



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108013869 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201711237435.8

(22)申请日 2017.11.30

(71)申请人 贵州长瑞科技有限公司

地址 554300 贵州省铜仁地区铜仁市大兴
街道大兴社区

(72)发明人 王进东

(74)专利代理机构 北京君华知识产权代理事务
所(普通合伙) 11515

代理人 朱庆华

(51) Int. Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

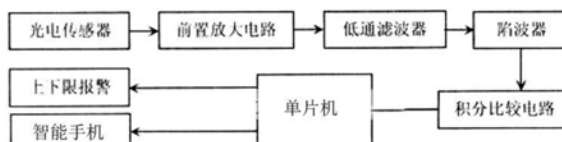
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于智能手机的血压心率测量系统

(57)摘要

本发明涉及人体测量技术领域,具体涉及一种基于智能手机的血压心率测量系统,包括心率测量系统和血压传感电路,所述心率测量系统单片机AT89C2051为核心,由光电传感器采集脉搏信号,经过前置放大电路,滤波电路,积分和比较电路后得到与脉搏相关的脉冲信号,该脉冲信号作为中断信号交由单片机进行脉冲周期的计算,心率血压测量app用于显示心率和血压信号,并兼具数据输入交互功能,本发明可便捷测量,与智能手机相结合,实现智能测量具有强大的数据传输共享功能,具有很强的创造性和市场前景。



1. 一种基于智能手机的血压心率测量系统,包括心率血压测量app和传感器,其特征在于:包括心率测量系统和血压传感电路,所述心率测量系统单片机AT89C2051为核心,由光电传感器采集脉搏信号,经过前置放大电路,滤波电路,积分和比较电路后得到与脉搏相关的脉冲信号,该脉冲信号作为中断信号交由单片机进行脉冲周期的计算,所述血压传感电路采用内部标定和温度补偿方式,为压力传感器提供恒定的电流,运放B和运放C,运放D组成差分输入、单端输出放大电路,直接输入ADC0监视血压直流分量,所述单片机AT89C2051与手机CPU集成连接,所述血压传感电路通过数字信号转换并双通道传输与智能手机相连,所述心率血压测量app用于显示心率和血压信号,并兼具数据输入交互功能。

2. 根据权利要求1所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述血压传感电路的滤波电路采用MAX267构成带通滤波器,滤掉信号中的直流成分和电源以及皮肤与袖带摩擦的高频噪声和工频干扰,然后经过MAX4471进行进一步放大,得到单片机匹配的电压信号,进入ADC2,监视血压的交流分量,同时该信号通过低功耗比较器MAX9028转换成脉冲信号,触发ADC1工作。

3. 根据权利要求1所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述心率测量系统采用反射式可测得血管内容积变化,传感器接触身体任何部位,当照射部位的血流量随心脏跳动而改变时,红外线接收探头便接收到随心脏周期性地收缩和舒张的动脉搏动光脉冲信号,从而采集到心脏搏动信号。

4. 根据权利要求3所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述心率测量系统的光电式脉搏传感器采用红外对管KP-2012F3C和KP-2012P3C,反射式排列,KP-2012F3C电流在20mA,亮度由心率血压测量app软件PWM电流来进行控制,这样能够使红外LED工作在饱和区域,发出稳定光强的光。

5. 根据权利要求4所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述KP-2012P3C晶体管采用交流耦合结构来增强对微弱信号放大,经晶体管检测出来的信号采样时分两路,一路是直流信号线路,它是晶体管输出经射随输入单片机的A/D转换通道口0,可用来检测晶体管是否处于有效工作状态;另一路是交流信号线路。

6. 根据权利要求1所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述系统在测量过程中,预处理电路探测到的脉搏信号容易受到外界干扰,需要对干扰噪声进行处理,加入匹配滤波器就是使滤波器输出信噪比在某一特定时刻达到最大并由此导出的最佳线性滤波器,匹配滤波原理:设输出信噪比最大的最佳线性滤波器的传输函数为 $H(\omega)$,滤波器输入信号与噪声的合成波为:

$$r(t) = s(t) + n(t)$$

式中, $s(t)$ 为输入数字信号,其频谱函数为 $S(\omega)$, $n(t)$ 为高斯噪声,

由于该滤波器是线性滤波器,满足线性叠加原理,因此,滤波器输出也由输出信号和输出噪声两部分组成,即:

$$y(t) = s_0(t) + n_0(t)$$

式中,输出信号的频谱函数为 $S_0(\omega)$,其对应的时域信号为:

滤波器输出噪声的平均功率为:

$$s_0(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s_0(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s(\omega) \times H(\omega) e^{j\omega t} d\omega$$

所以,在抽样时刻 t_0 ,线性滤波器输出信号的瞬时功率与噪声平均功率之比为:

$$N_0 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{n_0}{2} |H(\omega)|^2 d\omega$$

$$r_0 = \frac{|s_0(t_0)|^2}{N_0} = \frac{\left| \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) s(\omega) e^{j\omega t_0} d\omega \right|^2}{\frac{n_0}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |H(\omega)|^2 d\omega}。$$

7. 根据权利要求1所述的基于智能手机的血压心率测量系统,其特征在于:所述心率血压测量app具有语音播报和智能数据分析上传提醒功能。

一种基于智能手机的血压心率测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及人体测量技术领域,具体涉及一种基于智能手机的血压心率测量系统。

背景技术

[0002] 人体的循环器官包括心脏、血管和淋巴系统,它们之间相互连接,构成一个基本上封闭的“管道系统”。正常的心脏是一个强有力的肌肉器官,就像一个水泵,它日夜不停地、有节律地搏动着。心脏一张一缩,使血液在循环器官内川流不息。血液在血管内流动时,无论心脏收缩或舒张,都对血管壁产生一定的压力。当心脏收缩时,大动脉里的压力最高,这时的血液称为“高压”;左心室舒张时,大动脉里的压力最低,故称为“低压”。平时我们所说的“血压”实际上是指上臂肱动脉,即胳膊窝血管的血压测定,是大动脉血压的间接测定。通常我们测血压右侧与左侧的血压不一样,最高可相差10毫米汞柱,最低相差不到5毫米汞柱。

[0003] 心率是指正常人安静状态下每分钟心跳的次数,也叫安静心率,一般为60~100次/分,可因年龄、性别或其他生理因素产生个体差异。一般来说,年龄越小,心率越快,老年人心跳比年轻人慢,女性的心率比同龄男性快,这些都是正常的生理现象。安静状态下,成人正常心率为60~100次/分钟,理想心率应为55~70次/分钟(运动员的心率较普通成人偏慢,一般为50次/分钟左右)。

[0004] 当今社会健康问题变得尤为重要,越来越多的测量仪器相继问世,对于如何将智能手机与心率和血压的测量联合在一起是当今研究的主流,所以本发明提供了一种可便捷测量,与智能手机相结合,实现智能测量具有强大的数据传输共享的基于智能手机的血压心率测量系统。

发明内容

[0005] (一)解决的技术问题

[0006] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种基于智能手机的血压心率测量系统,用于解决如何提供一种可便捷测量,与智能手机相结合,实现智能测量具有强大的数据传输共享的基于智能手机的血压心率测量系统。

[0007] (二)技术方案

[0008] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案予以实现:

[0009] 一种基于智能手机的血压心率测量系统,包括心率血压测量app 和传感器,其特征在于:包括心率测量系统和血压传感电路,所述心率测量系统单片机AT89C2051为核心,由光电传感器采集脉搏信号,经过前置放大电路,滤波电路,积分和比较电路后得到与脉搏相关的脉冲信号,该脉冲信号作为中断信号交由单片机进行脉冲周期的计算,所述血压传感电路采用内部标定和温度补偿方式,为压力传感器提供恒定的电流,运放B和运放C,运放D组成差分输入、单端输出放大电路,直接输入ADC0监视血压直流分量,所述单片机

AT89C2051与手机CPU集成连接,所述血压传感电路通过数字信号转换并双通道传输与智能手机相连,所述心率血压测量app用于显示心率和血压信号,并兼具数据输入交互功能,

[0010] 优选的,所述血压传感电路的滤波电路采用MAX267构成带通滤波器,滤掉信号中的直流成分和电源以及皮肤与袖带摩擦的高频噪声和工频干扰,然后经过MAX4471进行进一步放大,得到单片机匹配的电压信号,进入ADC2,监视血压的交流分量,同时该信号通过低功耗比较器MAX9028转换成脉冲信号,触发ADC1工作。

[0011] 优选的,所述心率测量系统采用反射式可测得血管内容积变化,传感器接触身体任何部位,当照射部位的血流量随心脏跳动而改变时,红外线接收探头便接收到随心脏周期性地收缩和舒张的动脉搏动光脉冲信号,从而采集到心脏搏动信号。

[0012] 优选的,所述心率测量系统的光电式脉搏传感器采用红外对管 KP-2012F3C和KP-2012P3C,反射式排列,KP-2012F3C电流在20mA,亮度由心率血压测量app软件PWM电流来进行控制,这样能够使红外 LED工作在饱和区域,发出稳定光强的光。

[0013] 优选的,所述KP-2012P3C晶体管采用交流耦合结构来增强对微弱信号放大,经晶体管检测出来的信号采样时分两路,一路是直流信号线路,它是晶体管输出经射随输入单片机的A/D转换通道口0,可用来检测晶体管是否处于有效工作状态;另一路是交流信号线路。

[0014] 优选的,所述系统在测量过程中,预处理电路探测到的脉搏信号容易受到外界干扰,需要对干扰噪声进行处理,加入匹配滤波器就是使滤波器输出信噪比在某一特定时刻达到最大并由此导出的最佳线性滤波器,匹配滤波原理:设输出信噪比最大的最佳线性滤波器的传输函数为 $H(\omega)$,滤波器输入信号与噪声的合成波为:

$$[0015] \quad r(t) = s(t) + n(t)$$

[0016] 式中, $s(t)$ 为输入数字信号,其频谱函数为 $S(\omega)$, $n(t)$ 为高斯噪声,

[0017] 由于该滤波器是线性滤波器,满足线性叠加原理,因此,滤波器输出也由输出信号和输出噪声两部分组成,即:

$$[0018] \quad y(t) = s_0(t) + n_0(t)$$

[0019] 式中,输出信号的频谱函数为 $S_0(\omega)$,其对应的时域信号为:

[0020] 滤波器输出噪声的平均功率为:

$$[0021] \quad s_0(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s_0(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} s(\omega) \times H(\omega) e^{j\omega t} d\omega$$

[0022] 所以,在抽样时刻 t_0 ,线性滤波器输出信号的瞬时功率与噪声平均功率之比为:

$$[0023] \quad N_0 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{n_0}{2} |H(\omega)|^2 d\omega$$

$$[0024] \quad r_0 = \frac{|s_0(t_0)|^2}{N_0} = \frac{\left| \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) s(\omega) e^{j\omega t_0} d\omega \right|^2}{\frac{n_0}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |H(\omega)|^2 d\omega}$$

[0025] 优选的,所述心率血压测量app具有语音播报和智能数据分析上传提醒功能。

[0026] (三)有益效果

[0027] 本发明可便捷测量,与智能手机相结合,实现智能测量具有强大的数据传输共享

功能,具有很强的创造性和市场前景。

附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0029] 图1是本发明的心率测量系统原理框图;

[0030] 图2是本发明的血压传感电路原理图;

[0031] 图3是本发明的血压传感电路的滤波和放大电路;

[0032] 图4是本发明的脉搏信号采集预处理电路。

具体实施方式

[0033] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0034] 如图1所示的心率测量系统,单片机AT89C2051为核心,由光电传感器采集脉搏信号,经过前置放大电路,滤波电路,积分和比较电路后得到与脉搏相关的脉冲信号,该脉冲信号作为中断信号交由单片机进行脉冲周期的计算。

[0035] 脉搏信号采集预处理电路主要是将脉搏波转换成电信号,并进行初步高频滤波预处理。其关键部分就是光电式脉搏传感器。光电式脉搏传感器按光的接收方式可分为透射式和反射式两种。

[0036] 反射式不仅可以精确测得血管内容积变化,而且在实际应用中反射式只需将传感器接触身体任何部位,当照射部位的血流量随心脏跳动而改变时,红外线接收探头便接收到随心脏周期性地收缩和舒张的动脉搏动光脉冲信号,从而采集到心脏搏动信号。

[0037] 本设计采用了反射式红外传感器。如图4所示,光电式脉搏传感器采用红外对管KP-2012F3C和KP-2012P3C,反射式排列。KP-2012F3C 具有良好的表皮照明度,电流一般设在20mA,亮度由软件通过PWM电流来进行控制,这样能够使红外LED工作在饱和区域,发出稳定光强的光。

[0038] KP-2012P3C晶体管采用交流耦合结构来增强对微弱信号放大。经晶体管检测出来的信号采样时分两路。一路是直流信号线路。它是晶体管输出经射随输入单片机的A/D转换通道0,可用来检测晶体管是否处于有效工作状态;另一路是交流信号线路。它是先经一射极跟随器输入到两级滤波成形电路然后再输入单片机的A/D转换通道1.该滤波电路为两级带通滤波电路,由于脉搏波的频谱蕴含丰富病理信息,特别是在5~40Hz这个区间的频谱携带了大量与冠心病病变有关的信息,故考虑到今后功能的扩展,预处理电路的上下限频率设计为48Hz 和0.86Hz.

[0039] 采用ST(意法半导体)公司的新型单片机uPSD3234作为系统的核心部件,它以增强型MCS-51内核8032单片机为基础,具有丰富的外围设备,集成了PSD

(ProgrammableSystemDevice,可编程外围器件) 模块,并含有大容量FLASH和RAM的存储器,集成I2C和USB接口电路,数字显示(DDC)通道,5个脉宽调制(PWM)控制器,4路8位AD转换器,可编程逻辑器件(PLD),是一个典型的具有SOC特征的高速单片机。因此不需要增加复杂的外围电路就完全能满足设计要求。

[0040] uPSD3234片内的USB模块支持低速的USB1.1通信协议,心率检测仪采样数据以及信号处理过程中得到的数据就可以传输到智能手机存储及进一步的分析处理。

[0041] 如图2所示,BP01型压力传感器是为检测血压而专门设计的,主要用于便携式电子血压计。它采用精密厚膜陶瓷芯片和尼龙塑料封装,具有高线性、低噪声和外界应力小的特点;采用内部标定和温度补偿方式,提高了测量精度、稳定性和重复性,在全量程范围内,精度为 $\pm 1\%$ 、零点失调不大于 $\pm 300\mu\text{V}$ 。MAX4472是MAXIM公司的一款集成了四个运算放大器的低功耗放大芯片。本系统中内部集成运放A接恒流源,为压力传感器提供恒定的电流,运放B和运放C,运放D组成差分输入、单端输出放大电路,直接输入ADC0监视血压直流分量。

[0042] 电路由滤波和放大两部分组成。其中MAX267是MAXIM公司出产的一个集成滤波器,可以构成低通、带通、高通、等多种方式,使用灵活,性能远远优于采用集成运放组成的滤波电路。

[0043] 如图3所示,MAX4471是MAXIM公司的一款低功耗的放大器。MAX9028是MAXIM公司的一个低功耗的比较器。滤波电路采用MAX267构成带通滤波器(允许 $0.8\sim 38\text{Hz}$ 的信号通过),滤掉信号中的直流成分和电源以及皮肤与袖带摩擦的高频噪声和工频干扰,然后经过MAX4471进行进一步放大,得到单片机匹配的电压信号,进入ADC2,监视血压的交流分量。同时该信号通过低功耗比较器MAX9028转换成脉冲信号,触发ADC1工作。

[0044] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0045] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

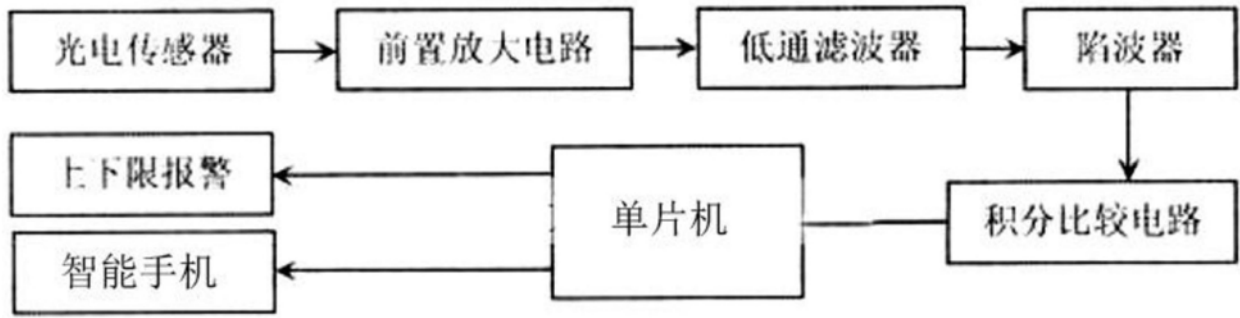


图1

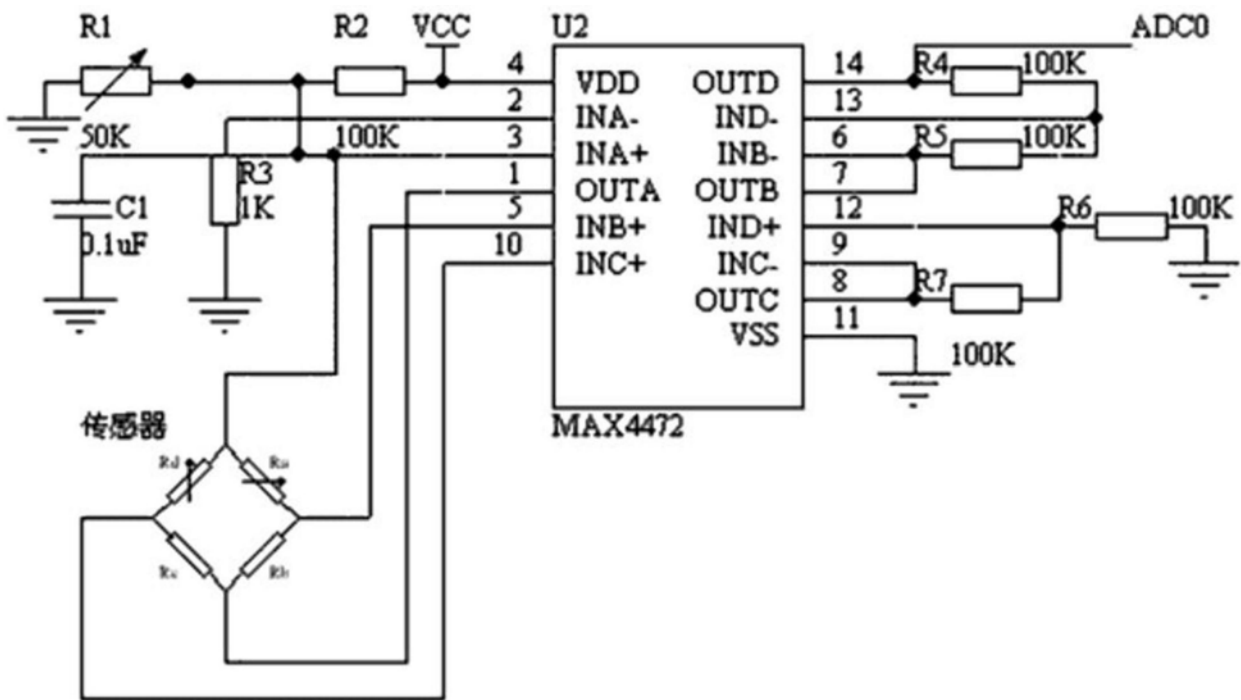


图2

专利名称(译)	一种基于智能手机的血压心率测量系统		
公开(公告)号	CN108013869A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201711237435.8	申请日	2017-11-30
[标]发明人	王进东		
发明人	王进东		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0004 A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7405		
代理人(译)	朱庆华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及人体测量技术领域，具体涉及一种基于智能手机的血压心率测量系统，包括心率测量系统和血压传感电路，所述心率测量系统单片机AT89C2051为核心，由光电传感器采集脉搏信号，经过前置放大电路，滤波电路，积分和比较电路后得到与脉搏相关的脉冲信号，该脉冲信号作为中断信号交由单片机进行脉冲周期的计算，心率血压测量app用于显示心率和血压信号，并兼具数据输入交互功能，本发明可便捷测量，与智能手机相结合，实现智能测量具有强大的数据传输共享功能，具有很强的创造性和市场前景。

