路在电池供电条件下也可以在稳定的电压电流下进行工作。

[0068] 本申请提供的心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片中,通过跨导仪表放大器电路对检测电极输入的信号进行放大处理,通过跨阻放大器电路将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号,并对电压信号进行放大处理以输出对应的第一检测信号,然后通过切换开关电路对其内部的开关切换状态进行控制,采用同一可编程增益

放大器电路、低通滤波器电路以及输出缓冲器电路对检测信号进行处理,解决了现有的心电图、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。

[0069] 以上所述仅为本申请的较佳实施例而已,并不用以限制本申请,凡在本申请的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

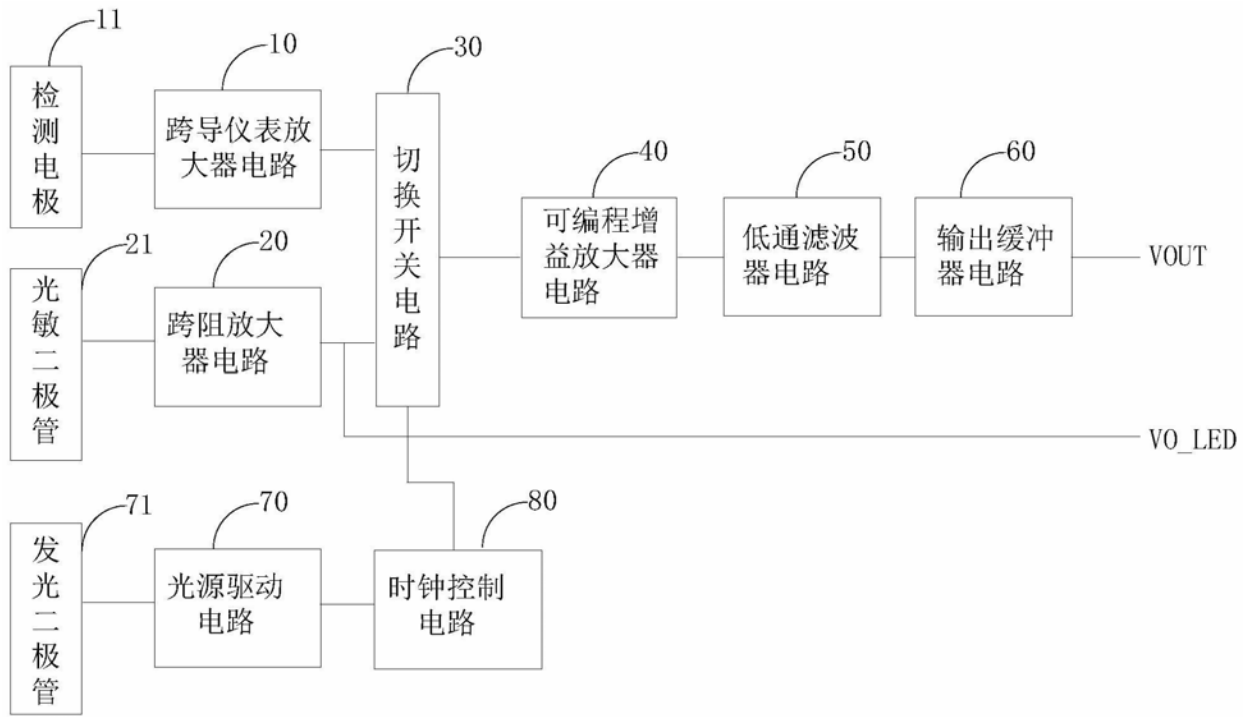


图1

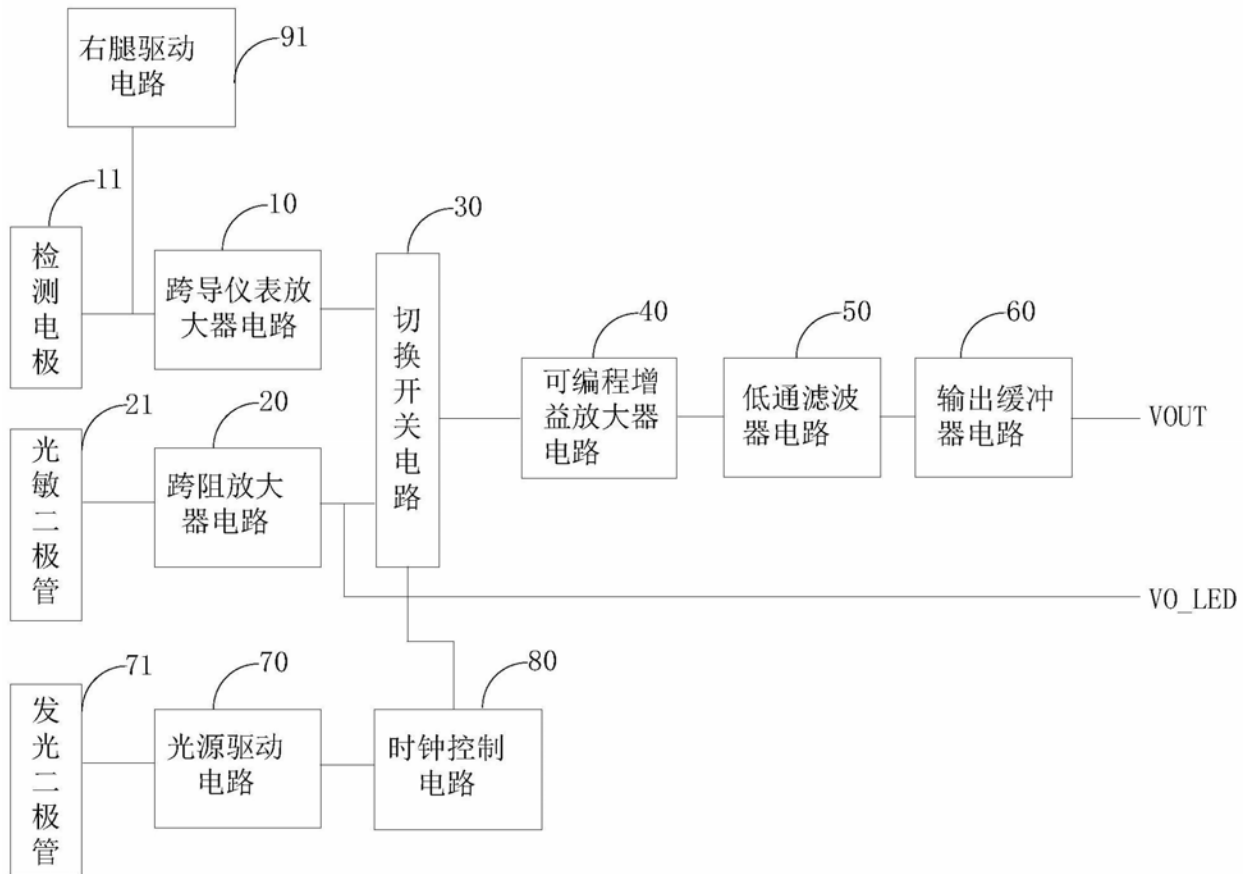


图2

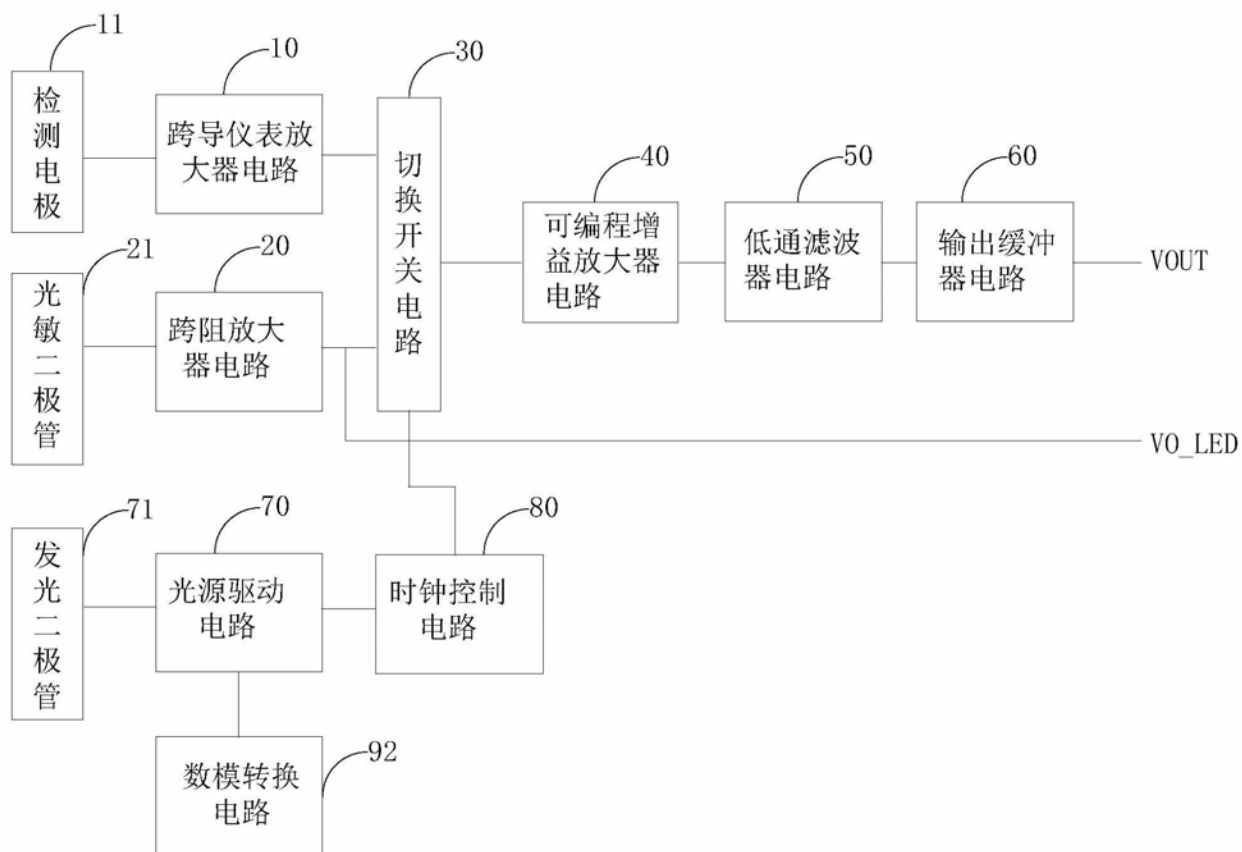


图3

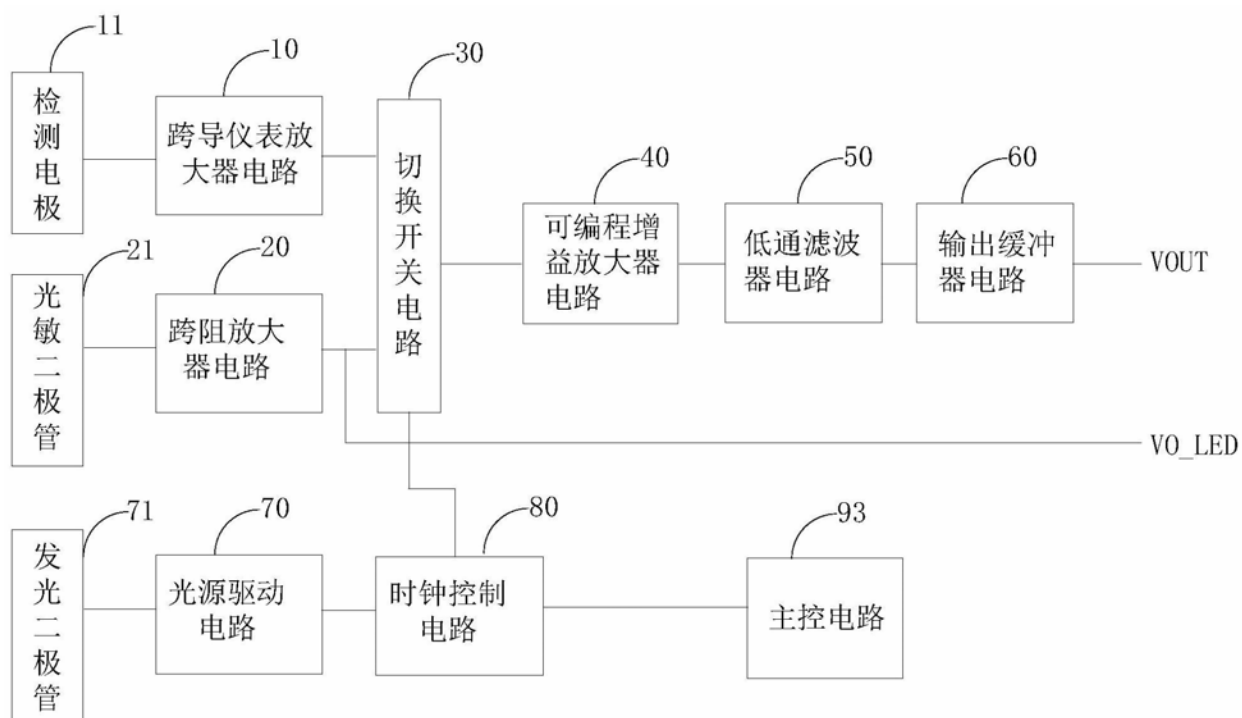


图4

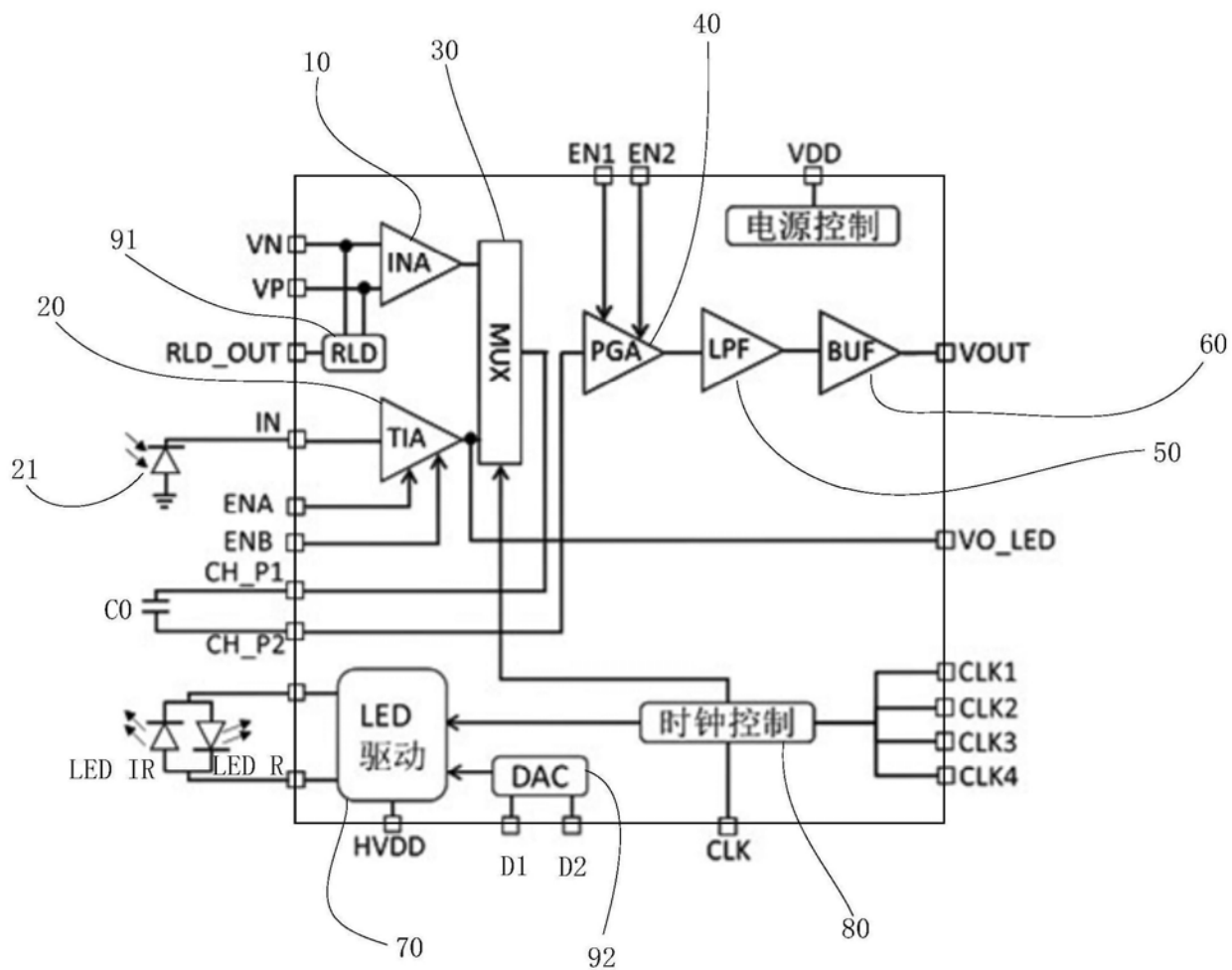


图5

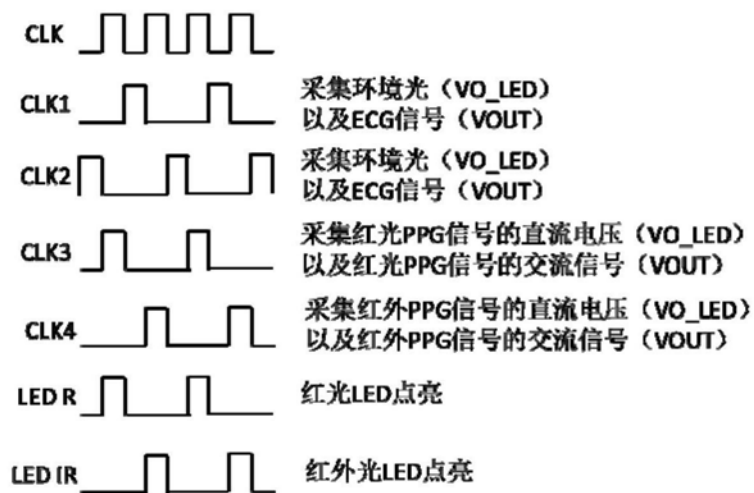


图6

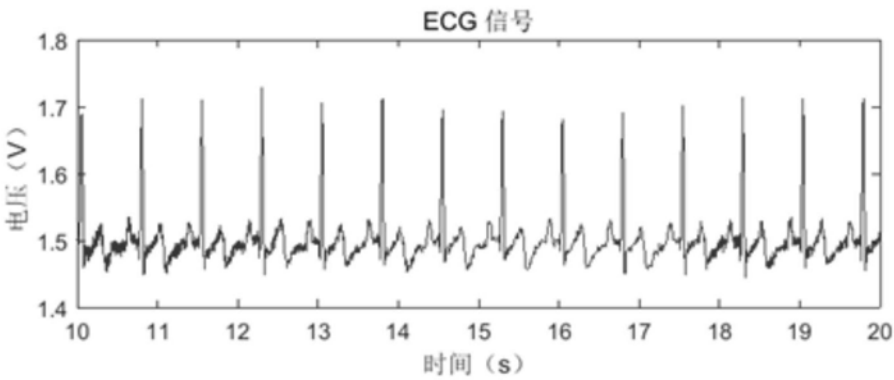


图7

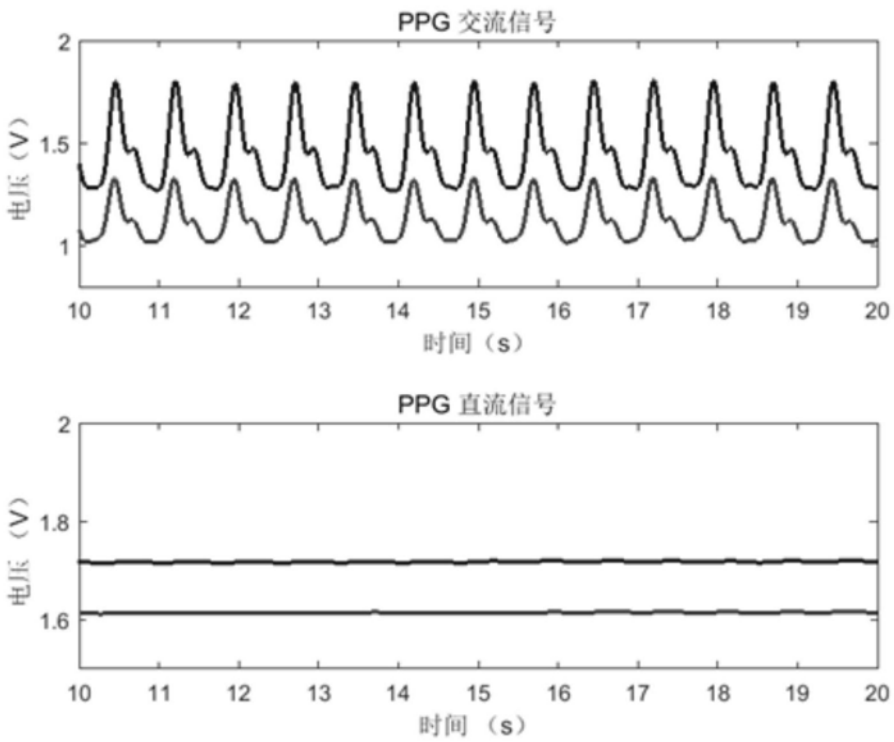


图8

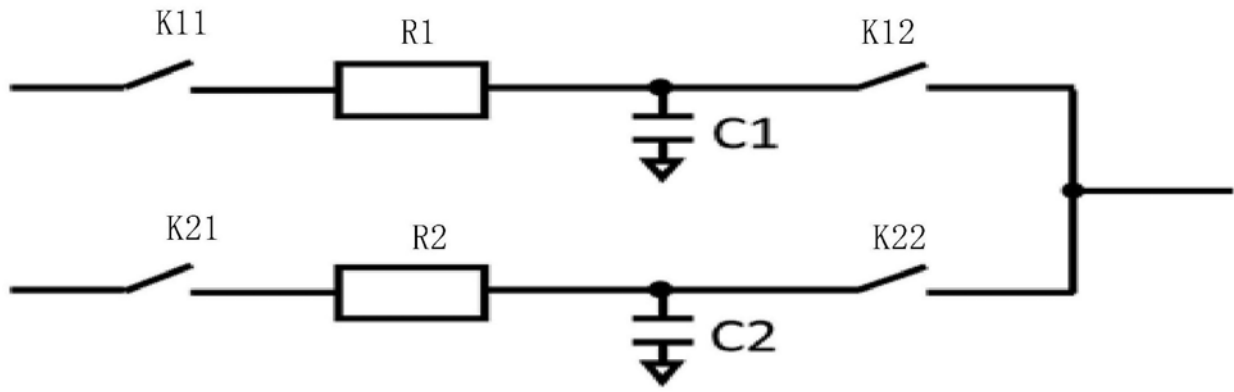


图9

专利名称(译)	心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片		
公开(公告)号	CN110755067A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201911055290.9	申请日	2019-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	王怡珊 安奇 李烨		
发明人	王怡珊 安奇 李烨		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/0428 A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/00 H03F3/45 H03G3/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/04021 A61B5/04085 A61B5/0428 A61B5/04288 A61B5/7203 A61B5/7225 H03F3/45071 H03G3/00		
代理人(译)	李木燕		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请属于生理信号检测技术领域，提供了一种心电、脉搏波联合采集的前端模拟电路及前端模拟芯片中，通过跨导仪表放大器电路对检测电极输入的信号进行放大处理，通过跨阻放大器电路将所述光敏二极管提供的电流信号转换为电压信号，并对电压信号进行放大处理以输出对应的第一检测信号，然后通过切换开关电路对其内部的开关切换状态进行控制，采用同一可编程增益放大器电路、低通滤波器电路以及输出缓冲器电路对检测信号进行处理，解决了现有的心电、脉搏波信号采集芯片存在的功耗较高、结构复杂等问题。

