

基于低功耗与强穿透的 ECG 传感器节点的设计与实现

俞文彬, 谢志军*, 石守东

(宁波大学 信息科学与工程学院, 浙江 宁波 315211)

摘要: 针对矿井下信道环境的复杂性与特殊性, 设计并实现了基于低功耗与强穿透的 ECG 传感器节点. 通过对比论证传感器节点各模块选型, 提出了基于 AD8232 为心电信号采集芯片、STM32F103C8T6 为处理器以及 SI4463 为无线收发芯片的 ECG 传感器节点设计方案. 在阐述传感器节点的软件设计思路与低功耗策略的基础上, 对 ECG 传感器节点的功耗以及对于矿工 ECG 信号采集传输性能进行测试与分析.

关键词: ECG 传感器节点; 低功耗; 强穿透; STM32; AD8232; SI4463

中图分类号: TP212.9

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2016) 03-0051-05

由于当前矿井环境恶劣以及采矿工作人员对于矿井工作环境的不适应, 矿井灾难时有发生, 据文献统计, 仅 2014 年上半年我国煤矿致死人数已超 400 人^[1]. 为了能够实时获取矿井工作环境以及提前预判矿井工作人员的身体状况, 设计一种能够实时采集与分析矿工身体参数的健康管理系统就显得尤为重要.

目前对于矿井健康系统的研究基本上只是局限于对矿井工作环境的监测, 而对矿井工作人员的体征数据进行采集分析的研究甚少. 鉴于每个人体质以及身体状况的不一样, 对于相同工作环境的适应能力存在较大差别, 所以设计一套采集矿工体征数据的健康管理系统具有重大意义. 研究发现, 心脏活动变化最能体现人体突发不适, 而 ECG 信号(electrocardiogram)^[2]则是心脏活动最直观的反应. 此外, 鉴于矿井信道环境的复杂性与特殊性, 笔者设计的 ECG 传感器节点与一般传感器节点比较, 具备低功耗与强穿透性能.

1 硬件设计关键技术

1.1 ECG 传感器节点的总体设计

ECG 传感器节点主要有 ECG 信号采集电路模

块、处理器模块、无线通信模块以及电源管理模块四部分组成.

ECG 信号采集电路模块负责采集矿井工作人员的心率参数, 对心率参数进行放大与滤波, 产生可以被 A/D 采样电路接受的模拟信号. 处理器模块负责将 ECG 信号采集电路采集的模拟信号转换成数字信号, 对其进行处理之后, 命令无线通信模块发送. 无线通信模块负责发送本地数据以及接受中继节点发来的指令数据. 电源管理模块负责为其他 3 个模块提供必须的工作能量. 由于 ECG 数据采集节点是佩戴在矿井工业人员身上, 所以电源管理模块采用体积较小的锂电池.

1.2 ECG 信号采集电路的选型

ECG 信号的频率范围在 0.05~100 Hz, 幅度范围在 0.01~4 mV, 属于微弱低频小信号, 所以 ECG 信号采集电路须满足如下几个要求: (1)频率特性在 0.05~100 Hz 之间, 需要滤除 0.05 Hz 以下的基线漂移噪声、100 Hz 以上的肌电噪声以及 50 Hz 的工频干扰. (2)由于单片机 AD 采样电压范围在 0~3.3 V 之间, 若 ECG 信号为 2 mV, 则 ECG 信号采集电路的增益需要在 1 000 倍左右. (3)由于人体的阻抗达到几百兆欧, ECG 信号又属于小信号, 所以 ECG

收稿日期: 2015-03-19.

宁波大学学报(理工版) 网址: <http://nbdxlg.paperopen.com/>

基金项目: 国家自然科学基金(60902097); 浙江省自然科学基金(Y16F020002); 宁波市自然科学基金(2015A610119); 宁波市国际合作项目(2016D10008); 浙江省公益技术应用研究项目(2013C31090).

第一作者: 俞文彬(1989—), 男, 浙江绍兴人, 在读硕士研究生, 主要研究方向: 智能设备. E-mail: yuwenbin5247@foxmail.com

*通信作者: 谢志军(1974—), 男, 湖南湘乡人, 博士/副教授, 主要研究方向: 无线传感器网络. E-mail: xiezhiyun@nbu.edu.cn

采集电路的输入阻抗必须达到几百兆欧以上才能拾取去 ECG 信号。(4)由于 ECG 信号属于差分信号,其中的共模信号会对 ECG 信号造成较大干扰,所以 ECG 采集电路必须具备较高的共模抑制比。

根据以上几点的要求,笔者设计的 ECG 传感器节点选取了 AD8232 生物电芯片^[3]作为核心器件设计 ECG 信号采集电路。AD8232 是一款用于 ECG 及其他生物电测量应用的集成信号调理模块,该器件设计用于在具有运动或电极放置产生的噪声的情况下提取、放大及过滤微弱的生物电信号,使得超低功耗模数转换器(ADC)或嵌入式微控制器能够轻松地采集输出信号。文中以 AD8232 芯片设计的 ECG 采集电路如图 1 所示。

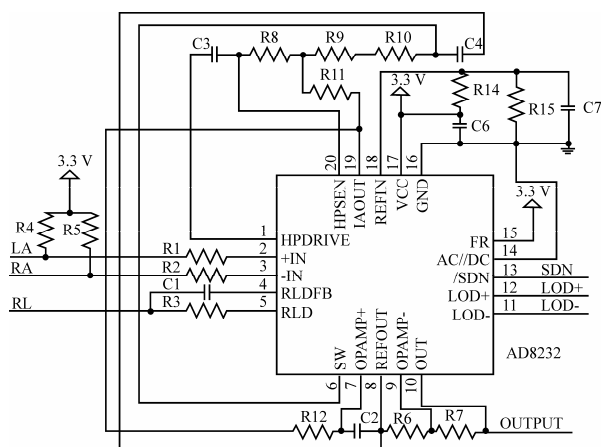


图 1 ECG 采集电路

1.3 处理模块的选型

处理模块是整个 ECG 传感器节点的核心,进行 A/D 采样、数据处理和能耗管理等工作。鉴于 ECG 信号的数据量大(以 200 Hz 采样,每秒需发送 3 200 bit 数据)以及穿戴设备的特性,处理器模块需要兼顾低功耗与高性能。从高性能角度而言,ARM 系列的 MCU 主频达到几百 MHz 甚至 GHz 以上,但 ARM 系列的 MCU 功耗过高以及价格昂贵,笔者因此排除采用 ARM 系列的 MCU 作为 ECG 数据采集节点的处理器模块。目前,主流单片机有 MSP430 系列、51 系列及增强型 51 系列和 STM32 系列等。文中选取市面上比较流行的几种单片机(如 MSP430FR5739、STC90LE516RD+以及 STM32F103C8T6)对其功耗以及运算效率进行对比。选取 3 款单片机分别在相同的工作频率(8 MHz)与工作电压下(3.3 V)运行文中设计的同一段浮点数运算

的代码程序,然后对其工作电流以及运算效率进行测试与计算,得出表 1 相关数据。

表 1 3 种单片机的性能对比

芯片	工作电压/V	最大频率/MHz	工作电流/mA	运算效率/ms
MSP430FR5739	1.8~3.6	24	1.8	3.11
STC90LE516RD+	2.0~3.6	48	3.2	12.6
STM32F103C8T6	2.0~3.6	72	4.5	0.82

从表 1 可见,功耗方面 MSP430FR5739 有一定优势,但其运算效率略显不足;STC90LE516RD+ 由于是 8 位单片机,它优势在于价格便宜,但是在运算效率上与其他 2 款单片机存在一定的差距;而 STM32F103C8T6 的功耗相对于其他 2 款单片机是最大的,但是差距不是很大,但它的运算效率极其高效,在同样的 8 MHz 频率下就比其他 2 款单片机高效很多,若将 STM32F103C8T6 的主频提到最高的 72 MHz,运算效率还将进一步提升。

由于 ECG 信号采集电路需要处理的数据比较庞大,而且 STM32F103C8T6 功耗也在可接受范围内,故 ECG 信号采集节点将采用 STM32F103C8T6 作为处理器模块。并且,STM32F103C8T6 单片机主频高达 72 MHz,高达 20 K 的 SRAM,支持睡眠模式、停机模式和待机模式 3 种低功耗模式,片内资源相当丰富。

1.4 通信模块的选型

通信模块负责向中继路由器节点发送 ECG 数据以及接受中继路由的指令数据,关乎整个系统的优劣。选取性能优异的通信模块不仅能拓宽整个系统的覆盖面积,还能降低数据传输丢包率。目前 SOC 射频芯片比如 Ti 公司 CC2530、CC1110 等,也有需要自己开发通信协议的射频收发芯片,如 Nordic Semiconductor 公司的 NRF24L01+^[4], Silicon Laboratories 公司的 Si4463 等。各种芯片都有各自的优缺点,比如 CC2530 特有的 Zstack 协议栈^[5],可以实现轻松组网;NRF24L01+价格低廉,是其一大优势。鉴于本系统传输的 ECG 信号的特殊要求,比如单点数据没有生理意义,而必须是一个连续的数据段才能反映出矿井工作人员的健康状况、数据量比较庞大以及矿井环境比较复杂等,因此需从传输距离、数据传输速率和穿墙能力三方面对几款主流射频芯片进行测试与比较。

(1)数据传输距离的比较. 选取 NRF24L01+、CC1101、SI4463 射频芯片, 以及上文所述的 STM32F103C8T6 作为 MCU, 各自构建一发一收的测试系统(NRF24L01+模块带 Power Amplification 模块). 3 个试验均完成同样功能, 发射端以 200 Hz 的频率发送 20 000 个数据, 接收端从 10 m 开始, 按 10 m 步进, 依次测试接收端的数据丢包率. 测验结果如图 2 所示, 从图中可知在传输距离性能上, CC1101 芯片与其他 2 款芯片比较存在较大不足, SI4463 比 NRF24L01+稍具优势.

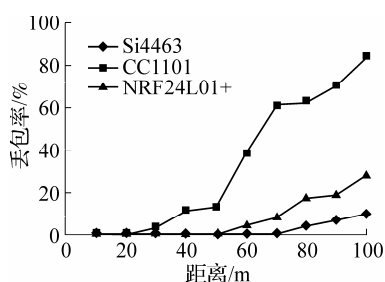


图2 3款射频芯片传输距离比较

(2)数据传输速率的比较. 试验中, 发射端与接收端距离固定为 50 m, 发射端以 100 Hz 发射速率, 以 100 Hz 为步进, 加大发射端的数据发射速率, 在接收端测试数据丢包率. 测试结果如图 3 所示, 从图中可得, 在传输速率性能上, 当发送数据速率较高时, NRF24L01+展现出它的优势, 但在对传输速率要求不是很高时, 3 款芯片性能相当.

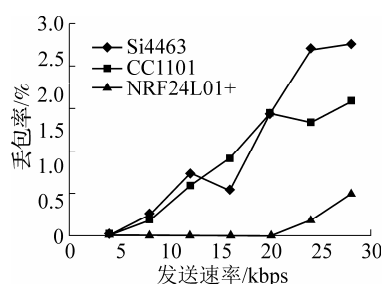


图3 3款射频芯片传输速率比较

(3)穿墙能力的比较. 试验中, 发射端与接收端的距离固定为 50 m, 在发射端与接收端分别摆放 1~6 个障碍物, 发射端以 200 Hz 的发射速率发射 20 000 个数据, 加大发射端的数据发射速率, 在接收端测试数据丢包率. 测试结果如图 4 所示, 从图中可得, 在穿墙能力性能上, SI4463 芯片展现了不可比拟的竞争力.

通过上述实地测试, 可发现 SI4463 芯片只在

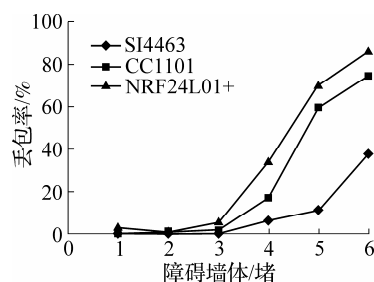


图4 3款射频芯片穿墙能力比较

传输速率方面稍微逊色, 而在传输距离与穿墙能力方面有巨大优势. 考虑到矿井内通信环境的恶劣性^[6]以及 ECG 传感器节点无线传输速率在 10 kbps 左右, 在该速率下, SI4463 芯片与其他 2 款芯片的差距在可接受范围之内, 故将采用 SI4463 射频芯片进行传输 ECG 数据^[7].

2 软件设计关键技术

ECG 传感器节点通过传感器采集相关的物理信息, 根据特定的数学公式转换成相应的模拟信号, 处理器模块用 A/D 对其进行采样、映射编码, 发送至指定的中继路由节点. 传感器节点由于需要佩戴在矿井工作人员身上, 所以在兼顾效率的同时更要关注低功耗设计.

2.1 传感器节点软件低功耗设计

传感器节点限于电池容量以及成本等方面的考虑, 需要做到低功耗设计^[8].

(1)工作模式选择. STM32F103C8T6 单片机有 4 种工作模式可供选择, 分别是工作模式、Standby 模式(待机模式)、Stop 模式(掉电模式)和睡眠模式. 睡眠模式下, 单片机内核 Cortex M3 停止工作, 外设正常运行; Standby 模式除了复位引脚和唤醒引脚, 其他引脚都处于高阻状态; Stop 模式中, 内核和外设都停止工作. 表 2 则为 4 种工作模式(工作模式主频为 72 MHz)的功耗测试数据.

表2 单片机不同模式下的功耗对比

模式选择	工作电压/V	工作电流/ μ A
工作模式	3.3	16×10^3
睡眠模式	3.3	3.5×10^3
Standby 模式	3.3	2.9
Stop 模式	3.3	0.5

从表 2 可见, 不同工作模式下的功耗相差很大, 所以在软件设计时, 必须根据需求让单片机进入

不同的模式,如传感器节点需在数据采集时才进入正常工作模式,平时只需要进入 Standby 模式,让射频芯片进行工作接收相关指令即可。

(2)网络路径的选择。在无线传感网中,信息通过不同的网络路径进行传输会影响传感器节点的功耗^[9]。当传感器节点与中继路由节点距离较近时,传感器节点可以减小发射功耗;当传感器节点远离中继节点时,必须加大发射功率来弥补。所以本文采取多个中继节点分散布置的策略,让传感器节点根据链路状态自由选择最优路线进行数据传输,以达到低功耗的要求。

2.2 传感器节点软件流程

传感器节点的软件如下(图 5): (1)首先完成传感器节点处理器的一些初始化工作,比如 A/D 采样初始化、定时器初始化和 SPI 初始化等工作以及对 SI4463 射频芯片进行相关配置。(2)将 SI4463 射频芯片设置为接收模式,同时 STM32F103C8T6 进入睡眠模式。(3)若 SI4463 收到中继路由节点发来的指令数据,则 STM32F103C8T6 立刻进入正常工作模式,同时 SI4463 设置为发送模式,发送路径选择向导数据包。(4)根据接收到的各个中继路由节点的 RSSI^[10](Received Signal Strength Indication)值决定,选择最短路径并设置相应的发射功率。(5)采集数据,对数据进行相应处理,通过 SI4463 发送给已选择的中继路由节点,直到数据发送完毕。

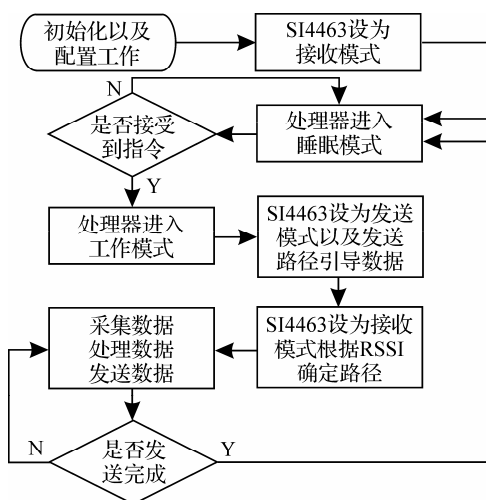


图 5 传感器节点软件流程

3 实验结果与分析

以本文设计的一种基于 AD8232 的 ECG 传感

器节点为基础,选取了若干测试对象在矿井下进行实地测试传感器节点的性能以及在实验室进行功耗测试。

3.1 功耗测试

传感器节点在 Standby 模式与工作模式下切换工作。将传感器节点、电流表以及电源串接,使传感器节点工作在 Standby 模式,此时电流表显示的值即为 Standby 模式电流: $I_{\text{standby}} = 2.7 \mu\text{A}$ 。

采用同样方法使传感器节点一直处于 AD 采集数据、数据处理以及数据发送状态下,测得的电流即为工作模式电流: $I_{\text{active}} = 15.4 \text{ mA}$ 。

由于传感器节点长时间处于 Standby 状态,具体工作状态与 Standby 状态时间根据系统而定,本文假设工作周期为 1 min,处于工作模式下的时间为 1 s,其余时间传感器节点均处于 Standby 模式, I 为 ECG 传感器节点每小时的功耗:

$$I = I_{\text{active}} + I_{\text{standby}} \times (60 - 1) \times 10^{-3} \approx 15.5593 \text{ mAh.}$$

该传感器节点的电源模块为 1 500 mAh 的锂电池,矿工工作时间为每天 8 h,工作时间如下:

$$D = \frac{1500}{I \times 8} = \frac{1500}{15.5593 \times 8} \approx 12 \text{ d.}$$

由上式计算,该 ECG 传感器节点在采用 1 500 mAh 的电池供电下可连续工作达到 12d。

3.2 心电数据采集传输测试

使用设计的 ECG 传感器节点采集测试人员的心电数据,以相应的接收端接收传感器节点发送的数据。根据前文对于 3 款射频芯片性能对比试验,SI4463 射频芯片在通信距离大于 70m 后有数据丢包,故本次测试 ECG 传感器节点与接收端的距离为 70 m 和 80 m(实际矿井范围一般在几百米以上,为满足距离需求,系统设计了与之配套的中继路由节点,该测试也为后续布置中继路由节点提供可靠的理论依据)。图 6 为间距 70 m 情况下,被测人员在矿井实地测试中,传感器节点采集到的 ECG 数据包,该心电图波形明显,噪声小,失真小,能够实时准确地反映矿工的身体状态。图 7 为间距 80 m 时,接收到的 ECG 图形,此时心电图已有明显失真,已失去医用研究价值。

4 结论

通过对 ECG 传感器节点的设计方案的论证以

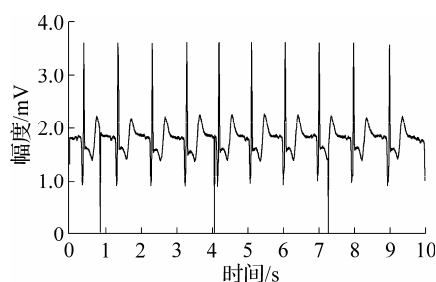


图6 间距 70 m 采集的 ECG 波形

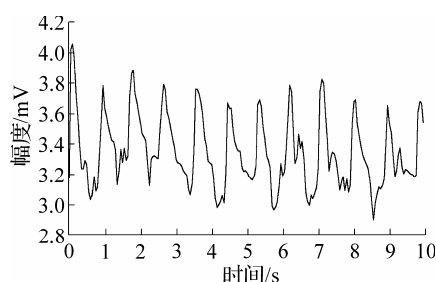


图7 间距 80 m 采集的 ECG 波形

及各模块的科学选型, 完成基于低功耗与强穿透的 ECG 传感器节点的设计, 通过硬件和软件的控制, 该传感器节点不仅功耗较低穿透能力强, 而且采集传输的 ECG 数据失真小, 可靠性高。下一步工作将采用动态管理机制进一步优化该传感器节点的功耗和性能, 以及设计中继路由节点和 Sink 协调器节点, 构建一套完整的矿工安全健康管理

系统。

参考文献:

- [1] 袁显平, 严永胜, 张金锁. 我国煤矿矿难研究综述[J]. 中国安全科学学报, 2014(8):132-138.
- [2] 刘彬. 心电信号特征识别及其在心血管疾病诊断中的应用[D]. 吉林: 吉林大学, 2014.
- [3] 孙旭东, 张跃. 基于 AD8232 和 MLX90615 的心电与体温测量系统设计[J]. 传感器与微系统, 2014, 33(9):81-84.
- [4] 于凯, 谢志军, 金光, 等. 低功耗无线传感器网络节点设计与实现[J]. 微电子学与计算机, 2012, 29(9):157-159; 163.
- [5] 李岩岩. 基于 Zigbee 技术的矿井瓦斯监测系统设计与实现[D]. 淮南: 安徽理工大学, 2013.
- [6] 张文. 井下信号传输与调理方法研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2013.
- [7] 王志勇, 孙顺远, 徐保国. 基于 SI4463 的低功耗无线窖池测温系统的设计与应用[J]. 计算机测量与控制, 2014, 22(2):519-521; 524.
- [8] 宋彦, 郭兵, 沈艳. 嵌入式系统低功耗的软件实现方案[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2011, 11(9):4-7.
- [9] 杨桃. 无线多跳中继蜂窝网络路由选择方法研究[D]. 成都: 西华大学, 2013.
- [10] 石欣, 印爱民, 陈曦. 基于 RSSI 的多维标度室内定位算法[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(2):261-268.

Design and Implementation of ECG Sensor Node for Low Power Consumption and Strong Penetration

YU Wen-bin, XIE Zhi-jun*, SHI Shou-dong

(Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: In view of the complexity and particularity of underground's channel environment, in this paper the ECG sensor node is designed and accomplished on the basis of low power consumption and strong penetration. By comparing module selection options for the sensor node, the design scheme is proposed using AD8232 for ECG signal acquisition chip, STM32F103C8T6 for MCU and SI4463 for wireless transceiver chip. The study expounds the software design and low-power strategy. In the end, the power consumption and performance of the node are put to test and the corresponding analysis is presented.

Key words: ECG sensor node; low power consumption; strong penetration; STM32; AD8232; SI4463

(责任编辑 章践立)