

心电信号无线传输网络节点的研究与实现

凌秀泽 秦荪榛 徐寅林

(南京师范大学 物理科学与技术学院 江苏 南京 210046)

[摘要] 在康复中心或老年公寓中,需要密切关注老年人的健康状况。作为人体最重要健康指标的心电信号,常被作为健康监护系统的首选检测对象。本文设计了一种以 MSP430 微处理器及 CC2420 无线模块为核心的 ZigBee 低功耗网络节点。前端 ECG 信号采集部分采用了单导联系统,经放大、处理后由单片机进行 AD 转换,经无线网络上传至 PC 机后滤除信号中的噪声,以提高心电信号的质量。由此组成网状网络拓扑结构的无线心电信号监护系统能够实现可移动监护对象实时健康状况的检测。

[关键词] 心电采集, ZigBee 技术, mesh 拓扑结构

[中图分类号] TP393 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1672-1292(2012)03-0071-05

Study and Realization of Wireless Transmission Network Nodes of ECG

Ling Xiuze, Qin Sunzhen, Xu Yinlin

(School of Physical Science and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210046, China)

Abstract: In rehabilitation center or senile apartment, the health status of the elderly need to be taken careful care of. As the most important health indicator of human body, ECG often acts as the first choice detector. The paper designed a ZigBee low-power network node with MSP430 microcontroller and CC2420 wireless module as the core. The ECG signal acquisition uses a two-electrode single-lead system. After being filtered, amplified and other processes, ECG completed the AD conversion by the microcontroller. Then noise is filtered out after the ECG was uploaded to PC by wireless module in order to improve the quality of the signal. The mesh network topology wireless ECG monitoring system composed of the network nodes can realize the detection of movable monitoring objects real-time health status.

Key words: ECG acquisition, ZigBee technology, mesh topology

随着人们对信息实时获取和交换的迫切需要,各种无线通信技术得到了迅速发展。在医疗康复领域,为了提高康复效果,在不限制患者行动自由前提下如何快捷高效地对病人实施无线网络化监护已成为当今该领域的研究热点之一^[1]。

心电信号作为人体最重要的健康指标之一,是诊断人体病理信息的依据。传统测量心电信号的方法是采用床边有线的方式,设备难以自由灵活地移动和接入,系统没有扩展性。为弥补该方面的缺点,本文设计采用 MSP430 为核心构建低功耗的心电信号采集、处理无线网络节点,并由此组成无线自组织 mesh 结构的 ZigBee 网络。利用该系统,将患者的心电信息进行实时处理并上传,使医生可以方便、及时、准确地掌握患者心电信息,达到远程监护患者的目的。

1 无线传输网络节点的硬件设计

无线网络的基本组成单元是具有信息采集和通信功能的嵌入式节点,因此无线传输网络的设计根本就是节点的设计^[2]。本文根据医疗康复单位的功能需求,并结合具体系统选择合适的功能模块部件。每个网络节点主要包括心电信号采集模块、处理器模块、无线射频模块及电源模块等,节点框图如图 1 所示。

1.1 心电信号采集模块

心电信号属生物医学信号,是强度弱、易受干扰的低频信号。针对该特点,在设计信号采集电路时采取

收稿日期: 2012-05-23。

基金项目: 2011 年江苏省研究生创新工程资助项目(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

如下措施:将信号提升至 A/D 输入口的幅度要求(至少“V”量级);对工频干扰、基线漂移干扰及肌电高频干扰作滤波处理^[3].

整个心电信号采集模块的电路如图2所示,信号的测量主要通过左、右臂两个电极的差分信号输入,电路选用了 Analog 公司的仪用放大器 AD620 作为前级放大.根据小信号放大器的设计原则,前级的增益不能设置太高,因为前级主要以提高输入阻抗减少信号干扰为目的,增益过高将不利于后续电路对噪声的处理.次级放大电路主要以提高增益为目的,利用了 MSP430FG439 内部自带的 OA0 运算放大器,电路中电容 C8 为旁路电容,用于抑制高频干扰.

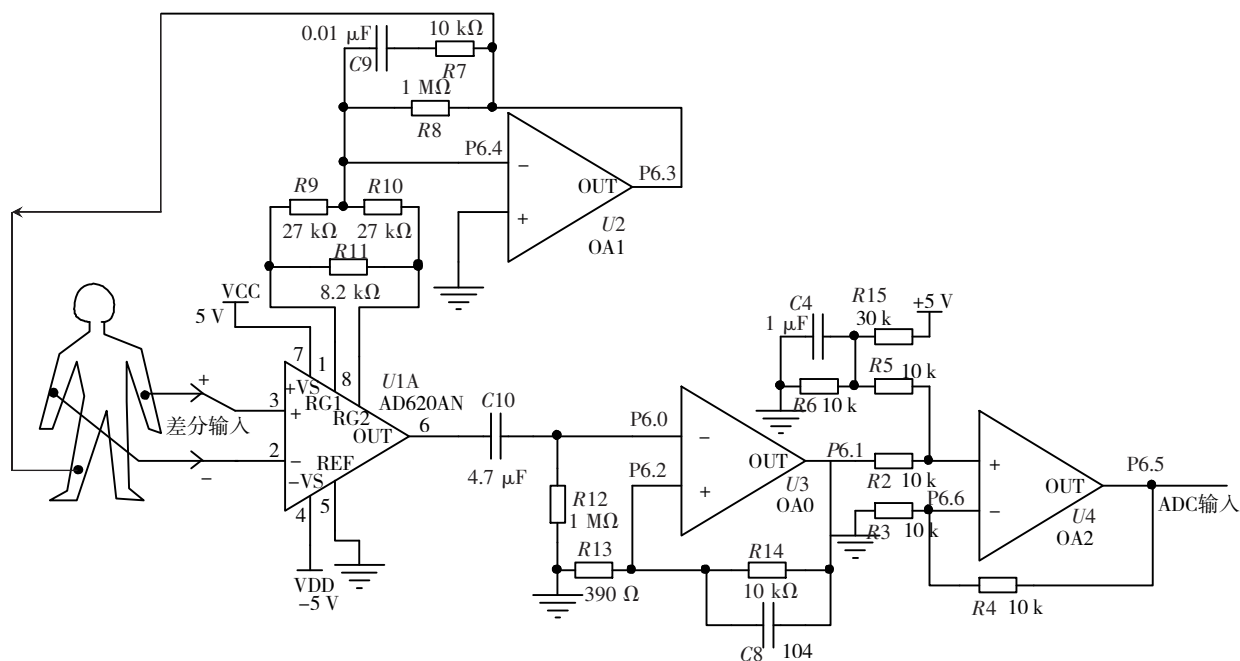


图2 心电信号采集电路

Fig.2 ECG acquisition circuit

电路中 C10、R12 构成一高通滤波器,用于滤直流、消除基线漂移,其特征频率计算为: $f_0 = \frac{1}{2\pi R_{12} C_{10}} = 0.034 \text{ Hz}$. 经过高通滤波后,可以大大消弱低于 0.03 Hz 的基线缓慢漂移的影响.

为了抵消人体信号源中的干扰以及工频干扰,引入补偿电路,即在前级放大电路的反馈端与信号源地端之间建立共模负反馈,为提高其反馈深度,将反馈信号放大后(此处采用 MSP430FG439 中的 OA1 反馈放大器)接入信号源参考端,这样可最大限度地抵消上述干扰.

由于心电信号十分微弱,幅度小于 5 mV,而 MSP430 的内部参考电压值选择为 2.5 V,据此可以设定合适的增益实现心电信号的放大.该电路的增益估算为:第一级放大 $A_{U1} = 1 + \frac{R_{10} + R_9}{R_{11}} = 7.6$,第二级放大

$A_{U2} = 1 + \frac{R_{14}}{R_{13}} = 26.6$,总增益 $A_U = A_{U1} A_{U2} \approx 202$. 实际增益由于高通滤波及其他损耗的存在,要比理论估算值略小,但已满足放大输出的要求.

经过总增益约为 202 的两级放大电路以后,电压峰值提升至 2 V 左右,在放大电路之后设计了以 U4 为核心的加法电路,将放大后的信号提高 1.25 V,以符合单片机 A/D 输入口 0 到 2.5 V 的电压幅度要求.该电压输入到 MSP430 中的 12 bit A/D 模数转换器,可实现心电信号的采集.

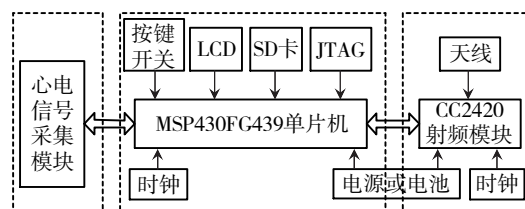


图1 无线网络传输节点框图

Fig.1 The block diagram of the wireless network transmitting nodes

1.2 无线射频电路

无线射频电路如图3所示. ZigBee 低功耗网络节点的通信功能由 CC2420 无线模块实现, CC2420 的外围电路主要包括晶振时钟电路、射频输入/输出匹配电路和微控制器接口电路三部分. 射频输入/输出匹配电路主要用来匹配芯片的输入/输出阻抗, 使其输入/输出阻抗为 $50\ \Omega$, 同时为芯片内部的 PA 及 LAN 提供直流偏置; CC2420 通过 4 线 SPI 总线 (SI、SO、SCLK、CSn) 对芯片的工作模式进行设置, 并实现读/写缓存数据及状态寄存器等功能. 通过对 FIFO 和 FIFOP 管脚接口的控制可设置发射/接收缓存器; 通过 CCA 管脚状态的设置可以控制清除通道估计; 通过 SFD 管脚状态的设置可以控制时钟/定时信息的输入. 将这些引脚接口与微处理器的相应管脚相连, 实现 CC2420 的射频功能^[4].

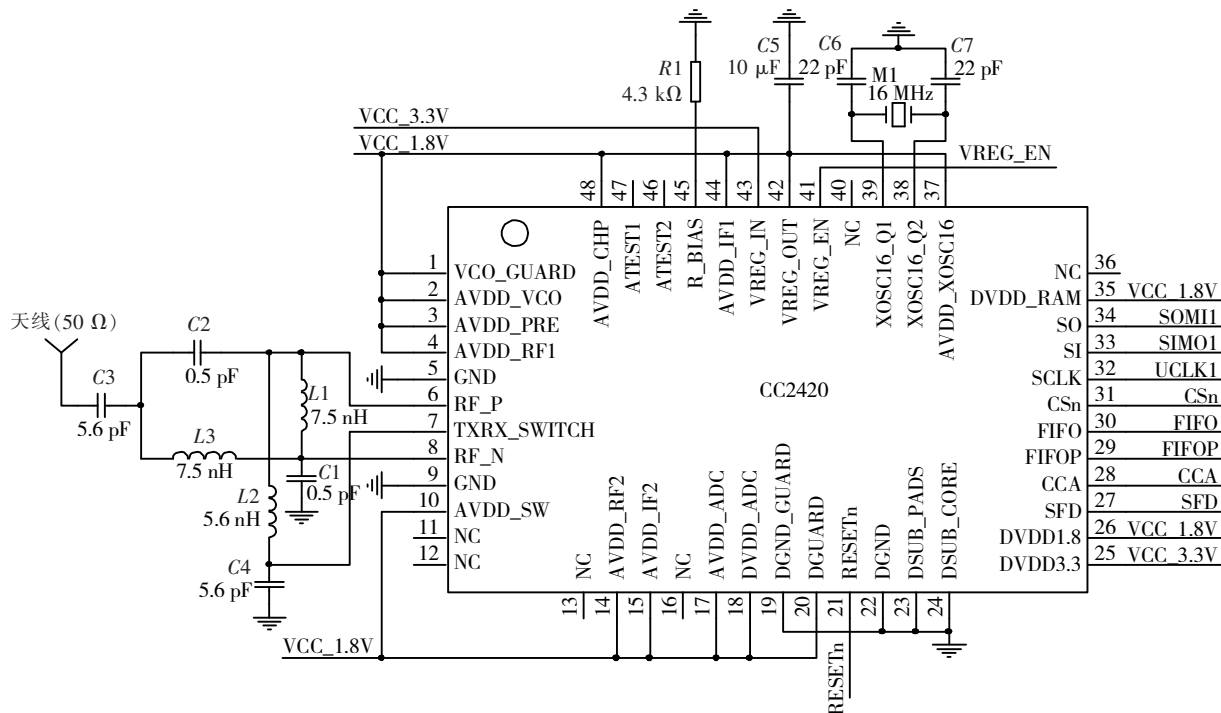


图3 无线射频电路

Fig.3 Wireless RF circuit

1.3 无线模块与单片机接口电路

图4所示即为 CC2420 与 MSP430 接口电路部分. 将 MSP430 的 I/O 端口模拟 SPI 协议与 CC2420 连接. 将 MSP430 的 P2.0、P2.1、P1.7、P1.6 分别与 CC2420 的 SFD、CCA、FIFOP、FIFO 相连. 通过适当的配置以控制射频的收发.

2 无线网络结构

2.1 ZigBee 组网

ZigBee 网络的组建采用了网状 (mesh) 模式, 其组织结构如图5所示^[5].

设计中采用了无线自组织网络概念, 以网状网络为拓扑结构, 每个网络节点为路由路径, 数据包根据路由协议在节点之间以无线的方式传送. 通过采用格栅状的拓扑结构, 将数据包转发的功能由交换机分散到接入点中, 使节点或接入点无须经过中央交换机即可相互通信, 从而消除了集中的故障, 并提供了自愈和自我组织的功能^[6].

协调器节点主要负责实现管理链路状态信息, 认证设备身份等功能.

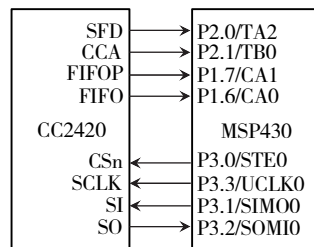


图4 CC2420 与 MSP430 接口电路

Fig.4 The interface circuit of CC2420 and MSP430

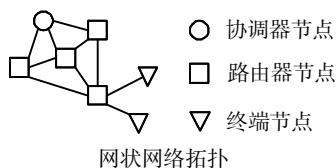


图5 网状网络拓扑结构

Fig.5 Mesh network topology

路由器节点在网络中负责节点信息及心电信号的转发、发现相邻节点等,同时路由器必须在另一个路由器的射频范围内,并持续监听网络内传递的新信息。

终端节点负责心电信号的采集及处理,并将其与节点信息通过射频模块传送出去,同时监听网络^[7]。

2.2 无线网络的数据传输设计

本系统信号传输具体步骤为:新的心电信号采集节点申请加入无线网络;新节点被认知,网络重新配置以容纳该新节点;MSP430在完成心电信号采集、处理之后,由CC2420将该信号及节点信息发送出去;在通信过程中,每个心电采集节点根据收到的信号强度、吞吐量、错误和时延,频繁重新计算最佳路径。

3 节点软件设计

无线网络节点的软件是整个无线网络的关键,主要包括A/D采集程序、定时器中断程序、数据处理程序以及通信管理程序等。通信管理协议栈使用TI提供的免费精简协议栈,完成相关部分初始化及节点信息的处理;A/D采集程序启动MSP430内部ADC模块并开始采集数据,待采集完成后,读出结果;定时器中断程序控制采集数据点的间隔^[8]。

图6为无线网络心电采集节点的软件流程图。在模块节点成功加入网络之后,系统等待定时器中断,启动采集数据,并对数据进行处理,再打包数据并通过RF将数据发送到协调器,协调器对数据包进行解析,并进行后续处理。

在网状网络结构中,任意节点之间相互通信都是通过控制射频芯片CC2420实现的,如何在不影响通信质量的前提下确保整个系统的低功耗,是该部分软件设计的关键。CC2420的状态控制流程如图7所示。首先将VREG_EN置高电平打开电源镇流器,芯片初始化后进入PD模式,该模式下只允许寄存器读写,不允许FIFO/RAM读写,此时只有写入启用晶振这条命令才是有效的,其他命令均无效。当启用晶振后,便可设定一系列寄存器的初值。处于空闲状态的CC2420可以通过触发STXON、SRXON分别进入发射和接收状态。

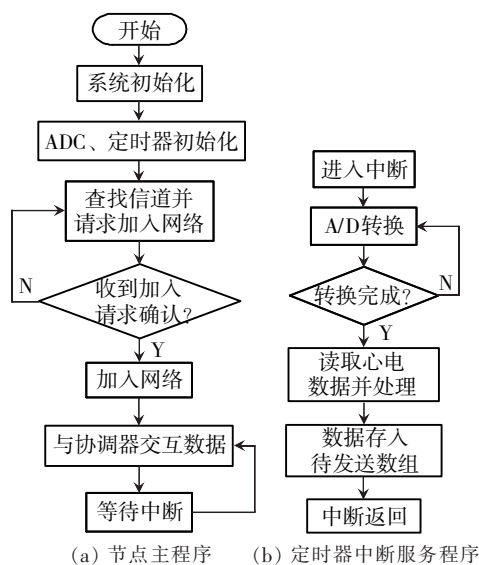


图6 无线网络心电采集节点软件流程图

Fig.6 ECG acquisition node software flow chart of wireless network

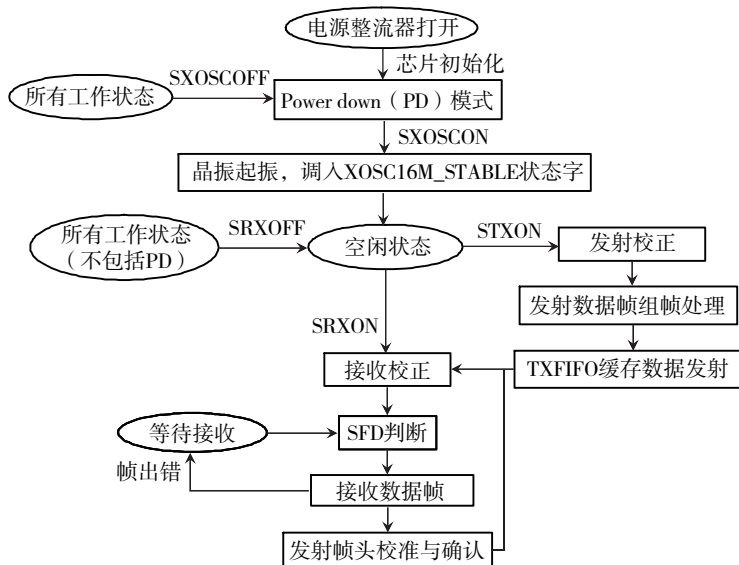


图7 CC2420 状态控制流程图

Fig.7 The state control flow chart of CC2420

4 实验结果

将单片机A/D转换后的心电信号经无线模块上传至PC机,由Matlab作图得到如图8所示波形。尽管在节点电路中采用了0.03 Hz的高通滤波电路及抗工频共模干扰的右脚驱动补偿电路,但采集的心电信号中仍含有大量噪声。

为进一步去除噪声,后台PC机处理算法选取了巴特沃兹梳状、低通及高通滤波器。其中,梳状滤波器用以滤除50 Hz工频干扰及其二次、三次谐波,十四阶低通滤波器用以滤除100 Hz以上的高频干扰,二阶

高通滤波器用以滤除 0.7 Hz 以下的低频干扰。

去噪之后的心电波形如图 9 所示, 心电信号质量得到很大改善, 可供医护人员实时观察、判断患者病情。

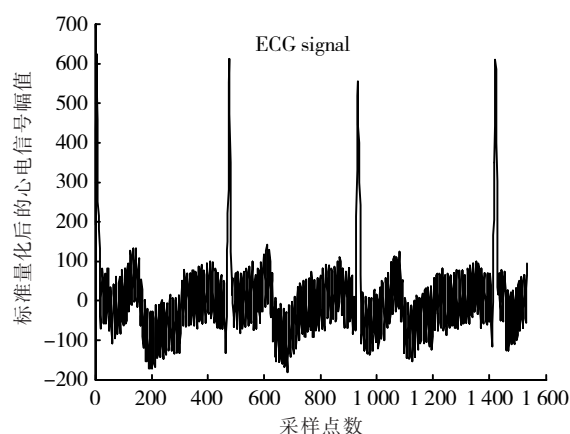


图 8 滤波前心电信号波形
Fig.8 ECG waveform before filtering

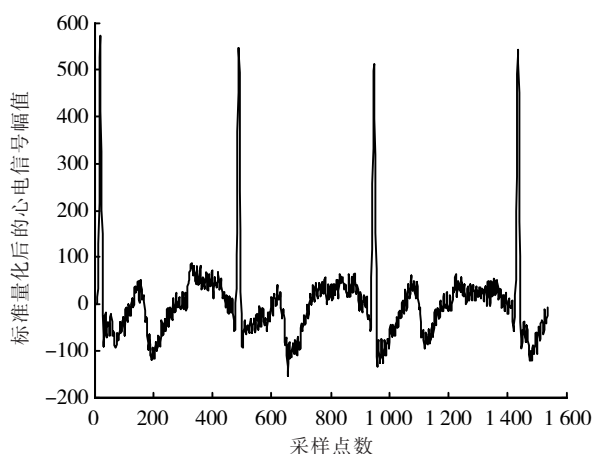


图 9 滤波后心电信号波形
Fig.9 Filtered ECG waveform

5 结语

在医疗康复单位构建无线网络, 实现对患者心电信号的实时监测, 可以提高医护人员的工作效率, 降低成本投入。本文设计的无线网络节点以 MSP430 为核心, 实现心电信号的采集、放大及 AD 转换等处理, 通过无线收发模块 CC2420 将节点信息及处理后的心电信号上传至 PC 机, 利用 PC 机强大的数据处理能力对该信号进行去噪、波形显示等处理, 供医护人员实时掌握患者的心电信息。

[参考文献] (References)

- [1] 吴飞, 杨宏桥, 张曠熹. 基于 Zigbee 的医院病区护理智能化无线监护系统[J]. 中国医疗设备 2008 23(10): 13-15.
Wu Fei, Yang Hongqiao, Zhang Zhuxi. Intelligent nursing and wireless monitoring system based on ZigBee in hospital Wards [J]. China Medical Devices 2008 23(10): 13-15. (in Chinese)
- [2] 任枫轩, 王家驹, 李伟. 嵌入式无线网络节点的设计[J]. 办公自动化杂志 2008 3(127): 42-44.
Ren Fengxuan, Wang Jiaju, Li Wei. Design of embedded wireless network node [J]. Office Informatization 2008 3(127): 42-44. (in Chinese)
- [3] 周立波, 梅大成, 侯小凤, 等. 心电采集电路的设计与实现[J]. 信息技术 2011(10): 130-132, 135.
Zhou Libo, Mei Dacheng, Hou Xiaofeng et al. Design and implementation of detection circuit for electrocardiogram [J]. Information Technology 2011(10): 130-132, 135. (in Chinese)
- [4] 王秀梅, 刘乃安. 利用 2.4 GHz 射频芯片 CC2420 实现 ZigBee 无线通信设计[J]. 国外电子元器件 2005 21(10): 59-62.
Wang Xiumei, Liu Naian. 2.4 GHz RF chip CC2420 and its application in ZigBee communication [J]. International Electronic Elements 2005 21(10): 59-62. (in Chinese)
- [5] 李新. 基于 CC2530 的 ZigBee 网络节点设计[J]. 可编程控制器与工厂自动化 2011(3): 97-99.
Li Xin. Design of ZigBee network node based on CC2530 [J]. Programmable Controller & Factory Automation 2011(3): 97-99. (in Chinese)
- [6] 李文仲, 段朝玉. ZigBee 无线网络技术入门与实战[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社 2007.
Li Wenzhong, Duan Chaoyu. ZigBee Wireless Network Technology [M]. Beijing: Beihang University Press 2007. (in Chinese)
- [7] 周林, 陈玉, 冯婷婷. 基于 ZigBee 的自愈组网与协议实现[J]. 通信技术 2012 4(45): 1-3, 6.
Zhou Lin, Chen Yu, Feng Tingting. Self-healing network organization and protocol implementation based on ZigBee technology [J]. Communications Technology 2012 4(45): 1-3, 6. (in Chinese)
- [8] 杨易华, 吴效明, 岑人经. 基于 ZigBee 技术的穿戴式脉搏波检测模块的研制[J]. 传感技术学报 2009 21(22): 1538-1541.
Yang Yihua, Wu Xiaoming, Cen Renjing. Development of a wearable pulse monitoring module based on ZigBee technology [J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators 2009 21(22): 1538-1541. (in Chinese)

[责任编辑: 严海琳]