

基于 nRF24L01 的无线心音遥测系统研究与实现

李才光¹ 裴正宪² 蒋洪波³

(理科大学电子科学系 平壤 999093)¹

(金策工业综合大学信息科学与技术学院 平壤 999093)²

(华中科技大学电子与信息工程系 武汉 430074)³

摘 要 介绍了一种以射频芯片 nRF24L01 为无线通信核心的无线心音遥测系统的实现方案。整个系统通过 8 位单片机 STC12C5A60S2 来控制。STC12C5A60S2 内部的 10 位 ADC 可以对放大滤波后的心音信号进行采集,再写入 nRF24L01 进行无线传输,接收端由单片机通过 nRF24L01 接收数据,再由 UART 通过串口将其传输到 PC 机进行显示与分析。经测试,该系统在室内通信良好,所显示的心音波形满足要求。此外就各模块的通信协议以及对应的程序也进行了具体分析。

关键词 无线传输, nRF24L01, 心音

中图分类号 N34 **文献标识码** J

Design of Wireless PCG Monitor System Based on nRF24L01

RI Jaeg-wang¹ PAE Jong-hon² JIANG Hong-bo³

(Department of Electronics Science, University of Science and Technology, Pyongyang 999093, DPRK)¹

(School of Information Science and Technology, Kimchaek Technical University, Pyongyang 999093, DPRK)²

(Department of Electronics and Information Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)³

Abstract This paper introduced the design of a wireless PCG monitor based on nRF24L01. The controller is STC12C5A60S2 with a 8 bit MCU. 10 bit ADC in STC12C5A60S2 is used to convert the PCG signal which has been out of the amplifier and filter. The data will be written in the memory of nRF24L01 and be transmitted. The receiver takes the data and sends them to computer for display and analysis. The result of testing shows that the indoor communication is well and waveform of PCG meets the requirements. In addition, the communication protocol and the program were also analyzed.

Keywords Wireless transmission, nRF24L01, Phonocardiogram(PCG)

1 引言

心音检测和分析是了解心脏和血管状态的一种不可缺少的手段。自从 Laennec 发明听诊器以来,人们广泛采用听诊器进行心音分析诊断,传统简便的方法是医务人员通过听诊器,根据自己的知识和经验对听到的心音做出主观的分析判断^[1]。目前,医院所使用的检测方法大多是固定的心音检测仪,连接设备将传感器探头连接在病人与检测设备之间进行信号的传递。复杂的设备和众多的连线会造成病人心理上的压力和紧张情绪,使得诊断所得到的数据与真实情况有一定差距^[2]。

随着无线通信技术的发展,为了减少检测设备与心音传感器之间的连线,通过无线通信方式把心音数据传递到检测设备,使得被检测人能够拥有较多的自由活动空间。很多人研究了心音诊断中利用无线通信技术的方法,主要是蓝牙和 Zigbee 技术^[2-8]。

只有 Brown 等发表了基于 nRF24L01 的人体自主神经系统反应监测网的研究结果^[9]。

蓝牙要求复杂的通信协议,功率消耗大,价格较贵,传输距离短。Zigbee 具有很好的抗干扰特性,但是需要相应的代价。为了保障良好的抗干扰特性,DSSS 技术会消耗较大射频频段。因此,在频段使用效率方面,它的效率比较低,而且它的通信速率很低,传输距离比较短。

本文提出了一种基于 nRF24L01 的无线心音遥测系统。

nRF24L01^[10]是挪威 Nordic 公司推出的单片无线收发一体芯片,工作于 2.4GHz~2.5GHz 的 ISM(工业、科学和医疗)频段,能够在全球无线市场畅通无阻。基于 nRF24L01 的通信系统的优点如下。

①好性能:传输速率高、传输距离较远、可靠。

②易使用性:容易理解与开发、不需要复杂的配置和操作。

③低成本:芯片价格便宜、低成本开发系统。

到稿日期:2012-10-15 返修日期:2013-01-29

李才光 男,硕士生,主要研究方向为无线传感器网络;裴正宪 男,硕士生,主要研究方向为无线传感器网络;蒋洪波 男,副教授,主要研究方向为无线传感器网络。

本文第2节介绍心音数据的无线传输方案;第3节介绍实验系统的硬件设计;第4节介绍软件设计;最后为实验验证和结论。

2 心音信号的无线传输方案

无线心音遥测系统是由 Nordic 公司推出的单片无线收发一体芯片 nRF24L01、8 位单片机 STC12C5A60S2 和外接元件组成的外围电路构成,分为传输端和接收端。系统框架如图 1 所示。

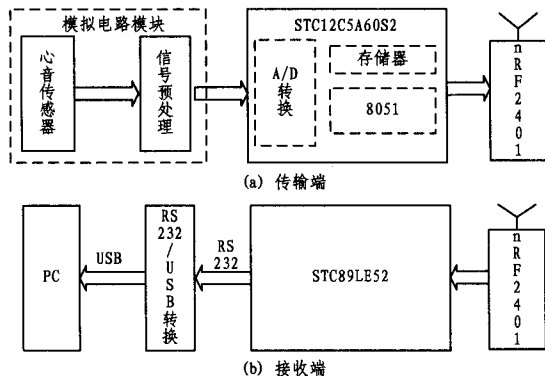


图1 系统结构图

传输端由心音传感器、模拟信号预处理电路、单片机、无线通信芯片部件构成。接收端由无线通信芯片、单片机、RS232/USB转换、电脑部件构成。该系统所用的电源是5v和3.3v。

3 系统硬件设计

3.1 模拟电路模块

心音传感器采用传统听诊器与驻极体电容式传声器自制而成。它采集心音信号,并将其转化为电压的变化输出至模拟信号预处理电路。信号预处理模块主要包括滤波与放大功能。心音信号频率范围较广泛,一般认为心音信号在0.1~800Hz,而常规的心音主要集中于20~600Hz^[7]。因此本系统的截止频率为600Hz。模拟电路如图2所示。

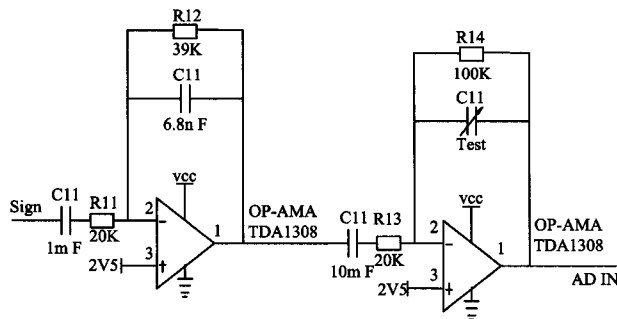


图2 信号预处理模拟电路图

本系统采用了耳放芯片 TDA1308^[11]。在放大效果方面,由R11、R12与运放1构成初级放大模块,其放大倍数为2倍,由R13、R14与运放2构成再放大模块,其放大倍数为5倍,一共放大10倍。滤波效果方面,由R11、R12与C12, R13、R14与C14构成单极点低通滤波器^[12],截止频率用式(1)来计算。

$$f_{3dB} = 1 / (2\pi \cdot RC) \quad (1)$$

根据式(1),在 $f_{3dB} = 600\text{Hz}$ 、 $R = 39\text{K}$ 时,我们可以得到

$$C = 6.8\text{nF}.$$

3.2 单片机模块

发送端的单片机控制部分的功能是将放大电路输出的心音模拟信号转换成数字信号,因此使用了片内集成ADC的STC12C5A60S2单片机^[13],同时将该数据通过SPI口写至nRF24L01芯片进行无线传输。STC12C5A60S2单片机是深圳宏晶科技有限公司推出的新一代8051单片机,具有高速、低功耗及超强干扰等特点,指令代码完全兼容传统的8051单片机,但速度快8~12倍;内部集成有8路10位A/D转换器(速度达25万次/秒)。模数变换结构如图3所示。

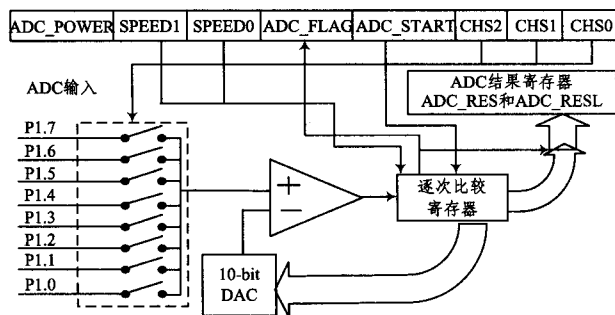


图3 STC12C5A60S2单片机ADC结构图

STC12C5A60S2的ADC是逐次比较型ADC,具有速度高、功耗低等优点。ADC输入通道与P1口复用,上电复位后P1口为弱上拉型I/O口;用户可以通过软件设置将8路中的任何一路设置为ADC功能,不作为ADC使用的口可继续作为I/O口使用。接收端的单片机控制部分使用的是最一般的51MCU-STC89LE52。

3.3 无线传输模块

本系统采用2.4GHz无线单片收发芯片nRF24L01,它是挪威Nordic公司最近生产的一款无线通信芯片,采用FSK调制,内部集成Nordic自己的Enhanced Shock Burst™协议,可以实现点对点或是1对6的无线通信。无线通信速度可以达到2M(bps)。它体积小、功耗低、外设少、速率高,非常适合于无线传输应用系统。nRF24L01可以由SPI接口与微处理器连接,通过这个接口完成设置和收发数据工作。STC12C5A60S2单片机集成了SPI控制器,可以非常方便地通过软件设置,只有收到本机地址时才会输出数据,编程很方便。nRF24L01与单片机采用SPI接口连接,原理图如图4所示。

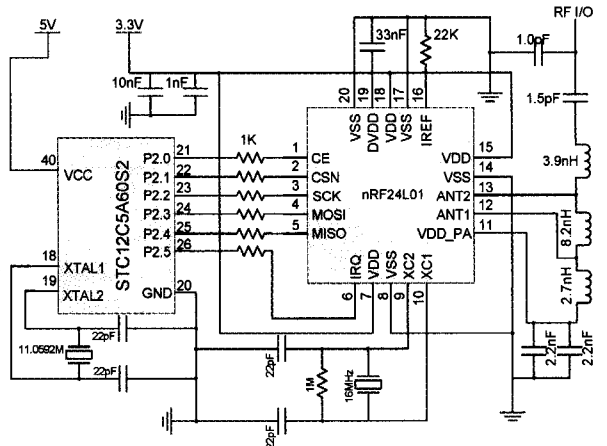


图4 STC12C5A60S2与nRF24L01的SPI连接图

图4中,nRF24L01的工作电压范围为1.9~3.6v,CE为

芯片的模式控制线,IRQ 为中断引脚,SPI 接口由 SCK、MOSI、MISO 以及 CSN 组成。

4 软件设计

4.1 下位机部分

下位机由 STC12C5A60S2 单片机与 nRF24L01 无线收发芯片构成的发送端和接收端组成。发送端通过单片机进行 AD 变换和无线传输,接收端由单片机通过 nRF24L01 接收数据,再由 UART 通过串口传输到上位机(PC)用于显示与分析。本系统工作在 2.4GHz 的频道上,使用 5 字节长度的接收频道地址、1Mbps 的数据发送率、32 字节的数据长度。当 nRF24L01 要采用 Enhanced Shock Burst™协议发射数据时,首先将 CE 置低,把接收机的地址和将发送的数据按时序送入 nRF24 L01,然后将 CE 置高,等待 10μs 激发 nRF24L01 发射。当采用 Enhanced Shock Burst™协议接收数据时,首先配置本机地址和将接收的数据包大小,将 CE 置高,等待 200μs 后,nRF24L01 进入监视状态,等待数据的到来。当接收到正确的数据包后,将 IRQ 置高,通知 MCU 取走数据。数据流程如图 5 所示。

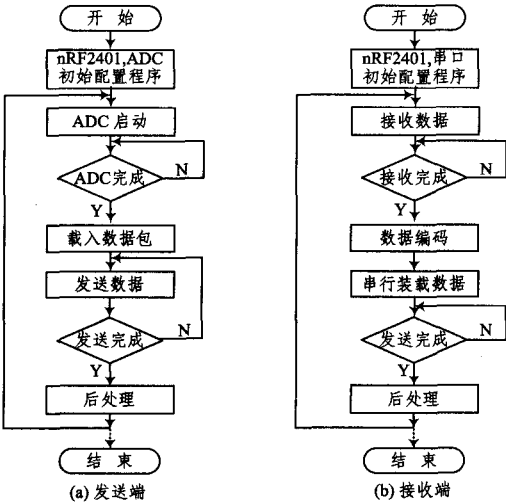


图 5 下位机程序流程图

图 5 中,发送端和接收端的后处理包括由软件清零在运行程序时产生的中断和读写无线通信状态等功能,而接收端的数据编码功能使上位机准确接收数据。

4.2 上位机部分

系统在运行过程中,上位机实时接收来自接收模块中单片机通过 MAX232 发出的心音数据,上位机接收到心音数据后将心音数据实时显示和保存。

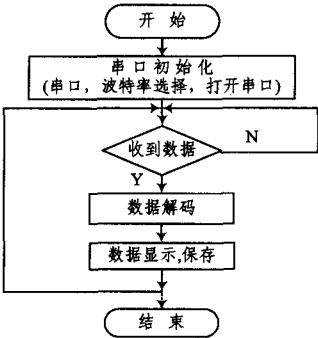


图 6 上位机程序流程图

当把 USB 串口转换线与计算机连接时,系统会提示发现新硬件,并要求安装驱动程序,执行驱动程序的安装文件即可。上位机采集软件采用 Microsoft Visual C++ 6.0 实现串口数据的接收。上位机的主要实现程序流程如图 6 所示。单片机与 PC 机之间采用异步通信模式、独立波特率,串口协议设置为:波特率 57600bps,8 位数据位,无校验,1 位停止位。

5 实验结果

为了验证本文设计的系统的性能,发送端提取通过信号预处理后的心音包络,并与 PC 机采集的心音包络进行对比。在发送端由数字示波器得到心音包络。进行对比的心音信号包络如图 7 所示。

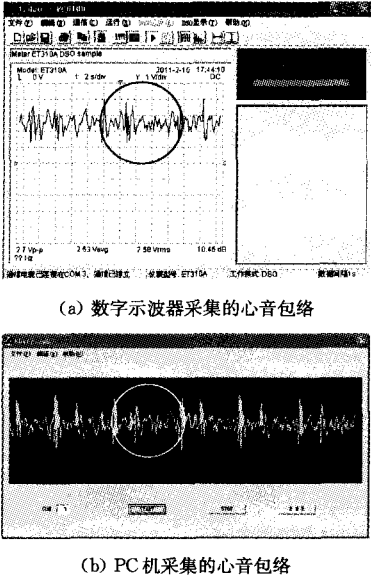


图 7 心音信号包络对比

通过对比图 7 可以看出,该系统采集的心音与通过无线传输后采集的心音基本相似,只是信号中存在些干扰,这主要是由于电流、无线传输时环境带来的影响。

结束语 本文设计了一款无线心音遥测系统,整个系统以 8 位单片机 STC12C5A60S2 为核心,采集的心音信号通过 nRF24L01 无线传输到 PC 机,而用高级语言来编程显示软件,实现心音的显示。实验表明,基于 nRF24L01 的无线心音遥测系统采集的数据精度高,对心音分析没有不利影响。尤其是数据传输速率可达 1Mbps,传输距离最长可达 100m。即显示出本系统具有一些比基于蓝牙和 Zigbee 的系统更好的特性。

表 1 给出蓝牙、Zigbee 和 nRF2301 的性能对比。

表 1 蓝牙、Zigbee 和 nRF2301 的性能对比

标准	蓝牙[8]	Zigbee[8]	nRF2401[9]	nRF2401 [本文]
频段	2.4~2.5GHz	2.4GHz/ 915MHz/ 868MHz	2.4GHz	2.4GHz
最大数据传输速率	1Mbps(Ver. 1. 0) 3Mbps(Ver. 1. 2) 12Mbps(Ver. 2. 0)	250Kbps	1Mbps	1Mbps
最大传输距离	10m	10~100m (有效 距离 20m)	10m	100m

本文设计的系统为后续心音信号遥测分析与处理打下了良好的基础。

参考文献

- [1] 陈天华. 基于现代信号处理技术的心音与心电信号分析方法[M]. 北京:机械工业出版社, 2012
- [2] 赵泽, 崔莉. 一种基于无线传感器网络的远程医疗监护系统[J]. 信息与控制, 2006(2): 265-269
- [3] 王琦, 姚爱琴. 基于蓝牙的心肺音采集系统[J]. 电子测试, 2010(1): 1-4
- [4] Tian Xian-ting, Zhao Zhi-dong. Heart sound acquisition based on PDA and Bluetooth[J]. Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011, 2: 773-776
- [5] 郭兴明, 任羽, 林辉杰. 基于 Zigbee 网络的心音无线检测系统设计[J]. 应用基础与工程科学学报, 2011(01): 145-152
- [6] Ahamed S S R. The Role of Zigbee Technology in Future Data Communication System[J]. Journal of Theoretical and Applied Information Technology, 2009, 5(2)

- [7] Wang Bo-xiang. Bluetooth wireless heart sound and breath sound monitor system[J]. Journal of Southern Yangtze University: Natural Science Edition, 2007, 6(4): 393-397
- [8] Choi J S, Zhou M C. Recent Advances in Wireless Sensor Networks for Health Monitoring[J]. International Journal of Intelligent Control and Systems, 2010, 15(4): 49-58
- [9] Brown L, Grundlhner B, Penders J, et al. Body Area Network for Monitoring Autonomic Nervous System Responses[C]//Proc. of 2009 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare-Pervasive Health 2009. April 2009
- [10] Nordic Semiconductor. nRF24L01 Single Chip 2. 4GHz Transceiver Product Specification [OL]. <http://www.nordicsemi.com/eng/Products/2.4GHz-RF/nRF24L01>, 2007
- [11] <http://www.ic-cn.com.cn/pdf>, Class AB stereo headphone driver TDA1308 Data sheet, 2002, 7
- [12] Neamen D A. Microelectronics Circuit Analysis and Design (Third Edition)[M]. 2009
- [13] STC12C5A60S2 series MCU Data Sheet[OL]. <http://www.ST-MCMU.com>

(上接第 45 页)

明粒子数的选取对 DAPF 的精度影响不大, 这是由于该算法主要是根据各时刻的状态方差来调整粒子数, 从而总能保证大致相同的估计精度。因此, 在精度要求不是特别高的场合, 综合考虑计算量和跟踪精度, DAPF 比 CPF 和 DPF 具有更好的跟踪性能。

考虑到无线传感器网络的特殊性, 通信量是衡量算法有效性的重要指标, 应用上文介绍的通信量计算方法, 分别计算 DPF、基于 GMM 的 DPF 和 DAPF 算法在二进制无线传感器网络中的总通信量(bytes)大小, 表 3 给出了 3 种算法通信量的比较。

表 3 3 种算法的通信量比较

粒子数	100	200	400	900
DPF	141618	256789	512783	1095191
GMM-DPF	9266	8469	8463	8087
DAPF	3634	3349	3343	3223

从表 3 中的结果可以看出, 虽然 GMM-DPF 在通信量上比 DPF 已经有了很大减少, 但是 DAPF 的通信量最小, 明显低于另外 2 种算法, 比 GMM-DPF 又减少约 60% 左右。这说明 DAPF 占据的带宽最小, 相应的能耗也最小。

结束语 无线传感器网络中的分布式粒子滤波算法, 在簇头交换时会占用大量带宽。为了降低计算量, 减少通信量和能耗, 提高目标跟踪的实时性, 本文将自适应粒子滤波和二进制网络相结合, 提出了一种二进制无线传感器网络的分布式自适应粒子滤波算法。基于动态分簇的算法, 该算法在簇头更换时, 簇头之间只需要传送滤波值和误差方差即可, 在簇头之间无需传递大量的粒子, 同时该算法根据滤波方差在线调整粒子数, 从而降低了算法的计算量。为了说明算法的有效性, 在仿真实验中, 从算法耗时、均方根误差(跟踪精度)以及通信量等方面对 CPF、DPF 和本文提出的 DAPF 3 种算法进行了比较, 结果表明, DAPF 的算法耗时、通信量要明显少于 CPF 和 DPF, 表明 DAPF 算法的实时性更好, 占用的带宽最小; 同时 DAPF 的均方根误差的变化幅度受粒子数的影响非常小, 综合考虑计算量和跟踪精度, DAPF 比 CPF 和 DPF

具有更好的跟踪性能。

参考文献

- [1] Mechitov K, Sundresh S, Kwon Y, et al. Cooperative tracking with binary-detection sensor networks [C]//Proceedings of the First International Conference on Embedded Networked Sensor Systems. New York, America, Springer Press, 2003: 332-333
- [2] 张晓峰, 邢昌凤, 周德超. 二进制无线传感器网络目标定位跟踪算法[J]. 传感器与微系统, 2008, 27(11): 100-102
- [3] Kim W, Mechitov K, Choi J-Y, et al. On target tracking with binary proximity sensors[C]//Proceedings of the 4th International Symposium on Sensor Network. Chicago, America, Springer Press, 2005: 301-308
- [4] Niu R, Varshney P. Target location estimation in wireless sensor networks using binary data [C]//The 38th Annual Conference of Science System. Princeton, America, Springer Press, 2004: 312-318
- [5] Wang Zi-jian, Bulut E, Szymanski B K. Distributed Target Tracking with Imperfect Binary Sensor Networks[C]//Proceedings of the Second Annual Conference of the International Technology Alliance. London UK, Springer Press, 2008: 306-307
- [6] Djuric P M, Vemula M, Bugallo M F. Target Tracking by Particle Filtering in Binary Sensor Networks[J]. IEEE Transactions on signal processing, 2008, 56(6): 2229-2238
- [7] 邹冈, 石章松, 刘忠. 传感器网络中的分布式粒子滤波被动跟踪算法比较研究[J]. 传感器技术学报, 2007, 20(6): 1344-1348
- [8] 黄艳, 于海斌. 基于粒子滤波的无线传感器网络目标跟踪算法[J]. 控制与决策, 2008, 23(12): 1389-1393
- [9] 张森, 胡建旺, 彭建平, 等. 一种新的自适应粒子滤波算法[J]. 指挥控制与仿真, 2009, 31(3): 39-42
- [10] Sheng X H, Hu Y H, Ramanathan P. Distributed particle filter with GMM approximation for multiple target s localization and tracking in wireless sensor network[C]//Proc of 4th International Symposium on Information Processing in Sensor Networks. Los Angeles, ACM Press, 2005: 181-188