

基于无线传感网络的血氧实时监测系统的研究与设计

秦荪榛 凌秀泽 徐寅林

(南京师范大学 物理科学与技术学院 江苏 南京 210023)

[摘要] 设计了一种基于无线传感网的血氧实时监测系统. 该系统采用 ZigBee 芯片 CC2530 为网络节点, 以 MSP430FG439 单片机为系统核心, 能够同时监测多个受测者的血氧饱和度, 并可通过上位机以图形化方式直观地显示血氧变化曲线. 实验结果表明, 该系统拥有较高的血氧值检测精度, 数据通过无线网络传输稳定可靠, 能够满足一般性多用户同时进行血氧浓度实时监测的要求.

[关键词] 无线传感网 血氧饱和度 CC2530

[中图分类号] TN92 [文献标志码] B [文章编号] 1672-4292(2012)04-0039-05

Research and Design of Real-Time Blood Oxygen Monitoring System Based on Wireless Sensor Network

Qin Sunzhen Ling Xiuze Xu Yinlin

(School of Physical Science and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

Abstract: This paper focused on the design of real-time oxygen monitoring system based on wireless sensor networks. The system uses ZigBee chip CC2530 as network nodes, and MSP430FG439 microcontroller as the core. It is able to monitor multiple blood oxygen saturation simultaneously through the host machine in graphical way. A large number of experimental results show that the system has a high accuracy on the oxygen value detection, reliable data transmitting over the wireless network, it can meet the general requirements of multi-user's real-time monitoring of the oxygen concentration.

Key words: wireless sensor network, blood oxygen saturation, CC2530

血氧饱和度反映了血液中血氧的浓度, 是呼吸循环的重要生理参数. 许多临床疾病会造成氧供给的缺乏, 直接影响细胞的新陈代谢, 对人体健康造成很大的威胁, 所以动脉血氧浓度的实时监测在临床监护中显得非常重要.

无线传感网(WSN)以其灵活性、容错性、低功耗和快速自组织等特点, 在医疗护理中得到了有效的应用. 本文提出的基于无线传感网技术的无线血氧传感实时监测系统, 受益于低功耗的 MSP430 和 CC2530 芯片, 整体功耗相较于先前的同类设备更低^[1], 同时自适应能力强, 无线网络传输稳定可靠. 利用本系统对多名测试者进行测试, 通过与标定设备的对比, 表明本系统能够可靠地工作.

1 血氧饱和度的测量

1.1 血氧饱和度测量的基本原理

血氧饱和度是氧合血红蛋白分子(HbO_2)和还原血红蛋白分子(Hb)个数所占的百分比. 正常人的血氧饱和度在 95% 以上. 通过脉搏检测血氧饱和度的方法具有无创性、可持续性, 可以满足反复实时测量的临床要求, 是目前广泛采用的方法. 图 1 为无创伤脉搏检测血氧饱和度的示意图, 红光和红外光透过手指由接收器接收, 再转换成电流送给单片机进行处理.

血氧饱和度的定义为:

收稿日期: 2012-05-24.

基金项目: 2011 年江苏省研究生创新工程(CXLX11_0891).

通讯联系人: 徐寅林, 博士, 教授, 研究方向: 生物医学电子学. E-mail: xuyinlin@njnu.edu.cn

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb)} \quad (1)$$

式中 SaO_2 为血氧饱和度, HbO_2 为氧合血红蛋白的浓度, Hb 为还原血红蛋白的浓度.

HbO_2 和 Hb 的光谱吸收特性曲线如图 2 所示^[4], 其中实线部分为 HbO_2 的光谱吸收特性, 虚线部分为 Hb 的光谱吸收特性.

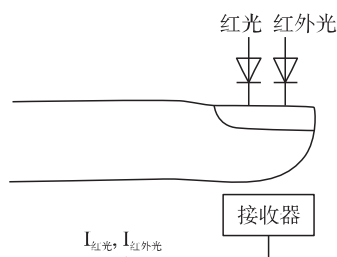


图 1 无创测量血氧示意图

Fig. 1 Schematic of non-invasive blood oxygen measurement

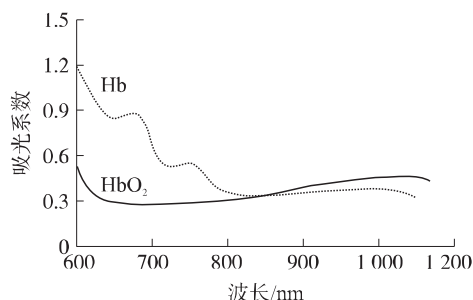


图 2 HbO_2 和 Hb 的光谱吸收特性曲线

Fig. 2 The spectral absorption characteristic curve of HbO_2 and Hb

由图 2 可以看出, 人体组织血管中的氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长的光吸收系数差异很明显, 在选择波长的时候, 要求 HbO_2 和 Hb 对光的吸收系数要大于非血液组织对它的吸收系数, 但不要大到透过部分难以检测的程度. 红外光系光亮的变化主要反映了含氧蛋白含量的变化, 红光吸收量的变化主要反映了还原血红蛋白含量的变化. 在红光区(600 nm ~ 700 nm), HbO_2 对红光的吸收系数远小于 Hb 对红光的吸收系数; 在红外光区(800 nm ~ 1 000 nm), Hb 对红外光的吸收系数远小于 HbO_2 ; 在 805 nm 左右, HbO_2 和 Hb 对红光、红外光的吸收系数大致相等^[2]. 因为在 805 nm 附近的吸光系数变化幅度较大, 故本文选择 660 nm 的红光和 940 nm 的红外光作为入射光源.

由朗伯—比尔定律, 当双波长光束通过手指尖时, 由于心脏搏动引起了指尖动脉血量的改变从而引起吸收光强的改变, 其透射比分别为:

$$\ln\left(\frac{I_{AC660}}{I_{DC660}}\right) = (\varepsilon_{1o}C_o + \varepsilon_{1r}C_r) \left(\frac{\Delta d}{d}\right) \lambda_1 \quad (2)$$

$$\ln\left(\frac{I_{AC940}}{I_{DC940}}\right) = (\varepsilon_{2o}C_o + \varepsilon_{2r}C_r) \left(\frac{\Delta d}{d}\right) \lambda_2 \quad (3)$$

式中 ε 为血红蛋白对入射光 λ 的摩尔消光系数, 下标 1、2 分别表示红光和红外光, C_o 和 C_r 分别为氧合血红蛋白和还原血红蛋白的浓度; I_{AC} (交流部分) 为有搏动的光吸收透射光强, I_{DC} (直流部分) 为无搏动的光吸收透射光强. 可知, 两波长的光吸收比率 R 由两路透射光的最大光强 I_{660max} 、 I_{940max} 以及某一脉搏周期内由于脉搏搏动而引起透射光强最大变化量 ΔI_{660max} 和 ΔI_{940max} 来确定, 也即两路透射光信号中交流和直流成分来确定, 即:

$$R = \frac{\frac{\Delta I_{660max}}{I_{660max}}}{\frac{\Delta I_{940max}}{I_{940max}}} \quad (4)$$

将式(2) ~ (4) 代入式(1) 可得:

$$SaO_2 = \frac{\varepsilon_{2r} \cdot R - \varepsilon_{1r}}{(\varepsilon_{2r} - \varepsilon_{2o}) \cdot R - \varepsilon_{1r} - \varepsilon_{1o}} \quad (5)$$

式(5) 为无创二波长血氧监测的标准理论表达式.

1.2 血氧采集模块硬件原理

图 3 所示为采集部分的系统框图, 由单片机给驱动电路脉冲, 血氧探头将结果传给单片机, 单片机计算后将结果显示在液晶上, 同时经由 CC2530 发送给网络.

血氧探头由发射和接收两部分组成, 发射部分为红光二极管和红外光二极管反向并联组成, 接收部分

为 PIN 型光敏二极管. 测量端为夹式指套, 测量时只需将指套通过数据线 with 测量模块相连接, 将手指夹在指套上, 即可开始测量.

单片机产生脉冲通过驱动电路驱动血氧探头中的两个发光二极管交替点亮, 光脉冲投过手指后, 透射光被光敏二极管重新转换为电流脉冲, 当手指动脉搏动时, 透过的光强随之变化, 所

转换的电脉冲的幅度也随之脉动. 为了不使两种波长的光产生信号混叠, 本设计采用两路光交替发光的方式, 不仅减少了光信号之间的互相干扰, 也降低了热损耗, 提高了器件的使用寿命^[3].

血氧信号非常微弱, 经过多级放大之后必然会引入外界噪声干扰, 主要干扰为 50 Hz 的工频和高次谐波. 为滤除噪声干扰, 本文用数字平均滤波算法对信号进行处理, 系统函数为:

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n) z^{-n} = h\left(\frac{N-1}{2}\right) z^{-\left(\frac{N-1}{2}\right)} + \sum_{n=0}^{\frac{N-3}{2}} h(n) [z^{-n} + z^{-(N-1-n)}]. \quad (6)$$

经过一系列的采样、放大和去直流电路, 即可得到红光和红外光的交流信号, 系统找出两路信号的峰值 $I_{660\max}$ 、 $I_{940\max}$ 及谷值, 计算出峰值和谷值之差 $\Delta I_{660\max}$ 和 $\Delta I_{940\max}$, 经式(4)可计算光吸收比率 R , 再由式(5)可得血氧饱和度的数据.

2 无线传感网络的选择

IEEE802.15.4 标准的网络层明确定义了星型、树型和 Mesh 结构 3 种网络拓扑结构.

在 Mesh 结构中, 网络中的所有无线节点都相同, 可以直接互相通信, 每一次网络都会选择一条或者多条路由进行多跳传输, 将所要传输的数据信息传给中心节点, 其容故障能力较强^[5]. 在无线 Mesh 网络中, 任何无线设备节点都可以同时作为 AP 和路由器, 网络中的每个节点都可以发送和接收信号, 每个节点都可以与一个或者多个对等节点进行直接通信. 这种结构的最大好处在于: 若最近的 AP 由于流量过大而导致拥塞, 则数据可以自动重新路由到一个通信流量较小的邻近节点进行传输. 依此类推, 数据包还可以根据网络的情况, 继续路由到与之最近的下一个节点进行传输, 直到到达最终目的地为止^[6,7]. 这样的访问方式即为多跳访问. 原本无法直接和协调器进行通信的设备可以通过该方式完成通信任务. 在 Mesh 网络中, 一个节点不仅能传送和接收信息, 同时还能充当路由器对其附近节点转发信息. 随着更多节点的相互连接和可能的路径数量的增加, 总的带宽也大大增加.

由此可以看出, Mesh 网具有其他两种网络结构所不具有的较强的鲁棒性, 在自组网方面的可靠性远高于其他两种方式, 设备只要能够连接到网络中的任一节点, 便可以加入该网络. 因此本系统选择 Mesh 网作为网络的拓扑结构.

本系统的每个终端节点均由一个 ZigBee 设备和一个 MSP430 单片机组成, MSP430 负责血氧数据的采集并通过接口发送给 CC2530 模块, 而无线模块则主要负责发送本节点的节点号和血氧数据, 并同时转发经由本节点的其他节点的数据. 无线网络中有两种设备, 一种是终端采集节点的终端设备, 还有一种是与计算机进行通信的协调器节点. 协调器通过串口与计算机进行连接, 可以用相关的软件查看网络组成情况. 如图 4 所示为直径 30 m 的范围内组网情况, 网络中包含 1 个协调器和 4 个终端节点, 其中 1 号节点为协调器, 负责整个无线网络与 PC 机之间的通信, 其余的 4 个节点为终端节点, 负责血氧数据的采集并参与整个 Mesh 网的通信.

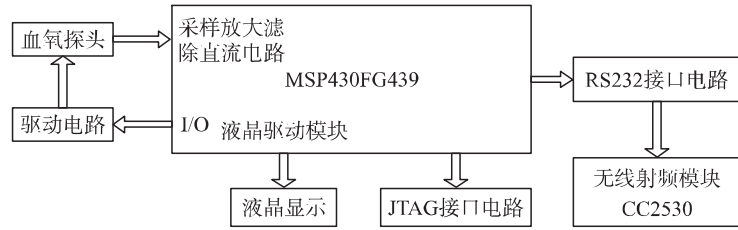


图3 血氧采集模块硬件框图

Fig.3 Blood oxygen acquisition module hardware block diagram

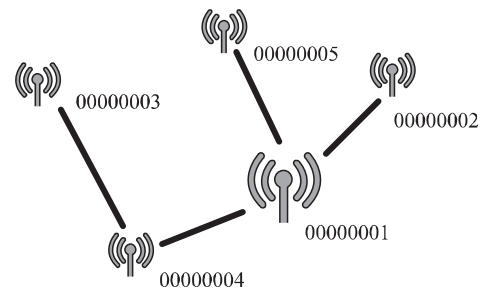


图4 Mesh网组成结构

Fig.4 The composition of mesh network

3 组网效果

3.1 数据的采集与发送

由协调器发起组网,其他节点在选择合适的节点后加入该网络,接入点会参考信道强度和接入点的繁忙程度来选择连接哪个节点.当连接完成之后,节点便会向外发送本节点节点号和所采集的数据.终端节点周期性地向外发送自己的地址信息和血氧饱和度数据,信道上的所有其他节点都能够接收到该数据.

ZigBee 终端模块的程序流程如图 5 所示. ZigBee 节点在开机组网完成后就开始进入轮循过程,首先查询是否接收到其他节点发送的数据,若有数据则在获取数据后将其再转发出去;若无数据,则检查是否定时到,定时到则从单片机的接口读入数据,并将数据打包后发送出去.

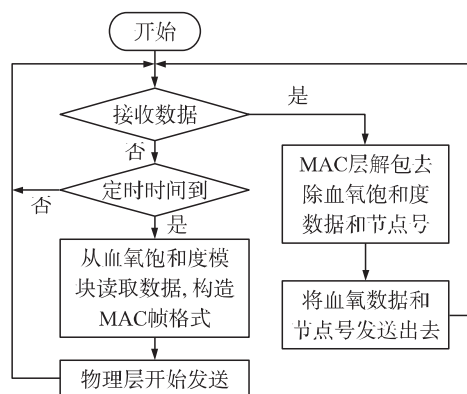


图 5 ZigBee 终端模块的流程图

Fig. 5 The flow chart of ZigBee terminal module

3.2 系统测试

协调器将接收到的血氧饱和度的数据和地址信息通过串口发送给上位机,上位机将血氧饱和度数据和节点地址显示在屏幕上,并绘制出波形图,直观地显示被测者的血氧变化情况,同时 MSP430 的模块上也通过液晶显示实时的血氧值.

上位机软件采用 VB 编写,在文本框中显示节点和相应的实时血氧值,并将检测的一定时间段的结果绘制成波形图,具体运行界面如图 6 所示.

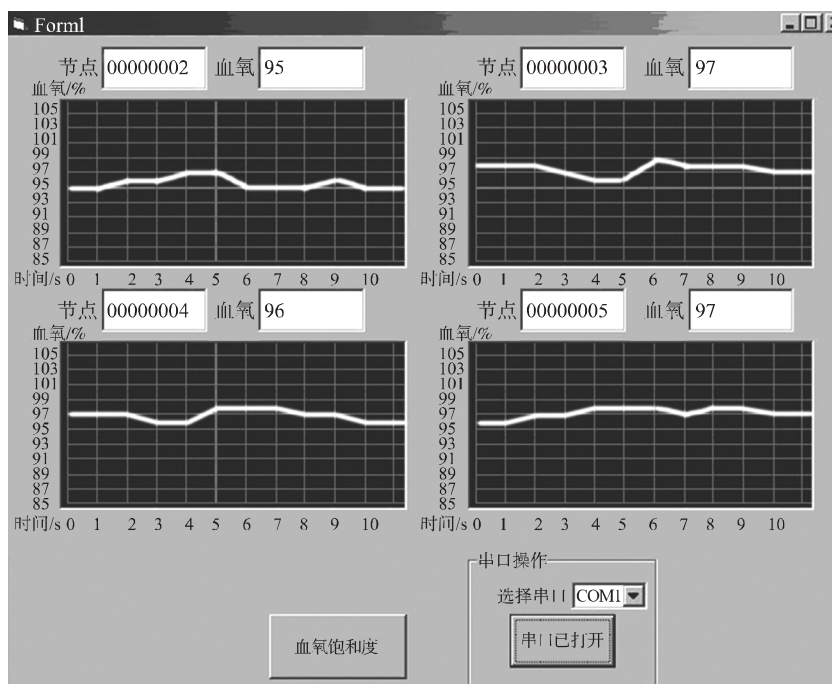


图 6 上位机界面

Fig. 6 PC interface

为了确定本系统采集获得的数据的准确性和经由无线网络传输的可靠性,本文采用深圳市和心重典医疗设备有限公司生产的脉搏血氧仪和本文的样机进行标定实验.

4 个终端设备由 4 名 20~30 岁之间的测试者接受测试,这 4 名测试者均身体健康.测试的结果经由无线网络后传到上位机,测试进行一段时间后上位机显示如图 6 所示.

上位机显示的数据与标定设备所测得的某一时刻的血氧值如表 1 所示. 由表 1 可以看出, 误差保持在 0.6% 以内, 最大误差为 0.58%, 与标定设备测量的血氧值基本一致, 同时上位机显示的数据与终端节点上的液晶所显示的值也完全一致, 这表明测量数据偏差较小, 传输网络相对可靠, 失真率低.

4 结语

本文设计了基于低功耗单片机 MSP430 和 ZigBee 芯片 CC2530 的无线血氧实时监测系统, 通过 MSP430 单片机实现了血氧的无创实时检测, 并利用 CC2530 组建无线传感网络, 由此构建的监测网络测量精度较高、实时性好, 且能同时监测多个目标的血氧指标. 构建的系统具有低功耗、组网便捷等传统测量手段无法比拟的优点, 具有较好的应用前景.

表 1 本系统测得数据与专业血氧仪的测试结果对比

Table 1 The measured data and professional oximetry test results contrast

测试者	1	2	3	4
样机测得 SaO ₂ (%)	97.37	93.84	99.27	96.44
血氧仪器测得 SaO ₂ (%)	97	94	99	97
样机与血氧仪器测量误差	0.39%	-0.17%	0.27%	-0.58%

[参考文献](References)

- [1] 吴小玲, 蔡桂艳. 可穿戴式血氧传感器的设计和定标方法研究[J]. 生物医学工程学杂志 2009 26(4): 731-738.
Wu Xiaoling, Cai Guiyan. The development of a wearable pulse oximeter sensor and study of the calibration method[J]. Journal of Biomedical Engineering 2009 26(4): 731-738. (in Chinese)
- [2] 陈磊, 纪宏洲, 蒙山. 一种基于 ADI 系列芯片的无创血氧检测方法[J]. 测控技术与仪器仪表 2009 3: 84-87.
Chen Lei, Ji Hongzhou, Meng Shan. A non-invasive blood-oxygen monitor based on ADI ICs[J]. Measurement Control Technology and Instruments 2009(3): 84-87. (in Chinese)
- [3] 莫思特, 李筠. 基于 ZigBee 的多参数监护仪无线组网设计[J]. 医疗卫生装备 2008 29(9): 53-54, 56.
Mo Site, Li Jun. Design of wireless network for multi-parameter patient monitor based on ZigBee technology[J]. Chinese Medical Equipment Journal 2008 29(9): 53-54, 56. (in Chinese)
- [4] 光达, 郭维, 朱平, 等. 基于容积波分析的血氧饱和度测量系统[J]. 激光与红外 2009(2): 169-172.
Guang Da, Guo Wei, Zhu Ping, et al. Blood oxygen saturation measurement based on volume signal analysis[J]. Laser & Infrared 2009(2): 169-172. (in Chinese)
- [5] Bruno R, Conti M. Mesh Networks: Commodity Multihop Ad Hoc Networks[J]. IEEE Communication Magazine 2005(3): 123-131.
- [6] 蒋挺, 赵成林. 紫蜂技术及其应用[M]. 北京: 北京邮电大学出版社 2006.
Jiang Ting, Zhao Chenglin. ZigBee Technology and Application[M]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications Press 2006. (in Chinese)
- [7] 郭渊博, 杨奎武, 赵俭, 等. ZigBee 技术与应用: CC2430 设计、开发与实践[M]. 北京: 国防工业出版社 2010.
Guo Yuanbo, Yang Kuiwu, Zhao Jian, et al. ZigBee Technology and Application: The Design, Develop and Practice of CC2430 [M]. Beijing: National Defense Industry Press 2010. (in Chinese)
- [8] 李晓鹏, 宋爱国, 彭思. 脉搏血氧饱和度远程实时监护系统设计[J]. 传感技术学报 2010 23(6): 772-776.
Li Xiaopeng, Song Aiguo, Peng Si. Design of real-time pulse oxygen saturation telemonitoring system[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators 2010 23(6): 772-776. (in Chinese)

[责任编辑: 严海琳]