



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107468258 A

(43)申请公布日 2017.12.15

(21)申请号 201710794169.2

(22)申请日 2017.09.06

(71)申请人 湖北科技学院

地址 437100 湖北省咸宁市咸安区咸宁大道88号

(72)发明人 叶华山 郑敏 叶思文 夏培

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

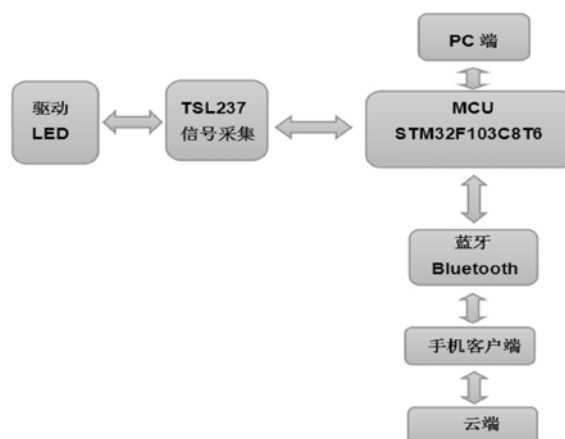
权利要求书2页 说明书14页 附图15页

(54)发明名称

一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法

(57)摘要

本发明提供了一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法,属于医药工程和光电设备技术领域。它解决了现有技术无法实现无创血糖检测等技术问题。一种远程近红外光谱血糖检测仪,本检测仪包括:供电装置、红外发光系统、红外接收装置、信息处理器、蓝牙模块和移动客户端,一种通过近红外光谱血糖检测仪检测人体血糖的方法,包括光波获取、光波转换、信息校正等步骤。本发明具有能够远程无创检测人体血糖等优点。



1. 一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,本检测仪包括:供电装置、红外发光系统、红外接收装置、信息处理器、蓝牙模块和移动客户端,所述供电装置负责整个检测仪的电源供应,所述红外发光系统产生光波照射人体的血液采集部位,所述红外接收装置接收从人体的血液采集部位反射回来的光波、并将该光波信号转换为频率信号,所述信息处理器将红外接收装置传输的频率信号进行分析处理、并将分析处理后的血液信息通过蓝牙模块传输至移动客户端。

2. 根据权利要求1所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述供电装置包括由PC机的USB接口提供+5V电源、电压转换芯片、电源稳压电路和串口转换芯片。

3. 根据权利要求2所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述电压转换芯片的型号为AMS1117;所述串口转换芯片的型号为CH340G。

4. 根据权利要求3所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述红外发光系统包括双波长红外-红光发光管和红外发光控制电路。

5. 根据权利要求4所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述红外接收装置包括红外接收管和MCU控制器,所述红外接收管和MCU控制器相连。

6. 根据权利要求5所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述红外接收管的型号为TSL237T,所述MCU控制器包括控制器TIM4、控制器TIM3和计数器TIM2。

7. 根据权利要求6所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述信息处理器为STM32F103C8T6系列芯片;所述蓝牙模块为HM11模块。

8. 根据权利要求7所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述移动客户端能够将信息传递至云端,并由云端存储和分析。

9. 根据权利要求8所述一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,所述双波长红外-红光发光管中的红外发光管和红光发光管共一个阳极,所述红光发光管的发光压降最小为2.4V,所述红外发光管的最小发光压降为1.5V,所述红光发光管和红外发光管的最大工作电流均为20mA,所述红光发光管发出660nm的红光,所述红外发光管发出660nm、940nm、1410nm和1540nm的红外光。

10. 一种通过权利要求9所述的远程近红外光谱血糖检测仪检测人体血糖的方法,其特征在于,本方法包括如下步骤:

1)、通过双波长红外-红光发光管采集人体手指处的反射光波;持续3~10s,获取人体血液对应的光波信号;

2)、红外接收管接收步骤1中的光波信号,并将该光波信号转换为频率信号后,发回给MCU的定时器中断口,使MCU获得带光波信息的频率值。

3)、通过定时器TIM4获得PWM基准频率控制双波长红外-红光发光管的反光亮度;利用STM32F103C8T6的定时器TIM4来控制PWM的基准频率,分别映射MCU的GPIO_PIN_6和GPIO_Pin_7;

4)、利用TIM3定时器控制各发光管的放光频率及放光时序;各发光管的放光频率是由STM32F103C8T6的定时器TIM3控制的,定时器TIM3按固定时序产生中断,在中断处理程序中进行数据的采集与处理。

5)、利用输入中断获得红外接收管光强信息;TSL237T输出的方波频率信号接入STM32F103C8T6的中断入口,中断输入捕获模式,利用计数器TIM2标记捕获的两个上升沿之

间的间隔,计数器TIM2的输出值即为接收到的频率值。其配置代码主要在初始化函数TIM2_Cap_Init(void),以及中断响应函数TIM2_IRQHandler(void)之中。

6)、利用串口发送和接收数据;串口发送和接收采用DMA方式,从MCU的串口1输出,波特率为9600;主要代码包含在DMA初始化函数Uart1_DMA_Init(u32baudRate)以及串口中断处理函数USART1_IRQHandler(void)中。

7)、通过程序将步骤6)中的滤波进行放大;

8)、自适应滤波滤除基线漂移;当MCU定时器捕获到高电平上升沿时,计数器开始计数,等到下一个上升沿时,停止计数,程序读取出频率值,获得最初的信号;通过自适应滤波的算法来抑制基线漂移,其主要代码函数是u16avgdata(u16datatemp),这是一个实时的系统,单一数据逐个通过函数体,便自动将基线稳定在512处。

9)、通过低通滤波算法滤除高频干扰;低通滤波算法的主要的程序包含在函数u16lpfilt_ired(u16datum,int init)中,参数datum表示输入的信号值,init是一个标志位,用来反应滤波参数;该函数体也是一个实时的开环函数体,可以用于数据的实时滤波;

信号滤除基线后,仍然存在包括工频干扰在内的高频干扰,为了滤除这部分干扰,本设计采用一种简化的FIR滤波算法,该算法简化了FIR滤波算法中的系数,使计算更快速高效。

10)、基于基线的线性放大

经过上述步骤9)的滤波,将信号稳定之后,通过基于基线的线性放大算法,将信号线性放大,同时也对信号进行了平滑滤波;

其主要代码在函数u16ScalePleth(u16data,float gain)中,参数data是输入的数据,gain是线性放大倍数。

11)、有效光谱信息的提取

所述有效光谱信息的提取是基于脉搏波的检测,以消除脉搏对光程的影响;当心脏射血至皮肤的毛细血管时,毛细血管会扩张,此时红外光在人体的光程发生变化,这部分变化全来自血管的扩张量。因此本设计采用了一种新的基于心脏QRS波的脉搏波检测法。脉搏波的检测函数主要包含在函数u16HR_check(u16Reddata)中,该段代码能提取出脉搏波的特征值,并计算出实时心率值。

12)、建模分析

将检测到的脉搏波数据送回PC端,利用MATLAB软件进行建模仿真。

一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于医药工程和光电设备技术领域,涉及一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法。

背景技术

[0002] 目前,糖尿病患者测血糖浓度通常是到医院或者在家中自我检测,通常都是有创或者微创的检测方法:经过静脉采血或者针刺毛细血管丰富的组织微创采血后,进行比较精确的生化酶法检测。这些检测方法通常生化试剂消耗量大、检测时间漫长、采血通常给患者带来了痛苦和不便,并且长期采血检测提高组织的痛神经的敏感性,甚至使得血管组织硬化结痂。

[0003] 在上述背景下,利用近红外光谱分析方法研究无创血糖检测,构建一个远程无创血糖检测系统,采用傅立叶变换衰减全反射红外光谱法(ATR-FTIR),使其具有良好的精度和稳定性,以便血糖检测方式多样化、无创化。这种近红外光谱分析法检测血糖可以大大提高血糖检测的频度,进而实现几乎是连续的血糖检测,实现血糖浓度的闭环控制,从而大大降低血糖病患者并发症发生的危险性,提高诊疗效果。而且红外无创血糖检测技术能更方便的移植到其他的人体成分的检测当中,其应用推广前景巨大。远程便携式的无创血糖检测仪可以实现家庭化自我检测,并且可以自动的帮助患者存储上传检测数据,极大地方便了患者的血糖检测。

发明内容

[0004] 本发明针对现有的技术存在的上述问题,提供一种远程近红外光谱血糖检测仪,本发明所要解决的技术问题是如何实现人体血糖无创远程检测。

[0005] 本发明的目的可通过下列技术方案来实现:一种远程近红外光谱血糖检测仪,其特征在于,本检测仪包括:供电装置、红外发光系统、红外接收装置、信息处理器、蓝牙模块和移动客户端,所述供电装置负责整个检测仪的电源供应,所述红外发光系统产生光波照射人体的血液采集部位,所述红外接收装置接收从人体的血液采集部位反射回来的光波、并将该光波信号转换为频率信号,所述信息处理器将红外接收装置传输的频率信号进行分析处理、并将分析处理后的血液信息通过蓝牙模块传输至移动客户端。

[0006] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述供电装置包括由PC机的USB接口提供+5V电源、电压转换芯片、电源稳压电路和串口转换芯片;

[0007] 进一步的,所述电压转换芯片的型号为AMS1117;所述串口转换芯片的型号为CH340G。

[0008] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述红外发光系统包括双波长红外-红光发光管和红外发光控制电路。

[0009] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述红外接收装置包括红外接收管和MCU控制器,所述红外接收管和MCU控制器相连;

[0010] 进一步的,所述红外接收管的型号为TSL237T,所述MCU控制器包括控制器TIM4、控制器TIM3和计数器TIM2。

[0011] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述信息处理器为STM32F103C8T6系列芯片。

[0012] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述蓝牙模块为HM11模块。

[0013] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述移动客户端能够将信息传递至云端,并由云端存储和分析。

[0014] 在上述的一种远程近红外光谱血糖检测仪中,所述双波长红外-红光发光管中的红外发光管和红光发光管共一个阳极,所述红光发光管的发光压降最小为2.4V,所述红外发光管的最小发光压降为1.5V,它们的最大工作电流均为20mA,所述红光发光管发出660nm的红光,所述红外发光管发出660nm、940nm、1410nm和1540nm的红外光。

[0015] 其中660nm以及940nm是对葡萄糖浓度不敏感的谱区,1410及1540是对葡萄糖浓度敏感的谱区。

[0016] 本发明还提供一种通过远程近红外光谱血糖检测仪检测人体血糖的方法,其特征在于,本方法包括如下步骤:

[0017] 1)、通过双波长红外-红光发光管采集人体手指处的反射光波;持续3~10s,获取人体血液对应的光波信号;

[0018] 2)、红外接收管接收步骤1)中的光波信号,并将该光波信号转换为频率信号后,发回给MCU的定时器中断口,使MCU获得带光波信息的频率值。

[0019] 3)、通过定时器TIM4获得PWM基准频率控制双波长红外-红光发光管的反光亮度。

[0020] 利用STM32F103C8T6的定时器TIM4来控制PWM的基准频率,分别映射MCU的GPIO_PIN_6和GPIO_Pin_7;

[0021] 4)、利用TIM3定时器控制各发光管的放光频率及放光时序

[0022] 本系统的各发光管的放光频率是由STM32F103C8T6的定时器TIM3控制的,定时器TIM3按固定时序产生中断,在中断处理程序中进行数据的采集与处理。

[0023] 5)、利用输入中断获得红外接收管光强信息

[0024] TSL237T输出的方波频率信号接入STM32F103C8T6的中断入口,中断输入捕获模式,利用计数器TIM2标记捕获的两个上升沿之间的间隔,计数器TIM2的输出值即为接收到的频率值。其配置代码主要在初始化函数TIM2_Cap_Init(void),以及中断响应函数TIM2_IRQHandler(void)之中。

[0025] 6)、利用串口发送和接收数据

[0026] 本系统的串口发送和接收采用DMA方式,从MCU的串口1输出,波特率为9600。主要代码包含在DMA初始化函数Uart1_DMA_Init(u32baudRate)以及串口中断处理函数USART1_IRQHandler(void)中。

[0027] 7)、信号的滤波放大

[0028] 本系统的中数字信号的处理相对复杂,反馈回路较多,下面以滤波放大为例子,介绍基本的信号处理程序。

[0029] 8)、自适应滤波滤除基线漂移

[0030] 当MCU定时器捕获到高电平上升沿时,计数器开始计数,等到下一个上升沿时,停

止计数,程序读取出频率值,获得最初的信号;通过自适应滤波的算法来抑制基线漂移,其主要代码函数是u16 avgdata(u16 datatemp),这是一个实时的系统,单一数据逐个通过函数体,便自动将基线稳定在512处。

[0031] 9)、通过低通滤波算法滤除高频干扰

[0032] 低通滤波算法的主要的程序包含在函数u16 lpfilt_ired(u16 datum,int init)中,参数datum表示输入的信号值,init是一个标志位,用来反应滤波参数;该函数体也是一个实时的开环函数体,可以用于数据的实时滤波。

[0033] 信号滤除基线后,仍然存在包括工频干扰在内的高频干扰,为了滤除这部分干扰,本设计采用一种简化的FIR滤波算法,该算法简化了FIR滤波算法中的系数,使计算更快速高效。

[0034] 10)、基于基线的线性放大

[0035] 经过上述步骤9的滤波,稳定信号,通过基于基线的线性放大算法,将信号线性放大,同时也对信号进行了平滑滤波;

[0036] 其主要代码在函数u16 ScalePleth(u16 data,float gain)中,参数data是输入的数据,gain是线性放大倍数。

[0037] 11)、有效光谱信息的提取

[0038] 所述有效光谱信息的提取是基于脉搏波的检测,以消除脉搏对光程的影响。

[0039] 当心脏射血至皮肤的毛细血管时,毛细血管会扩张,此时红外光在人体的光程发生变化,这部分变化全来自血管的扩张量。因此本设计采用了一种新的基于心脏QRS波的脉搏波检测法。脉搏波的检测函数主要包含在函数u16 HR_check(u16 Reddata)中,该段代码能提取出脉搏波的特征值,并计算出实时心率值。

[0040] 12)、建模分析

[0041] 将检测到的脉搏波数据送回PC端,利用MATLAB软件进行建模仿真。

附图说明

[0042] 图1是本检测仪中硬件系统的框图。

[0043] 图2是葡萄糖红外线吸收光谱图。

[0044] 图3是适于本光波检测血糖的全反射原理图。

[0045] 图4是本检测仪中电压转换芯片的内部框图。

[0046] 图5是本检测仪中电压转换芯片AMS1117的引脚图。

[0047] 图6是电压转换芯片AMS1117的典型应用示意图。

[0048] 图7是本检测仪中串口转换芯片的引脚封装图。

[0049] 图8是本检测仪中电源稳压电路的电路原理图。

[0050] 图9是本检测仪中串口转换芯片的原理图。

[0051] 图10是本检测仪中信息处理器STM32F103C8T6系列芯片的引脚封装图。

[0052] 图11是本检测仪中红外发光管的控制电路原理图。

[0053] 图12是本检测仪中信息处理器STM32F103C8T6的最小系统原理图。

[0054] 图13是本检测仪中红外发光管的引脚图。

[0055] 图14是本检测仪中红外发光管的射野分布图。

- [0056] 图15是本检测仪中红外接收管TSL237T的引脚封装图。
- [0057] 图16是本检测仪中红外接收管TSL237T的原理图。
- [0058] 图17是本检测仪中蓝牙模块的原理示意图。
- [0059] 图18是本检测仪中蓝牙模块的引脚封装图。
- [0060] 图19是本检测仪中蓝牙模块的引脚定义图。
- [0061] 图20是本检测仪中蓝牙模块的数据传透原理图。
- [0062] 图21是本检测仪中通过双波长发光管进行红外检测的电路图。
- [0063] 图22是本检测仪中信息处理器的部分电路原理图。
- [0064] 图23是本检测仪的检测流程的示意框图。
- [0065] 图24是本检测仪血糖浓度建模分析仿真图。

具体实施方式

[0066] 以下是本发明的具体实施例并结合附图,对本发明的技术方案作进一步的描述,但本发明并不限于这些实施例。

[0067] 本检测仪包括:供电装置、红外发光系统、红外接收装置、信息处理器、蓝牙模块和移动客户端,供电装置负责整个检测仪的电源供应,红外发光系统产生光波照射人体的血液采集部位,红外接收装置接收从人体的血液采集部位反射回来的光波、并将该光波信号转换为频率信号,信息处理器将红外接收装置传输的频率信号进行分析处理、并将分析处理后的血液信息通过蓝牙模块传输至移动客户端。

[0068] 本检测仪的理论基础来源:从图2中可以看出葡萄糖能在1100-1300nm波段有二阶倍频吸收峰,在1500-1800nm段有一阶倍频吸收峰,光波经过人体检测部位经过如图3所示的全反射后,在此进行接收,然后对接收的光波信息进行处理,获取对应的血糖的数据。

[0069] 如图1所示,PC机的USB串口为系统提供+5V电源,经电压转换芯片AMS1117转换为+3.3V后为系统供电;MCU采集TSL237红外接收管的数据,分析处理后可以通过串口转换芯片回传给PC机,也可以利用串口发给蓝牙模块;蓝牙模块将数据发送个手机客户端后进行显示存储,手机端亦可通过互联网连接至云端存储分析数据。

[0070] 本检测仪的供电是由PC机的USB接口提供+5V电源,再经电压转换芯片降压稳压处理,供给整个系统,再通过串口转换芯片将USB转USART与MCU通信,电压转换芯片采用AMS1117,AMS1117是一个正向低压降的芯片,在1A电流下压降仅为1.2V,AMS1117分为两个版本:固定输出电压版本和可调输出电压版本,固定输出电压为1.5V、1.8V、2.5V、2.85V、3.0V、3.3V、5.0V,具有1%的精度,AMS1117内部集成过热保护和限流保护电路,使用简便。

[0071] 本检测仪所选的电压转换芯片型号是AMS1117-3.3,属于固定输出版,输出电压是3.3V,精度是1%。其内部框图如图4:AMS1117-3.3的稳压调整管是由一个PNP驱动的NPN管组成的,1A输出电流下漏失电压仅为1.2V。片内过热切断电路是为了提供过载和过热保护,防止温度过高烧坏芯片,其中过流保护和过热保护模块能够在应用电路在高温大电流工作状态下,保证芯片和系统的安全。而芯片的最大输入电压为12V,最大持续工作电流为800mA。

[0072] AMS1117的引脚图如图5所示,其可以在260℃下持续焊接八秒。典型应用如图6所示。本系统采用AMS1117-3.3芯片为系统提供了稳定的3.3V电压,对信号稳定性起着至关重

要的作用。

[0073] 电源稳压电路如图8所示,PC机USB端提供5V电压,经过电源开关S1后,接入一个热敏电阻,作为保险丝使用,电流为500mA。E1和E3两个钽电容的大小都是22 μ F,用来滤除电源的低频干扰;而C1和C2两个电容都是0.1 μ F的陶瓷电容,用来滤除电源的高频干扰。另外D1和D2两个稳压管分别对3.3V电源和5V电源起着稳定作用,防止反向击穿。最后R1和DS2共同组成了电源指示灯,起着指示电源的作用。

[0074] PC机通常采用USB接口,而MCU则通常采用通用同步异步收发(USART)等串口,在它们之间通讯时,往往需要进行接口电平的转换。串口转换芯片CH340G能够实现USB转串口、USB转IrDA红外以及USB转打印口。在串口工作方式下,CH340G可以提供常用的模拟信号,用于为计算机扩展异步串口,或者直接将普通的串口设备升级到USB总线。

[0075] CH340G芯片作为USB转异步串口转换芯片,选用SOP16封装,其引脚封装如图7所示。

[0076] CH340G芯片内置了USB上拉电阻,因而UD+和UD-引脚可以直接连接到USB总线上。并且CH340G芯片内部设置有电源上电复位电路,故无需额外添加复位电路。但是CH340G内部不含晶振,需要外围电路在XI和X0引脚间连接一个12MHz的晶体,并分别为XI和X0引脚对地连接约20pF的匹配振荡电容。

[0077] CH340G芯片支持3.3V以及5V两种电源电压,本设计为了与PC端USB电平匹配,选用5V供电系统。在5V工作电压时,从CH340G芯片的VCC引脚输入外部5V电源,另外V3引脚需要对地连接一个0.01 μ F的电源退耦电容。

[0078] 异步串口方式下工作时,CH340G的主要数据传输引脚包括:TXD引脚和RXD引脚。串口输入空闲时,RXD为高电平;串口输出空闲时,TXD为高电平。

[0079] 本设计以CH340G芯片为基础的USB转串口原理图如图9所示:C4和C5分别为电源的高通滤波电容和低通滤波电容;C6和C7都是22pF,是12MHz晶振Y1的匹配振荡电容;而C3是电源退耦电容。图中TXD和RXD引脚分别连接MCU的RXD和TXD引脚,与MCU进行串口通信。USB-D+和USB-D-端口直接与USB总线连接。

[0080] 图9中,C4和C5分别为电源的高通滤波电容和低通滤波电容;C6和C7都是22pF,是12MHz晶振Y1的匹配振荡电容;而C3是电源退耦电容。图中TXD和RXD引脚分别连接MCU的RXD和TXD引脚,与MCU进行串口通信。USB-D+和USB-D-端口直接与USB总线连接。

[0081] 红外发光系统:

[0082] 红外发光系统选用的发光管是双波长红外、红光发光管。可以发出660nm红光以及四种不同波长的红外光。其原理图如图13所示,该发光管集成了一个660nm红光发光管和一个红外发光管,这两个发光管共一个阳极,红光发光管的发光压降最小为2.4V,红外发光管的最小发光压降为1.5V,它们的最大工作电流均为20mA。本红外发光系统的光束辐射区域集中,如图14所示,其中 $W=0.172\text{inch}$, $A=0.032\text{inch}$;F.O.V表示射野角。

[0083] 红外发光控制电路:

[0084] 本红外发光控制电路利用PWM调光原理,通过三极管来控制红外发光模块的发光时序,并不断调节光强,使四种波段的LED有规律的发光;本红外发光控制电路利用MCU输出PWM波形控制CMOS管的关断,从而控制发光管的发光亮度。其原理图如图11所示,此图是一个发光管的控制图,图中P5代表发光管的三个不同引脚,第2引脚输入3.3V电源,另外两个

引脚Redout-1和IRedout-1分别连接三极管的集电极。Red和IRed-1分别连接MCU的两个不同的IO口,这两个IO口输出特定的PWM脉冲调制序列。脉冲经过R7和R8两个1K的限流电阻,输入三极管的基极,控制三极管的关断,在集电极输出我们需要的电压波形。这样就能通过MCU直接控制发光管的发光。

[0085] 红外接收管:

[0086] 红外接收管TSL237T集成了硅光电二极管以及电流-频率转换器,从而将光强信号直接转化为频率信号。TSL237T输出的是50%占空比的方波,可以直接和MCU的定时器相连。其封装引脚图如图15所示:VDD和GND是电源端,电压范围在2.7-5.5V之间,OE是输出使能端,当OE引脚为低电平时,OUT脚向外输出方波信号。

[0087] 利用TSL237T接收反射回来的光线,输出为不同频率的方波,该方波脉冲接入MCU定时器可获得频率信号,该频率信号,反应了反射光的强度;原理图如图16所示:P9表示TSL237T接收管,其第1和第3引脚都接地,第四引脚接3.3V电源,陶瓷电容C16。第一引脚OE接地,表示输出使能已经打开,模块通电后即可向外输出方波,50%大小为0.1uF,作用是去除电源的耦合作用;占空比的方波是有第二引脚输出的,TSL237OUT接口直接与SEM32F103C8T6的第十一引脚相连,这个引脚是该MCU的定时器TIM2的输入脚;输入方波在MCU的定时器引脚转换为频率信号,反应光强信息。

[0088] 信息处理器:

[0089] 信息处理器为STM32F103系列芯片,它是由意法半导体(ST)公司设计生产的,基于32Bit-ARM Cortex™-M3内核,搭载有64或128K字节闪存、USB、CAN、7个定时器、2个ADC以及9个通信接口。

[0090] 32Bit-ARM的Cortex™-M3处理器是最新一代的嵌入式ARM处理器,它创建了一个低成本的平台,缩减了引脚数目,降低了整体系统功耗,同时具有卓越的计算性能以及先进的中断系统响应;相比传统的8位或者16位的MCU在代码执行效率上取得了极大地提高;STM32F103XX增强型系列是ARM内核,因此它与所有的ARM工具和软件兼容,其封装图如图10所示:

[0091] STM32F103系列芯片的最小系统:

[0092] 包括晶振、复位以及SWD调试口,其原理图如图12所示:图中P1是SWD调试接口,用来对MCU进行烧写调试;P2和P3是两排插针,主要是用于串口线的转接,可以人为自由控制串口数据流向,选择上传至上位机或者传至蓝牙模块;Y2是一个8MHZ的晶体振荡器,与C13和C14两个22pF的匹配电容一起组成了MCU的外部晶振;C15、R5以及KEY1共同组成了系统的复位电路,系统上电自行复位,也可按下复位开关进行复位;C9、C10、C11和C12是电源的滤波电容;R4是Boot0引脚的下拉电阻;而R5以及DS3共同组成了程序运行状态指示灯。

[0093] 蓝牙模块:

[0094] 本设计利用Bluetooth 4.0模块将数据无线上传给手机客户端进行存储显示;数据的通信利用蓝牙HM11模块;

[0095] 使用深圳迈迪特公司生产的蓝牙HM11模块来实现蓝牙4.0传输;模块可以工作在桥接模式(透传模式)和直驱模式;在桥接工作模式下,用户CPU可以通过模块的通用串口和移动设备进行双向通讯,也可以通过指定的串口AT指令,对某些通讯参数进行管理控制;在直驱工作模式下,用户对模块进行简单外围扩展,APP就可以直接通过BLE协议对模块进行

驱动,实现智能移动设备对模块的控制。两种模式如图17所示。

[0096] 采用的是桥接模式,通过蓝牙模块实现数据的透传,连接MCU与手机客户端,实现二者间的通讯。

[0097] 蓝牙HM11的引脚封装图如图18所示,蓝牙HM11引脚定义如图19所示:

[0098] 根据相关引脚定义,本设计的蓝牙透传模块的电路图如图20所示:BLE_TX和BLE_RX端分别与MCU的RXD以及TXD连接,实现蓝牙模块与MCU的串口通讯;R3和DS1共同组成了蓝牙连接状态指示灯,与手机连接时常亮,与手机连接断开时以1HZ的频率闪亮;C8和E3分别滤除电源的高频干扰和低频干扰;R2为PI00的上拉电阻。

[0099] 其中,BLE_TX和BLE_RX端分别与MCU的RXD以及TXD连接,实现蓝牙模块与MCU的串口通讯;R3和DS1共同组成了蓝牙连接状态指示灯,与手机连接时常亮,与手机连接断开时以1HZ的频率闪亮;C8和E3分别滤除电源的高频干扰和低频干扰;R2为PI00的上拉电阻。

[0100] 移动客户端的架构:

[0101] 本系统设计了手机客来存储显示数据,并将数据回传给云端,在云端再进行分析存储;手机客户端必须支持android4.0以上或IOS7.0以上,需要支持蓝牙BLE4.0,支持3G、4G或者WIFI网络。目前最新的智能手机基本上都能满足这一基本要求,在客户端进行脉搏波形的显示,并显示相关的血糖血氧以及心率等信息。

[0102] 其中,云服务器是基于windows的服务器,可以实现网络用户的数据处理、文件共享、Internet接入及简单数据库应用;在云服务端,用户的可以自由的下载或者查询过去的测量信息。

[0103] 整合之后,图21是本检测仪中通过双波长发光管进行红外检测的电路图;图22是本检测仪中信息处理器的部分电路原理图。

[0104] 如图23所示,检测方法如下:

[0105] 1)、通过双波长红外-红光发光管采集人体手指处的反射光波;持续3~10s,获取人体血液对应的光波信号;

[0106] 2)、红外接收管接收步骤1中的光波信号,并将该光波信号转换为频率信号后,发回给MCU的定时器中断口,使MCU获得带光波信息的频率值。

[0107] 3)、通过定时器TIM4获得PWM基准频率控制双波长红外-红光发光管的反光亮度的。

[0108] 利用STM32F103C8T6的定时器TIM4来控制PWM的基准频率,分别映射MCU的GPIO_PIN_6和GPIO_Pin_7;

[0109] 4)、利用TIM3定时器控制各发光管的放光频率及放光时序

[0110] 本系统的各发光管的放光频率是由STM32F103C8T6的定时器TIM3控制的,定时器TIM3按固定时序产生中断,在中断处理程序中进行数据的采集与处理。

[0111] 5)、利用输入中断获得红外接收管光强信息

[0112] TSL237T输出的方波频率信号接入STM32F103C8T6的中断入口,中断输入捕获模式,利用计数器TIM2标记捕获的两个上升沿之间的间隔,计数器TIM2的输出值即为接收到的频率值。其配置代码主要在初始化函数TIM2_Cap_Init(void),以及中断响应函数TIM2_IRQHandler(void)之中。

[0113] 6)、利用串口发送和接收数据

[0114] 本系统的串口发送和接收采用DMA方式,从MCU的串口1输出,波特率为9600。主要

代码包含在DMA初始化函数Uart1_DMA_Init(u32baudRate)以及串口中断处理函数USART1_IRQHandler(void)中。

[0115] 7)、信号的滤波放大

[0116] 本系统的中数字信号的处理相对复杂,反馈回路较多,下面以滤波放大为例子,介绍基本的信号处理程序。

[0117] 8)、自适应滤波滤除基线漂移

[0118] 当MCU定时器捕获到高电平上升沿时,计数器开始计数,等到下一个上升沿时,停止计数,程序读取出频率值,获得最初的信号;通过自适应滤波的算法来抑制基线漂移,其主要代码函数是u16 avgdata(u16 datatemp),这是一个实时的系统,单一数据逐个通过函数体,便自动将基线稳定在512处。

[0119] 9)、通过低通滤波算法滤除高频干扰

[0120] 低通滤波算法的主要的程序包含在函数u16 lpfilt_ired(u16 datum,int init)中,参数datum表示输入的信号值,init是一个标志位,用来反应滤波参数;该函数体也是一个实时的开环函数体,可以用于数据的实时滤波。

[0121] 信号滤除基线后,仍然存在包括工频干扰在内的高频干扰,为了滤除这部分干扰,本设计采用一种简化的FIR滤波算法,该算法简化了FIR滤波算法中的系数,使计算更快速高效。

[0122] u16 lpfilt_ired(u16 datum,int init)函数代码如下:

[0123]

```
u16 lpfilt_ired(u16 datum, int init)
{
    static long y1 = 0, y2 = 0;
    static u16 data[LPBUFFER_LGTH], ptr = 0;
    long y0;
    int output, halfPtr;
    if (init)
    {
        for (ptr = 0; ptr < LPBUFFER_LGTH; ++ptr)
            data[ptr] = 0;
        y1 = y2 = 0;
        ptr = 0;
    }
    halfPtr = ptr - (LPBUFFER_LGTH / 2);
    if (halfPtr < 0)
        halfPtr += LPBUFFER_LGTH;
    y0 = (y1 << 1) - y2 + datum - (data[halfPtr] << 1)
+ data[ptr];
    y2 = y1;
    y1 = y0;
    output = y0 / ((LPBUFFER_LGTH * LPBUFFER_LGTH) / 4);
    data[ptr] = datum;
    if (++ptr == LPBUFFER_LGTH)
        ptr = 0;
    return (output);
}
```

[0124] 10)、基于基线的线性放大

[0125] 经过上述步骤9的滤波,稳定信号,通过基于基线的线性放大算法,将信号线性放

大,同时也对信号进行了平滑滤波;

[0126] 其主要代码在函数u16 ScalePleth(u16 data,float gain)中,参数data是输入的数据,gain是线性放大倍数。

[0127] u16 ScalePleth(u16 data,float gain)函数主要代码如下:

[0128]

```
u16 ScalePleth(u16 data, float gain)
{
    u16 iso,temp,value = 0;
    iso = 512;
    value = ((float)(data * gain) - (float)((gain - 1.0)
* iso));
    return value;
}
```

[0129] 11)、有效光谱信息的提取

[0130] 所述有效光谱信息的提取是基于脉搏波的检测,以消除脉搏对光程的影响。

[0131] 当心脏射血至皮肤的毛细血管时,毛细血管会扩张,此时红外光在人体的光程发生变化,这部分变化全来自血管的扩张量。因此本设计采用了一种新的基于心脏QRS波的脉搏波检测法。脉搏波的检测函数主要包含在函数u16 HR_check(u16 Reddata)中,该段代码能提取出脉搏波的特征值,并计算出实时心率值。

[0132] 函数u16 HR_check(u16 Reddata)的主要代码如下:

```
u16 HR_check(u16 Reddata)
{
    u8 i,j;
[0133]    s16 diff,diff_MUL,diff1;
    u16 PR_temp,temp;
    Redcount++;
```

```
diff=Reddata-Reddatatemp;
gain1=gain_diff(diff);
if(Reddata<Red_min)
{
    Red_min = Reddata ;
    IRed_min = data_IRed;
}
if (diff>Diff_low&&diff<Diff_top)
{
    flag_diff=1;
    flag_HR=1;
}
else{flag_HR=2;}
[0134] if(flag_diff==1)
{
    diff_MUL=diff*difftemp;
    if(diff_MUL>Diff_top*Diff_top||diff_MUL<(-400))

    {
        flag_HR=3;
        flag_diff=0;
        Redcount=0;
        Redcounttemp=0;
    }
    else
    {
        if(diff_MUL<0 && diff_MUL>(-400))
```

```
{
    flag_diff=0;
    flag_HR=4;
    if(Redcounttemp==0)
    {
        Redcounttemp=Redcount;
    }
    else
    {
        RR_time=Redcount-Redcounttemp;
        Redcounttemp=Redcount;

        if(RR_time>(200/TimePoint)&&RR_time<(1500/TimePoint))
        {
[0135]         flag_HR=8;
            flag_diff=0;

            PR_temp=(60*1000)/(RR_time*TimePoint);
            SP02 =
            SP02_check(data_Red, data_IRed, gain1);
            Red_min = 512;
            IRed_min = 512;
            if(PRtempcount < 4)
            {
                PRbuffer[PRtempcount] = PR_temp;
                PRtempcount++;
            }
            else
```

```

        {
            PRbuffer[PRtempcount] = PR_temp;
            PRtempcount = 0;
            for(i=0;i<4;i++)
            {
                for(j=0;j<4;j++)
                {
                    if(PRbuffer[j]>PRbuffer[j+1])
                    {
                        temp=PRbuffer[j];
                        PRbuffer[j]=PRbuffer[j+1];
                        PRbuffer[j+1]=temp;
                    }
                }
            }
            PR=PRbuffer[2];
[0136] }
        else
        {
            lag_HR=6;
            flag_diff=0;
            Redcount=0;
            Redcounttemp=0;
        }
    }
}
else
{
    flag_HR=5;
}
```



```
        }  
    }  
    Reddatatemp=Reddata;  
[0137]    difftemp=diff;  
    return PR;  
}
```

[0138] 12)、建模分析

[0139] 如图24所示,将检测到的脉搏波数据送回PC端,利用MATLAB软件进行建模仿真。

[0140] 需要注释的是:申请人认为通过函数表示更能够清楚的为本领域技术人员提供技术参考和实施,部分原理通过程序函数表达,如有质疑,申请人亦可转换为对应的语言解释;部分常规函数在此不予细述;

[0141] 本文中所描述的具体实施例仅仅是对本发明精神作举例说明。本发明所属技术领域的技术人员可以对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,但并不会偏离本发明的精神或者超越所附权利要求书所定义的范围。

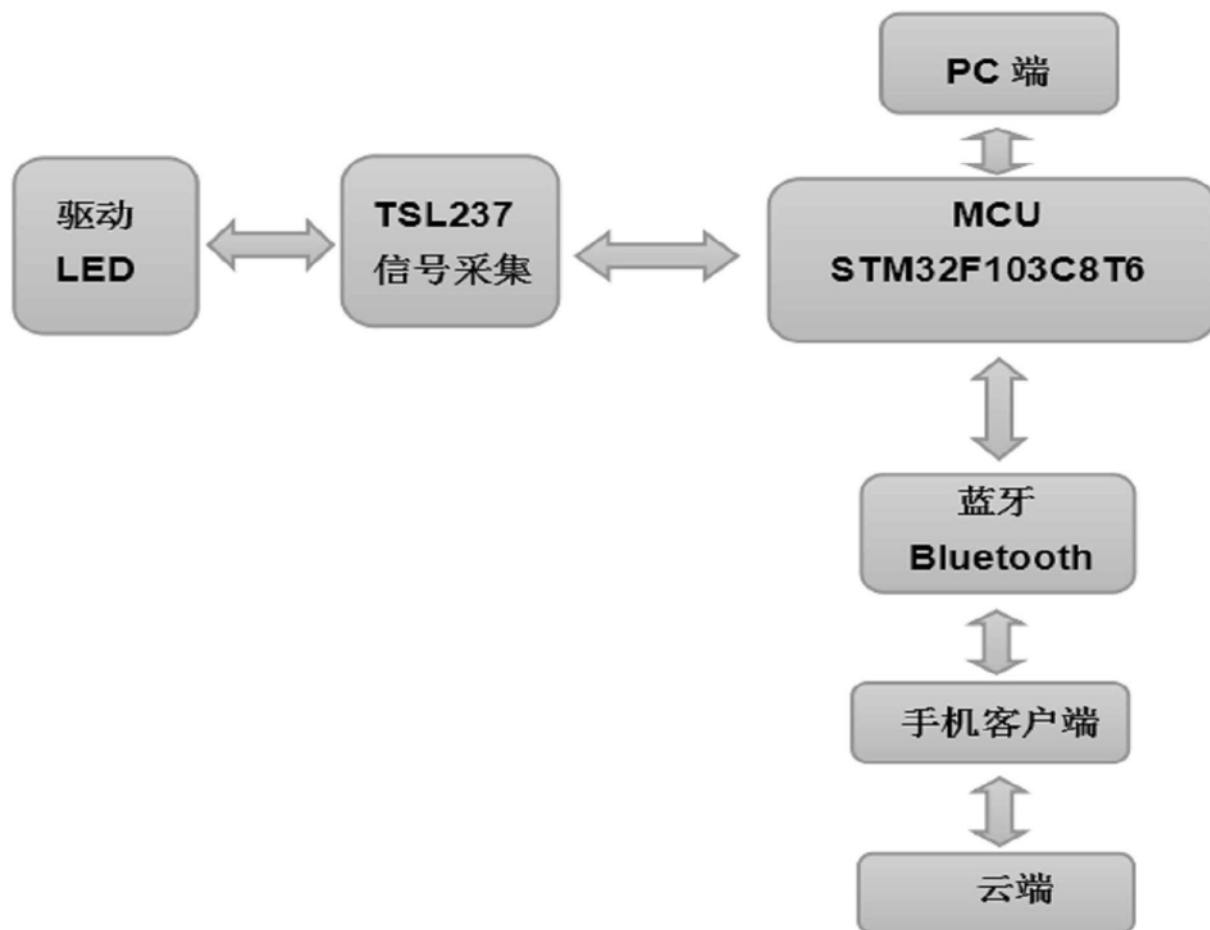


图1

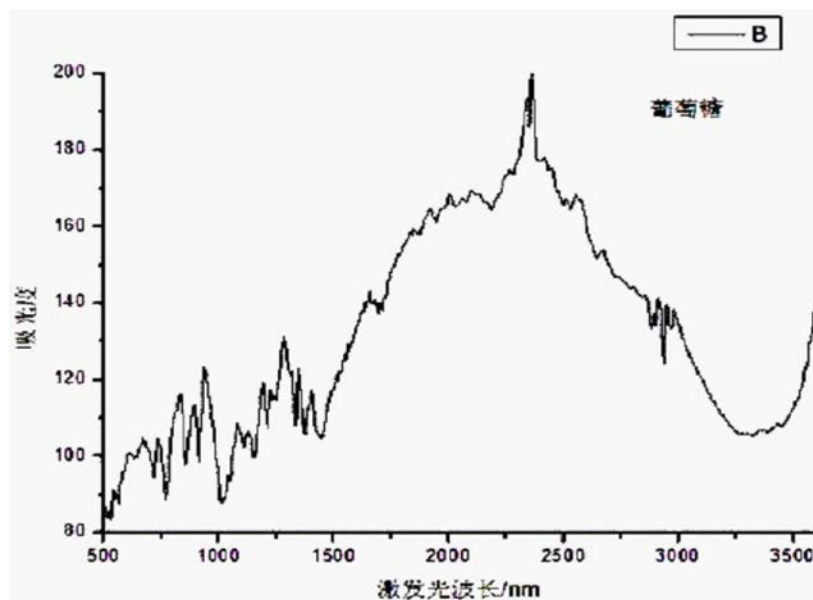


图2

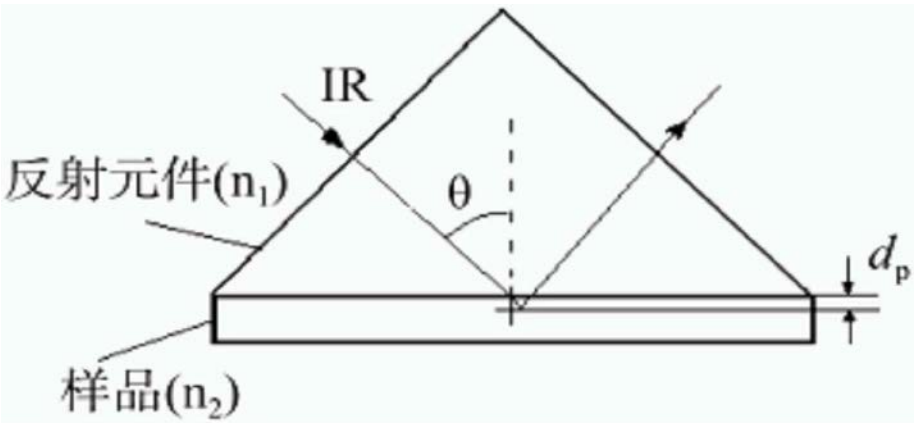


图3

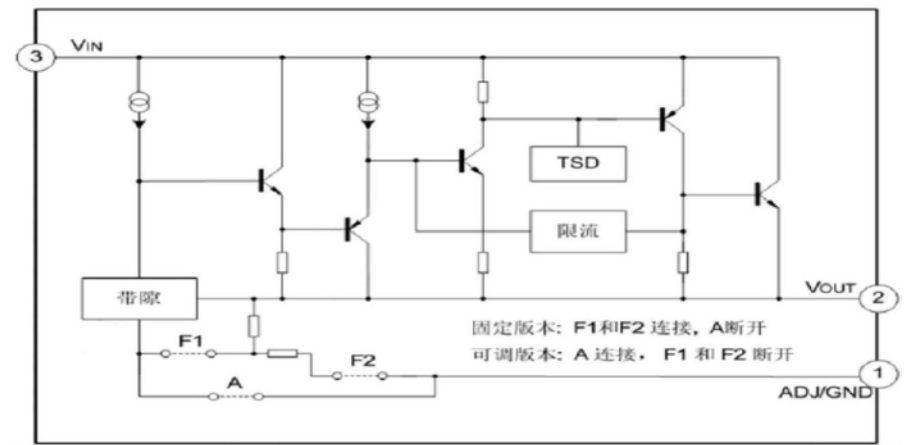


图4

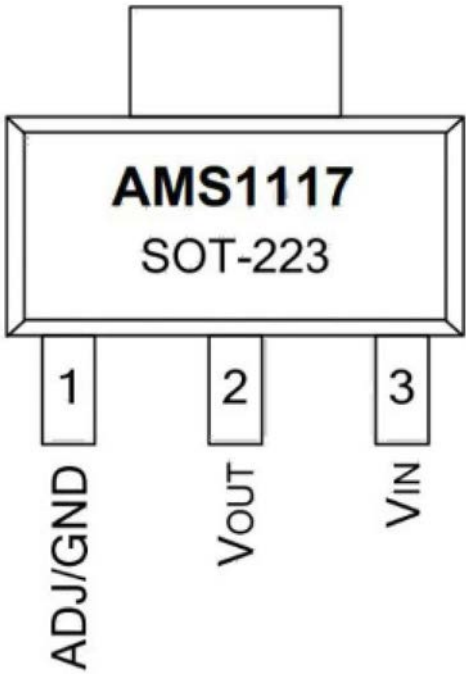


图5

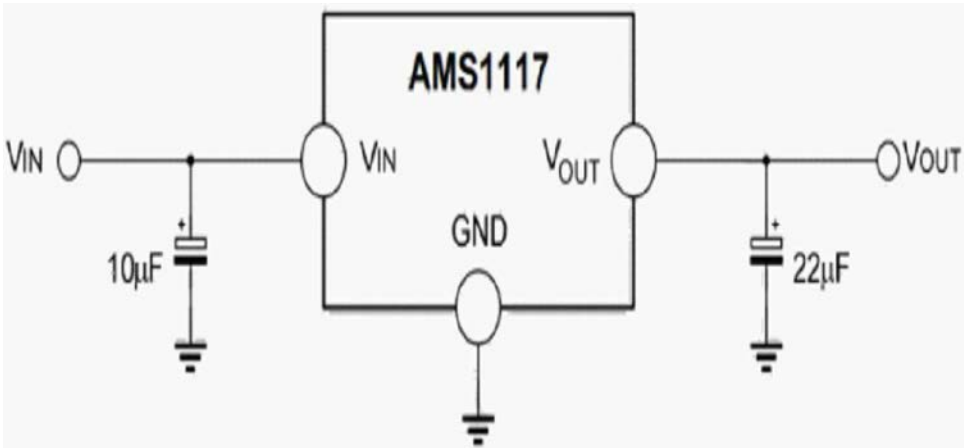


图6

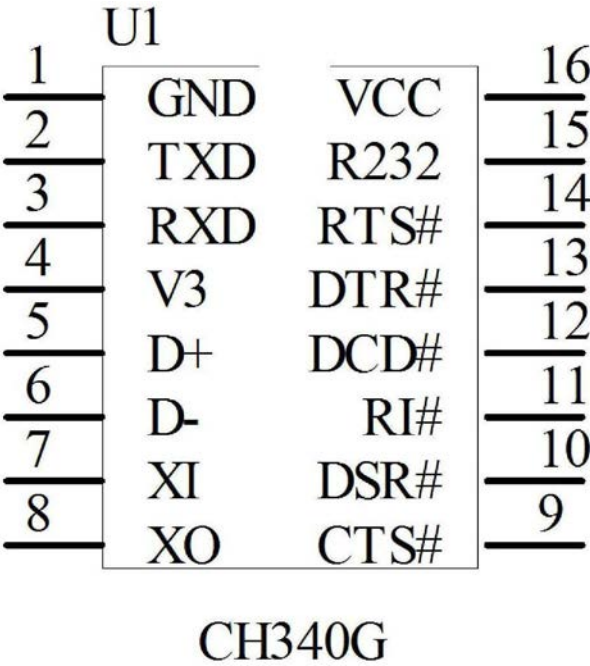


图7

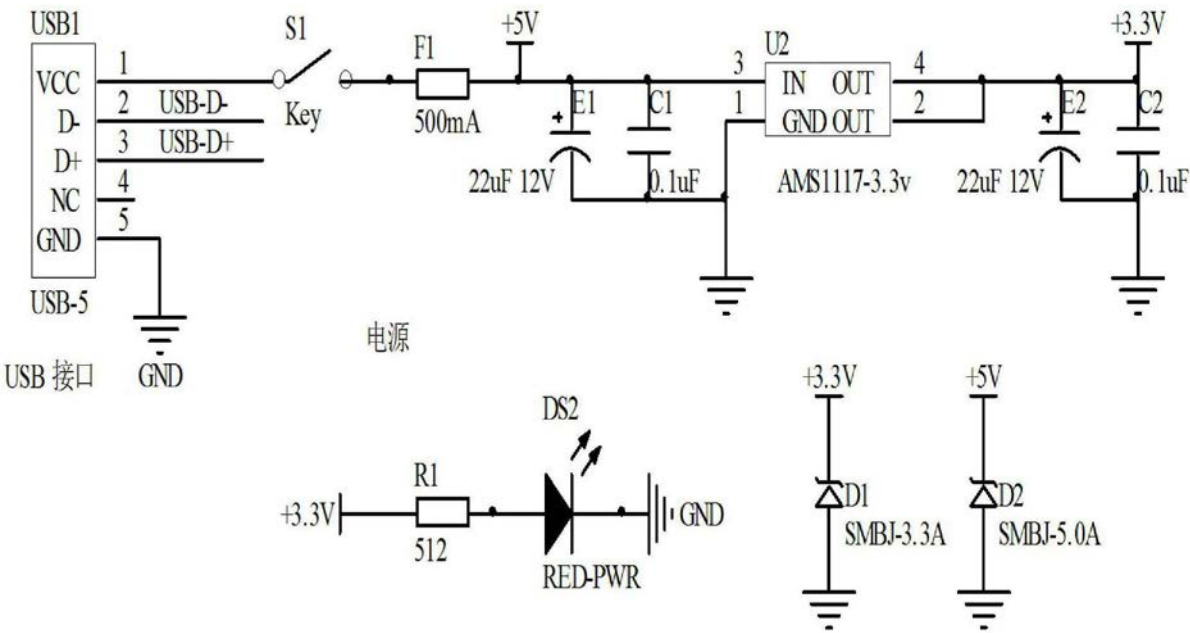


图8

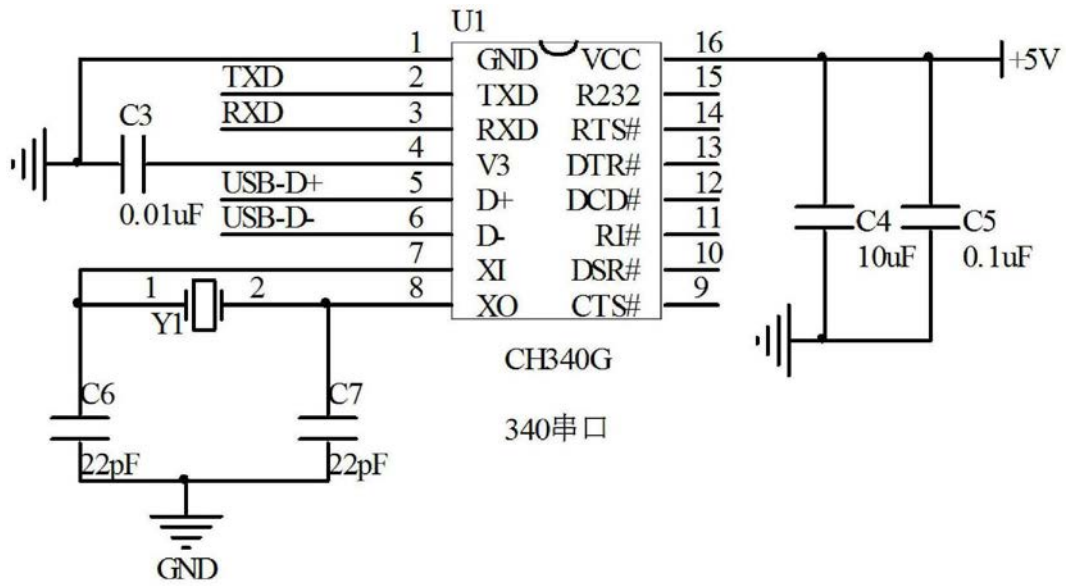


图9

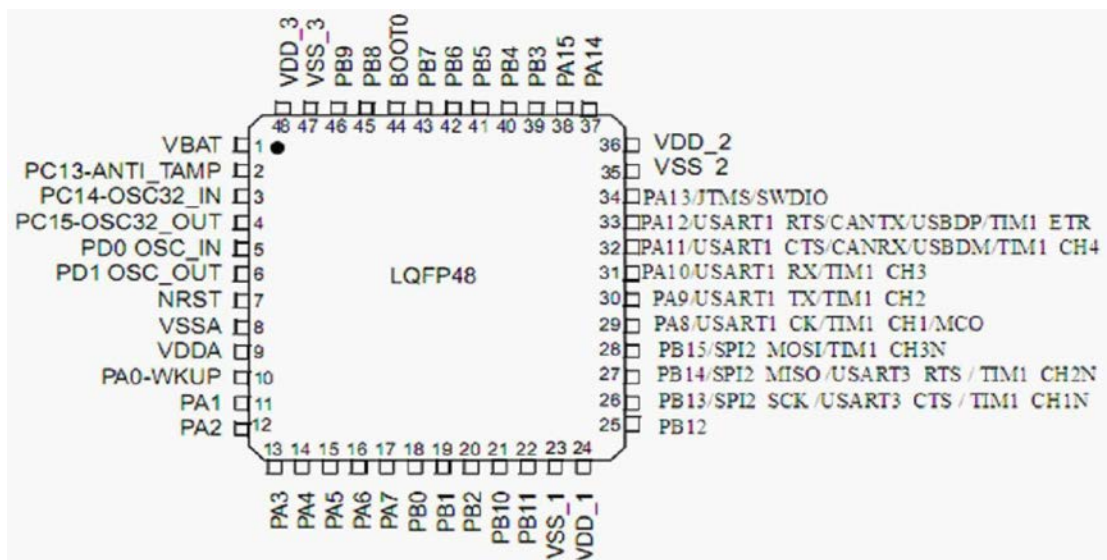


图10

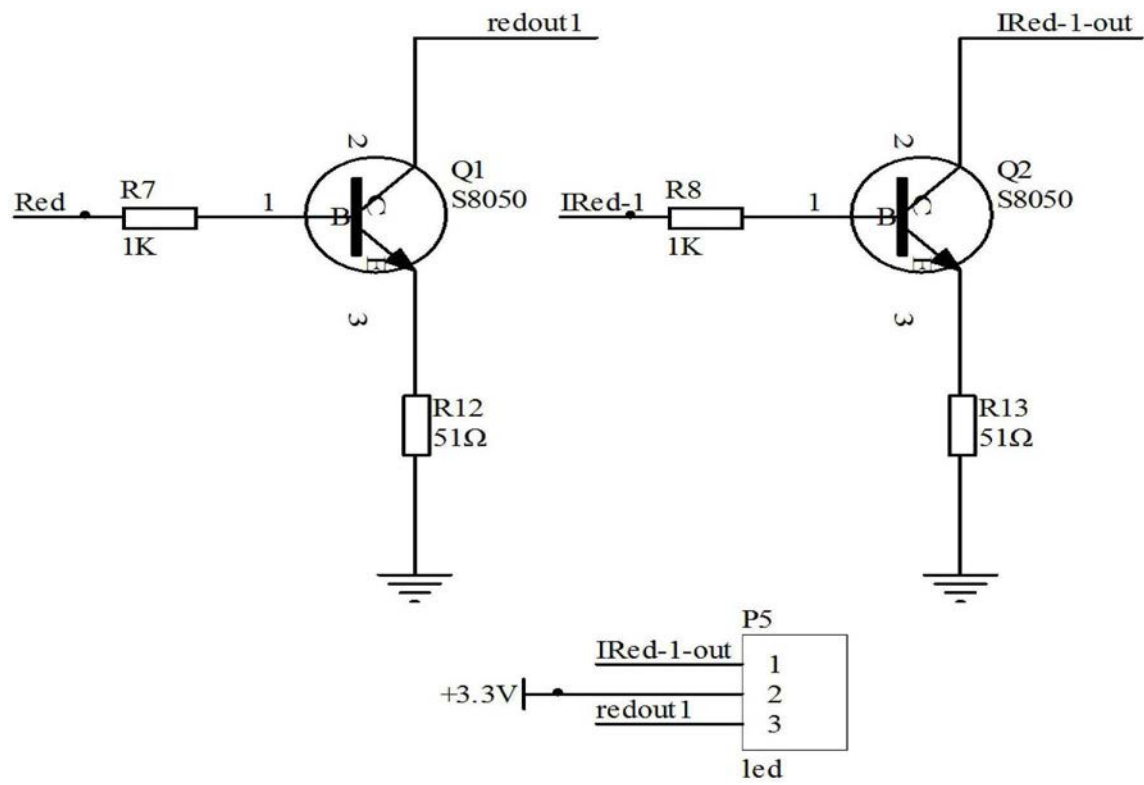


图11

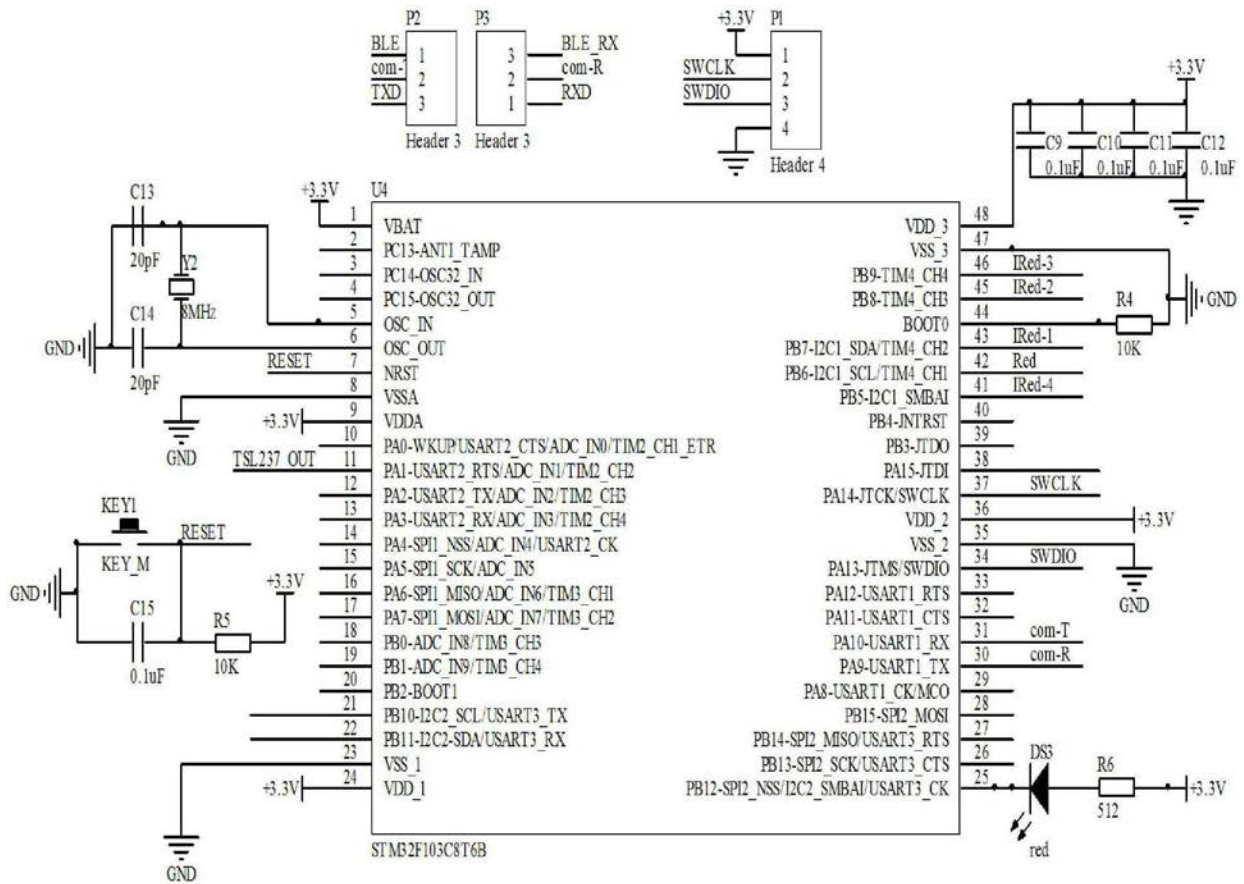


图12

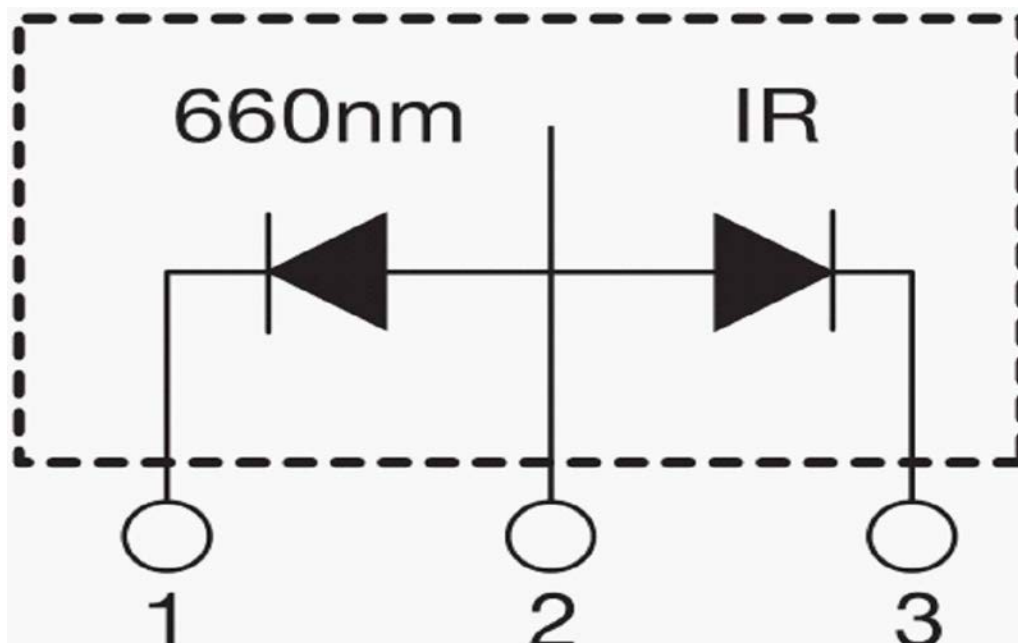


图13

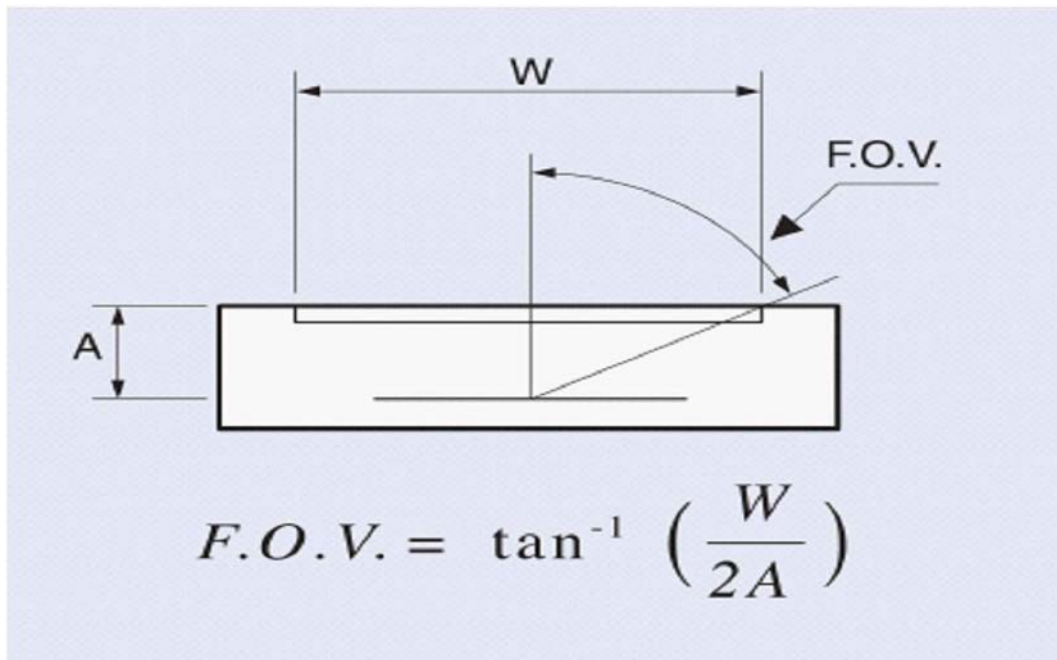


图14

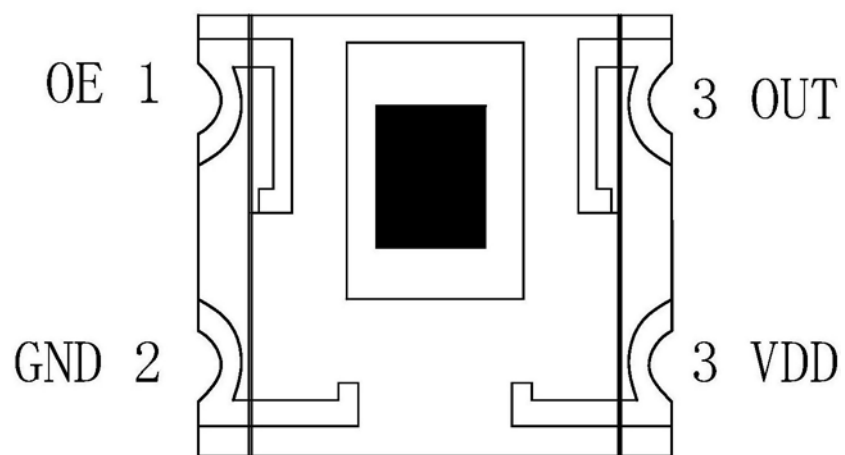


图15

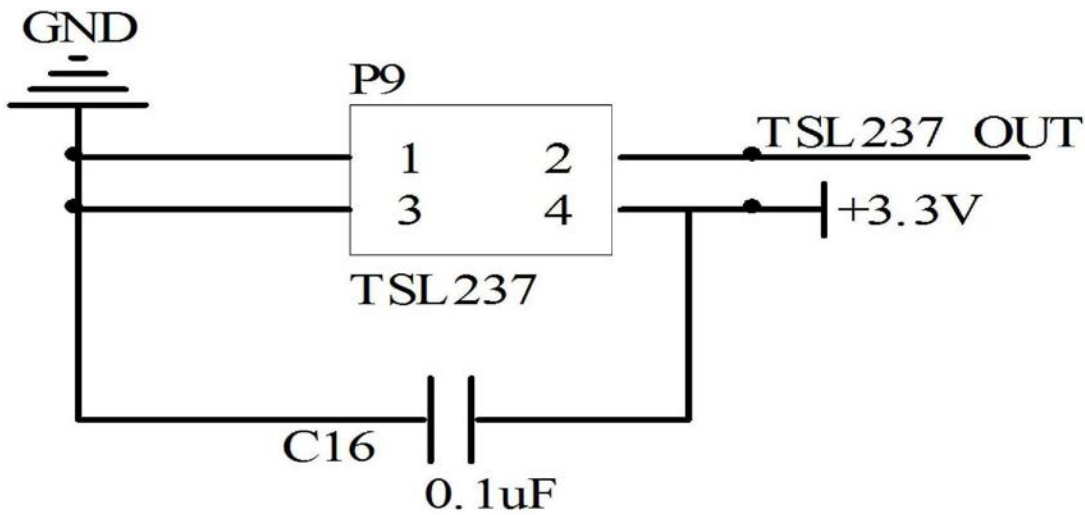


图16

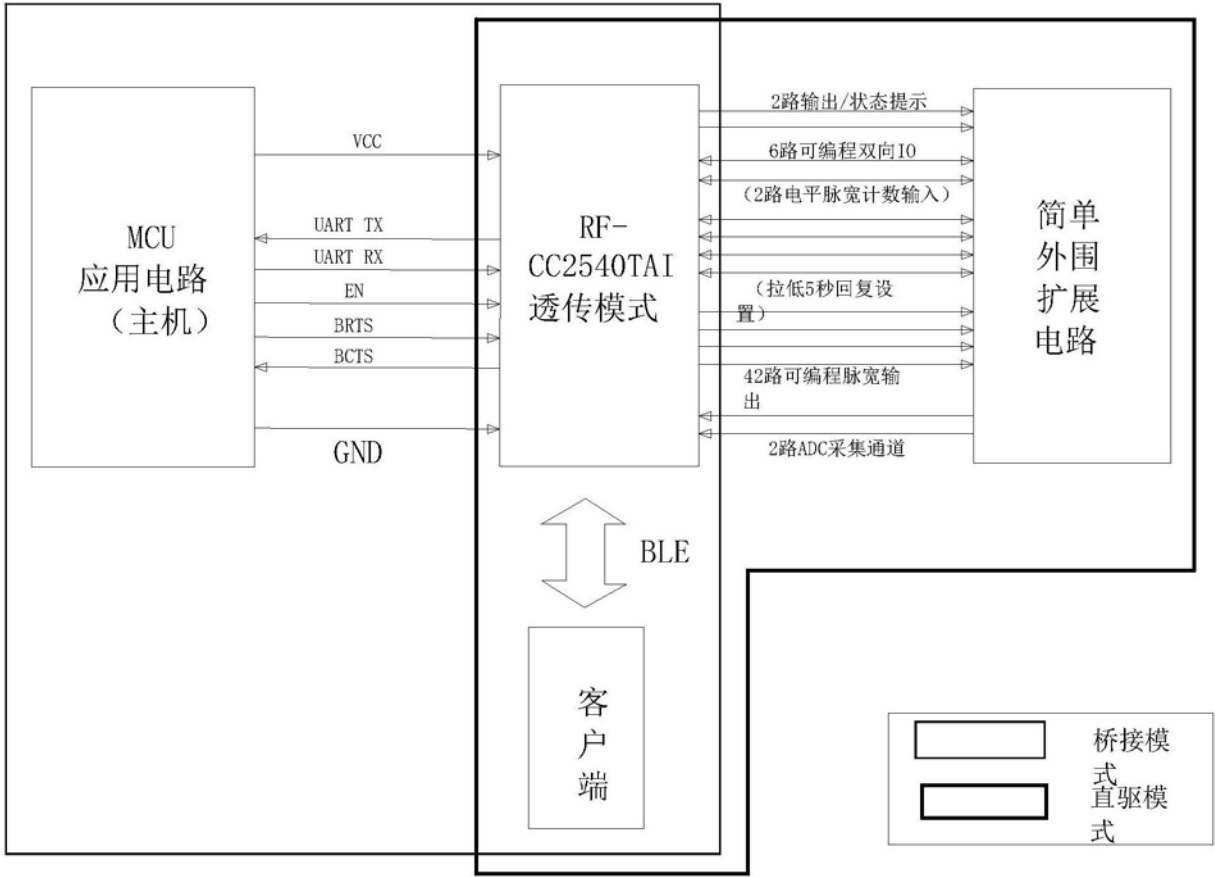


图17

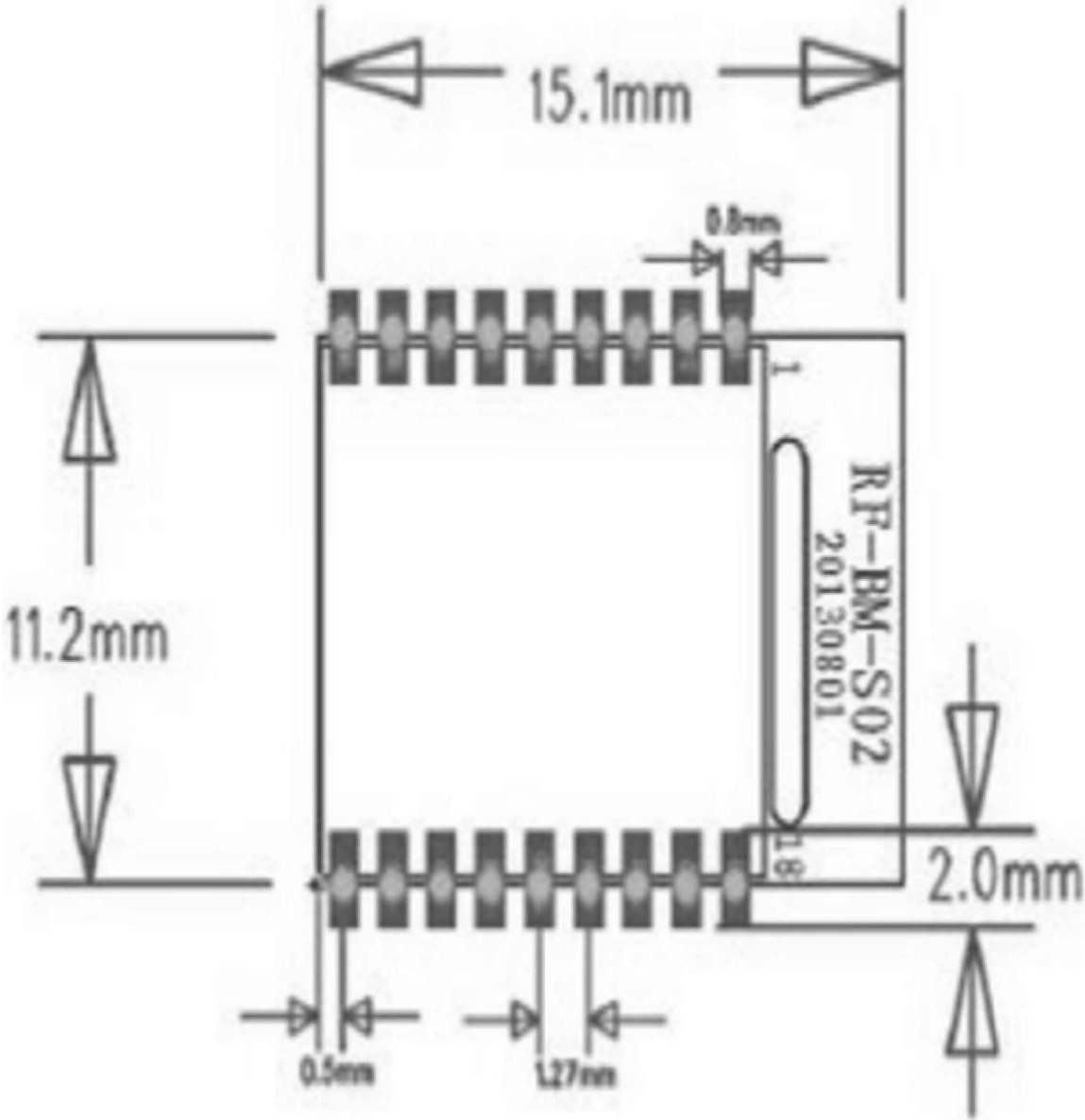


图18

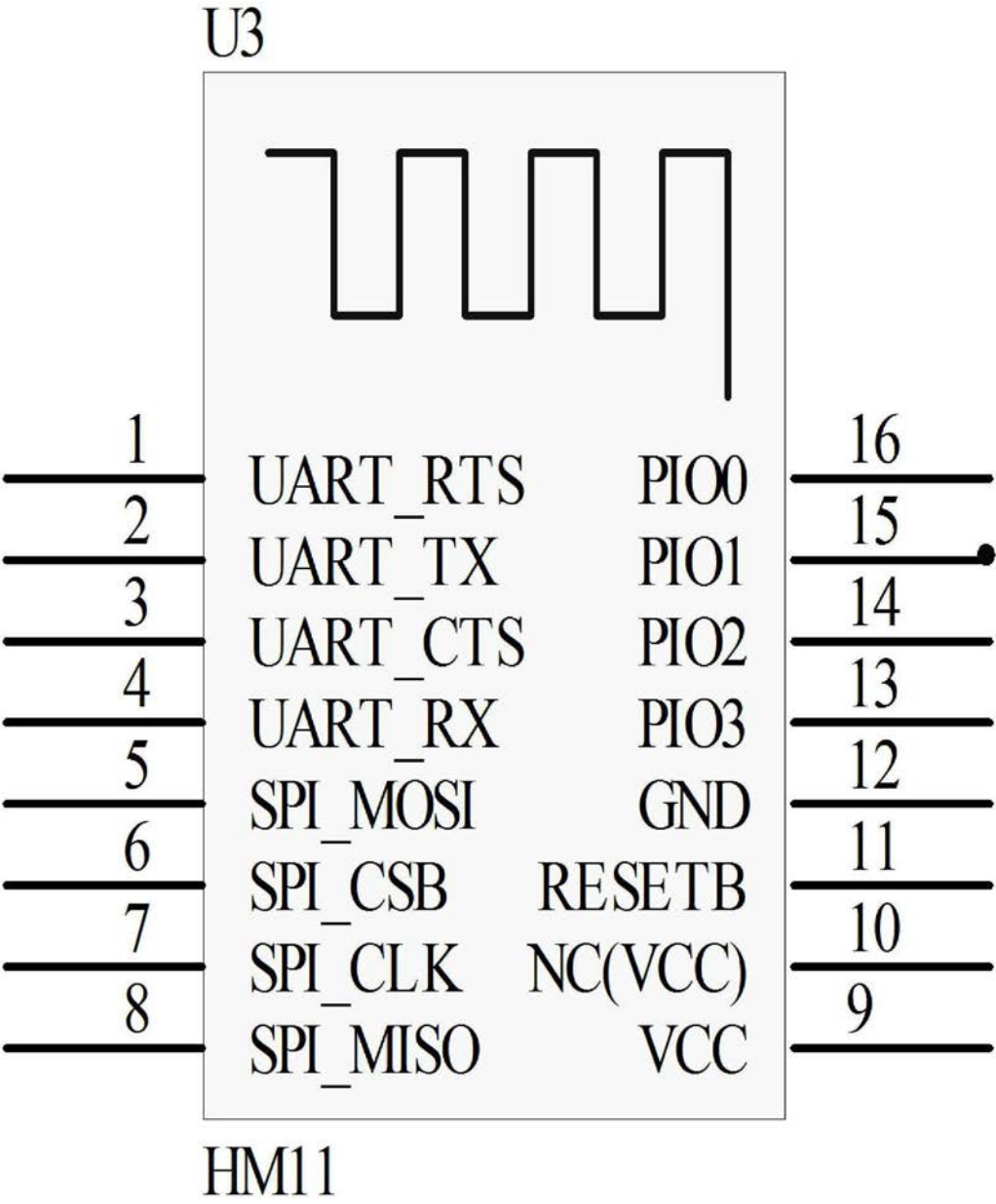


图19

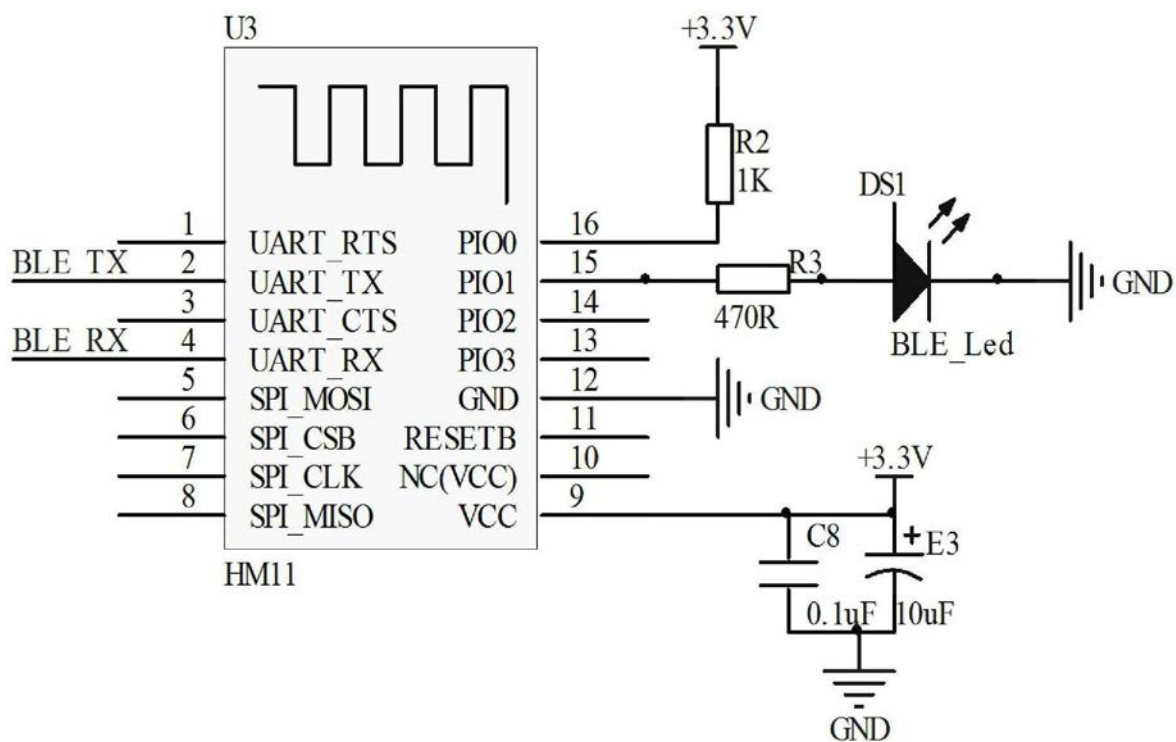


图20

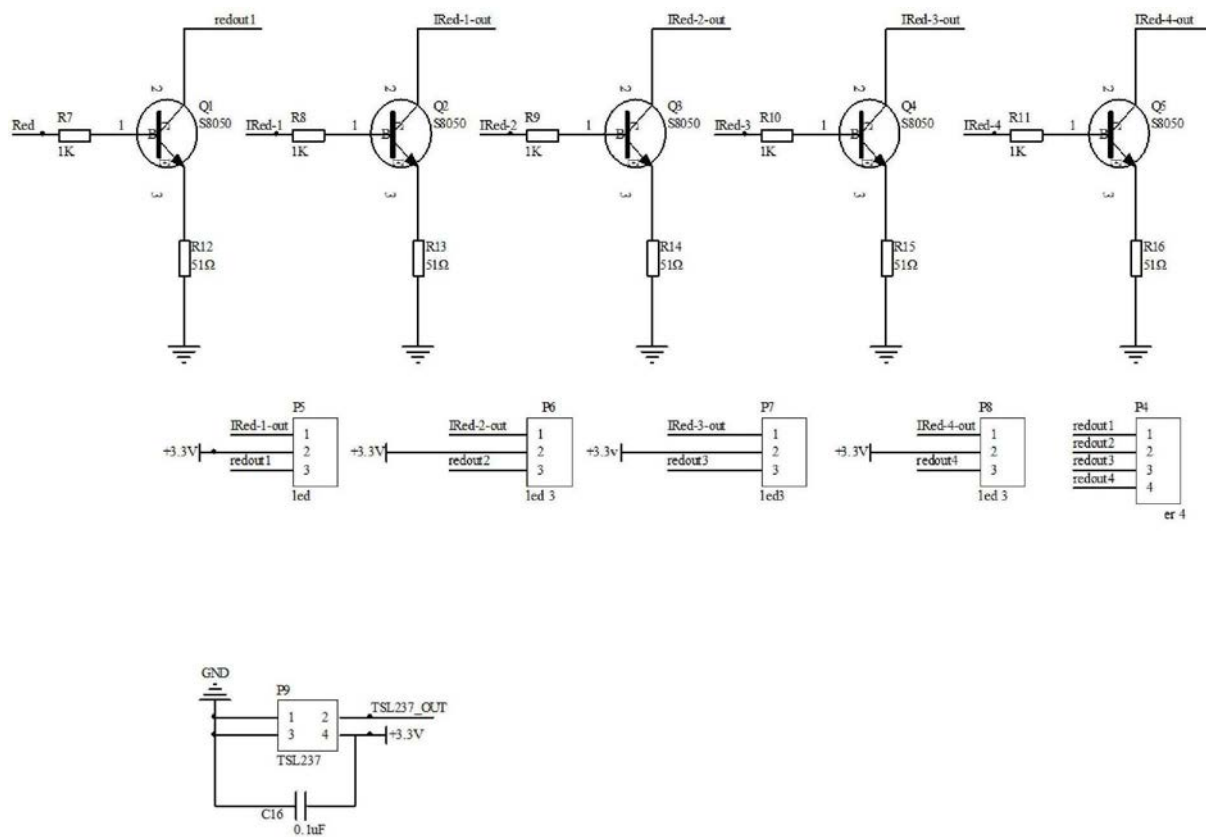


图21



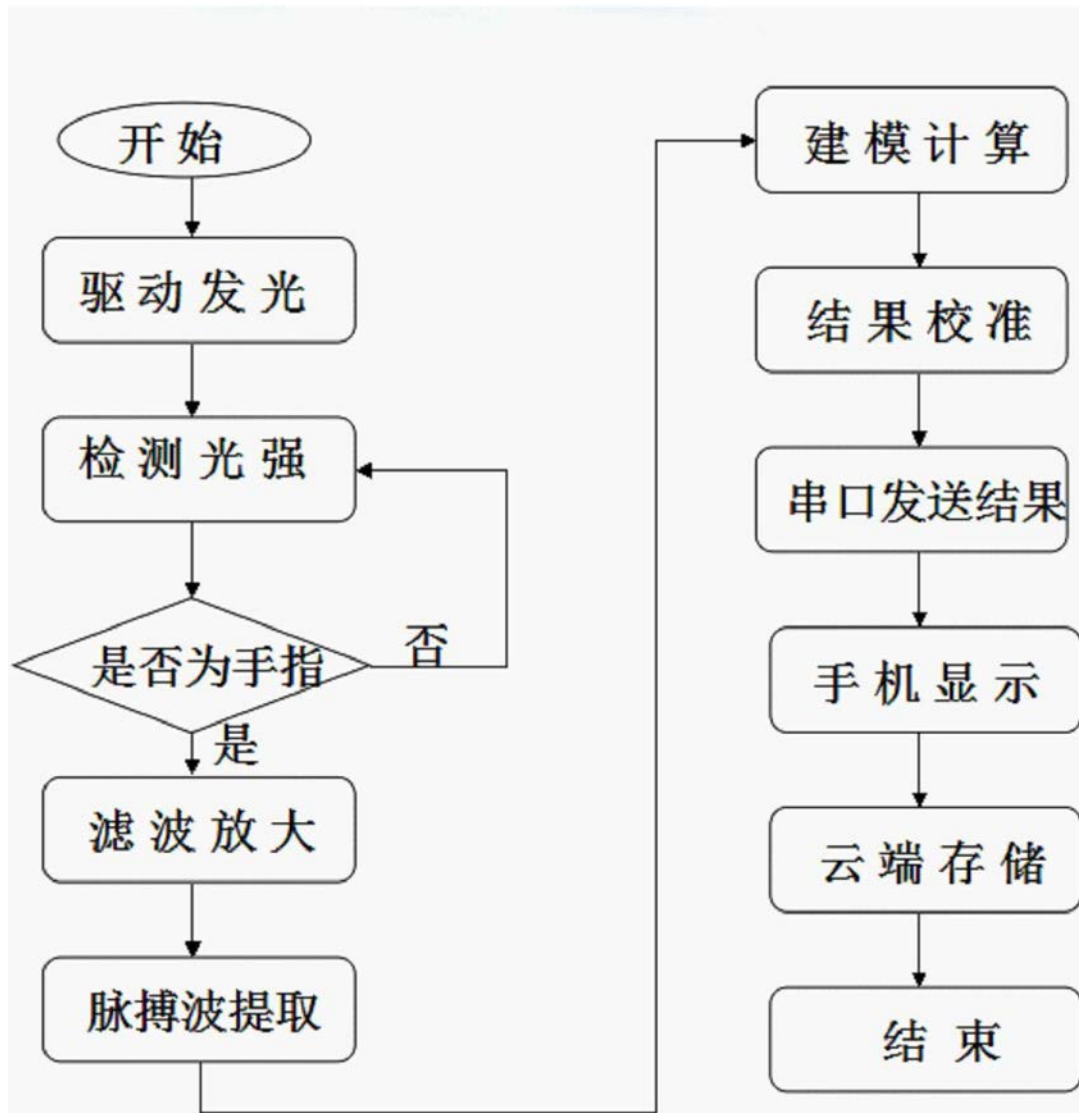


图23

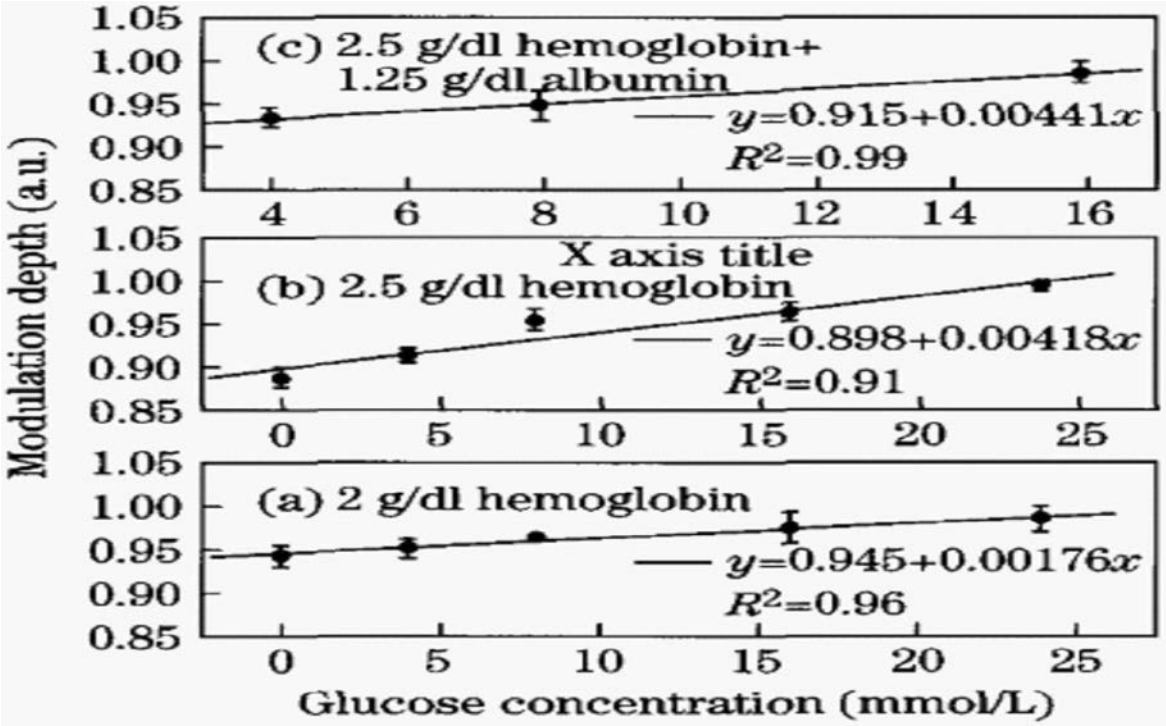


图24

专利名称(译)	一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法		
公开(公告)号	CN107468258A	公开(公告)日	2017-12-15
申请号	CN2017110794169.2	申请日	2017-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
当前申请(专利权)人(译)	湖北科技学院		
[标]发明人	叶华山 郑敏 叶思文 夏培		
发明人	叶华山 郑敏 叶思文 夏培		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/7203 A61B5/7225		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种远程近红外光谱血糖检测仪及其检测方法，属于医药工程和光电设备技术领域。它解决了现有技术无法实现无创血糖检测等技术问题。一种远程近红外光谱血糖检测仪，本检测仪包括：供电装置、红外发光系统、红外接收装置、信息处理器、蓝牙模块和移动客户端，一种通过近红外光谱血糖检测仪检测人体血糖的方法，包括光波获取、光波转换、信息校正等步骤。本发明具有能够远程无创检测人体血糖等优点。

