



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210642833 U

(45)授权公告日 2020.06.02

(21)申请号 201921906747.8

(22)申请日 2019.11.06

(73)专利权人 广东科贸职业学院

地址 510080 广东省广州市白云区石庆路  
388号

(72)发明人 吴嵘 钱英军

(74)专利代理机构 广州科捷知识产权代理事务  
所(普通合伙) 44560

代理人 袁嘉恩

(51)Int.Cl.

A44C 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

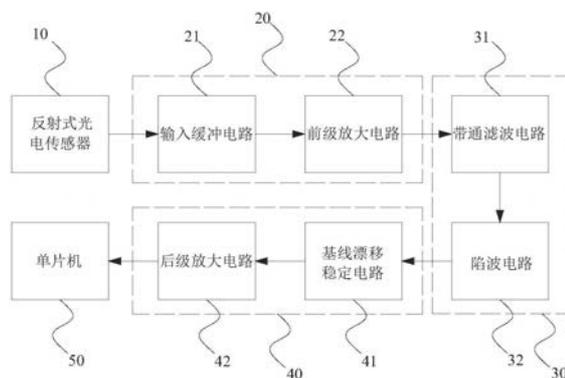
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)实用新型名称

一种心电监测的智能手环

(57)摘要

本实用新型公开了一种心电监测的智能手环,其包括主体和腕带,所述主体安装于所述腕带中,在所述主体的内侧设置有反射式光电传感器,所述主体内安装有心率监测电路,所述心率监测电路包括前置电路、滤波电路、调理电路以及单片机,其中,所述前置电路包括输入缓冲电路以及前级放大电路,所述调理电路包括基线漂移稳定电路以及后级放大电路,所述输入缓冲电路的输入端连接至反射式光电传感器的输出端,所述输入缓冲电路的输出端依次经由前级放大电路、滤波电路、基线漂移稳定电路以及后级放大电路连接至单片机的输入端。本实用新型通过设置基线漂移稳定电路,防止因呼吸波动以及放大器的不稳定造成基线漂移,从而达到准确测量心率的目的。



1. 一种心电监测的智能手环,其包括主体和腕带,所述主体安装于所述腕带中,在所述主体的内侧设置有反射式光电传感器,其特征在于,所述主体内安装有心率监测电路,所述心率监测电路包括前置电路、滤波电路、调理电路以及单片机,其中,所述前置电路包括输入缓冲电路以及前级放大电路,所述调理电路包括基线漂移稳定电路以及后级放大电路,所述输入缓冲电路的输入端连接至反射式光电传感器的输出端,所述输入缓冲电路的输出端依次经由前级放大电路、滤波电路、基线漂移稳定电路以及后级放大电路连接至单片机的输入端。

2. 如权利要求1所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述输入缓冲电路为芯片LH0033。

3. 如权利要求1所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述前级放大电路包括电阻R1、电阻R2、电阻R3、电容C1以及放大器A1,所述放大器A1的同相输入端通过电阻R1连接至输入缓冲电路的输出端,所述放大器A1的输出端通过电阻R3连接至放大器A1的反相输入端,所述放大器A1的反相输入端还通过电阻R2接地,所述电容C1并联于电阻R3的两端。

4. 如权利要求1所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述基线漂移稳定电路包括电阻R14、电阻R13、电阻R15以及放大器A6,其中,所述放大器A6的同相输入端通过电阻R14接地,所述放大器A6的反相输入端通过电阻R13连接至滤波电路的输出端,所述放大器A6的输出端通过电阻R15连接至所述放大器A6的反相输入端。

5. 如权利要求4所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述后级放大电路包括电容C9、电阻R16、电阻R17以及放大器A7,其中,所述放大器A7的同相输入端通过电容C9连接至放大器A6的输出端,所述电阻R16的一端接地,所述电阻R16的另一端连接至电容C9和放大器A7的同相输入端之间,所述放大器A7的反相输入端通过电阻R17连接至放大器A7的输出端,所述放大器A7的输出端连接至单片机的输入端。

6. 如权利要求1-5任一项所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述滤波电路包括带通滤波电路以及陷波电路,所述带通滤波电路的输入端连接至前级放大电路的输出端,所述带通滤波电路的输出端经由所述陷波电路连接至基线漂移稳定电路的输入端。

7. 如权利要求6所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述带通滤波电路为低通滤波器和高通滤波器串联得到。

8. 如权利要求7所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述低通滤波器包括电阻R4、电阻R5、电容C2和电容C3,所述高通滤波器包括电容C4、电容C5、电阻R6和电阻R7,所述电阻R4的一端连接至前级放大电路的输出端,所述电阻R4的另一端依次经由电阻R5、电容C4和电容C5后连接至陷波电路的输入端,所述电容C2的一端连接至电阻R4和电阻R5之间,所述电容C3的一端连接至电阻R5和电容C4之间,所述电阻R6的一端连接至电容C4和电容C5之间,所述电阻R7的一端连接至电容C5和陷波电路的输入端之间,所述电容C2、电容C3、电阻R6以及电阻R7的另一端均接地。

9. 如权利要求6所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述陷波电路为双T陷波电路。

10. 如权利要求9所述的心电监测的智能手环,其特征在于,所述双T陷波电路包括电阻R8、电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电容C6、电容C7、电容C8、放大器A4和放大器A5,所述放大器A4的同相输入端依次通过电容C7和电容C6连接至带通滤波电路的输出端,所述电

阻R9的一端连接至电容C6和带通滤波电路的输出端之间,所述电阻R9的另一端通过电阻R10连接至放大器A4的同相输入端和电容C7之间,所述电阻R8的一端连接至电容C7和电容C6之间,所述电阻R8的另一端通过电容C8连接至电阻R9和电阻R10之间,所述放大器A4的反相输入端连接至放大器A4的输出端,所述放大器A4的输出端还连接至基线漂移稳定电路的输入端,所述放大器A4的输出端还依次通过电阻R11和电阻R12接地,所述放大器A5的同相输入端连接至电阻R11和电阻R12之间,所述放大器A5的反相输入端连接至放大器A5的输出端,所述放大器A5的输出端还连接至电阻R8和电容C8之间。

## 一种心电监测的智能手环

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及手环技术领域,具体涉及一种心电监测准确的智能手环。

### 背景技术

[0002] 随着科技的发展,智能手环因其方便携带且能够获取步数以及心率等参数,越来越受到人们的青睐。现有的智能手环测量心率一般采用2个反射式光电传感器进行,通过发射器照射皮肤,由接收器采集脉搏时发射器发射的光线,进而经过调理电路反馈至单片机计算单位时间(一般为一分钟)内脉搏次数,将脉搏等效为相应的心率,达到测量心率的目的。

[0003] 现有的智能手环测量心率因呼吸波动以及调理电路的放大器不稳定,会造成测量的不准确。

### 实用新型内容

[0004] 为了克服现有技术的不足,本实用新型的目的在于提供一种心电监测的智能手环,其通过设置基线漂移稳定电路,达到准确测量心率的目的。

[0005] 本实用新型的目的采用如下技术方案实现:

[0006] 一种心电监测的智能手环,其包括主体和腕带,所述主体安装于所述腕带中,在所述主体的内侧设置有反射式光电传感器,所述主体内安装有心率监测电路,所述心率监测电路包括前置电路、滤波电路、调理电路以及单片机,其中,所述前置电路包括输入缓冲电路以及前级放大电路,所述调理电路包括基线漂移稳定电路以及后级放大电路,所述输入缓冲电路的输入端连接至反射式光电传感器的输出端,所述输入缓冲电路的输出端依次经由前级放大电路、滤波电路、基线漂移稳定电路以及后级放大电路连接至单片机的输入端。

[0007] 进一步地,所述输入缓冲电路为芯片LH0033。

[0008] 进一步地,所述前级放大电路包括电阻R1、电阻R2、电阻R3、电容C1 以及放大器A1,所述放大器A1的同相输入端通过电阻R1连接至输入缓冲电路的输出端,所述放大器A1的输出端通过电阻R3连接至放大器A1的反相输入端,所述放大器A1的反相输入端还通过电阻R2接地,所述电容C1并联于电阻R3的两端。

[0009] 进一步地,所述基线漂移稳定电路包括电阻R14、电阻R13、电阻R15以及放大器A6,其中,所述放大器A6的同相输入端通过电阻R14接地,所述放大器A6的反相输入端通过电阻R13连接至滤波电路的输出端,所述放大器A6 的输出端通过电阻R15连接至所述放大器A6的反相输入端。

[0010] 进一步地,所述后级放大电路包括电容C9、电阻R16、电阻R17以及放大器A7,其中,所述放大器A7的同相输入端通过电容C9连接至放大器A6的输出端,所述电阻R16的一端接地,所述电阻R16的另一端连接至电容C9和放大器A7的同相输入端之间,所述放大器A7的反相输入端通过电阻R17连接至放大器A7的输出端,所述放大器A7的输出端连接至单片机的输入端。

[0011] 进一步地,所述滤波电路包括带通滤波电路以及陷波电路,所述带通滤波电路的输入端连接至前级放大电路的输出端,所述带通滤波电路的输出端经由所述陷波电路连接至基线漂移稳定电路的输入端。

[0012] 进一步地,所述带通滤波电路为低通滤波器和高通滤波器串联得到。

[0013] 进一步地,所述低通滤波器包括电阻R4、电阻R5、电容C2和电容C3,所述高通滤波器包括电容C4、电容C5、电阻R6和电阻R7,所述电阻R4的一端连接至前级放大电路的输出端,所述电阻R4的另一端依次经由电阻R5、电容C4和电容C5后连接至陷波电路的输入端,所述电容C2的一端连接至电阻 R4和电阻R5之间,所述电容C3的一端连接至电阻R5和电容C4之间,所述电阻R6的一端连接至电容C4和电容C5之间,所述电阻R7的一端连接至电容 C5和陷波电路的输入端之间,所述电容C2、电容C3、电阻R6以及电子R7的另一端均接地。

[0014] 进一步地,所述陷波电路为双T陷波电路。

[0015] 进一步地,所述双T陷波电路包括电阻R8、电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电容C6、电容C7、电容C8、放大器A4和放大器A5,所述放大器 A4的同相输入端依次通过电容C7和电容C6连接至带通滤波电路的输出端,所述电阻R9的一端连接至电容C6和带通滤波电路的输出端之间,所述电阻R9 的另一端通过电阻R10连接至放大器A4的同相输入端和电容C7之间,所述电阻R8的一端连接至电容C7和电容C6之间,所述电阻R8的另一端通过电容 C8连接至电阻R9和电阻R10之间,所述放大器A4的反相输入端连接至放大器A4的输出端,所述放大器A4的输出端还连接至基线漂移稳定电路的输入端,所述放大器A4的输出端还依次通过电阻R11和电阻R12接地,所述放大器A5 的同相输入端连接至电阻R11和电阻R12之间,所述放大器A5的反相输入端连接至放大器A5的输出端,所述放大器A5的输出端还连接至电阻R8和电容 C8之间。

[0016] 相比现有技术,本实用新型的有益效果在于:

[0017] 本实用新型通过设置输入高阻抗的缓冲电路,防止测量信号因衰减而无法被捕捉,同时设置基线漂移稳定电路,防止因呼吸波动以及放大器的不稳定造成基线漂移,从而达到准确测量心率的目的。

## 附图说明

[0018] 图1为本实用新型实施例的心电监测的智能手环的结构图;

[0019] 图2为本实用新型实施例的心率监测电路的原理框图;

[0020] 图3为本实用新型实施例的前置电路的电路原理图;

[0021] 图4为本实用新型实施例的带通滤波电路的电路原理图;

[0022] 图5为本实用新型实施例的陷波电路的电路原理图;

[0023] 图6为本实用新型实施例的调理电路的电路原理图。

[0024] 图中:10、反射式光电传感器;20、前置电路;21、输入缓冲电路;22、前级放大电路;30、滤波电路;31、带通滤波电路;32、陷波电路;40、调理电路;41、基线漂移稳定电路;42、后级放大电路;50、单片机;60、主体;70、腕带。

## 具体实施方式

[0025] 下面,结合附图以及具体实施例方式,对本实用新型做进一步描述,需要说明的

是,在不冲突的前提下,以下描述的各实施例之间或各技术特征之间可以任意组合形成新的实施例。除特殊说明的之外,本实施例中所采用到的材料及设备均可从市场购得。

#### 实施例:

[0026] 本实用新型实施例主要是对智能手环的心率测量进行改进,应用于任意带有反射式光电传感器对心率进行测量的智能手环中,但是也可以是智能手表中,图1示出了一种手环结构,但并不局限于这种结构上。请参照图1所示,智能手环主要由主体60和腕带70构成,其中,主体套接到腕带中,当然,主体还可以是其他与腕带的可拆卸连接结构,例如类似于手表主体和表带的安装结构。腕带的两端通过卡扣和扣孔的方式配合,当然,也可以是类似于皮带或手表的配合方式。

[0027] 在主体的内侧设置有反射式光电传感器10,主体的外侧可以设置显示屏例如触控屏等。主体内安装有心率监测电路,请参照图3所示,心率监测电路包括前置电路20、滤波电路30、调理电路40以及单片机50,其中,反射式光电传感器采集人体的脉搏信息,即为心率信号,前置电路20包括输入缓冲电路21 以及前级放大电路22,调理电路40包括基线漂移稳定电路41以及后级放大电路42,输入缓冲电路的输入端连接至反射式光电传感器的输出端,输入缓冲电路的输出端依次经由前级放大电路、滤波电路、基线漂移稳定电路以及后级放大电路连接至单片机的输入端(单片机对接收到的心率信号的处理方式为现有技术,这里不再赘述)。

[0028] 脉搏信息首先通过输入缓冲电路,设置输入缓冲电路的目的在于脉搏信息较为微弱(一般为毫伏数量级),易衰减到更小,不易捕捉,因此设置高阻抗的输入缓冲电路,在本实用新型较佳的实施例中,请参照图3所示,输入缓冲电路为芯片LH0033(芯片U1),芯片LH0033是NS公司的一款超高速缓冲放大器,输入阻抗可以达到 $10^{10} \Omega$ ,从而切断放大电路对衰减环节的影响,保障信号来源的准确性。

[0029] 然后脉搏信息再通过前级放大电路进行放大,前级放大电路可以采用常规的放大器实现,例如在本实用新型较佳的实施例中,放大器采用AD8099,具体请参照图3所示,前级放大电路包括电阻R1、电阻R2、电阻R3、电容C1以及放大器A1,放大器A1的同相输入端通过电阻R1连接至输入缓冲电路的输出端,放大器A1的输出端通过电阻R3连接至放大器A1的反相输入端,放大器 A1的反相输入端还通过电阻R2接地,电容C1并联于电阻R3的两端。

[0030] 经过前级放大电路放大后的脉搏信息通过滤波电路进行滤波,因为脉搏信息的频谱在某个区间内,因此,滤波电路30采用带通滤波电路31,同时,为了防止交流干扰,在滤波电路中增加陷波电路32,带通滤波电路的输入端连接至前级放大电路的输出端,带通滤波电路的输出端经由陷波电路连接至基线漂移稳定电路的输入端。

[0031] 带通滤波电路可以采用独立的带通滤波器,也可以通过低通滤波器和高通滤波器串联得到,在本实用新型较佳的实施例中,其就是采用低通滤波器和高通滤波器串联的形式实现,带通滤波器造成的信号衰减可以通过前级放大电路和后级放大电路进行补偿。

[0032] 请参照图4所示,低通滤波器包括电阻R4、电阻R5、电容C2和电容C3,高通滤波器包括电容C4、电容C5、电阻R6和电阻R7,电阻R4的一端连接至前级放大电路的输出端(即放大器A1的输出端),电阻R4的另一端依次经由电阻R5、电容C4和电容C5后连接至陷波电路的输入端,电容C2的一端连接至电阻R4和电阻R5之间,电容C3的一端连接至电阻R5和电容C4之

间,电阻R6的一端连接至电容C4和电容C5之间,电阻R7的一端连接至电容C5和陷波电路的输入端之间,电容C2、电容C3、电阻R6以及电子R7的另一端均接地。

[0033] 陷波电路为50Hz滤波电路,请参照图5所示,陷波电路采用双T型陷波电路。其包括电阻R8、电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电容C6、电容C7、电容C8、放大器A4和放大器A5,放大器A4的同相输入端依次通过电容C7和电容C6连接至带通滤波电路的输出端,电阻R9的一端连接至电容C6和带通滤波电路的输出端之间,电阻R9的另一端通过电阻R10连接至放大器A4的同相输入端和电容C7之间,电阻R8的一端连接至电容C7和电容C6之间,电阻R8的另一端通过电容C8连接至电阻R9和电阻R10之间,放大器A4的反相输入端连接至放大器A4的输出端,放大器A4的输出端还连接至基线漂移稳定电路的输入端,放大器A4的输出端还依次通过电阻R11和电阻R12接地,放大器A5的同相输入端连接至电阻R11和电阻R12之间,放大器A5的反相输入端连接至放大器A5的输出端,放大器A5的输出端还连接至电阻R8和电容C8之间,

[0034] 放大器A4用作放大器,其输出端作为陷波电路的输出,连接至基线漂移稳定电路的输入端,放大器A5用作跟随器,用于提高陷波电路的Q值,电阻R11和R12根据需要进行调整,从而控制陷波电路的滤波特性。

[0035] 请参照图6所示,基线漂移稳定电路包括电阻R14、电阻R13、电阻R15以及放大器A6,其中,放大器A6的同相输入端通过电阻R14接地,放大器A6的反相输入端通过电阻R13连接至滤波电路的输出端,放大器A6的输出端通过电阻R15连接至放大器A6的反相输入端。通过基线漂移稳定电路反馈校准,达到抑制基线漂移的目的。

[0036] 请参照图6所示,后级放大电路包括电容C9、电阻R16、电阻R17以及放大器A7,其中,放大器A7的同相输入端通过电容C9连接至放大器A6的输出端,电阻R16的一端接地,电阻R16的另一端连接至电容C9和放大器A7的同相输入端之间,放大器A7的反相输入端通过电阻R17连接至放大器A7的输出端,放大器A7的输出端连接至单片机的输入端。放大器A6和放大器A7均采用OP90放大器。

[0037] 上述实施方式仅为本实用新型的优选实施例方式,不能以此来限定本实用新型保护的范围,本领域的技术人员在本实用新型的基础上所做的任何非实质性的变化及替换均属于本实用新型所要求保护的范围。

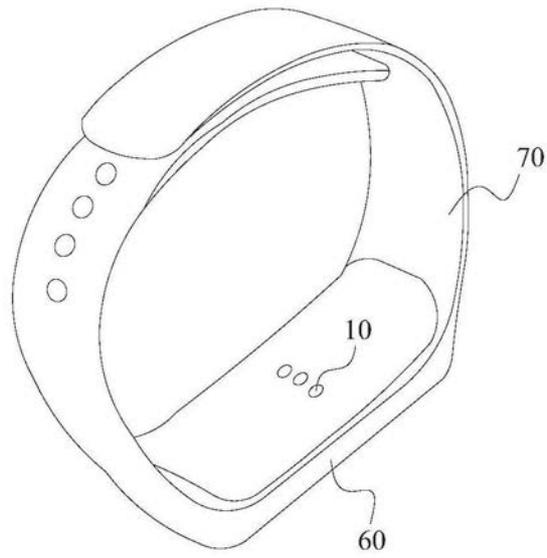


图1

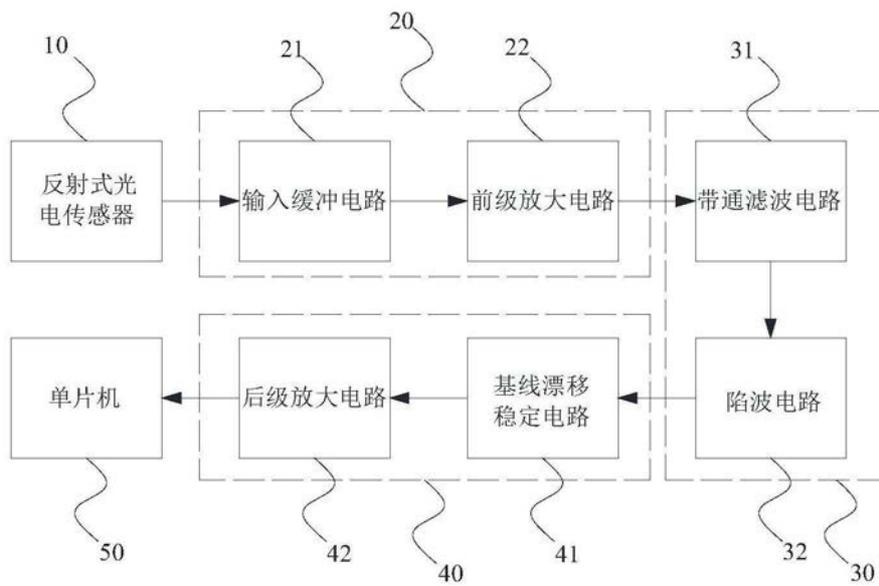


图2

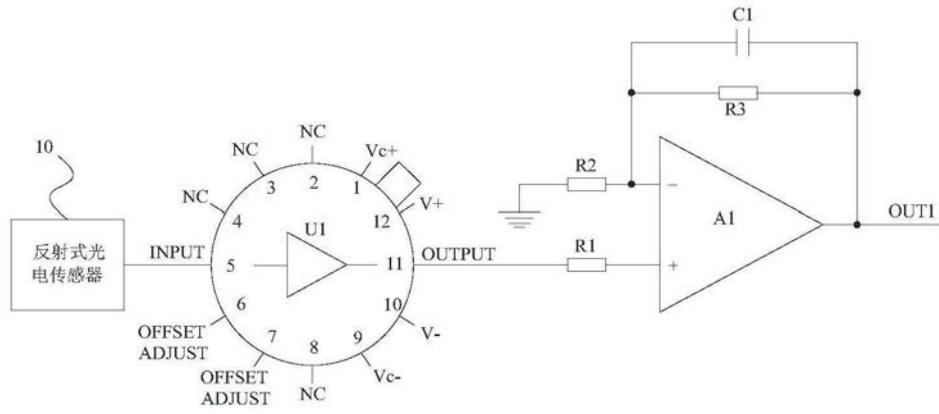


图3

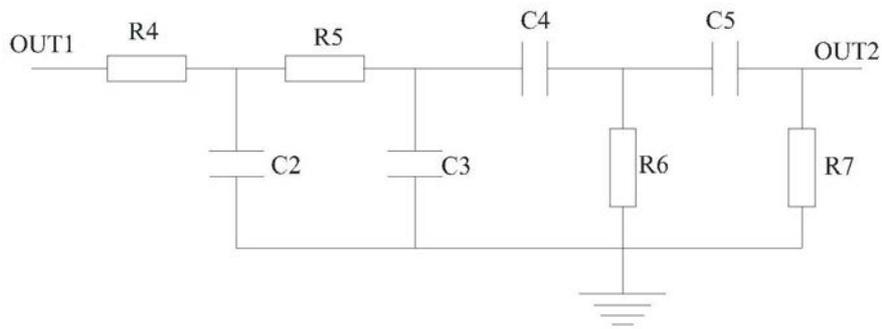


图4

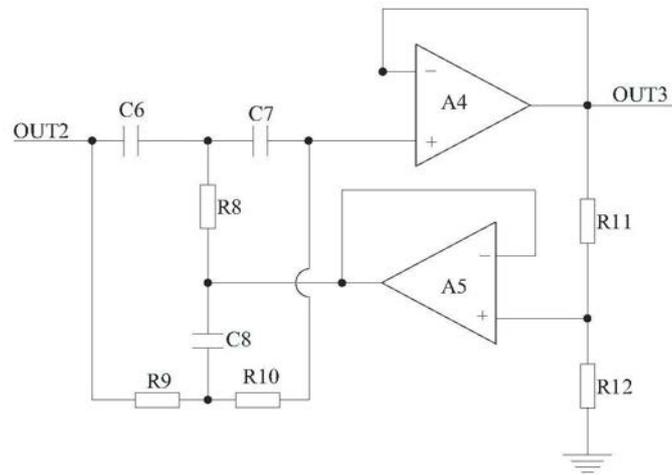


图5

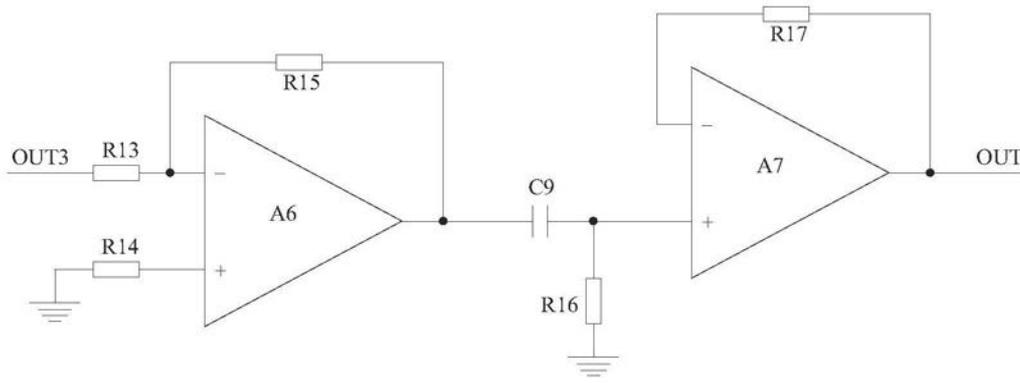


图6

专利名称(译)	一种心电监测的智能手环		
公开(公告)号	<a href="#">CN210642833U</a>	公开(公告)日	2020-06-02
申请号	CN201921906747.8	申请日	2019-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	广东科贸职业学院		
申请(专利权)人(译)	广东科贸职业学院		
当前申请(专利权)人(译)	广东科贸职业学院		
[标]发明人	吴嵘 钱英军		
发明人	吴嵘 钱英军		
IPC分类号	A44C5/00 A61B5/024 A61B5/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型公开了一种心电监测的智能手环，其包括主体和腕带，所述主体安装于所述腕带中，在所述主体的内侧设置有反射式光电传感器，所述主体内安装有心率监测电路，所述心率监测电路包括前置电路、滤波电路、调理电路以及单片机，其中，所述前置电路包括输入缓冲电路以及前级放大电路，所述调理电路包括基线漂移稳定电路以及后级放大电路，所述输入缓冲电路的输入端连接至反射式光电传感器的输出端，所述输入缓冲电路的输出端依次经由前级放大电路、滤波电路、基线漂移稳定电路以及后级放大电路连接至单片机的输入端。本实用新型通过设置基线漂移稳定电路，防止因呼吸波动以及放大器的不稳定造成基线漂移，从而达到准确测量心率的目的。

