

人体脉搏检测系统设计

孙长伟,王艳春,黄迎辉,颜红

(蚌埠学院 机械与电子工程系,安徽 蚌埠 233030)

摘要:随着科技的发展,生活节奏的加快,工作压力的增加,对于人体健康往往容易忽略.本文设计的人体脉搏检测系统获取心率,区别于传统的通过心电信号获取心率.通过 ZigBee 技术组建的无线传感网络,可以实时地监测人体的脉搏情况,从而获得实时连续的心率,并将结果传送到监控中心.若超出正常范围,系统会报警.

关键词: ZigBee; 脉搏; 无线传感; 检测

中图分类号: R319, TP274

文献标志码: A

文章编号: 2095-4271(2015)03-0341-04

Design of pulse detection system

SUN Chang-wei, WANG Yan-chun, HUANG Ying-hui, YAN hong

(Department of Mechanical and Electronic Engineering, Bengbu University, Bengbu 233030, P. R. C.)

Abstract: With the development of science and technology, accelerated rhythm of life and increased work pressure, people are easy to overlook their health. The pulse detection system designed for the heart rate is different from traditional ones that acquire heart rate by ecg signal. The wireless sensor network formed by ZigBee technology can real-time monitor the pulse of the situation. The users can get the real-time continuous heart rate, and the results will be transmitted to the monitoring center. If it is beyond the normal range, the system will send an alarm.

Key words: ZigBee; pulse; wireless sensor; detection

引言

心率为人体参数检测的一个重要生理指标,脉搏波的检测可以作为获取心率的一个重要途径.借助于脉搏获得的综合信息,包括呈现出来的强度、节律和速率等信息,可以为心血管系统的研究提供参考.通过对脉搏波的检测可以得到许多有价值的诊断信息,脉搏波中含有有关内外循环,尤其有关心脏等的动态信息,可以用来预测人体某些生理上的变换趋势.由于脉搏波信号有其特殊性,因此在设计时要做到能够获取准确的信号^[1].

1 系统总体框架设计

该无线传感器网络的终端即信息采集节点,采集人体脉搏波信号.经信号调理电路,由 Zigbee 无线通信模块,即路由器节点,接收并将信息发送出去,最终由协调器节点接收,通过串口把数据发送到上位机^[2].通过上位机处理软件的处理,实现脉搏信号的实时监测.如果遇到危险情况,及时通知医疗机构或者监护人.通过自组织的方式,路由器节点与节点之间产生联系,形成一个分布式的网络^[3].供电由体积小、电源质量较好地锂电池提供,为监测系统的设计提供了良好的保证^[4].

系统总体框图如图 1 所示.通过佩戴脉搏信号采集设备,将采集到的脉搏波通过路由节点将信息传送

收稿日期: 2015-03-06

作者简介: 孙长伟(1982-),女,汉族,山东省潍坊市人,讲师,研究方向:信号处理、嵌入式系统技术. E-mail: ysusun@163.com.

基金项目: 安徽高等学校省级自然科学基金项目(KJ2013Z201);安徽高等学校省级自然科学基金项目(KJ2013Z193);蚌埠学院工程研究中心研究项目(BBXYGC2012B01).

到无线网络的协调器节点^[5]. 协调器节点通过串口将信息传送到监控中心, 监控中心运行的监护软件实时

检测佩戴者的脉搏信号^[6].

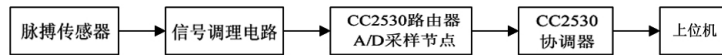


图 1 系统设计框图

Fig. 1 Diagram of the system design

由于人体的脉搏信号具有幅度小、频率低、噪声强、抗干扰差、随机性强等特点^[7], 因此电路的设计重点完成对脉搏信号的抗干扰和放大, 尤其是抗干扰功能的设计十分重要. 通常干扰源, 包括 50Hz 工频干扰及谐波干扰, 肌肉的收缩产生的 5Hz ~ 2KHz 的较大频率范围的干扰, 呼吸引起的频率为 0.15 ~ 0.3Hz 基线漂移等. 因此信号在进入路由器节点前需要设计信号调理电路.

2 信号调理电路的设计

本系统通过脉搏传感器 (PVDF) 电路采集信号, 经由滤波电路、放大电路等组成的信号调理电路完成对信号的处理.

脉搏信号的采集由压电薄膜传感器完成. 压电薄膜传感器贴附在人体皮肤表面, 对人体的肌肉及血管的运动进行测量, 由于压电薄膜的压电晶体电容较小, 内阻抗很大^[8]. 因此接入的高输入阻抗电荷放大电路, 可以将高输出阻抗变换为低输出阻抗, 并放大传感器输出的微弱信号^[9]. 输入阻抗 R_2 的值可设为百兆欧姆^[10].

电路采用二阶有源低通滤波器, 用来补偿传感器引起的高频幅频特性和衰减频带内无用的高频分量. 信号滤波后通过外部放大电路放大输出^[11]. 电路图如图 2 所示.

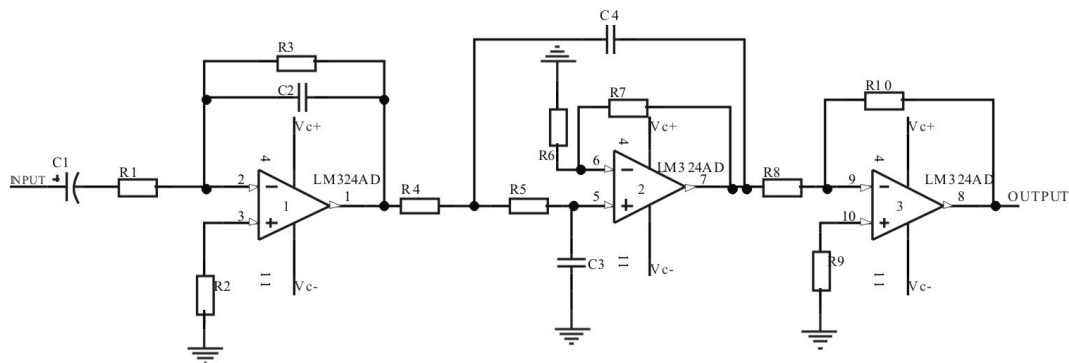


图 2 信号调理电路

Fig. 2 Circuit of signal conditioning

图 2 中电解电容 C_1 滤出信号中的直流分量, 数量级为几 μF . 第一个运放 LM324 和电阻 R_1 , R_3 完成电路的一级放大, 放大倍数为

$$A_1 = \frac{R_3}{R_1} = 50, \text{ 其中 } R_1 = 10\text{K}, R_3 = 500\text{K}.$$

C_2 和 R_3 构成一阶低通滤波器电路, 截止频率为

$$f_1 = \frac{1}{2\pi RC} = 14\text{Hz}, \text{ 其中 } R_3 = 500\text{K}, C_2 =$$

$0.022\mu\text{F}$. 此低通滤波器可以滤出 50Hz 的工频信号.

人体的脉搏波是低频信号, 大约在 0.1Hz ~ 20Hz 以内, 但 2 ~ 20Hz 之间集中了大部分的能量, 尤其是

10Hz 以下, 最高不会超过 40Hz, 且幅值仅为几毫伏^[12]. 为进一步消除由于肌肉收缩和呼吸造成的干扰, 或得更准确的脉搏波信号, 由第二个 LM324 集成运放和 C_3 , C_4 , R_6 , R_7 共同构成了二阶有源滤波器. 该截止频率为:

$$f_o = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_3 C_4 R_6 R_7}} = 4.2\text{Hz}, C_3 = C_4 =$$

$$0.22\mu\text{F}, R_6 = 30\text{K}\Omega, R_7 = 1 \times 10^6\Omega.$$

第三个 LM324 集成运放和电阻 R_8 , R_{10} 构成二级放大电路, 放大到适合 A/D 转换的数量级. 其放大倍数为

$$A_2 = -\frac{R_{10}}{R_8} = -200, R_{10} = 200K\Omega, R_8 = 1K\Omega.$$

采用两级放大避免了由于一级放大倍数太大造成的噪声放大增加,使脉搏波失真.因为一级放大电路的放大倍数为50,而二级放大电路的放大倍数为200.腕部的传感器获得的脉搏信号,由于离心脏较远,信号比较微弱,大多处于毫米级,经过该调理电路输出的信号基本满足需要.

3 脉搏检测系统软件设计

终端传感器节点、路由器节点和协调器节点共同构成了本设计的无线传感器网络,硬件采用支持 Zig-

Bee 底层协议的芯片 CC2530 软件借助 TI 公司的 Zig-Bee 协议栈 Z-Stack^[13]. 协调器是用来创建一个网络的,路由器和终端加入协调器创建的网络中.通过脉搏传感器电路及信号调理电路后的脉搏信号通过 CC2530 模块的 A/D 转换,发送出去. Z-Stack 可以实现无线收发,调用底层系统应用层函数实现相应功能.

系统的软件设计包括 ZigBee 协议栈和节点应用程序^[14]. 本系统中的协议栈实现了 ZigBee 无线网络通信的功能,节点应用程序实现了脉搏信号采集的功能. 本系统中的协议栈代码采用分层结构来设计^[15], 分层结构实现的软件开发如图3所示.

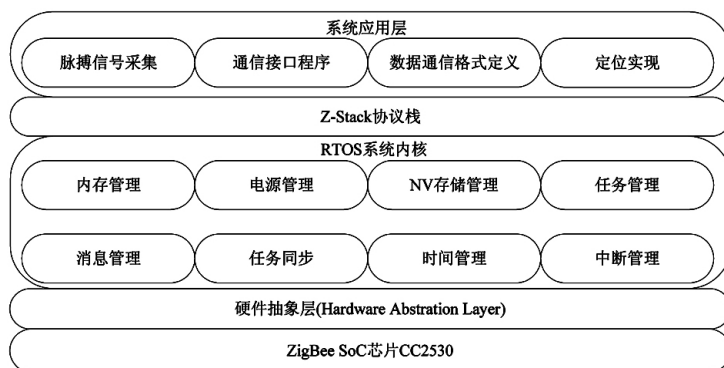


图3 软件开发中的节点结构图

Fig. 3 Node structure diagram of software development

其中 Z-Stack 协议栈的实现是无线传感网络构建的关键^[16]. 本系统采用了 TI 公司为 CC2530 无线单片机设计的开源 TI Z-Stack 协议栈代码.

在 TI Z-Stack 协议栈基础上设计本系统的软件步骤如图4所示. 最终将生成的 .HEX 文件加载到芯片中.

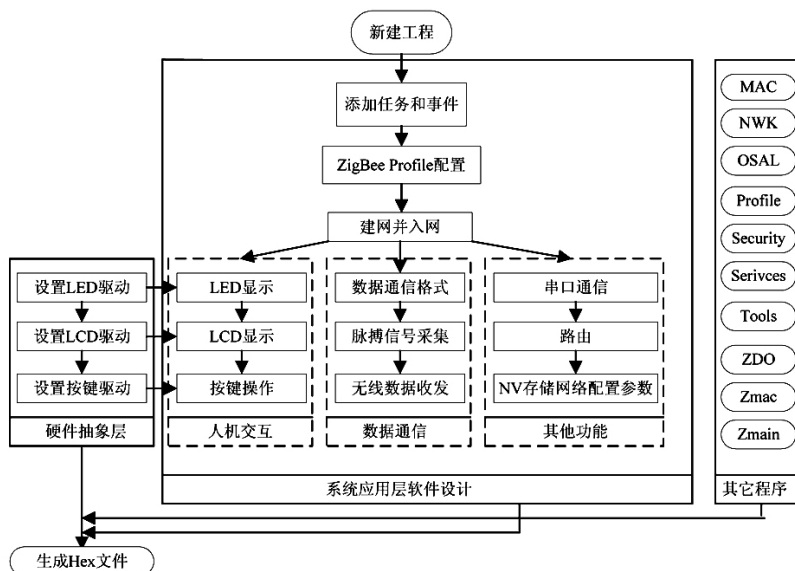


图4 脉搏检测系统软件设计图

Fig. 4 Design of pulse detection system software

4 结果显示

脉搏信号在经过采集和传输后,将上传给上位机以便后续的处理和应用,如实时观察检测病理进行诊断分析等,其中脉搏信号的终端节点采集设备及上位机实物图如图 5 所示,主处理系统采用 PCB 天线完成信号的发送与接收。

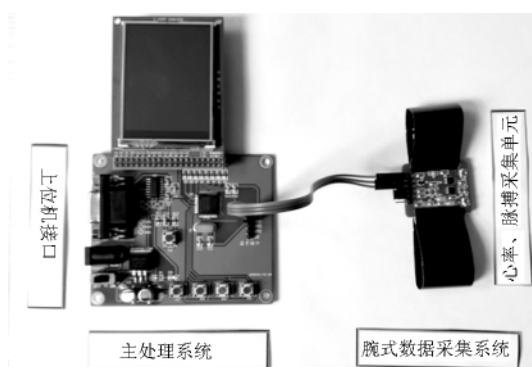


图 5 终端节点采集设备及上位机实物

Fig. 5 Acquisition equipment and PC terminal nodes

为了实现上述目标,利用 NI 公司的 Labview 软件,实现对接收脉搏信号波实时显示,如有需要可以加入算法获得更精确的信息。实验证明数据及波形显示可靠,心率状态检测正确,如图 6 所示。

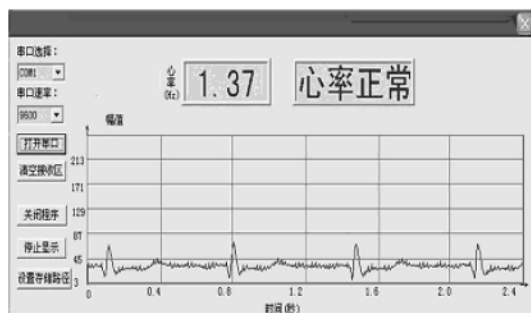


图 6 系统设计界面

Fig. 6 Design system interface

5 结论

该设计在终端传感器电路的脉搏波信号,通过 ZigBee 组建的无线传感器网路,最终上传到医疗平

台,实时连续地完成了无线检测任务。对于上传到医疗平台即上位机的信号,可以通过 Labview 软件做进一步的处理,进行分析,更好地检测人体的生理状况信息,更好地应用于疾病的预防和治疗等领域。腕部脉搏实时监测系统能够在突发事件中发出警报。

参考文献

- [1]王晋. 血管硬度测量仪的研制[D]. 重庆:重庆大学, 2003:58-60.
- [2]宋立新,姜思刚,周蕾等. ZigBee 心电信号采集系统[J]. 哈尔滨理工大学学报, 2012, 17(1):86-89.
- [3]王利敏. WSNs 中基于网络编码的机会路由协议研究[D]. 西安:西安电子科技大学, 2011:6-10.
- [4]梁伟,王建华,卢刚. 基于 BQ24032 的锂电池充电管理电路设计[J]. 兵工自动化, 2010(6):37-40.
- [5]郭世富,马树元,吴平东,等. 基于 ZigBee 无线传感器网络的脉搏信号测试系统[J]. 计算机应用研究, 2007, 24(4):258-260.
- [6]李声飞. 基于 WSN 的穿戴式人体姿态与健康监护系统的研制[D]. 重庆:重庆大学, 2010:13-16.
- [7]唐铭一. 脉搏信号数据分析与管理的研究[D]. 北京:北京服装学院, 2009:63-66.
- [8]史瑞超,刘红星. 压电信号采集中放大电路前置级的设计,学与工程学院[J]. 现代电子技术, 2011(10):179-181.
- [9]刘迎澍,熊瑞辉. PVDF 传感器和 WSN 的振动信号测量系统[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2014(3):57-59, 69.
- [10]刘迎澍,熊瑞辉. PVDF 传感器和 WSN 的振动信号测量系统[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2014(3):57-59, 69.
- [11]张青春. 高阻运放 CA3140 在压电式加速度传感器信号调理电路中的应用[J]. 制造业自动化, 2012(24):120-122.
- [12]刘艳玲,杨其华. 基于小波变换的心脑血管疾病脉搏信号分析方法[J]. 工业控制计算机, 2009(11):108-109.
- [13]刘海波. ZigBee 无线传感器模块设计[J]. 煤炭技术, 2012, 31(5):196-197.
- [14]张宁,王越,王东. 基于精简协议栈的 ZigBee 网络节点研究[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2009(2):76-78.
- [15]王风涛,陈榕,文立,等. 构件化网络协议栈[J]. 计算机工程与应用, 2004(36):154-156.
- [16]李长峰,滕国库,常闯. 基于 ZigBee 的无线传感网络网关的设计[J]. 计算机与数字工程, 2011(7):150-153.

(责任编辑:张阳,付强,李建忠,罗敏;英文编辑:周序林)