

# Design of Wireless ECG Sensor Node\*

Daoqu Geng<sup>1</sup>, Zhen Fang<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Automation, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing

<sup>2</sup>Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences, Beijing

Email: gengdq@cqupt.edu.cn

Received: Feb. 6<sup>th</sup>, 2013; revised: Feb. 16<sup>th</sup>, 2013; accepted: Mar. 9<sup>th</sup>, 2013

Copyright © 2013 Daoqu Geng, Zhen Fang. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

**Abstract:** A low-power wireless ECG sensor node, with small physical size, is designed based on CC2530. The principle of ECG measurement is introduced. Then the hardware and software design of the sensor node is presented. Finally, a measurement system is built based on the wireless ECG sensor nodes. Test results show that the ECG sensor node can be used to measure ECG and heart rate, which can meet the application demand of wireless monitoring.

**Keywords:** Wireless ECG Monitoring; Wireless Sensor Node; ECG; Heart Rate

# 无线心电监测传感器节点设计\*

耿道渠<sup>1</sup>, 方震<sup>2</sup>

<sup>1</sup>重庆邮电大学自动化学院, 重庆

<sup>2</sup>中国科学院电子学研究所, 北京

Email: gengdq@cqupt.edu.cn

收稿日期: 2013年2月6日; 修回日期: 2013年2月16日; 录用日期: 2013年3月9日

**摘要:** 基于 CC2530 设计了低功耗、小体积的无线心电监测传感器节点。介绍了心电信号的测量原理, 给出了传感器节点的硬件设计, 并简要介绍了传感器节点的软件设计。基于所设计的传感器节点搭建了测试系统, 测试结果表明该传感器节点能够测量心电图和心率参数, 能够满足无线监测应用需求。

**关键词:** 无线心电监测; 无线传感器节点; 心电图; 心率

## 1. 引言

近年来, 随着社会的发展和人们生活水平的提高, 人们对健康问题日益关注。同时, 我国即将进入老龄化社会, 老龄人口的健康问题不容忽视。尤其是心脏疾病, 其已经是造成人类死亡的三大疾病(心脏病、脑血管病和癌症)之一, 每年由于心脏病引起的死亡人数居高不下。近些年来, 心电图(Electrocardiogram, 简称 ECG<sup>[1-5]</sup>)已经成为心脏病临床诊断的主要工具。

然而, 由于心脏病具有突发性和偶发性等特点, 某些异常的心电信息(如心悸等)仅在特定情况下才出现, 仅凭单次、短时间的心电检测很难检测到。一些心脏病患者若不能及早发现病变并展开治疗, 极易由于心脏病突发而导致死亡。因此, 对于一些特殊人群(如老龄人群、亚健康人群)来说, 需要长期监测其心电信息, 进而从心电、心率等信息的变化趋势中获得有用信息, 指导疾病的治疗和预防<sup>[6,7]</sup>。目前, 现有的 ECG 检测仪器体积庞大并且易受到线缆束缚, 不适用于动态、长期的心电信号监测。因此, 开发一种低功耗、小体积的无线心电监测传感器具有重要意义。

\*基金项目: 重庆市教委科学技术研究项目(KJ120535); 重庆邮电大学博士启动基金项目(A2012-03)。

## 2. 测量原理

人体组织和体液均能导电，由心脏壁收缩所引起的动作电势可以将电流从心脏传播到整个人体。所传播的电流在人体不同部位能够产生不同的电势。这种电势可利用传感器，通过电极在皮肤表面感应得出。电势属于交流信号，其频率范围在 0.05 Hz~100 Hz 之间，有时还能高达 1 kHz。因此，可以通过在人体表面的任何两处安放电极板，并用导线接到传感器的信号输入端，即形成导联，借此可记录人体两处的心电电位差。对于心电信号的检测，临床上为了统一和便于比较所获得心电信号波形，对测定心电信号的电极和引线与放大器的联接方式有严格的统一规定，称之为心电图的导联系统。本论文设计了一个单导联的无线心电传感器节点。

## 3. 传感器节点软、硬件设计

### 3.1. 硬件电路设计

无线心电监测传感器节点的电路结构如图 1 所示，包括电源管理、微控制器、心电信号采集以及通信接口等四个单元。其中，电源管理单元实现了锂电池充电管理、供电电压转换、锂电池电压监测以及给电路其它单元供电等功能；微控制器是整个节点的核心，负责监测数据处理以及通信控制等功能；心电信号采集单元主要负责心电信号的采集、共模干扰抑制、滤波以及信号放大；通信接口单元具有有线和无线两种通信接口，分别为 USB 串口通信和基于 IEEE802.15.4 的无线通信。

#### 3.1.1. 电源管理单元

电源管理单元架构如图 2 所示，其中外部电源输入取自于 USB 接口。在充电管理芯片选型时，考虑

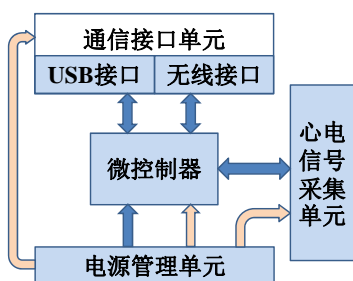


Figure 1. Hardware structure of wireless ECG sensor node  
图 1. 无线心电监测传感器节点电路结构图

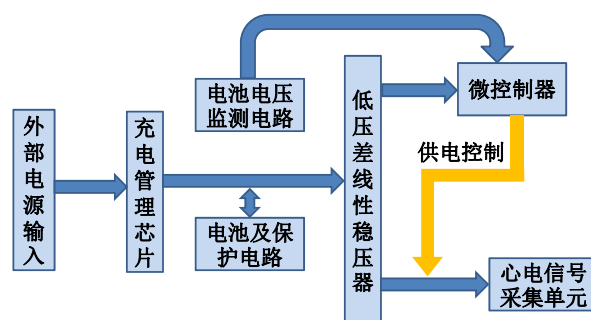


Figure 2. Structure of power management unit  
图 2. 电源管理单元架构图

到了小尺寸封装及芯片外围电路复杂度等因素。基于此，选择了美信(MAXIM)MAX8808 型智能单片横流/恒压(CCCV)、可温度控制的线性充电管理芯片。该芯片内部集成了电流监测电路、MOS 调整管和温度调节电路，外部无需 FET、反向阻塞二极管或电流检测电阻等器件。芯片采用 TDFN 封装，仅有 2 mm × 2 mm 大小。线性稳压器选择适当能够有效地提高电池的使用功效。在线性稳压器选择时充分考虑了以下四个指标：输入输出压差、输出电压纹波系数、电源共模抑制比(PSRR)以及静态电流。通常，输入输出压差以及静态电流较低的线性稳压器功效较高。另一方面，具有高电源共模抑制比的线性稳压器能够有效抑制电源输入噪声，输出电压的纹波系数较低。因此，选择低压差、低静态电流、低输出电压纹波系数以及高电源共模抑制比的线性稳压器是高效利用电池有限能源的保证。基于上述考虑，选择了 LINEAR 公司的 LT1763 系列低压差线性稳压器。该系列稳压芯片静态电流低至 30 uA，关断电流小于 1 uA。输入、输出电压范围分别为 1.8 V~20 V 和 1.22 V~20 V。

#### 3.1.2. 微控制器

由于所设计的心电监测传感器节点具有无线通信功能。考虑到节点的低功耗、小体积以及较低的设计复杂度要求，本设计采用了单芯片集成微处理器和射频通信模块的方案。在器件选型上主要依据以下原则：1) 芯片的 MCU 内核功耗以及射频单元的数据发送和接收功耗；2) 低功耗模式(或深度睡眠状态)下的功耗；3) 快速唤醒时间及 RF 单元的工作状态切换时间；4) 有无 DMA 功能支持；5) 片内 RAM 及 FLASH 大小；6) 外围电路复杂度；7) RF 单元的最大发射功率；8) RF 模块接收灵敏度。通过对市场上兼容

IEEE802.15.4 通信标准的单芯片集成 MCU 内核和 RF 核的芯片进行调研, 选择了来自 TI、Atmel 以及飞思卡尔等公司的多款芯片。基于上述器件选型原则, 对比了芯片的多项参数。最终选择了一款 TI 公司生产的 CC2530 这款芯片, 该芯片在功耗、接收灵敏度、睡眠唤醒时间以及 RF 单元工作状态的切换时间等方面表现优异, 能够满足传感器节点设计需求。

### 3.1.3. 心电信号采集单元

通常来说, 从电极感应的心电信号较弱, 其幅值约  $20\ \mu\text{V}\sim 5\ \text{mV}$ , 频带宽度为  $0.05\ \text{Hz}\sim 100\ \text{Hz}$ 。由于心电信号取自于人体, 所以信号源内阻较高, 且存在着较强的背景噪声和干扰。一方面, 人体就像一个大的天线, 能够感应许多电压幅值较大的高频噪声, 尤其是  $50\ \text{Hz}$  的工频干扰噪声。另一方面, 干扰噪声还来源于诸如人体的运动(改变了皮肤与电极的接触)、肌肉的收缩或肌动电流的脉冲尖刺、呼吸运动、电磁干扰以及其他电子设备耦合至输入端的噪声等。针对心电信号微弱且存在较强的干扰等特点, 本论文设计了可靠的心电信号采集电路, 其电路组成如图 3 所示。由粘贴在人体上的测量电极采集心电信号, 首先进行信号的初步放大, 并经滤波及末级放大后送入微控制器的 A/D 输入端口, 进行信号采样处理。为了防止基线偏离还设计了基线调整电路; 同时还设计了右腿驱动电路有效消除共模干扰。

根据心电信号的特点, 对心电信号放大器的要求是高输入阻抗、高增益、高共模抑制比、低噪声、低漂移、合适的通频带宽度和输出较大的动态范围等。同时, 考虑到心电节点采用电池供电, 芯片的选择还应满足低功耗的设计要求。基于以上考虑, 在本单元电路设计中选用了 TI 公司的两款放大器分别为 INA321 型仪表放大器和 OPA4336 型运算放大器。

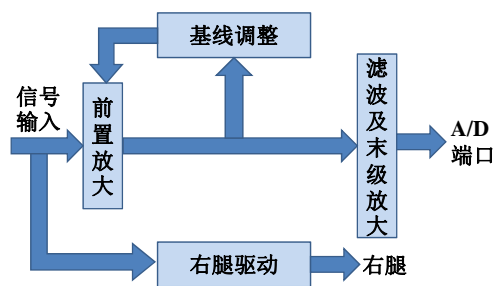


Figure 3. Structure of ECG signal sample circuit  
图 3. 心电信号采集电路组成

INA321 是一款低功耗的仪表放大器, 具有以下特点: 静态工作电流仅为  $40\ \mu\text{A}$ , 关断状态下小于  $1\ \mu\text{A}$ ; 宽工作电压范围, 工作电压低至  $2.7\ \text{V}$ ; 电压放大倍数 ( $5\sim 1000$  倍)可通过外围电阻调节, 其中在 5 倍增益时, 增益误差低至  $0.02\%$ ; 共模抑制比(CMRR)高达  $94\ \text{dB}$ , 能够有效抑制共模干扰包括  $50/60\ \text{Hz}$  工频干扰及其谐波; 偏置电压低至  $\pm 200\ \mu\text{V}$ ; 偏移电流低至  $10\ \text{pA}$ ; 适合应用在前置放大电路中。除前置放大电路外, 其它电路采用了 OPA336 放大器, 为了减小设计尺寸, 选择了单芯片集成 4 运放的 OPA4336 芯片, OPA4336 还具有以下特点: 采用单电源供电, 正常工作电压低至  $2.3\ \text{V}$ ; 轨对轨输出偏差在  $3\ \text{mV}$  以内; 单运放功耗为  $20\ \mu\text{A}$ ; 偏置电压不超过  $125\ \mu\text{V}$ 。

### 3.1.4. 通信接口单元

在心电监测应用中, 用于数据接收的传感器节点需要将接收的数据上传给上位机。为了实现与上位机通信, 在通信接口单元设计了 USB 通信接口。在该接口电路中, 本设计采用了 Silicon Lab 公司的 CP2102 这款芯片, 实现了 UART 接口至 USB 接口的通信转换。

在无线通信接口单元电路设计中, 考虑到传感器节点的小体积及穿戴舒适度的设计需求, 射频收发天线设计摒弃了传统的杆状天线设计方式, 而采用板上 PCB 天线设计方案, 有效减小了传感器节点的体积。

### 3.1.5. 节点实物图

无线心电监测传感器节点实物图如图 4 所示。节点尺寸为  $3.7\ \text{cm}\times 4.5\ \text{cm}$ , 采用锂电池供电, 带有两个发光二极管, 分别用作电源和锂电池充电指示。



Figure 4. Picture of wireless ECG sensor node  
图 4. 无线心电监测传感器节点实物图

节点带有 USB 接口，可以与上位机进行串口通信。节点射频单元采用 PCB 板上天线设计方案，有效减小节点体积。节点通过三个电极连接人体实现心电信息的监测应用。

### 3.2. 软件设计

心电传感器节点的软件设计包括节点的微控制器各模块驱动程序、基于文献[8]修改的任务调度系统、心电信息采集与数据处理程序、无线通信程序等。在心电监测应用时，传感器节点的整个软件流程如图 5 所示。具体包括节点的硬件各功能单元初始化、任务调度系统初始化、监测网络初始化、心电信息采集与处理、监测数据上传等程序模块。其中，心电信息采集与处理程序流程如图 6 所示，整个流程分为三个步骤，分别为 A/D 采样、采样数据处理以及心电和心率数据缓存处理。为了节约功耗，心电信号监测单元在不工作时将被切断电源。因此，在数据采集之前需要使能该单元电路。在 A/D 采样之后，首先采用 FIR 数字滤波器滤除 50 Hz 工频干扰，得到心电数据；然后基于心电数据进行特征提取并按照一定算法获取心率参数。

### 4. 测试实验

利用设计的传感器节点搭建了一个心电信号无线监控系统，硬件上包括上位机和两个所设计的传感器节点。其中一个传感器节点用于监测心电信息；另一个传感器节点用作协调节点，其通过 USB 接口与上位机通信。协调节点将接收到的上位机指令以无线通信方式转发给监测节点，监测节点在接收到指令后将心电数据发送给协调节点，进而由协调节点将监测数据转发给上位机显示。上位机软件基于 VB6.0 软件开发环境设计，具有以下功能：1) 通信端口、通信波特率等参数可配置。2) 软件能够显示心电信号波形、心率以及被监测人员的信息等。3) 通过向协调节点发送指令，可进行监测控制。测试结果如图 7 所示。实验表明所设计的心电监测传感器节点能够用于心电波形、心率等参数的监测。

### 5. 结论

通过严格的器件选型以及合理的 PCB 板布局，所设计的无线心电监测传感器节点具有体积小、功耗低

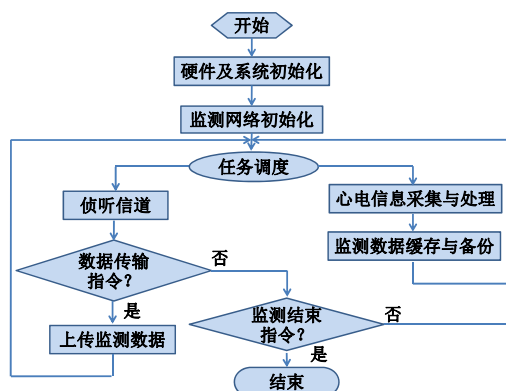


Figure 5. Flow chart of wireless ECG sensor node software  
图 5. 无线心电监测传感器节点软件流程图

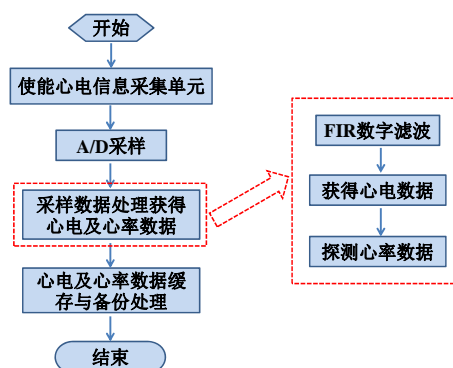


Figure 6. Flow chart of ECG signal sampling and processing software  
图 6. 心电信息采集与处理程序流程图



Figure 7. Experiment result of wireless ECG sensor node  
图 7. 无线心电传感器节点测试实验结果

的特点。测试实验表明，该无线心电监测传感器节点能够测量心电图和心率信息，能够满足人体生理参数的无线监测应用需求。

### 参考文献 (References)

[1] Y. M. Chi, S. R. Deiss and G. Cauwenberghs. Non-contact low

- power EEG/ECG electrode for high density wearable biopotential sensor networks. San Diego: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'09), 3-5 June 2009: 246-250.
- [2] N. Boichat, N. Khaled, F. Rincon and D. Atienza. Wavelet-based ECG delineation on a wearable embedded sensor platform. Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'09), 3-5 June 2009: 256-261.
- [3] A. Sapio, G. R. Tsouri. Low-power body sensor network for wireless ECG based on relaying of creeping waves at 2.4 GHz. Rochester: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 7-9 June 2010: 167-173.
- [4] Y. M. Chi, G. Cauwenberghs. Wireless non-contact EEG/ECG electrodes for body sensor networks. San Diego: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 7-9 June 2010: 297-301.
- [5] B. P. L. Lo, S. Thiemjarus, R. King and G.-Z. Yang. Body sensor network—A wireless sensor platform for pervasive healthcare monitoring. Proceeding of the 3rd International Conference on Pervasive Computing. Berlin: Springer: 77-80.
- [6] R. Naima, J. Canny. The Berkeley tricorder: Ambulatory health monitoring. Berkeley: Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'09), 3-5 June 2009: 53-58.
- [7] 郭劲松, 邓亲恺. 可穿戴式心电、呼吸传感器与检测系统的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 2006, 30(5): 341-344.
- [8] M. J. Pont, 著. 周敏, 译. 时间触发嵌入式系统设计模式[M]. 北京: 中国电力出版社, 2004.