

文章编号:1674-2869(2018)05-0585-06

基于 nRF24L01 模块无线传输的人体脉搏红外探测系统设计

罗 箫,奚小东,吴晗平*

武汉工程大学光电信息与能源工程学院,湖北 武汉 430205

摘 要:针对人体脉搏信号的特点和远程监控的需要,设计一款基于 nRF24L01 模块的 WIFI 方式实时传输脉搏信号的红外探测系统。首先利用 ST188 红外传感器在 PPG(Photo-Plethysmography)技术的基础上采集脉搏信号,然后对其进行放大、整形、滤波,接着通过主控芯片进行信号处理,最后经 WIFI 方式与终端设备进行实时传输。实验结果表明:脉搏数测量误差小于每分钟 3 次,当脉搏数超过手动设定的上、下限时具有自动报警功能,同时可以实现远程实时显示。为远程医疗诊断数字化和智能化以及日常健康监测提供有效的手段。

关键词:nRF24L01 模块;WIFI;人体脉搏;红外探测;系统设计

中图分类号:TN29 **文献标识码:**A **doi:**10.3969/j.issn.1674-2869.2018.05.021

Design of Human Pulse Infrared Detection System Based on Wireless Transmission of nRF24L01 Module

LUO Xiao, XI Xiaodong, WU Hanping*

School of Optical Information and Energy Engineering, Wuhan Institute of Technology, Wuhan 430205, China

Abstract: Aimed at the characteristics of human pulse signal and the need of remote monitoring, an infrared detection system based on nRF24L01 module was designed to transmit pulse signal in real time via WIFI. First, ST188 infrared sensor was used to collect pulse signals by Photo-Plethysmography technology. After that, the signals were amplified, shaped, filtered, and then processed by the main control chip. Finally, the real-time transmission of signals to terminal equipment was conducted by WIFI. The experimental results showed that measurement errors of the pulse number were less than 3 times per minute. When the pulse number exceeded the manually set upper or lower limits, the system realized automatic alarm, and remote real-time display. It provided effective means for digitalization and intelligence of remote medical diagnosis and daily health monitoring.

Keywords: nRF24L01 module; WIFI; human pulse; infrared detection; systematic design

人体脉搏在医学领域有着极高的参考价值,可以用于中医诊断、睡眠监测、心脏病治疗、无创血管功能检测等各个方面^[1-3]。由于脉搏信号微弱,故对系统的抗干扰和噪声抑制能力要求较高,

设计时需要着重考虑提高探测系统的分辨率和灵敏度^[4]。

目前,探测人体脉搏信号使用的传感器主要有半导体压力传感器、超声波传感器以及聚偏氟

收稿日期:2018-03-07

作者简介:罗 箫,硕士研究生。E-mail:1733379419@qq.com

*通讯作者:吴晗平,博士,教授,博士研究生导师。E-mail:wuhanping601@sina.com

引文格式:罗箫,奚小东,吴晗平,等.基于 nRF24L01 模块无线传输的人体脉搏红外探测系统设计[J].武汉工程大学学报,2018,40(5):585-590.

乙烯高分子压电传感器等。使用半导体压力传感器所构成的脉搏探测系统容易实现、价格低廉,但灵敏度不高;超声波多普勒传感器对液体穿透本领强,检测精度较高,但对系统的设计要求高,需要单独的制冷设备,不适用于便携式系统;聚偏氟乙烯高分子压电传感器柔韧和加工性比较好、灵敏度高,但只能在有限范围内满足线性要求,抗干扰能力差^[5-7]。通过比较各种传感器优缺点,根据脉搏引起血管血液浓度(流量)的变化,利用 Lambert-Beer 定律,对近红外光吸收量的变化进行分析,采用 ST188 红外传感器,结合光电容积脉搏波描记法(photo-plethysmography, PPG)来提取人体脉搏信息,便携且操作性强。同时,通过基于 nRF24L01 模块的 WIFI(wireless fidelity)方式实时传输人体脉搏测量信号,可以减少医疗成本,提高医疗效率。

1 系统主要技术要求

脉搏红外探测系统功能要求如下:1)对使用者的脉搏进行实时监控,以数字的形式在屏幕上进行显示;2)当脉搏信号超过人体健康范围会启动报警;3)采集到的脉搏信号通过 WIFI 方式传送到其他数据终端。

脉搏红外探测系统主要技术指标为:

- 1)脉搏测量范围:40 times/min~150 times/min
- 2)脉搏测量误差:±3 times/min
- 3)工作温度范围: - 20 ℃~40 ℃
- 4)供电电压: - 5 V~+5 V

2 系统总体构成

脉搏红外探测系统由 ST188 红外传感器数据采集模块、滤波放大整形电路模块、A/D 转换电路、nRF24L01 无线射频收发模块、主控电路、液晶显示模块、键盘输入模块以及报警电路模块组成。

系统整体结构框图如图 1 所示。

3 系统工作原理

根据 Lambert-Beer 定律,血液浓度正比于其吸收特定波长光的能力,其表达式为:

$$A = -\log T = \epsilon dc \tag{1}$$

式(1)中, A 为吸收比, T 为透射比, ϵ 为吸收系数, c 为血液浓度, d 为血管直径。 ϵ 、 c 在一定条件下表征血液的固有性质。

系统采用光电容积法测量血氧饱和度(Photo-plethysmography, PPG),当红外光入射人体组织时,非搏动组织如皮肤、肌肉等吸收光强不随时间改变;而动脉中的血液属于搏动组织,其容积随心脏的舒张和收缩而发生周期性变化,这种变化会引起血液浓度的改变。根据 Lambert-Beer 定律,由于血液浓度的改变会造成血液透射率或反射率随脉搏周期性变化,从而改变透射或反射光强,因此红外传感器可以检测到光强随脉搏变化的透射或反射光^[8]。光电容积法如图 2 所示,图中 I_{AC} 和 I_{DC} 分别表示是信号的交流成分和直流成分, I_{max} 和 I_{min} 分别是脉搏信号电流最大值和最小值。

因为人体状态分为静态和动态,所以需要分别进行静态和动态信号处理^[9]。在提取脉搏信号之前,首先要通过加速度采集器进行处理,对当前信号进行判断以确定人体运动状态,然后用 A/D 转换电路和带通滤波器滤除噪声信号^[10]。当判断为静态时,执行滑动平均滤波算法;当判断为动态时,则执行自适应滤波算法处理。对脉搏个数进行计数。设 K 个连续脉搏跳动的时间为 $t(s)$,则在一分钟内脉搏值 $n(times/min)$ 为:

$$n = 60 \frac{K}{t} \tag{2}$$

用脉搏信号作为主控电路中 STC89C51 芯片的定时/计数器的触发控制信号,定时器每 1 ms 产生一次中断,计数器对 K 个连续脉搏内的中断进

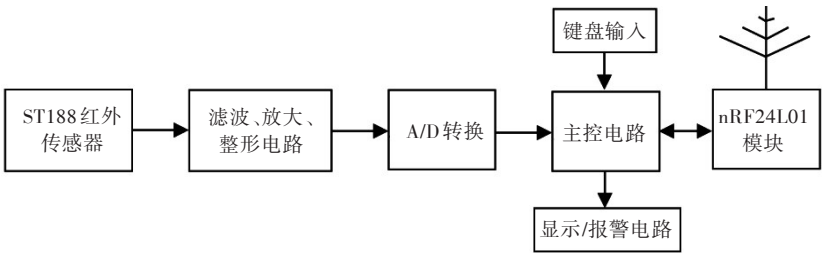


图 1 系统整体方框图
Fig. 1 Block diagram of overall system

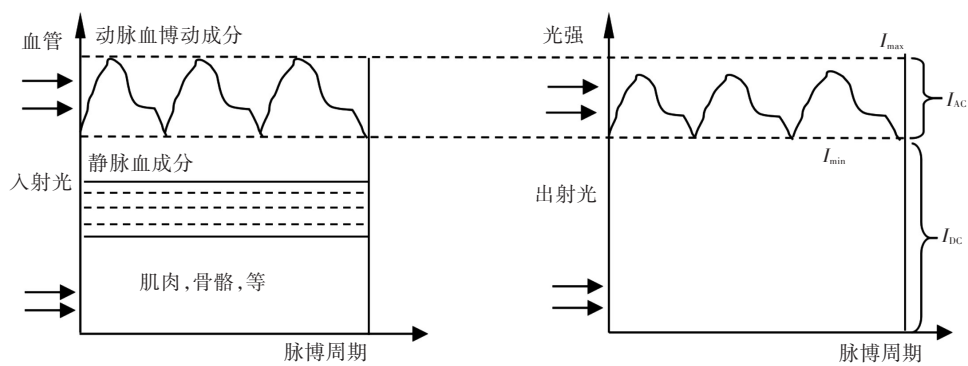


图2 光电容积法示意图:(a)入射光,(b)出射光

Fig. 2 Schematic diagram of Photo-Plethysmograph:(a)incident light, (b)emergent light

行计数,数值为 N ,于是有:

$$n=60\frac{K}{0.001N}=60\,000\frac{K}{N}$$

(3)

4 系统硬件设计

系统硬件部分由红外传感器数据采集模块、滤波放大整形模块、无线收发模块、主控模块、液晶显示模块、报警电路模块组成。

4.1 红外传感器及数据采集设计

选用ST188红外传感器,该型红外传感器由近红外发射(发光二极管)和近红外接收与光电转换(光敏三极管)两部分一体化构成,其实物结构如图3所示。A、K之间是发光二极管,C、E之间是光敏三极管,均正接。

ST188红外传感器的发射管的静态电流为20 mA,典型压降为1.25 V,发射管需要串联电阻,计算得 $R_4=(5-1.25)/0.02=187.5\,\Omega$,实际只要阻值大于该计算值即可,这里选取的电阻阻值为470 Ω ,此时可以保证发射管静态电流小于20 mA,A端上拉一个电阻接+5 V电源供电,C端接滤波电

路,K、E口接地。

4.2 滤波放大整形电路设计

红外传感器检测到的人体脉搏信号非常微弱,并且混有多种干扰,如工频干扰、基线漂移、电磁干扰、环境光干扰以及人体的运动干扰等^[11],因此要获得高质量的脉搏信号,在根据不同运动状态选择不同算法之前,还需要对该信号进行滤波、放大和整形,以便后续主控电路进行分析与处理^[12-15]。滤波放大整形电路如图4所示。

ST188探测到人体脉搏信号后,先经过一个带通滤波,由于系统要求测量范围是40 times/min~150 times/min,故需要设计一个频率范围为0.7 Hz~2.5 Hz的带通滤波电路。根据设计要求,带通滤波电路是由一个高通滤波电路和两级相同的低通滤波电路串联而成。单级低频截止频率 f_L 和多级低频截止频率 f_{mLC} 有以下关系:

$$f_{mLC}=\frac{f_L}{\sqrt{2^{(1/m)}-1}}$$

(4)

式中, m 为电路级数。根据 $f=\frac{1}{2\pi RC}$,选取高通滤波电路参数: $C_4=10\,\mu\text{F}$, $R_{11}=24\,\text{k}\Omega$ 。选取低通滤波电路参数: $R_7=R_8=10\,\text{k}\Omega$, $C_5=C_6=10\,\mu\text{F}$ 。

经过带通滤波电路之后的脉搏信号还是不规则的微弱脉冲信号,故采用双集成运放LM358对信号进行放大和整形。LM358内部包括两个独立、高增益、内部频率补偿的双运算放大器来对信号进行放大。整形电路是由LM358集成运放构成的电压比较器,当反相输入端信号大于3.7 V,输出一个低电平0 V,小于3.7 V则输出高电平5 V,故在输出端可将不规则的脉搏信号整形为方波信号。另外为了能直观地显示脉搏跳动的情况,在LM358的输出端还接入了一个发光二极管,它会随着脉搏跳动的频率而同步闪烁。

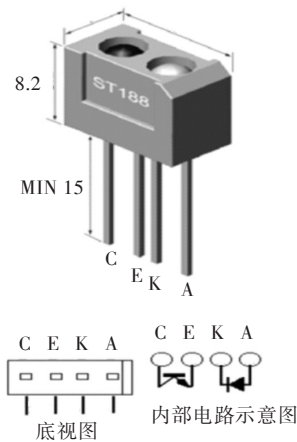


图3 ST188实物图

Fig. 3 Physical map of ST188

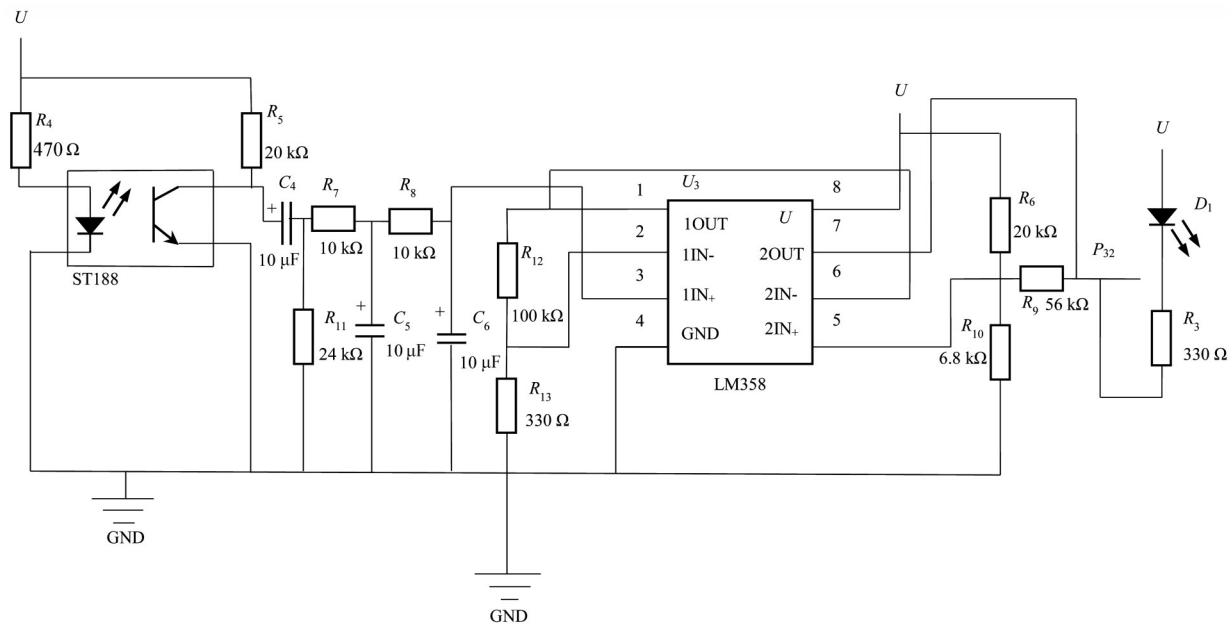


图 4 滤波放大整形电路图

Fig. 4 Circuit diagram of filtering amplifying and shaping

4.3 无线收发模块设计

为实现主控电路的测量处理数据通过 WIFI 方式进行无线实时传输,选用 nRF24L01 模块。该模块通过 SPI 接口完成输出功率频道选择和协议的设置,并完成无线数据传送工作。

nRF24L01 模块耗电量极低,在发射功率为 0 dBm 时,发射模式和接收模式的电流消耗为分别为 11.3 mA 和 12.3 mA,掉电模式和待机模式下电流消耗更低。同时封装体积小,故可以提高系统的便携性。图 5 为 nRF24L01 模块外接电路原理图。

nRF24L01 模块外接电路需连接 AMS1117 串联稳压电路。AMS1117 的供电电源为 3.3V,负载电压随着负载电阻的减小而降低,并且最大不超过 1.3 V,电流可通过微调 AMS1117 的参考电压进行限制。

4.4 主控电路设计

主控电路由主控芯片、时钟电路(晶振电路)、复位电路组成。主控芯片采用 STC89C51 芯片,复位可通过上电复位和手动复位,上电复位是通过高电平使芯片复位后开始工作,可以由系统自动完

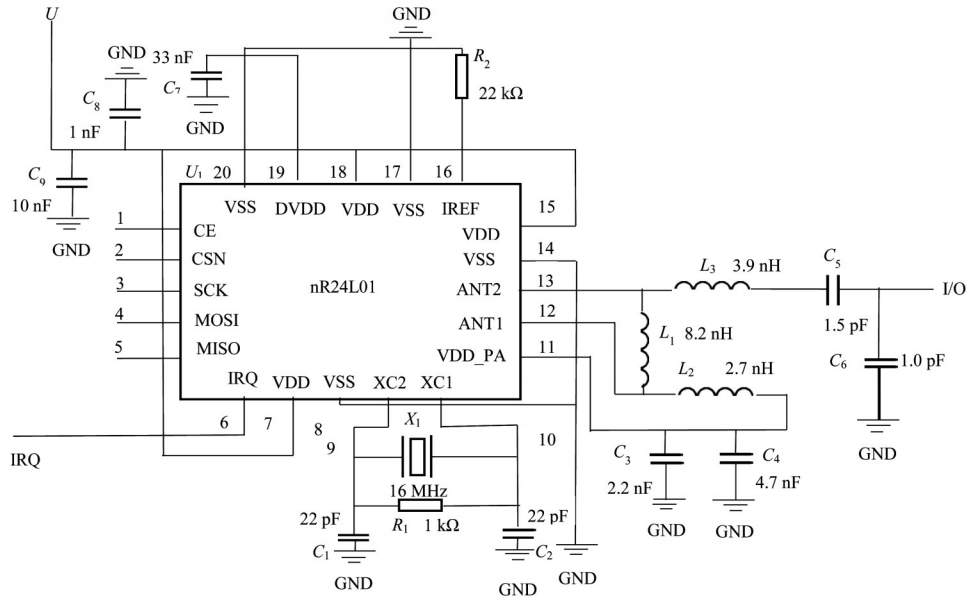


图 5 nRF24L01 模块外接电路图

Fig. 5 External circuit diagram of nRF24L01 module

成。当程序运行遇到死机或者死循环等情况,按手动复位键可使系统重启。晶振电路作用是给芯片提供工作脉冲,这个脉冲频率决定了芯片的工作速度。

4.5 液晶显示模块设计

液晶显示模块选用的是LCD1602液晶显示器,显示器的EN、R/W、RS接口分别接STC89C51芯片的P1.2、P1.1、P1.0。其中EN作为片选信号接口,在下降沿触发。R/W是读写信号接口,RS是寄存器选择信号接口。

5 系统软件设计

开机后,系统首先进行初始化,由红外传感器采集脉搏信号,根据加速度信号判断运动状态后,选择不同状态对应的算法对信号进行处理,将处理后的信号送到主控电路中的芯片计算脉搏值,最后通过nRF24L01模块进行实时传输。同时可以通过键盘对芯片设置报警上下限,当超过安全值进行报警,并且在显示屏上进行实时显示,实现在WIFI方式下人体脉搏实时传输和监测的功能。系统主程序流程图如图6所示。

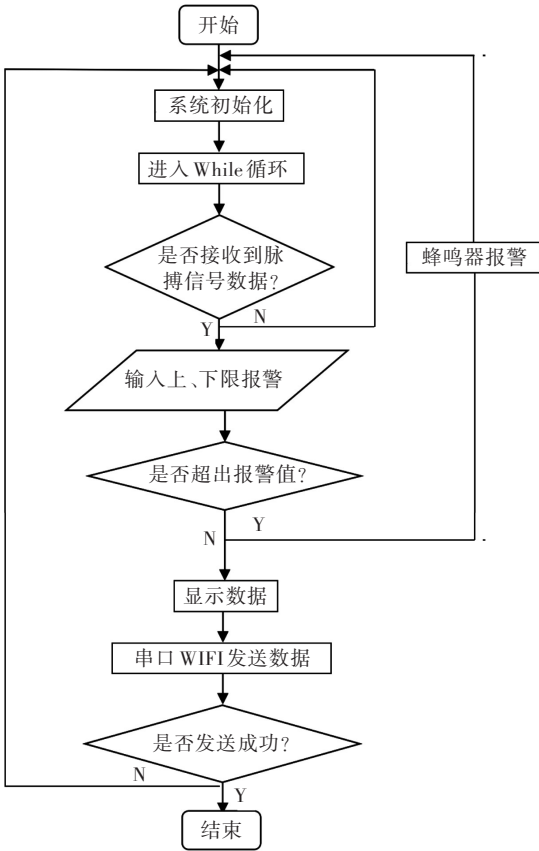


图6 主程序流程图
Fig. 6 Flowchart of main program

图7为PPG信号处理算法程序流程图。由于人体的运动状态会影响脉搏探测精度,故在对脉搏信号处理前,用加速度传感器采集加速度信号,通过分析人体加速度信号,判断被监测者所处的状态。当判断为动态时,采用最小均方值(least mean square,LMS)自适应滤波算法,然后经过短时傅里叶变换;当判断为静态时,采用滑动平均滤波算法。

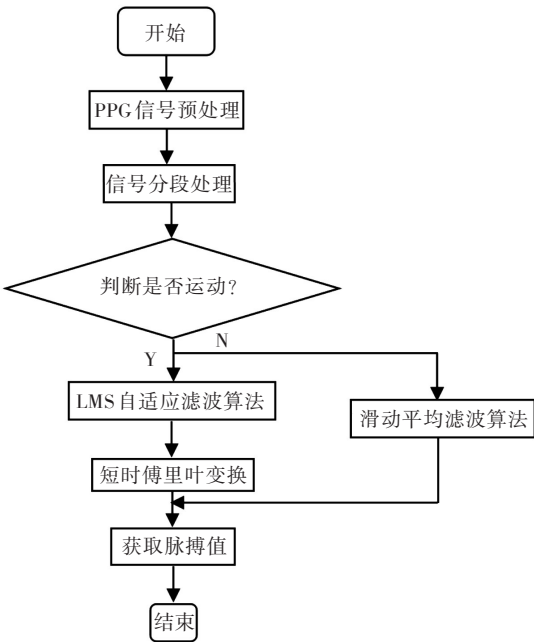


图7 PPG 信号处理算法程序流程图
Fig. 7 Flowchart of PPG signal processing algorithm

6 结果与讨论

用听诊器测量脉搏数作为参考真值,在相同环境条件下,任意选取听诊器状态5个测量值,针对每个状态测量值,同时用该系统随机实测5次,记录数据如表1所示。

表 1 脉搏测量结果						
Tab. 1 Result of pulse measurement						times/min
听诊器 状态脉 搏参考 真值	实测脉搏值					误差
	第1次	第2次	第3次	第4次	第5次	
65	63	64	64	63	65	±2
72	71	70	69	69	70	±2
76	76	75	73	74	75	±3
81	79	80	80	81	80	±2
85	84	85	83	82	83	±3

通过系统对模拟波形测试,波形频率在40 Hz~150 Hz范围内,系统测量范围和误差可以达到医用脉搏测量要求。经过高、低温环境适应性设计和器件选型,可确保系统能适应-20℃~40℃温度变化范围,在人体处于极端条件下也能实现精准探测。当超过安全范围可以进行报警,并且通过WIFI方式可对人体的健康状况进行远程实时监控。

7 结 语

针对人体脉搏信号的特点和远程监控的需要,对通过WIFI方式实时传输数据的人体脉搏红外探测系统进行了深入研究和硬件、软件具体设计。分析了PPG方法,探测系统在静态和动态情况下采取不同算法,提高了系统精度。静态时采用滑动平均滤波算法、动态时采用LMS自适应滤波算法和短时傅里叶变换算法,并且实现了WIFI联网实时传输。达到了系统技术要求,其中:1)脉搏数测量误差小于每分钟3次;2)超过人体脉搏安全范围可以启动报警;3)通过nRF24L01实现了远程实时显示。与传统的脉搏计相比,提出了PPG方法,探测系统在静态和动态情况下采取不同算法,提高了系统精度。同时实现了WIFI实时联网传输功能,弥补了目前听诊器不能联网实时监控与记录的不足。随着5G时代的到来,该系统可以进一步优化,比如可考虑外加5G模块以及运用FPGA、ARM等处理器来提升系统的通信性能,进一步提高系统的稳定性和运算处理速度,这对远程现代医疗诊断的信息化具有重要意义。

参考文献:

- [1] 程咏梅,夏雅琴,尚岚,等. 人体脉搏波信号检测系统[J]. 北京生物医学工程,2006,25(5):520-523.
- [2] 吴晗平. 光电系统设计基础[M]. 北京:科学出版社,2010.
- [3] 刘文,杨欣,张恺麟,等. 基于AT89C2051单片机的指脉检测系统的研究[J]. 医疗装备,2005,18(9):9-11.
- [4] 杨玉芳,熊继平,谭黎,等. 基于单片机的光电脉搏检测系统[C]//第九届全国信息获取与处理学术会议论文集. 沈阳:中国仪器仪表学会,2014:100-103.
- [5] 兰羽,吕岑. PIN光电管在激光外差玻璃测厚系统中的应用[J]. 国外电子测量技术,2012,31(5):70-73.
- [6] 陈妮,张国栋,颜焕欢. 便携式无线光电容积脉搏波采集系统设计[J]. 电子测量技术,2017,40(1):101-104.
- [7] 孙松丽,周军,瞿志俊,等. 一种人体脉搏远程医疗监测系统设计与实现[J]. 计算机测量与控制,2018,26(3):18-20,25.
- [8] 徐光. 基于光电容积脉搏成像心率监测技术的研究[D]. 武汉:武汉理工大学,2014.
- [9] 曲超. 基于ARM的无线心率计的设计与研究[D]. 长春:长春工业大学,2017.
- [10] 鞠英,张良,季明珠,等. 基于IAP15W4K58S4单片机的脉搏测量仪设计[J]. 信息记录材料,2017,18(8):97-99.
- [11] 李旭辉,吴晗平,李军雨,等. 近地层紫外动态目标探测微弱信号放大器设计[J]. 红外技术,2014,36(6):471-474.
- [12] JUN F G, SHUAI H N, SHAO C G. Design of multi-point wireless pulse measuring system base on CC2530/zigbeenetwork [J]. Applied Mechanics and Materials, 2013,2668(401):265-270.
- [13] 李广弟,朱月秀,冷祖祁. 单片机基础[M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2001:67-99.
- [14] SATPATHYA, HAYES S, DODDS S R. Measuring sub-bandage pressure: comparing the use of pressure monitors and pulse oximeters [J]. Journal of Wound Care,2006,15(3):32-37.
- [15] 杨述斌,邱倩文,张陔. 一种ZigBee无线遥控小车的设计[J]. 武汉工程大学学报,2015,37(12):53-59.

本文编辑:陈小平