

## 摘 要

随着社会的发展和生活水平的显著提高，人们对自身的健康极为关注。心脏病由于突发性强、发病危险性高等特点，已成为威胁人类身体健康的主要因素之一，所以研制实时的心电监护系统显得尤为重要。传统的心电监护系统存在着网络布线困难、成本高、功耗高、可扩展性和移植性差的不足。无线体域网（WBAN）和无线传感器网络（WSN）的发展为新一代心电监护系统的研究奠定了基础。ZigBee 技术是一种新兴的近距离、低速率、低功耗、低复杂度且具有地理定位功能的无线网络技术，它在设备功耗，系统成本，抗干扰性以及误码率方面都具有明显的优势，在国计民生各领域中得到越来越多的使用，很适合在区域范围内建立医疗健康监护系统。

本文研究了无线体域网和无线传感器网络技术的体系结构及关键技术，并通过搜集大量文献资料，分析和讨论了人体心电信号的产生机理、特征和干扰性，在此基础上研究了一种基于 ZigBee 技术的无线传感器网络心电监护系统。本系统以 TI 公司的高性能微控制器 CC2431 为核心设计了人体心电信号采集节点，并设计合理的信号采集程序，对心电信号进行实时采集和传输，并在上位机上记录心电的变化，绘制心电图（ECG）。同时，本系统设计了以 CC2430 为核心的路由器节点和协调器节点，以实现心电信号在 ZigBee 无线传感器网络上的有效传输。

经试验测试证明，本系统可以实现对病人心电信号的采集和传输，满足了设计的预期要求，实时性好、稳定性好、易扩展移植，具有一定的临床应用价值。此外，整个系统的设计思想和具体实现对于以后研究更大规模的医疗健康监护系统具有一定的指导意义和参考价值。

**关键词：**无线体域网，无线传感器网络，医疗健康监护，ECG，ZigBee，CC2431

## Abstract

With the obvious improvement of living standard and development of society, people pay more and more attention to their health. Heart disease has been one of the major factors to threat the health of people, which harbors the character of great danger and sudden occurrence, consequently it is very significant to study real-time heart electronic guardianship system. The traditional heart electrical guardianship system contains the drawbacks as follows: difficult in wiring, high cost and poor in scalability and portability. ECG check can show the electronic activity process of heart excitement, which is valuable to the study of the elementary function of heart and its pathology research. ZigBee is a new technology, which contains the following character: short distance, low speed, low power, low complexity and geography location function. Besides, it is prior at the aspect of equipment power, system cost, count-disturbance and BER. What's more, it is more and more applied to many fields, and it is appropriate to establish medical health care system at some area.

This paper studies the system structure and key technology of WBAN and WSN, analyzes and discusses the generation mechanism, character and disturbance of ECG after searching plenty papers and magazines. Finally it raises a Monitor System of ECG system based on ZigBee technology. This system designs ECG detecting circuit and reasonable signal collecting node, which is based on the high quality micro-controller CC2431 from TI enterprise. The system can collect and transmit signal lively, record the change of heart electronic in PC and draw the picture. Meanwhile, the system designs the router node and the coordinator node, which is based on the CC2430, to transmit the heart electrical signal through the network of WSN based on ZigBee efficiently.

The simulation proved that the system can collect and transmit the ECG of the patient, meet the prior demand of designing. The system is real-time, stable and scalable, which is valuable to medical apply to some degree. What's more, the design idea and concrete realization is beneficial to the further study about larger scale medical health care system.

**Key words:** WBAN; WSN; medical guardianship; ECG; ZigBee; CC2431

# 第一章 绪 论

## 1.1 论文研究的课题背景及意义

随着我国经济的现代化发展和人民生活水平的日益提高，人们对自身健康问题的重视程度也在不断地增加。日新月异的信息及通信技术，实现了很多种新的医疗健康监护手段。其中，远程医疗健康监护已经成为一个研究的热点，并取得了一定的成绩和市场效益。近年来，随着无线通信技术的发展，各种便携式无线医疗健康监护设备纷纷涌现，人们把目光更多地转移到以人体为中心的小型网络，随之无线体域网<sup>[1]</sup>（Wireless Body Area Network, WBAN）这个名词便应运而生。便携式无线个人健康监护系统以其微型化、智能化的发展引起了人们对无线体域网浓厚的研究兴趣。

无线体域网，就是以人体为中心，由和人体相关的各种网络元素组成的通信网络，这些网络元素包括个人终端，分布在人身体上及人体周围一定距离范围之内甚至人体内部的用于监测身体状况的传感器、组网设备等<sup>[2]</sup>。无线体域网的覆盖范围非常小，一般在 1~2 米之内，是以人体为中心的微型网络。WBAN 是一种新的与多种技术相互交叉的技术，它和无线个域网（Wireless Personal Area Network, WPAN）、无线传感器网络（Wireless Sensor Network, WSN）、泛在传感器网络（Ubiquitous Sensor Network, USN）、无线短距通信技术、传感器技术等都有着密切关系<sup>[3]</sup>。

在这些技术中，无线传感器网络是当前国际上备受广大学者关注的、涉及多学科高度交叉、知识高度集成的热点研究领域。它通过各种微型传感器协同工作完成对监测区域的实时监测，并把监测数据通过无线通信方式自组织形成的网络传送到用户终端，从而实现物理世界、计算世界和人类社会这三元世界的有机结合和相互连通。无线体域网作为无线传感器网络的一个重要分支<sup>[4]</sup>，是医疗监护方面的重要应用网络。无线传感器网络和无线体域网的有机结合，在远程医疗健康监护、区域范围内医疗健康监护、特殊群体等医疗健康监护方面有着很大的研究意义和应用价值。

其具体意义和应用价值主要有以下几点：

- 全天 24 小时健康监护，向医护人员提供完整的人体生命体征信息，可以让医生对病人病情作出实时的诊断；
- 病人不受时间和空间的限制，让病人完全自由，节省医疗费用，同时为医院节

省床位;

- 大大改善了医疗资源不足的状况,提高医护人员的工作效率,使患者或医护人员减少了路途奔波;

- 克服传统有线网络医疗监护系统布线麻烦、成本高、功耗高、可扩展性和移植性差的不足。

## 1.2 国内外研究现状

### 1.2.1 WBAN 研究现状

WBAN 作为无线网络中的一个新兴的研究领域,在未来医疗健康监护方面存在着潜在的商业价值和大量的挑战性研究课题,引起了基础理论和工程技术层面研究学者的极大兴趣,引起了越来越多的国家和研究人员的关注。早在 2003 年,欧美国家就开始了系统的 WBAN 技术研究,并取得了一系列研究成果。其中,美国加州大学和伯克利大学在 WBAN 的可穿戴性、资源优化方面和可扩展性方面进行了研究<sup>[5]</sup>;英国理工大学在 WBAN 中的周围环境感知和情景感知方面进行了一系列的研究工作,并取得了一定成果<sup>[6]</sup>;韩国信息通信大学从通信角度和低能耗方面出发构建了新型的 WBAN 系统<sup>[7]</sup>;新加坡国立大学等详细深刻地研究了 WBAN 的架构,它的微机电系统可穿戴生物监测系统是在人体上构建一个无线局域网,实现体温、心电及血压等生理信息的监护,监护信息通过蓝牙传到患者的 PDA,然后经 GSM 网络传至医生的 PDA,在 WBAN 领域取得了一定进展<sup>[8]</sup>;世界上的其它国家如加拿大、爱尔兰、德国、比利时、巴西和瑞士等在 WBAN 的中间件、可调节性、自适应性、信号处理算法、健康及活动监控和网络可靠性等方面进行了一系列的研究,并取得一定成果<sup>[11]</sup>。2006 年,人类成功研制了第一代商用的 WBAN 产品并开始走向市场,比如无线运动鞋、血糖检测仪、药片照相机等。2007 年 11 月 IEEE 802.15.6 小组正式成立,专门致力于 WBAN 研究,该小组除了为研究医疗健康监护应用的 WBAN 提供相关的技术标准外,还努力地把研究的方向和目标扩大到非医疗应用的 WBAN,如娱乐、航空等领域<sup>[10]</sup>。

我国对 WBAN 的研究开始得比较晚,取得的成果也比较少。香港中文大学等大学研究了利用多种通信方式构建混合的 WBAN 进行了研究,并对移动 WBAN 中能量感知 MAC 和跟踪技术进行了相关研究<sup>[12]</sup>;中国科学院计算技术研究所构建了新型的 WBAN 实验平台,并对 WBAN 中的数据融合技术进行了相关研究并取得一定成果<sup>[11]</sup>;



中国科学院自动化研究所在 WBAN 对人体活动的监控方面展开了相关研究<sup>[9]</sup>。此外，中国台湾、东南大学以及上海交通大学就 WBAN 的信号处理算法、自适应性、数据融合技术、网络安全可靠性、路由算法等方面做了相关研究，并取得了一定成果<sup>[11]</sup>。

近几年来，大量不同类型和功能的 WBAN 产品已经进入市场，而面向人体健康监护的产品应用仍然是市场增长的主流方向，如微型脑电仪，心电图仪等。在未来的发展中，满足娱乐需要的 WBAN 产品将大量进入市场，同时，根据市场需求，WBAN 产品将在体育、军事、消防等领域有所发展。

### 1.2.2 WSN 研究现状

无线传感器网络的研究开始于 20 世纪的 70 年代，最早开始研究无线传感器网络的国家是美国，并且在军事领域取得了一定成就。1980 年美国国防部高级研究计划局（DARPA, Defense Advanced Research Projects Agency）的分布式传感器网络项目（DSN, Distributed Sensor Networks）为研究现代传感器网络创造了一定的基础<sup>[13]</sup>。从此以后，无线传感器网络的相关项目在很多高校相继展开，比如，加州伯克利大学研究了名为“Smart Dust”（智能灰尘）和“Mote”的无线传感节点开发系统，加州大学洛杉矶分校（University of California, Los Angeles, UCLA）的 CENS（Center for Embedded Networked Sensing）实验室、WINS(Wireless Integrated Network Sensors)实验室都开始了无线传感器网络相关项目的研究<sup>[14]</sup>。1998 年 G. J. Pottie 从网络研究的角度重新阐释了无线传感器网络的科学意义<sup>[15]</sup>。1999 年 9 月《商业周刊》将无线传感器网络技术列为 21 世纪最重要的 21 项技术之一。随后，各个国家都非常重视无线传感器网络的发展，并在医疗健康监护、环境监测、工业控制等多种应用方面取得了重大进展。日本、韩国、英国、意大利、巴西等国家对无线传感器网络也表现出了极大的兴趣，纷纷展开了该领域的研究工作。

我国对于无线传感器网络的研究起步比较晚，与国外研究还存在着很大的差距，目前已经受到各大院校及科研机构的重视。2001 年，中国科学院依托上海微系统与信息技术研究所成立了微系统研究与发展中心和传感技术联合国家重点实验室，在无线传感器网络的方向上开展了一系列重大研究项目，初步建立了无线传感器网络系统研究平台，在 WSN 的微型传感器节点技术、通信技术和应用系统等方面取得了很大的成就与进展<sup>[16]</sup>。清华大学的 FLCWSN（Flexible Low Cost Wireless Sensor Networks）

项目和中科院计算所 EasiNet (Efficient Autonomous Sensitive and Intelligent sensor Networks) 项目在无线传感器网络研究领域也比较具有代表性。此外, 中国科技大学、浙江大学、西安交通大学、西北工业大学等院校、西安华凡科技有限公司、西安达泰科技有限公司、成都无线龙科技有限公司等企业也开展了无线传感器网络方面的基础研究工作。在《中国未来 20 年技术预见研究》一书中, 在信息领域一共提出了 157 项技术课题, 其中直接与无线传感器网络相关的课题就有 7 项之多<sup>[17]</sup>。2006 年初发布的《国家中长期科学与技术发展规划纲要》中, 在信息技术方面确定了三个前沿方向中, 其中自组织网络技术和智能感知技术的研究都是与无线传感器网络技术有着密切的关系<sup>[18]</sup>。2009 年 8 月, 国务院总理温家宝在无锡视察时提出“感知中国”, 并建议以无锡为中心, 建立中国自己的传感网中心, 占领新兴产业的制高点, 这一举动将大力推进了我国传感器网络的快速发展, 使得传感器网络应用空间更加广泛, 市场前景更加巨大。由此可见, 无线传感器网络给广大科研工作者带来了极大的兴趣, 它的广泛应用也必然是一种趋势, 它的出现将会给人类社会生活带来极大的变革。

### 1.2.3 WSN 与 WBAN 相结合研究现状

无线体域网 (WBAN) 作为无线传感器网络 (WSN) 的一个重要分支, 两者必然有着一定的联系, 并且在实际应用中可以构建一个新的网络。基于无线体域网和无线传感器网络相结合的应用研究, 大多是在现有的无线传感器网络研究的基础上, 针对无线体域网的路由算法、数据融合等方面做出研究, 而在具体应用领域, 两者相结合的研究较少, 研究成果也较少, 主要在远程医疗诊断和监护中取得了一定成绩。在 WSN 与 WBAN 相结合的研究中, 几个具有代表性的项目有老人生命体征家庭监测<sup>[11]</sup>、广东省的基于无线传感器网络的远程体域网研究的自然科学基金项目<sup>[19]</sup>、中医脉象信息收集及分析无线网络远程医疗系统等。其中, 中医脉象信息收集及分析无线网络远程医疗系统是应用轻量级的数据融合模型以及一系列信号处理技术、无线传感器网络技术、分析和识别算法等技术, 通过搭建一种新的 WBAN 网络, 实现中医脉象信息的采集, 达到能够抽取脉搏波形的特征点, 智能处理和分析特征点信息, 并给出诊断结果等<sup>[9]</sup>。此外, 韩国东西大学和釜庆大学研究的可穿戴式智能衬衫 (Wearable Smart Shirt) 项目也具有代表性, 它是在特制的衬衫上布置生理传感器节点, 以采集和提取使用者的心电信号和加速度信号, 并通过 IEEE 802.15.4 标准, 无线传输到监护基站, 以方便医

务工作人员分析监护数据<sup>[23]</sup>。

### 1.3 论文研究内容和目标

本文在分析了无线体域网和 ZigBee 无线传感器网络的基础上,针对人体心电信号的采集、数据处理、无线网络传输等展开了一系列的研究,设计了一种新的人体心电信号监护系统。本课题主要研究内容如下:

1. 研究无线体域网和 ZigBee 无线传感器网络的体系结构、基本特性和关键技术;
2. 根据人体心电信号的产生机理,心电信号的特点、干扰性和心电信号的检测要求,设计心电信号采集系统的硬件设计方案,包括芯片的选型、放大电路设计、滤波电路设计、处理器外围电路和串口电路设计等;
3. 在分析心电信号的特点和系统要求的基础之上,设计心电信号采集系统的软件,完成数据采集和后期处理工作,并设计完成上位机测试软件程序;
4. 完成系统功能测试,包括心电采集节点测试、组网实验测试及定位实验模拟等,分析实验结果,做出实验结论。

本课题研究的目标如下:

1. 本系统所设计的心电信号采集节点硬件电路能够达到心电信号放大要求、滤波电路频率响应良好,可以提取出人体心电信号;
2. 系统的心电信号采集节点软件设计可以准确地对心电信号进行采集、A/D 处理等,上位机测试软件可以准确地显示心电波形;
3. 系统要具有比较简单的操作性、可以安全、稳定、可靠地运行;
4. 系统可以在 ZigBee 协议栈上进行组网,实现适用于医院、疗养院或者养老院等场合的心电监护系统。

### 1.4 论文组织结构

本文在分析无线体域网和 ZigBee 无线传感器网络技术的基础上,详细研究了基于 ZigBee 无线传感器网络的人体心电信号监护系统设计,并对系统的硬件设计、软件设计以及无线传输等关键问题进行了深入的分析 and 研究。

论文共分为七章,其内容安排如下:

第一章为绪论,主要阐述了论文研究的背景及意义和国内外研究现状,明确了论

文的研究内容和目标，并给出论文的组织结构。

第二章分析了无线体域网的体系结构、特点及其关键技术，并通过对几种常用短距离无线通信技术的比较，引出了 ZigBee 无线传感器网络技术，并对其网络体系结构、特点、关键技术及拓扑结构进行了分析。最后，研究了人体心电信号的产生机理、特点、干扰性和检测原理。

第三章介绍了本系统的总体方案设计，包括系统的设计原则、体系结构、系统各个模块的总体设计、系统软件总体设计等。

第四章详细地介绍了系统各个模块的硬件设计。

第五章介绍了系统各个模块的软件设计。

第六章对本文的研究工作做了系统的测试，包括心电检测电路的硬件测试、系统软件测试、心电信号采集节点整体实验测试和 ZigBee 组网实验测试、定位实验模拟演示等。

第七章对本文的工作做了总结，提出了本系统还存在的问题，并对该领域今后的研究作了展望。

## 1.5 本章小结

本章主要引出了 WBAN 和 WSN 的概念，以及两者之间的联系，阐述了两者的目前的国内外研究现状，提出了本论文的研究内容，并给出了论文的组织结构。

## 第二章 心电监护系统关键技术研究

### 2.1 无线体域网关键技术研究

#### 2.1.1 无线体域网体系结构

无线体域网，简单地讲，是指将数个功能不同的医疗传感器节点以及数个便携式移动设备放置在人体的不同部位，用于监测人体生命体征信息或为人们提供各种无线应用的短距离无线通信网络<sup>[10]</sup>。无线体域网是由大量安置于人的身体体表或体内的具有数据处理能力和无线通信能力的传感器节点组成，这些节点具有采集、处理、传输一种或多种生理数据信息的功能，比如心电信号、脑电波信号、血压、体温、脉搏等，同时无线体域网也可由监测譬如湿度、光度等信息的环境参数的传感器节点组成。一个典型的无线体域网体系结构如图 2.1 所示。

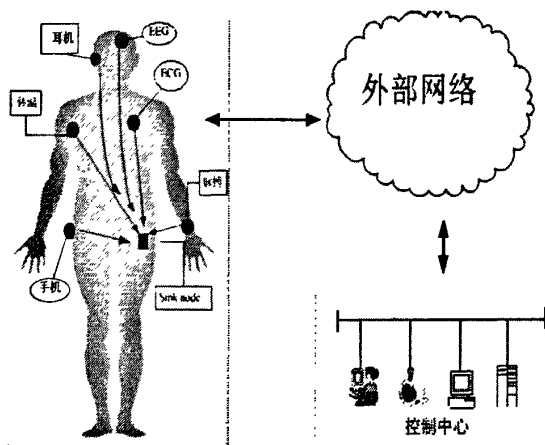


图 2.1 无线体域网体系结构

在无线体域网中，人的身体上布置了各种各样的传感器，如体温传感器、脉搏传感器、心电信号（ECG）传感器、脑电信号（EEG）传感器，这些传感器不但具有采集人体生命体征信息的功能，而且具有无线通信功能。同时，为用户提供不同类型服务的手机、耳机、MP3 等设备也可以加入网络。这些传感器及其它设备均采用电池或者其它能源设备供电，每个传感器采集一种或多种生理数据，并把采集到的数据以无线传输的方式送至汇聚节点（Sink node）；汇聚节点用于接收各个传感器发送过来的各种数据，并把数据通过外部网络发送到控制中心；控制中心对无线体域网进行控制和管理，同时也可根据监测需要，对无线体域网发布检测任务、进行管理、配置或是收集回传数据等；外部网络可以是家庭网络、移动通信网络、WSN、互联网等。

### 2.1.2 无线体域网的特点

无线体域网作为一种新兴的无线网络,与传统有线网络或者无线网络(如 Internet、移动通信网、无线局域网)相比较,有着自己独有的特点<sup>[10]</sup>,主要有以下几点:

#### 1. 规模小、近距离、可扩展、以人体为中心的网络

无线体域网受人体结构的限制使其网络规模很小,通信距离也就相应很小。同时无线体域网也可以让手机、MP3、耳机等微型便携式设备加入到网络,为用户提供各种应用,所以无线体域网是一个扩展性很好的网络,它可以提供各种服务的空中接口。

#### 2. 数据多样性、相关性的网络

无线体域网可以提供多种业务服务,如生命体征数据业务、视频、音频、Internet 服务等,同时对于同一种应用场景,如在医疗应用中,网络中所处理的数据会因为传感器的不同而呈现多样性的特点,如脉搏、体温、心电图、血压、心率等。并且这些生理信息会因为某些数据的变化而在一定程度上表现出相关性,比如,当一个病人发烧时,那么其体温、血压、心率等生理参数也会发生相应地变化,这些参数的相关性会影响到整个网络传输业务的相关性,这就要求多种生理数据传输的时间同步性。

#### 3. 动态、混合型的网络

由于无线体域网是以人体为中心的网络,所以人体在活动过程中,可能会导致传感器节点的通信中断,同时,节点能量的耗尽会导致节点的废弃,新节点的加入等都要求无线体域网能够适应这些变化,保证网络能够在这些变化的情况下可以正常通信。另外,如果不同的传感器节点工作的频率范围有所不同,节点之间的通信机制也就有所不同,那么整个网络的信道将表现出混合型的特点。

#### 4. 以数据为中心的网络

无线体域网是监测人体生理信号或者为用户提供其它应用服务,这就使得无线体域网是一个以数据为中心的网络系统。

### 2.1.3 WBAN 关键技术

无线体域网是结合了无线通信技术、传感器技术、网络技术等多方面的新型网络技术,在许多领域和关键技术<sup>[20]</sup>有待进一步研究,主要包括:

1. 路由协议: WBAN 要实现源节点与目的节点之间的通信,就必须寻找节点间的优化路径,并使数据沿着优化路径正确转发。由于网络节点在能耗、动态性、扩展性等方面的限制,所以高效合理的路由协议是无线体域网研究的关键技术之一。

2. 传感器技术：传感器技术是 WBAN 研究的重要基础，由于人体几何结构的局限性，研究微型化、智能化、高精度、低功率的各类传感器就成为 WBAN 的必要条件。特别是对于植入到人体内部的传感器来说，它们只能靠电池来供电，低功耗的传感器对于维持整个网络的意义显得尤为重要。

3. 数据融合技术：在无线体域网中，对数据的采集是由多个传感器来完成的，在数据的采集过程中，单个节点单独传输数据到汇聚节点是不可能的，因此，通过数据融合技术，将多个传感器节点采集的数据进行处理，组合出高效的符合用户要求的数据显得尤为重要。

4. 其它技术：主要包括数据传输的安全技术，时间同步技术等。此外，从保护身体健康方面出发，WBAN 还要求对外界及系统的电磁干扰具有良好的屏蔽能力。

2.2 ZigBee 无线传感器网络概述

2.2.1 WSN 常用通信技术比较

无线传感器网络中的数据通信问题，主要使用的是短距离无线通信技术。目前，世界上业界热点的无线通信技术有无线局域网（Wi-Fi）、蓝牙(Bluetooth)、超宽频(UWB)、ZigBee 等，其中每一种技术都有自己的立足之处，但是同时也有着自己的不足，这就必须对这些技术在各个方面进行比较，然后根据应用要求做出相应的选择，如表 2.1 所示。

表 2.1 常用无线通信技术比较

	Wi-Fi	Bluetooth	UWB	ZigBee
通信范围	100m 之内	10m, 100m	10m	0~75 m
电池寿命(天)	1~5	1~7	100~2000	100~1000
网络节点数	32	7	100+	255~65535
传输速率	10Mbps	1Mbps	480~1000 Mbps	20~250kbps
抗干扰性	较强	较强	强	强
成本	高	高	高	低
优点	高速、适应性强	易操作	高速、低功耗	安全、可靠、低功耗

通过对以上几种常用的无线通信技术性能比较，可以得出结论，ZigBee 技术以其自己很大的优点在 WSN 中有着广泛的应用价值。

### 2.2.2 ZigBee 技术协议体系

ZigBee 技术作为一种新兴的双向无线通信网络技术,有着低功耗、低成本、低速率、短时延、近距离、高容量、高安全、兼容性好、可靠性强等优势 and 特点<sup>[23,24]</sup>。正是因为这些优势和特点, ZigBee 技术有着很大的应用价值。

ZigBee 规范主要是由 IEEE 802.15.4 小组与 ZigBee 联盟制定。其中 IEEE802.15.4 标准定义了最下面的两层:物理层(PHY)和介质接入控制子层(MAC),并与 2003 年 5 月通过了 IEEE 802.15.4 标准<sup>[22]</sup>; ZigBee 联盟在此基础上提供了网络层(NWK)和应用层(APL)框架的设计,并于 2005 年 6 月 27 日公布了第一份 ZigBee 规范“ZigBee Specification V1.0”<sup>[16]</sup>。ZigBee 体系结构模型如图 2.2 所示。

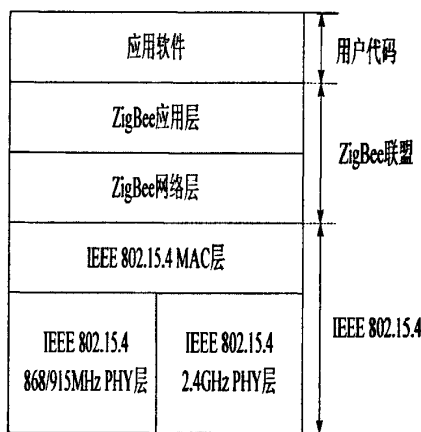


图 2.2 ZigBee 体系结构模型

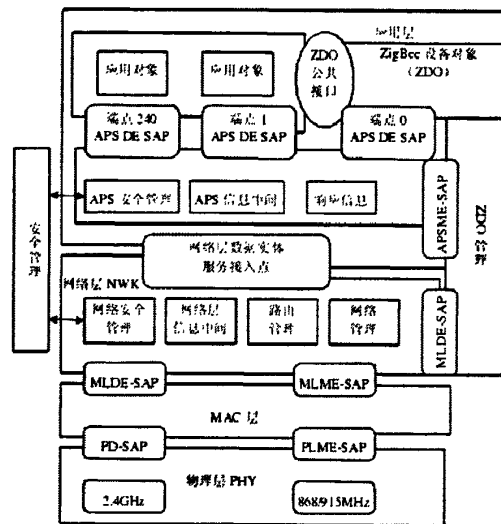


图 2.3 ZigBee 协议整体结构

ZigBee 协议栈是在 OSI 七层模型的基础上根据市场和应用的实际需要而定义的,整体结构紧凑、简单,且每一层为其上一层提供一组特定的服务:一个数据实体提供数据传输服务,一个管理实体提供全部其它服务。所有的服务实体都通过服务接入点(Service Access Point, SAP)为其上层提供服务接口,并且每个 SAP 都支持一定数量的服务原语来实现所需的功能<sup>[23]</sup>。ZigBee 协议框架如图 2.3 所示。

物理层决定了网络通信频率(868MHz、915MHz 及 2.4GHz)和无线信道(27 个)的分配。其中 868MHz 频段定义了 0 号信道,数据传输速率为 20kbit/s; 915MHz 频段附近定义了 1~10 号信道,信道间隔为 2MHz,数据传输速率为 40kbit/s; 2.4GHz 频段定义了 11~26 号信道,信道间隔为 5MHz,数据传输速率为 250kbit/s,表 2.2 给出了 ZigBee 无线信道的组成。同时,物理层通过射频固件和射频硬件,定义了 MAC 子层和物理信道间的接口,并提供了物理层数据服务和管理服务,主要功能有激活和关闭



射频收发器、当前信道能量检测(Energy Detect, ED)、为接收数据包提供链路质量指示(Link Quality Indication, LQI)、为载波侦听多路访问免冲撞机制(Carrier Sensor Multiple Access with Collision Avoidance, CSMA-CA)提供空闲信道评估(Clear Channel Assessment, CCA)、信道工作频率的选择、数据的发送和接收等<sup>[23,25]</sup>。

表 2.2 ZigBee 无线信道的组成

信道编号	中心频率/MHz	信道间隔/MHz	频率下限/MHz	频率上限/MHz
K=0	868.3		868.0	868.6
K=1,2,3, ...10	906+2(K-1)	2	902.0	928.0
K=11,12,13, ...26	2405+5(K-11)	5	2400.0	2483.5

MAC 层处理所有物理层无线信道的接入，主要功能包括支持个域网（PAN）链路的建立和断开、与信标同步、网络协调器产生网络信标、为网络设备安全提供支持、处理和维持保护时隙（GTS）机制、信道接入方式采用免冲突载波检测多址接入（CSMA-CA）机制以及在两个对等的 MAC 实体之间提供可靠的通信链路等<sup>[26]</sup>。

网络层负责拓扑结构的建立和维护网络的连接，主要功能包括采用一定机制连接或断开网络、帧信息在传输过程中所采用的安全性机制、设备的路由发现、维护和转交、完成对一跳（one-hop）邻居设备的发现和相关节点信息的存储、为新加入的设备分配短地址，并且网络层还提供一些必要的函数，确保 ZigBee 的 MAC 层正常工作，为应用层提供合适的服务接口。

应用层框架包括：①应用支持层（APS），主要功能为维持绑定表、在绑定的设备之间进行消息传递；②ZigBee 设备对象（ZDO），主要功能为定义设备在网络层中的角色（如 ZigBee 协调器、路由器或终端设备）、发起和响应绑定请求、在网络设备之间建立安全机制、发现网络中的设备，并且决定向它们提供何种应用服务；③制造商所定义的应用对象，用户可以在这一层定义自己的应用对象。

2.2.3 ZigBee 无线传感器网络拓扑结构及关键技术

ZigBee 无线传感器网络是由传感器、感知对象和观察者三个要素<sup>[21]</sup>构成的。一个典型的 ZigBee 无线传感器网络体系结构是由若干个传感器节点、具有无线接收功能的汇聚节点（Sink node）、Internet 或其它通信网络和远程控制中心构成。传感器节点用于采集和监测区域内的各种数据并以无线通信方式、多跳自组网方式发送监测数据到 Sink 节点；Sink 节点用于接收传感器节点发送过来的各种数据，并把数据通过 Internet、

卫星或其它网络发送到远程控制中心；远程控制中心接收 Sink 节点发送来的数据并进行处理，同时也可根据监测需要，对无线传感器网络进行管理和配置、发布监测任务或是收集回传数据等，以达到用户实时监测和交互式管理。图 2.4 描述了 ZigBee 无线传感器网络的体系结构。

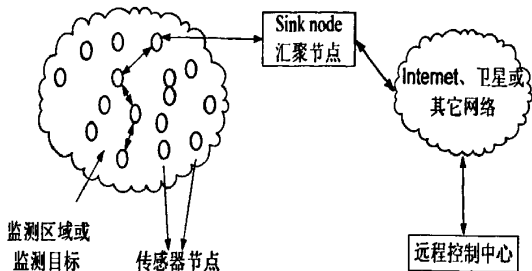


图2.4 ZigBee无线传感器网络体系结构

在 IEEE 802.15.4 网络中，根据设备的功能完整性，可以分为全功能设备（full-function device, FFD ）和精简功能设备（reduced-function device, RFD）。FFD 之间以及 FFD 和 RFD 之间都可以相互通信，但 RFD 只能与 FFD 通信，而不能与其它 RFD 通信。RFD 在网络结构中一般作为通信终端，主要用于简单的控制、采集数据等应用。FFD 拥有网络控制和管理的功能，需要功能相对较强的 MCU。ZigBee 网络是由协调器、路由器和终端设备组成。其中协调器由 FFD 功能设备构成，主要负责网络的建立和网络的相关配置；路由器一般由 FFD 功能设备构成，主要负责寻找、建立以及修复网络报文的路由信息，并负责转发网络报文；终端设备由 RFD 构成，具有加入、退出网络的功能，并可以接收和发送网络报文。

ZigBee 网络根据应用的需要可以组织成 3 种拓扑结构：星形网络、网状网络（Mesh）和簇状网络。这 3 种拓扑结构如图 2.5 所示。在星状结构中，路由器是没有作用的，所有的设备都与网络协调器通信，网络协调器是整个网络的中心。网状网络与星状网络不同，只要在网络范围之内，任何两个 FFD 设备就能直接通信。在 Mesh 中，每一个 FFD 设备都可以认为是路由器，实现对网络报文的路由转发功能；簇状网络可以看作是一个扩展的星状网络或是由多个简单的星形网络组成的网络。

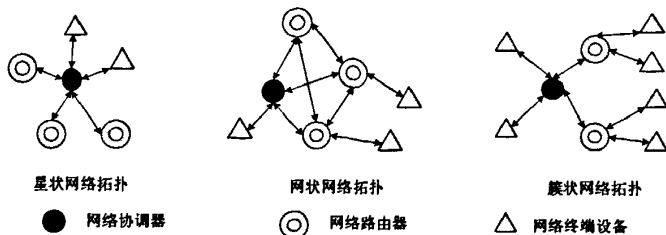


图 2.5 ZigBee 网络拓扑结构

ZigBee 无线传感器网络与传统无线网络（无线局域网、蓝牙网络、移动通信网等）相比较，具有大规模网络、传感器节点体积小、成本低、功耗低、自组织网络、动态性网络、以及以应用相关和数据为中心等特点<sup>[14,16]</sup>。同时，它作为一个全新的研究领域在网络协议、能量管理、定位技术、数据融合技术、安全技术及无线通信技术<sup>[16,22]</sup>中对科研工作者提出了大量具有挑战性的课题。其中，网络协议中的路由协议和介质访问控制协议（MAC）对 ZigBee 无线传感器网络的能量消耗有着关键作用；合理有效的能量管理对于延长网络的使用寿命至关重要；定位技术的研究使得用户知道“在网络的什么位置或者特定区域发生了什么样的事”；数据融合技术能将网络中的多份数据进行处理和组合之后，准确、快速地传送到汇聚节点，节省网络能量；安全技术的成熟是无线传感器网络使用的前提，尤其是应用在军事领域。

## 2.3 心电信号及其采集

无线体域网以及 ZigBee 无线传感器网络技术在医疗健康监护方面有着很大的应用价值。心脏病是威胁人类生命的严重疾病之一，在现代化日益发展的今天，人们生活节奏的加快和生活压力的增加导致了心脏病的发病率也迅速增加。在美国、日本和欧洲，心脏疾病在人口疾病死亡率中占居第一位，在我国居第三位<sup>[27]</sup>。心电信号是一种典型的生物电信号，具有生物电信号频率、相位、振幅、时间差等特征要素，它对心脏疾病的诊断的有着重要依据，因此心电信号的提取，对于适时治疗、预防心脏病突发死亡，具有十分重要的意义，对心脏疾病的临床诊断和治疗过程中也具有非常重要的参考价值<sup>[28,29]</sup>。

### 2.3.1 心电信号生理学基础

心电信号反映了人体心脏活动的整个过程，在每个心脏活动周期内，心脏各部分兴奋过程中出现的电位变化的次序、方向、振幅和时间都有一定的规律，这种有规律的生物电变化通过心脏周围的体液和导电组织反映到身体表面，可用置于体表的一定电极检测出来<sup>[30]</sup>。将测量电极放置在人体表面的一定部位，记录出来的心肌细胞生物电信号随着时间变化的曲线即为临床常规心电图(ECG)<sup>[31]</sup>，它反映的是人体心脏活动过程中的生物电变化规律。正常的心电图反映人的正常心律，在一个周期内，它是由一系列不同的波群组成的，如图 2.6<sup>[32]</sup>所示。如果人体心脏器官发生异常情况或者病变，就会在心电信号上有所改变，显现出异常的或者病态的心电图。

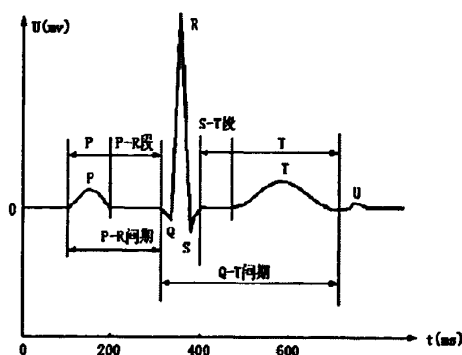


图 2.6 典型心电图

各波段反映不同阶段心电信号的变化情况，具体说明如下：

**P 波：**它反映左右两个心房的电激动过程，正常人的 P 波宽度不超过 0.11s，最高幅度不小于 0.25mV。P 波是 ECG 的特征波之一。

**P-R 段：**它反映了心房开始激动到心室受激动的过程，成人正常范围在 0.12~0.2s，婴儿心跳较快者，P-R 间期可能较短。

**QRS 波群：**这个波群是心电图的特征波群，反映左、右心室的电激动过程，是心室的激活产生的最大的波，正常人的时间不超过 0.1s，最大振幅不超过 5mV。

**S-T 段：**由 QRS 波群结束到 T 波开始的一段平线，它反映了心室各部分均在兴奋而各部分处于去极化状态，故无电位差。在正常范围的心电图中，S-T 段可能较等位线稍高或略低，幅值偏移不应超过 0.05 mV，时间上不超过 0.1s。

**T 波：**它反映了心室肌激动后复原时所产生的电位影响，是继 S-T 段之后一个幅值较小而延续时间较长的波动，是 ECG 的特征波之一。

**Q-T 间期：**Q-T 间期是自 QRS 波群的起点至 T 波的终点所占用的时间。Q-T 间期同心率有密切关系，心率越快，Q-T 间期越短；反之，则越长。一般心率 70 次/分左右时，正常人 Q-T 间期为 0.36~0.4s，心率快时 Q-T 间期缩短。

**U 波：**在 T 波之后的一个很小的正向波，反映的是心室由激动回到静止期的过程。正常人的 U 波是很小的，幅值相对于 T 波较小，时间大约为 0.16~0.2s。

### 2.3.2 心电信号特征及其干扰分析

通过体表电位提取出的心电信号是属于强噪声背景下的生物电信号，与其它信号一样，它具有频率、相位、振幅、时间差等特征。有关心电信号特征的文章及书籍很多，网页也很多，本人在认真阅读相关资料的基础上，并结合自己课题的实践经验，经过分析研究，得出心电信号具有以下几方面特征：

1. 微弱性：从人体体表获取的心电信号通常十分微弱，其幅值范围在  $0.01\text{mV}\sim 5\text{mV}$  之间，典型值为  $1\text{mV}^{[33]}$ ；

2. 不稳定性及随机性：生物体是一个与外界有密切联系的开放系统，内部各器官间相互影响，同时来自内部或外部的刺激，都会使人体心电信号发生相应的变化。另外，生物体的成长及意识状态的变化都会使生物信号不稳定且表现出随机性；

3. 低频特性：人体的心电信号具有较低的频率特性，其频谱范围一般在  $0.05\sim 100\text{Hz}$  之内，频谱大部分能量集中在  $0.5\sim 35\text{Hz}^{[33]}$  之间；

4. 高阻抗特性：当人做心电信号检测时，人体源阻抗可达到几  $\text{k}\Omega$  到几十  $\text{k}\Omega$ ，这种高的源阻抗特性将给心电检测带来失真和一定误差。

心电信号的以上特性使得心电信号很容易受到来自生物体内部及外部的干扰，所以必须对心电信号的干扰特性作出分析，以便在后期的信号采集与处理中加以滤除措施。常见的心电信号干扰有如下几种：

1. 工频干扰：50Hz 的工频干扰主要是由于生活中供电网络的存在而产生的，是心电信号的主要干扰源之一，这种干扰足以掩盖有用的心电信号，影响心电图的诊断。

2. 高频电磁场干扰：无线电广播、电视发射台、通讯设备等大量无线电技术的应用导致了在空中产生大量的电磁波。人体处在纷繁复杂的电磁环境中，必然会使心电信号检测受到严重的影响，引起系统工作不稳定甚至不能工作或者检测结果误差大等，必须加以抑制。

3. 电极极化干扰：当人进行心电检测时，与电极接触的汗液、导电膏或组织液等电解质溶液，形成了一个金属—电解质溶液界面，二者之间在电化学的作用下会产生一定的电位差，称之为极化电压，其幅度在几毫伏到几百毫伏之间<sup>[34]</sup>。当电极在皮肤表面移动或者两电极状态不能保持对称时，极化电压就会产生干扰，影响心电信号的检测，使波形发生畸变、失真，也影响测量的精度等。

4. 肌电干扰：肌电干扰是由人体活动，肌肉的兴奋和收缩而引起的  $\text{mV}$  级干扰，它的频率范围广，一般为  $20\sim 5000\text{Hz}^{[35]}$ ，在心电图上表现为不规则的细小波纹，掩盖了原始心电波形中的细小波折，使得心电图模糊不清以致产生失真。

5. 测量设备本身的干扰：在心电信号检测电路以及信号处理中所用的电子设备本身也会产生干扰，这类干扰一般具有比较高的频率特性，很容易通过设计低通滤波器加以滤除。

2.3.3 心电信号检测原理及方法

人体心电信号是通过贴在人体体表的电极或者其它传感器而测得的，当人做心电信号检测时，置电极于体表某些特定部位，并通过导线与外部采集电路相连接，经过一定的处理后，便得到心电图。临床上为了把不同方式所获得的 ECG 波形进行比较，对检测 ECG 的电极放置位置、导联线与放大器的连接方式进行了严格的规定，称之为心电图导联<sup>[36]</sup>。根据电极的放置位置及与放大器连接方式的不同，临床上常用的心电图导联方式有标准双极导联方式、加压单极肢体导联方式和单极胸导联方式。其中标准双极导联分为三种方式，它检测到的心电信号反映了两个肢体之间的电位差，如图 2.7 所示，本文采用图中第一种导联方式。

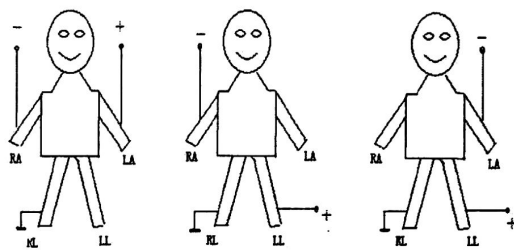


图 2.7 标准双极导联体系图

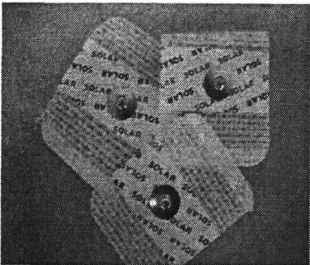


图 2.8 Ag-AgCl 电极实物图

本系统在电极的选择上，选取了表面镀有 Ag-AgCl 的一次性软电极，该电极上的优质导电膏可以使它更接近非极化电极，以便抑制极化电压引起的干扰。同时，当人做心电检测时，氯离子将在电极内、AgCl 层内以及体内在运动，并转换成在 Ag 中的电子运动而传至导线中。这种电极的设计及使用方法可以把直流漂移电位减小到与峰值相比非常小的程度，电极移动所导致的基线漂移也要小很多。图 2.8 所示为这种电极实物图。

2.4 本章小结

本章分析和讨论了无线体域网和 ZigBee 无线传感器网络的体系结构、特点和关键技术，并阐述了 ZigBee 技术的特点，协议体系及协议栈架构。最后，结合本课题需要研究和分析了人体心电信号的产生机理、特征、干扰来源以及心电信号的检测原理和方法。

## 第三章 系统总体方案设计

在一个产品开发生命周期中，系统总体方案设计具有关键性的作用，它关系到系统的功能、质量、经济与实用性，决定着整个设计过程的成败，并对系统的维护和后续开发工作有着重要的影响。通过总体方案设计，可以使整个系统在预期规划之下有条不紊地进行。下面给出系统的总体设计，以便于后续工作的顺利进行。

### 3.1 系统设计原则

医疗健康监护系统是信息技术与医学领域相结合的产物，WBAN 和 ZigBee 无线传感器网络的出现为研究新一代医疗监护系统打开了新的思路，为此，本系统应结合 WBAN 和 ZigBee 无线传感器网络的特点，在设计的原则上应注意以下几点：

#### 1. 节点体积小小型化、操作简单化、安全化

医疗健康监护系统是为患者提供服务的，所以在节点的设计上，特别是心电信号采集节点应该从患者自身出发。节点体积的小型化是为了患者便于携带、操作简单是为了患者便于操作、安全化是为了患者的身体安全考虑。

#### 2. 系统的模块化

基于 ZigBee 的无线传感器网络心电监护系统是模块化的设计，可以分为心电信号采集节点设计、路由器节点设计、协调器节点设计，同时各个节点的设计也可以采用模块化、软件的设计也可以采用模块化。

#### 3. 低成本、低功耗

低成本和低功耗是 ZigBee 网络的一大优势，同时也是系统设计的基本要求。低成本是为了满足更多用户的需求、低功耗是维系 ZigBee 网络的关键因素。因此、在系统设计的芯片选型上，一定要考虑低成本、低功耗的因素。

#### 4. 稳定可靠性

系统的设计应很好地服务于患者和医护人员，所以设计的系统应该稳定地工作，采集的数据以及数据传输应该具有可靠性。

### 3.2 系统体系结构

ZigBee 是一种新兴的短距离、低速率、低功耗、低复杂度且具有地理定位功能的无线网络技术，它在设备功耗，系统成本，抗干扰性以及误码率方面都具有明显的优势，

很适合在局域网内建立医疗监护网络系统，并且该局域网可以与现有的移动网、互联网和其它通信网络相连接，将许多ZigBee局域网互联成一个整体，以改变现有医疗监护网络系统的缺点。该系统不仅方便快捷，而且不影响病人的正常生活，增添了病人和医生间的交互性，使得监护具有完全、真正意义的实时性，最终做到心脏疾病的预防和避免最大后果的发生。图3.1给出了典型的适用于医院的ZigBee无线传感器网络心电监护系统体系结构，这种结构同样适用于疗养院或者养老院等。

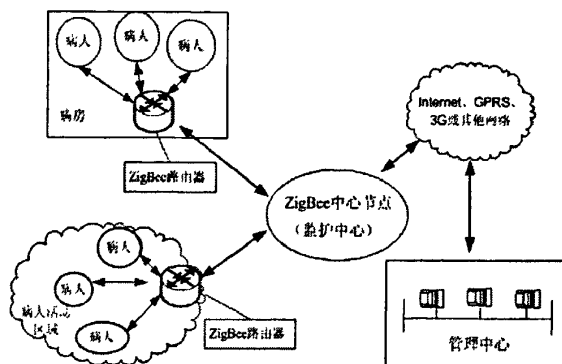


图 3.1 医院 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统体系结构

在医院 ZigBee 无线传感器网络心电监护体系中，病人身上佩戴有廉价的心电信号采集传感器节点，也可以叫做 Sensor node，相当于 ZigBee 网络的终端设备；ZigBee 中心节点也可以叫做汇聚节点（Sink node）。当病人在网络的可覆盖范围内活动时，这些传感器节点实时地采集病人心电数据，并把数据发送给 ZigBee 路由器节点，路由器节点通过无线通信方式把数据传送给网络内的协调器（ZigBee 中心节点），协调器与监护服务器（计算机）相互通信并可以接入 Internet、GPRS、3G 或其它网络把心电数据传送给医院管理中心。医院医生可以根据自己的需要，随时通过监护服务器或者管理中心查看病人的心电信息，对病人的病情做出诊断分析。

图 3.1 给出了适合于医院的 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统体系结构，在这种结构中，病房和病人的活动区域的数据传输方式和网络拓扑结构对于构建适合于医院的无线传感器网络健康监护系统有着关键性的作用。病房结构比较简单，病人身上带有心电信号采集传感器节点，实时地采集和处理心电数据，并把这些数据通过无线方式传送给路由器节点，路由器节点则通过单跳或者多跳的形式把各个病房病人的心电数据传送给协调器节点，协调器处于医院护士站或管理中心，并与监护服务器相互通信，有效地存储和管理病人信息，监测病人心电信号，并对病情做出诊断等。图 3.2 给出了医院病房数据传输方式的示意图。



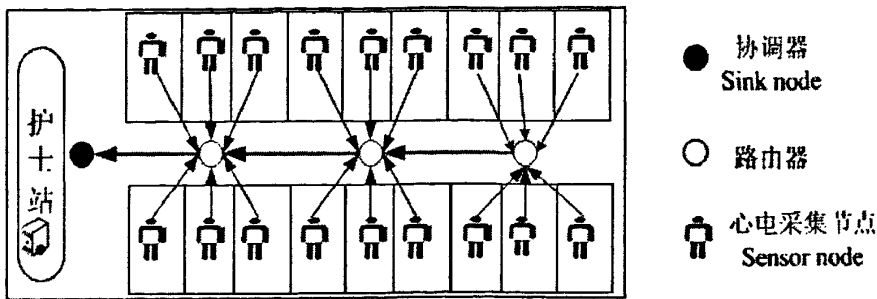


图 3.2 医院病房数据传输方式示意图

病人在病房外活动时的心电信息，是医院 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统必须考虑的因素，同时无线传感器网络的自组织网络和动态性网络特点也可以充分地展现出来。相比病房而言，病人活动区域是在病房的外边，数据传输方式和网络拓扑结构较为复杂，病人活动相对比较自由，这就要求在布置网络时，尽可能多的在病人活动范围内布置路由器节点，以保证数据传输的可靠性。同样，病人身上带有心电信号采集传感器节点，实时地采集和处理心电数据，并把这些数据传给路由器节点，路由器节点则通过单跳或者多跳的形式把病人的心电数据传送给协调器节点，协调器节点与护士站或者监护中心的监护服务器相互通信，并把数据以数字或图形的方式显示在计算机上，以供医生对病人病情做出诊断等。图 3.3 给出了病人在病房外活动时心电数据传输方式的简单示意图。

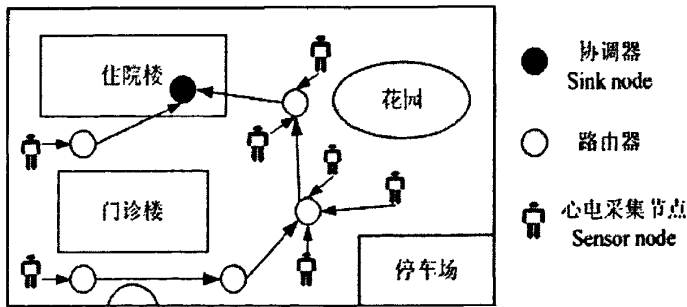


图 3.3 病人活动区域数据传输方式示意图

在图 3.2 和图 3.3 中，无论病人处于病房还是病人在病房外活动，确定病人的位置信息对于医务工作者显得尤为重要，病人病情一旦发生恶化，监护中心医护人员可以通过监护软件在第一时间知道病人的详细位置信息，以便采取积极的措施进行营救。ZigBee 无线传感器网络是基于接收信号强度指示（Received Signal Strength Indicator, RSSI）的距离定位算法。监测区域内布置一定数量的参考节点（Reference node），也可以说是本系统的路由节点，它是一个坐标位置（X、Y 值）确定的静态节点，这个节点知道自己的位置信息并可以把自己位置信息发送给定位节点；盲节点（Blind node）

是需要定位的节点，即心电信号采集节点，它可以在参考节点所包围的区域内任意移动，它从参考节点处接收到 RSSI 值并将其写入定位引擎，然后经过定位引擎计算获取自身位置。ZigBee 无线传感器网络定位原理如图 3.4 所示。

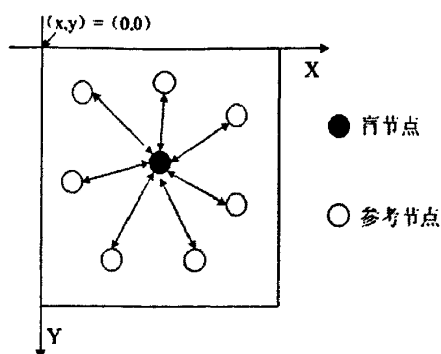


图 3.4 定位原理示意图

### 3.3 心电信号采集节点设计要求及结构

心电信号采集节点，即 ZigBee 网络的终端设备或 Sensor node，主要功能是采集和处理被监护对象的心电信号，并将心电信号数据通过无线传输方式发送给网络路由器。通过第二章对心电信号的特征及其干扰性分析，要实现对微弱的心电信号的检测，在心电信号检测电路的设计上，主要考虑增益、频率响应、输入阻抗、共模抑制比、低噪声、低漂移等几个方面，以下对这几个方面进行了分析：

#### 1. 增益

由于心电信号的微弱性，因此在心电信号检测电路设计中，信号放大是必备环节。心电信号检测电路的放大倍数一般为 800~1000 倍左右，且应该将信号提升至处理器 A/D 输入口的幅度要求，即至少为“V”的量级；

#### 2. 频率响应

由于人体心电信号的频谱范围为 0.05~100Hz，并存在着 50Hz 的工频干扰，所以，要求心电信号检测电路必须设计相应的高通滤波器和低通滤波器来压缩通频带，同时，必须设计 50Hz 的陷波器来抑制工频干扰，这样经过心电放大器的心电信号才具有可靠的诊断价值。

#### 3. 高输入阻抗

心电放大器是通过电极连接到人体体表上的，由放大器的输入端向人体方向看去，从电极、导电膏、皮肤(角质层、汗腺、粒层)、组织液到心脏外壁形成了信号源阻抗<sup>[37]</sup>。

信号源阻抗的高阻抗特性（一般在数  $k\Omega$  至数十  $k\Omega$  之间）和心电信号的微弱性，要求心电放大器必须具有高的输入阻抗。如果输入阻抗不高，那么经过电路分压后，心电放大器输入端的信号就显得非常微弱，不能有效地提取心电信号。所以，心电放大器的输入阻抗是心电信号提取必须考虑的重要因素之一。

信号源阻抗不仅取决于人及其生理状态，并且在测量时，电极的安放位置和电极本身的物理状态对信号源阻抗也有着很大的影响。信号源阻抗的不稳定会引起放大器电压增益的不稳定，从而造成心电信号检测的不准确。所以在心电检测电路中，一定要保证较高的输入阻抗，才能确保增益的稳定性。

另一方面，信号源阻抗一般是不完全相等的，这就不可避免地使共模干扰向差模干扰转化，造成共模干扰的输出，只有提高心电放大器的输入阻抗，才能减少其影响。心电放大器的输入阻抗应该比源阻抗高两个数量级<sup>[38]</sup>，一般心电信号检测电路输入阻抗要求大于  $5M\Omega$ ，才能不失真地提取出心电信号。

#### 4. 高共模抑制比(CMMR)

由前面章节分析可知，极化电压是由电极与皮肤紧密接触所引起的，其值可能达到数百毫伏的程度，远比心电信号大得多。极化电压可以作为直流共模干扰输入到心电放大器，加之心电信号的检测也要受到市电共模干扰、电器设备干扰和其它共模干扰等，为了防止心电信号的输出被淹没在这些干扰电压之下，一般的心电检测电路 CMMR 应达到  $80dB$ <sup>[37]</sup>以上。

#### 5. 低噪声、低漂移

在心电信号检测电路中，对心电信号的放大倍数要求较高，噪声和漂移是两个重要的参数。心电放大器运行过程中的噪声主要是由电子线路的固有热噪声和散粒噪声所造成，属于白噪声，其幅值成正态分布<sup>[37]</sup>。漂移主要是由于电子电路的温度变化、各部分电阻（电极和皮肤间接触电阻、电极本身电阻）的变化和电极电位的改变而引起的。所以在设计心电放大器时应选用低噪声、低漂移元件，以降低噪声、抑制漂移，并进一步提高输入阻抗。

根据以上分析，人体心电信号采集节点总体设计包括数据采集与调理电路、处理器/存储器电路、无线模块和电源模块。其中数据采集与调理电路主要完成信号的放大和滤波等；处理器/存储器电路完成信号的 A/D 处理等；无线模块完成心电信号的无线传输；电源模块为心电信号采集节点提供能源保障，一般采用电池供电。心电信号采集节点总体结构图如图 3.5 所示：

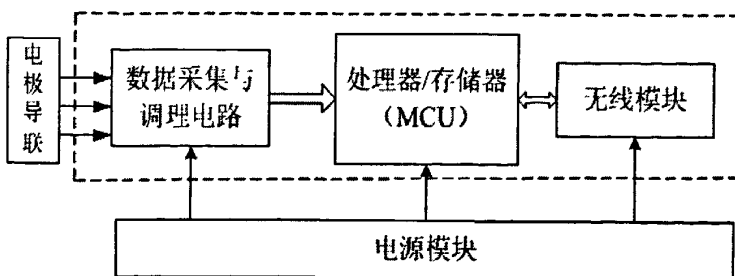


图 3.5 心电采集节点总体结构

### 3.4 路由器节点总体设计

路由器节点在 ZigBee 网络中的主要功能是负责寻找、建立以及修复网络报文的信息，并负责转发网络报文信息。由于路由器的功能比较简单，所以在设计上并不需要很多的复杂电路，只需要处理器/存储器电路模块、无线发射模块和电源模块就可以构成路由器节点，节点总体结构如图 3.6 所示。路由器节点一般采用电池供电，在处理器/存储器芯片的选型上，芯片的功耗对于延长网络的寿命起着关键性的作用，所以一定要选择低成本、低功耗的芯片构建网络路由器。

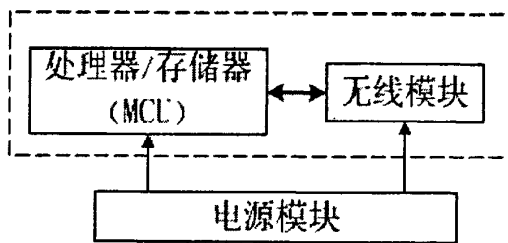


图 3.6 路由器节点总体结构

### 3.5 协调器节点总体设计

协调器节点在 ZigBee 网络中也称为汇聚节点，即 Sink node，它的主要功能是负责 ZigBee 网络的建立，配置网络的相关信息、接收心电采集节点或路由器节点发送过来的数据并在计算机上以数字或图形的形式把数据显示给用户。与路由器节点相比，协调器节点的设计较为复杂，总体结构如图 3.7 所示。其中无线收发模块完成与路由器节点或心电采集节点的数据传输；处理器完成数据的存储，并通过串口与上位机相连接，完成数据的上位机显示；LED 主要用于工作信号指示或用户程序调试；LCD 显示网络的相关配置信息等。LED 和 LCD 是根据用户自己需求而设计的，在协调器节点中起辅助性作用，可有可无。

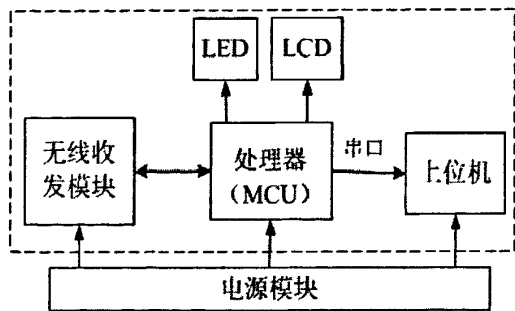


图 3.7 协调器节点总体结构

3.6 系统软件总体设计

本系统软件设计主要功能有心电信号的采集与 A/D 转换、心电信号的传输以及上位机显示等。其中，心电信号的采集与 A/D 转换、心电信号的传输和单片机底层软件设计使用的是 IAR Embedded Workbench(EW8051)集成开发环境，用 C 语言编写，并可以利用 TI 提供的带有操作系统的免费 ZigBee2006 协议栈组成强大的无线监护网络，实现适合于医院、疗养院或养老院的心电监护系统。上位机测试软件是为了验证心电采集节点电路设计和软件设计的可行性和正确性，主要是用面向对象的 VC++语言开发。系统软件设计的流程图如图 3.8 所示。

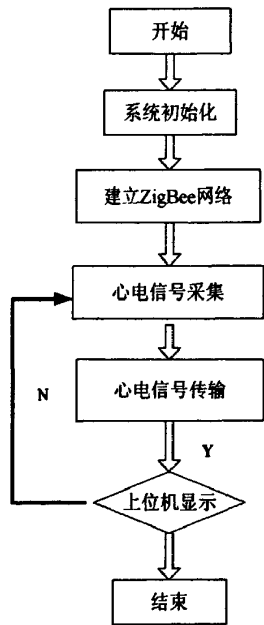


图 3.8 系统软件设计流程

首先，对系统各部分进行初始化配置，包括对各部分硬件电路、处理器芯片、串口和 ADC 端口的初始化等，以便正确使用其功能。建立 ZigBee 网络主要用到了现成的强大的 ZigBee2006 协议栈。心电信号采集主要由单片机系统完成，包括采集模块系

统初始化、中断方式、时钟设置、A/D 转换和发送数据等，通过串口将采集到的数据发送到上位机。

上位机应用程序主要实现了对串口设备的控制，设置采集参数，接收下位机发送的数据以十六进制或字符形式显示，并把数据转化为波形等。

软件编写采用模块化的语言结构，便于系统的调试，也便于子模块的程序仿真。通过编写各功能模块子程序，完成模块子功能以便主程序调用。最后，通过主程序调用子程序完成整个系统的功能实现。

### 3.7 本章小结

本章结合 ZigBee 无线传感器网络特点，给出了系统的设计原则和体系结构，又分别从医院病房和病人活动区域给出了心电数据的传输方式；结合 ZigBee 网络的结构组成，分别给出了心电信号采集节点、路由器节点及协调器节点的总体结构；最后提出了系统的软件总体设计。

## 第四章 系统硬件设计与实现

系统硬件的设计是整个系统实现其功能的基础，硬件设计的实现为系统软件的设计与调试做好了准备。根据 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统组成形式，分别从心电信号采集节点、路由器节点和协调器节点出发，进行系统的硬件设计。

### 4.1 心电信号采集节点硬件设计

#### 4.1.1 心电采集节点工作流程

心电采集节点主要是为了实现心电信号的采集和心电数据的分析处理。根据人体心电信号的特性，整个硬件系统由两部分组成：第一部分是心电信号检测单元，主要包括电极片导联、心电信号前置放大电路、滤波电路、后置放大和电压抬升等电路组成；第二部分是心电数据的处理及传输单元，主要包括心电数据的 ADC 转换，无线传输等。整个节点的硬件组成及工作流程如图 4.1 所示。

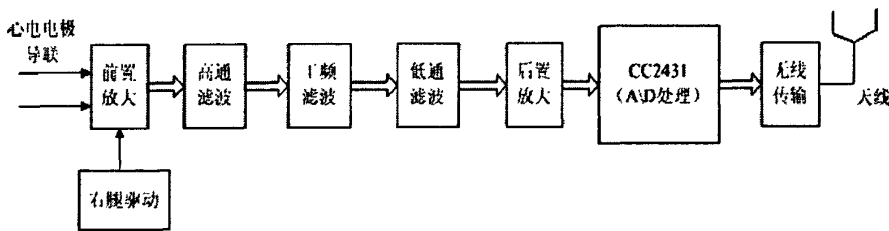


图 4.1 心电采集节点硬件组成及工作流程

#### 4.1.2 放大器与滤波器芯片选型

心电采集节点硬件设计主要是以数据采集与调理电路、MCU 为核心而构成的。在数据采集与处理电路中，由于信号的微弱性，放大电路的放大器的选择显得至关重要。根据第三章分析可知，心电信号检测电路要具有以下几点要求：

- ① 电压放大倍数为 800~1000 倍；
- ② 共模抑制比大于 80dB；
- ③ 输入阻抗要求大于 5MΩ；
- ④ 频带宽度为 0.05~100Hz；
- ⑤ 放大器的输入噪声小、漂移低。

以上五个方面，对心电信号的检测做出了要求，并对放大器的选择，给出了参考。本人结合在学习中的实践及大量阅读相关文献，最终在本系统的心电信号采集电路及

调理电路中, 选择了美国 Analog Devices 公司的 AD620AN 模拟放大芯片。AD620AN 是一款价格低廉、性能优良的仪表放大器, 具有低失调电压 (最大  $50\mu\text{V}$ )、低偏置电流 (最大  $1\text{nA}$ )、高输入阻抗 ( $10^9\Omega$ )、高放大倍数 (最高可达 1000)、高共模抑制比 (可达 130dB)、低温漂 ( $0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ )、低噪声、高精度及功耗低等特点, 符合心电信号检测的要求。AD620AN 定义如图 4.2 所示, 它的放大倍数只需要在 1 脚和 8 脚接一个增益电阻调节即可, 因而线路简单, 调试方便, 是生物医学信号放大的理想选择。

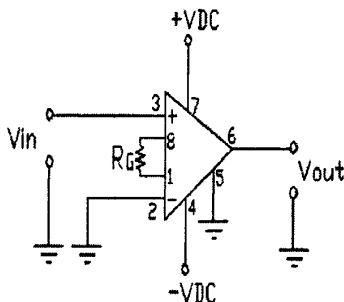


图 4.2 AD620AN

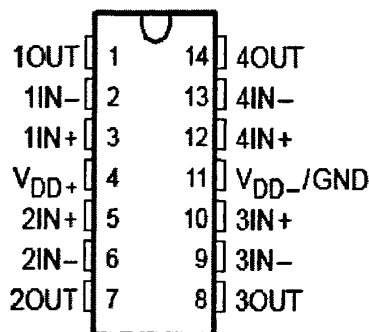


图 4.3 TLC2254 管脚定义

在滤波电路的芯片选择上, 同样考虑心电信号检测电路的要求, 选择了美国德州仪器公司生产的运算放大器 TLC2254。它具有满电源电压幅度(rail-to-rail)输出特性、高共模抑制比 (可达 83dB)、低输入偏置电流 (典型值为  $1\text{pA}$ )、低输入失调电压 (最大  $850\mu\text{V}$ )，同时比现有的 CMOS 运放具有更好的输入电压和更低的功耗, 每一个放大器仅需  $35\mu\text{A}$  的电源电流, 呈现出很好的高输入阻抗 (输入阻抗为  $10^{12}\Omega$ ) 和低噪声, 能很好地适用于高阻抗源, 是作为心电信号检测电路非常理想的芯片之一。TLC2254 管脚定义如图 4.3 所示。

#### 4.1.3 处理器与无线通信芯片选型

在处理器与通信芯片的选型上, 主要考虑了电路低功耗、低成本、体积小以及是否可以满足网络位置定位需求等因素, 主要有两种方案可供选择: 第一种方案是 Freescale 公司的 MC13192/MC13193 无线收发器、TI 公司的 CC2420 等无线通信芯片, 与 ATmel128L、MSP430 等处理器通过接口连接的方式; 第二种可选的方案是芯片内部集成了 RF 无线收发功能的处理器、比如片上系统 CC2430、CC2431 以及 EM250 等。显然, 从电路设计的成本、体积以及功耗等方面做出对比的话, 第二种方案明显占有优势。经过综合考虑, 满足 ZigBee 网络低功耗、低成本、体积小特点, CC2431



内部集成了工业标准增强型 8051MCU 内核和优越的 CC2420 无线收发器性能，并内置硬件定位引擎，可以成为本系统的首选处理器。图 4.4<sup>[39]</sup>给出了 CC2431 的管脚定义。

CC2431 是 TI 公司推出的带硬件定位引擎的片上系统(SoC)解决方案，是一款真正符合 ZigBee/IEEE 802.15.4 无线传感器网络的应用要求的芯片，并内置了 ZigBee 协议栈，尤其是超低功耗，可以很方便地用低成本构建用户所需要的 ZigBee 网络，具有很强的市场竞争力。

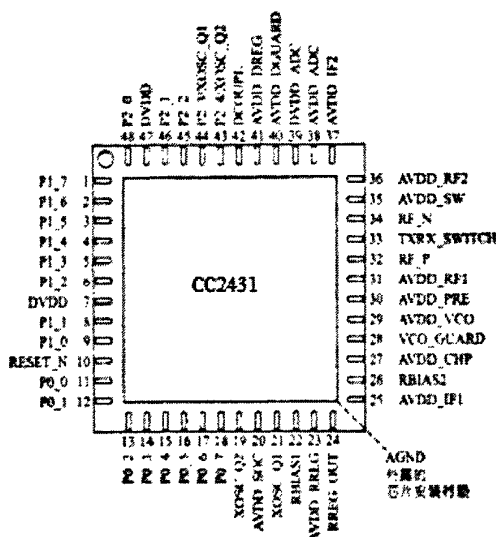


图 4.4 CC2431 管脚定义

#### 4.1.4 心电采集节点检测电路设计

##### 4.1.4.1 前置放大及右腿驱动电路设计

由第二章分析所知，人体心电信号极其微弱，并存在着各种各样的干扰，掩埋了有用的心电信号，并且这些干扰对于系统输入电路来说，都属于共模信号。因此，前置放大电路一定要有比较高的共模抑制比(CMRR)，并且具有高输入阻抗、低噪声、低漂移、非线性度好、合适的频带及动态范围等性能。在本系统的设计中，我们选用了美国 Analog Devices 公司的 AD620AN 模拟放大芯片，系统放大倍数是通过调节 AD620AN 的 1 脚和 8 脚之间的电阻  $R_G$  来设置完成的，公式为：

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (4.1)$$

其中 G 为放大倍数。在前置放大中，我们取  $R_G$  为 8.2K，放大倍数约为 7 倍。

病人在做心电检测时，空间电场在人体产生的干扰电压以及共模干扰是非常严重的，降低共模干扰的一种有效办法是采用右腿驱动法，其方法是取出前置放大中的共

模电压，经过反相放大器，将检测电极的共模信号反相加入人体，提高系统对共模信号干扰的抑制能力<sup>[40]</sup>。系统选用的是美国德州仪器公司生产的 TLC2254，它的共模抑制比高度达 83dB，满足心电检测电路的设计要求。

由于心电信号是双极性交流信号，所以采用双电源供电（±5V）的措施，可以保证信号的负半周不被削波，具体电路如图 4.5 所示。

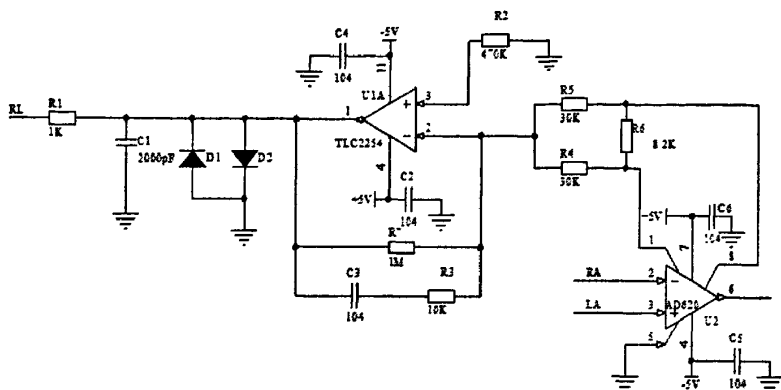


图 4.5 前置放大及右腿驱动电路

#### 4.1.4.2 滤波电路设计

##### (1) 二阶高通滤波电路设计

由第二章研究分析所知，人体心电信号的主要能量集中在 0.05~100Hz 之间，而且在前级电极片采集心电信号时，测量电极与人体皮肤表面之间的紧密接触形成的半电池，会产生幅值可达到几毫伏至几百毫伏不等的直流电压影响，加上人体表面各部位之间还存在一定的电位差，这些直流信号比心电信号大几十倍，严重地影响了有用心电信号的提取，所以采集电路设计了一个截止频率为 0.05Hz 二阶高通滤波电路，隔离直流信号，并消除极化电压的影响，同时对信号进行高通滤波以提取有用的心电信息，具体电路如图 4.6 所示。

二阶高通滤波电路的各个参数表达式如下：

$$\text{传递函数: } A_u(s) = \frac{-s^2 R_{10} (R_9 + R_8) C_7 C_8}{1 + s \frac{R_8 + R_9}{C_8 C_9} (C_7 + C_8 + C_9) + s^2 R_{10} (R_8 + R_9) C_8 C_9} \quad (4.2)$$

$$\text{截止频率: } f_p = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{10} (R_8 + R_9) C_7 C_8}} \quad (4.3)$$

$$\text{品质因数: } Q = (C_7 + C_8 + C_9) \sqrt{\frac{R_{10}}{C_8 C_9 (R_8 + R_9)}} \quad (4.4)$$

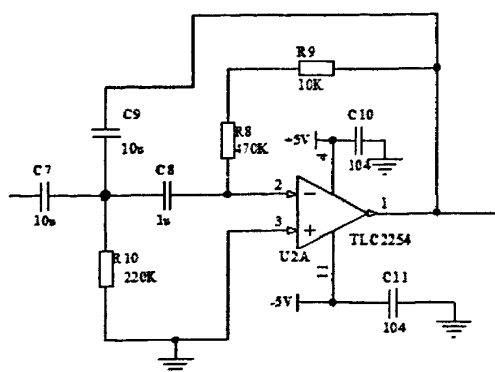


图 4.6 二阶高通滤波电路

在设计的电路中，我们取  $R_8 = 470K\Omega$ ， $R_9 = 10K\Omega$ ， $R_{10} = 220K\Omega$ ， $C_7 = 10\mu F$ ， $C_8 = 1\mu F$ ， $C_9 = 10\mu F$ ，截止频率  $f_p = 0.05Hz$ 。

## (2) 50Hz 陷波电路设计

日常生活中由于供电网络的存在，使得 50Hz 的工频干扰成为心电信号的主要干扰源之一，而心电信号基本上是不含有 50Hz 的成分，所以必须滤除。用来抑制或衰减某一频段的信号，而让该频段外的所有有用信号通过，称为带阻滤波器，也称为陷波器。所以系统必须设计 50Hz 陷波器。典型的陷波电路是带双 T 网络的有源滤波器，双 T 网络实际是由低通(R-2C-R)滤波器和高通(C-R/2-C)滤波器并联在一起组合成的二阶有源带阻滤波器，两个运算放大器连接成射随状态，增益都为 1<sup>[28]</sup>。在本电路设计中，双 T 型陷波器与放大器 TLC2254 形成了正反馈，用以减小阻带宽度，并使得阻带中心频率附近两边的幅值增大，通过调节 R15 的值来改变品质因数 Q，具体电路如图 4.7 所示。

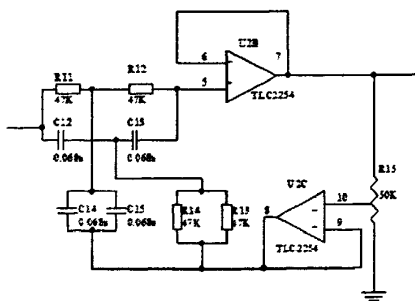


图 4.7 50Hz 陷波电路设计

在本系统所设计的电路中，记 R15 上半部分电阻为  $R_n$ ，下半部分电阻为  $R_m$ ，并且取中心频率为  $f_0 = 50Hz$ ，

$$R_{11} = R_{12} = R_{13} = R_{14} = 47K\Omega = R,$$

$$C_{12} = C_{13} = C_{14} = C_{15} = 0.068\mu F = C,$$

则 50Hz 陷波电路各参数表达式如下:

$$\text{传递函数: } A_u(s) = \frac{R^2 C^2 s^2 + 1}{4(1 - \frac{R_n}{R_m}) + R^2 C^2 s^2 + 1} \quad (4.5)$$

$$\text{中心频率: } f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.6)$$

$$\text{品质因数: } Q = \frac{1}{4(1 - \frac{R_n}{R_m})} \quad (4.7)$$

### (3) 二阶低通滤波电路设计

由第二章分析可知, 人体心电信号的有用频率集中在 0.05Hz~100Hz, 并且心电信号中夹杂着高达几百 Hz 以上的肌电干扰和高频电磁场干扰。所以应该设计截止频率为 100Hz 的低通滤波电路, 具体电路如图 4.8 所示:

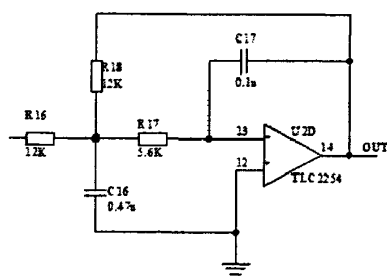


图 4.8 二阶低通滤波电路

该电路各参数表达式如下:

$$\text{传递函数: } A_u(s) = \frac{1}{R_{16} R_{17} [s^2 C_{16} C_{17} + s C_{17} (\frac{1}{R_{16}} + \frac{1}{R_{17}} + \frac{1}{R_{18}}) + \frac{1}{R_{17} R_{18}}]} \quad (4.8)$$

$$\text{截止频率: } f_p = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_{17} R_{18} C_{16} C_{17}}} \quad (4.9)$$

$$\text{品质因数: } Q = (R_{16} // R_{17} // R_{18}) \sqrt{\frac{C_{16}}{R_{18} R_{17} C_{17}}} \quad (4.10)$$

在本系统所设计的电路中, 我们取  $R_{16} = R_{18} = 12\text{K}\Omega$ ,  $R_{17} = 5.6\text{K}\Omega$ ,  $C_{16} = 0.47\mu\text{F}$ ,

$C_{17} = 0.1\mu\text{F}$ , 截止频率  $f_p = 100\text{Hz}$ 。

4.1.4.3 后置放大与电压抬升电路设计

由第二章研究分析可知，人体心电信号极其微弱，只有 0.05 mV~5mV，典型值为 1mV，而单片机 A/D 转换的输入电压(即 CC2431 的输入电压)要求为 0~3.3V，因此，整个放大电路的放大倍数一般为 800~1000 倍左右，在前置放大电路中，放大倍数设置为  $G=7$ ，所以后置放大电路中可设置  $G=143$  左右，放大器仍然采用 AD620AN，通过调节芯片 1 脚和 8 脚之间的可变电阻器  $R_{20}$  来改变其放大倍数，使其满足对心电信号的放大要求。

经过前面一系列处理的心电信号，最终是需要进入单片机 CC2431 进行 A/D 转换的，而心电信号经过前面的一系列处理之后仍然是交变信号，因此为了使放大后的心电信号不失真，并使信号幅值符合单片机 A/D 转换的幅值要求，必须在把信号送入单片机之前进行 A/D 转换，设计了一个电压抬升电路，把电压给抬升上去。具体电路如图 4.9 所示，电路的左半部分是后置放大电路，右半部分是电压抬升电路，通过调节电位器 R21 使心电信号产生一个平移，使其满足本系统设计要求。

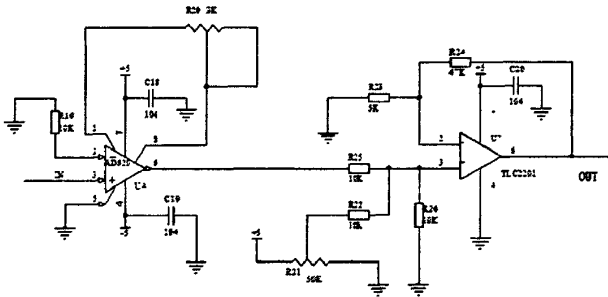


图 4.9 后置放大及电压抬升电路

4.1.5 心电信号处理及传输电路设计

4.1.5.1 CC2431 芯片特性分析

心电数据的分析处理及传输电路是通过处理器 CC2431 来完成的。CC2431 是 TI 公司推出的带硬件定位引擎的片上系统(SoC)解决方案，是一款真正符合 ZigBee/IEEE 802.15.4 无线传感器网络的应用要求的芯片。图 4.10<sup>[39]</sup>给出了 CC2431 的功能模块图。CC2431 芯片的主要特点如下：

- 强大的定位引擎可以快速地实现网络内节点位置定位信息；
- 具有高性能、低功耗的 8051 控制器核，较宽的电源范围（2.0~3.6V）；
- 极高的接收灵敏度和强大的抗干扰能力、CSMA-CA 硬件支持，避免了冲突；
- 32/64/128KB 的闪存，8KB RAM，4KB 的数据存储在所有功率模式；

- 强大的 DMA 功能，极少的外部元器件，小尺寸 QLP-48 封装，7 mm \*7mm；
- 极低的电流消耗（工作时的电流损耗为 27mA，接收模式下为 27mA，发送模式下为 25mA），掉电方式下，电流消耗仅有 0.9μA，外部中断或者实时钟（RTC）能够唤醒系统，挂起方式下，电流消耗小于 0.6μA，外部中断可以唤醒；
- 数字化的接收信号强度指示器/链路质量指示（RSSI/LQI）；
- 具有 8 路输入 8~14 位的 ADC，128 位的高级加密（AES）协处理器；
- 两个支持多种串行协议的 USART，21 个通用 I/O 引脚，其中两个具有 20mA 的电流吸收和供给能力；集成了适合 ZigBee/IEEE 802.15.4 的 2.4GHz RF 无线收发器；
- 看门狗，一个 IEEE802.15.4 媒体访问控制（MAC）定时器，一个通用的 16 位计时器和 2 个 8 位计时器；

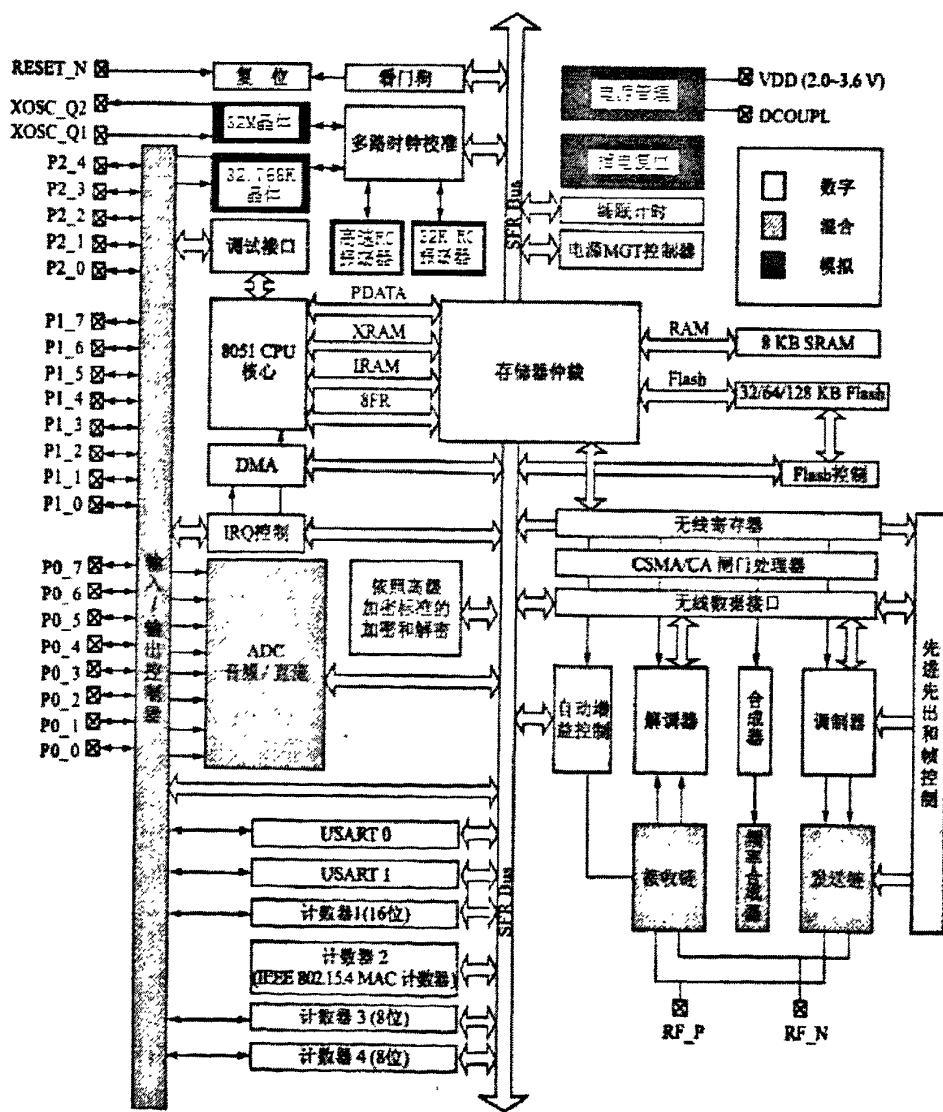


图 4.10 CC2431 功能模块图

CC2431 作为 IEEE802.15.4/ZigBee 通信协议应用的片上系统,只需要很少的外围元器件就可以完成处理器模块的设计,图 4.11<sup>[41,42]</sup>为 CC2431 芯片的一种典型硬件应用电路。

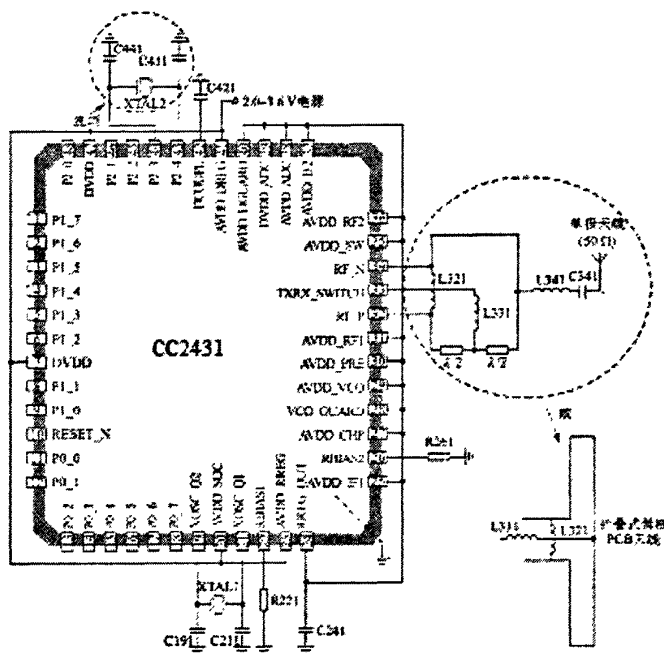


图 4.11 CC2431 典型硬件电路图

#### 4.1.5.2 CC2431 发射模块与晶振电路设计

图 4.11 是 CC2431 的典型硬件电路图，电路中使用了一个非平衡天线，连接非平衡变压器，可以使天线性能更好。电路中的非平衡变压器由电容 C341 和电感 L341、L321、L331 以及一个 PCB 微波传输线组成，整个结构满足 RF 输入/输出匹配电阻( $50\Omega$ )的要求<sup>[43]</sup>。设计中采用  $50\Omega$  单极子天线，采用巴伦电路（平衡/非平衡转换电路）完成双端口到单端口的转换<sup>[44]</sup>。L321 和 L341 匹配 RF 输入/输出  $50\Omega$  阻抗匹配，L321 和 L331 同时提供功率放大器（PA）和低噪声放大器（LNA）的直流偏置。

内部 T/R 交换电路完成低噪声放大电路和功率放大电路之间的交换。CC2431 发送数据时，信号从差分射频端口 RF\_P、RF\_N 经巴伦电路变为单端信号，由 RXTX\_SWITCH 信号控制 2 个逻辑开关，选通功率放大电路（PA），放大后的信号从天线发射出去。接收信号时，在 RXTX\_SWITCH 信号控制下，从天线接收的信号经低噪声放大电路（LNA）放大，经巴伦电路转换，由 RF\_P、RF\_N 端口接收。

R221 和 R261 为偏置电阻,电阻 R221 主要用来为 32MHz 的晶振提供一个合适的工作电流。用 1 个 32MHz 的石英谐振器(XTAL1)和 2 个负载电容(C191 和 C211)构成

一个 32MHz 的晶振电路，为无线收发提供时钟。用一个 32.768kHz 的石英谐振器(XTAL2)和 2 个电容负载(C441 和 C431)构成一个 32.768kHz 的晶振电路，为系统睡眠唤醒提供时钟。

电压调节器为所有要求 1.8V 电压的引脚和内部电源供电，C241 和 C421 电容是去耦合电容，用来电源滤波，以提高芯片工作的稳定性。

#### 4.1.5.3 CC2431 ADC / DMA 介绍

CC2431 的模/数转换(ADC)支持 14 位的模/数转换，不同于一般的单片机 8 位 ADC。CC2431 的 ADC 包括一个参考电压发生器、8 个独立可配置通道、电压发生器和通过 DMA(直接内存存取)模式转换结果写入内存的控制器，图 4.12 给出了 CC2431 的 ADC 框图。

DMA 是一种高速的数据传输模式，ADC、UART、RF 收发器等外设单元和存储器之间可以直接在“DMA 控制器”的控制下交换数据而几乎不需要 CPU 的干涉。除了在数据传输开始和结束时作一点处理外，在传输过程中，CPU 可以进行其它的工作。因此，系统的整体效率可以得到很大的提高。

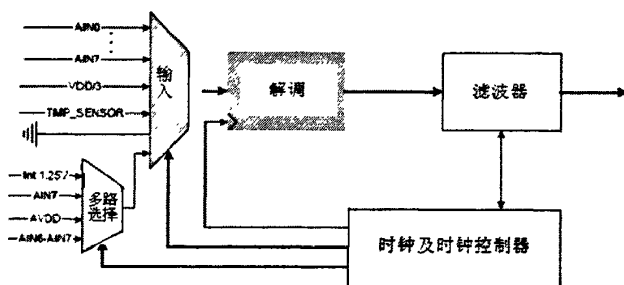


图 4.12 ADC 框图

当使用 ADC 时，P0 口必须配置成 ADC 输入作为 8 位 ADC 输入；把 P0 相应的引脚当作 ADC 输入使用时，寄存器 ADCCFG 相应的位设置为‘1’。寄存器 ADCCFG 的各位初始值是‘0’，则不当作 ADC 输入使用。

ADC 完成顺序模数转换以及把结果送至内存(使用 DMA 模式)而不需要 CPU 的干涉，从而大大节约了系统能耗。ADC 寄存器包括 ADCCFG (ADC 输入配置寄存器)、ADCL (ADC 数据低位)、ADCH (ADC 数据高位)、ADCCON1 (ADC 控制寄存器 1)、ADCCON2 (ADC 控制寄存器 2)、ADCCON3 (ADC 控制寄存器 3)。

#### 4.1.6 电源模块设计

心电信号采集节点主要由 AD620AN、TLC2254 及 CC2431 三种芯片组成，这三种芯



片的工作电压要求各异，如表4.1所示。其中，AD620AN和TLC2254是采用+5V及-5V供电的，CC2431是采用+3.3V供电的，所以系统必须采用合适的芯片进行电源之间的转换和匹配。

表4.1 心电采集节点电源管理

芯片	工作电压
AD620AN	+5V, -5V
TLC2254	+5V, -5V
CC2431	+3.3 V

我们将心电信号采集节点的总电源置为+5V，AD620AN和TLC2254需要-5V的电压供电，故需要对+5V的电压进行到-5V的转换，我们选用的芯片是ICL7660；处理器CC2431需要+3.3V的供电，由+5V电压转换到+3.3V电压，我们选用的芯片是LM1117，其具体电源模块电路如图4.13所示。

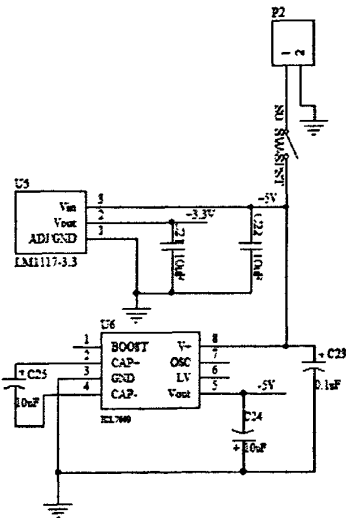


图4.13 电源模块电路设计

心电信号采集节点也可以设计用于工作状态指示的LED电路设计，仿真器接口（JTAG）设计等，这些电路设计可以查看附录，附录给出了整个心电信号采集节点的电路原理图设计。

4.2 路由器节点设计

路由器节点通常采用电池供电，节点结构比较简单，在设计上并不需要很多的复杂电路，只需要处理器模块、无线发射模块和电源模块就可以构成路由器节点。因为

路由器在网络定位中可以作为参考节点，它的位置是已知的，所以在处理器的选择上 CC2430 当为首选。CC2430 与 CC2431 管脚定义相同，只是 CC2431 比 CC2430 多了一个定位引擎，所以在电路设计中只要在芯片外围电路中接上相应的电容、电阻、电感及晶振等元器件即可完成路由器节点的设计，如图 4.14 所示。

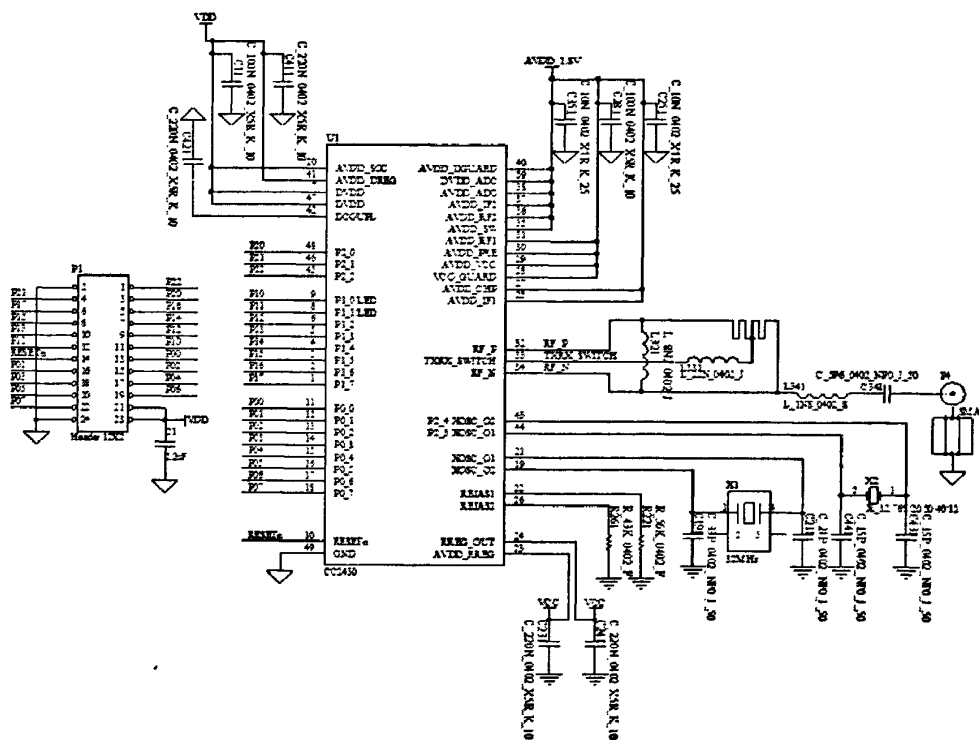


图 4.14 路由器节点设计

### 4.3 协调器节点设计

协调器节点是网络的控制中心，主要功能是负责网络的建立，配置网络的相关信息、接收心电采集节点或路由器节点发送过来的数据并在计算机上以数字或图形的形式把数据显示给用户等。协调器节点在应用中通常与网络管理中心相互通信，和路由器节点一样，它在网络中的位置是已知的，不需要对其进行定位，所以在其处理器的芯片选型上仍然选用 CC2430。

协调器节点可以根据用户自己的需要，设置相应的电路，如用于工作指示状态的LED电路、显示网络相关配置信息的LCD电路、用户接口电路、用于下载程序和进行仿真测试的JTAG接口电路等。

协调器的一个主要功能是接收心电采集节点或路由器节点发送过来的数据并在计算机上以一定形式显示给用户,所以协调器节点必须与计算机进行通信,本系统设计了

协调器节点通过串口与计算机相互通信的方式，并可以采用协调器节点通过USB延长线与计算机相连的方式给协调器节点供电。CC2430有两个串行通信接口USART0和USART1，两个串口既可以工作在UART（异步通信）模式，也可以工作在SPI（同步通信）方式，模式的选择由串口控制/状态寄存器的U0CSR.MODE决定。连接串口到CC2430，必须加MAX232进行电平转换，图4.15给出了串口连接图。

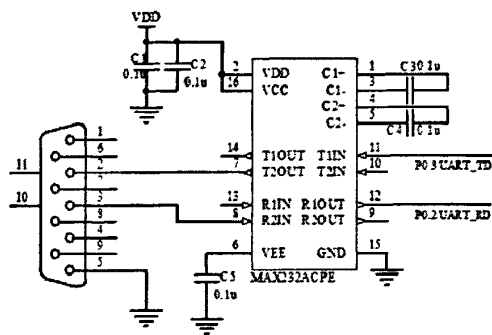


图4.15 串口连接电路图

4.4 本章小结

本章结合 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统的研究，分别完成了的系统各子模块的硬件设计，包括心电信号采集节点的前置放大和右腿驱动电路、滤波电路、后置放大和电压抬升电路等、路由器节点硬件设计和协调器节点的硬件设计，协调器节点主要设计了串口通信电路。

## 第五章 系统软件设计

作为一个完整的医疗监护系统光有硬件平台是不能实现系统功能的，需要配合相应的软件才能完成预期的功能。硬件是软件赖以工作的物质基础，软件的正常工作是硬件发挥作用的唯一途径。为此，我们设计了系统的软件，编写了驱动程序，完成了系统整体的应用。系统的驱动程序开发和调试是在由 IAR 公司提供的 IAR Embedded Workbench(EW8051)嵌入式集成开发环境下进行的，ZigBee 网络的实现是基于 IEEE802.15.4 标准的 ZigBee2006 协议栈的，该协议栈可以在 CC2431/CC2430 芯片上实现 ZigBee 无线通信网络的组建。

### 5.1 心电信号采集节点程序设计

心电采集节点程序主要完成心电信号的采集、A/D 处理和无线传输，所以在软件设计上主要分为两部分：①心电信号的采集及处理；②心电数据的无线传输。心电采集节点程序流程图如图 5.1 所示，下面就这两部分软件设计分别作出介绍。

#### 5.1.1 心电信号采集与处理软件设计

心电信号的采集与处理软件设计主要包括心电采集节点的系统初始化（DMA 相关参数设置、中断设置、时钟频率设置、定时器设置）和心电信号采集主程序。下面分别介绍各个部分的程序设计。

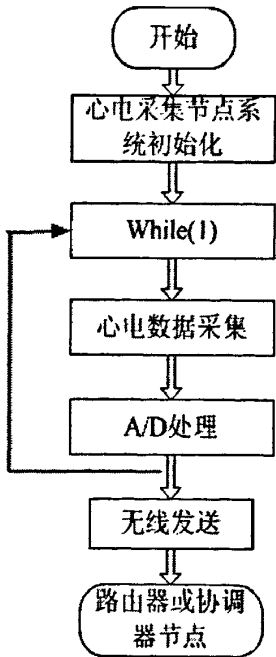


图 5.1 心电采集节点程序流程图

## 1. DMA 相关参数配置

CC2431 中不能用设置寄存器的方式配置 DMA 的参数, 而要使用一种特殊的 DMA 配置结构体, 该结构体定义代码如下:

```
#pragma bitfields=reversed
typedef struct {
    BYTE SRCADDRH;           //源地址高字节
    BYTE SRCADDRL;           //源地址低字节
    BYTE DESTADDRH;          //目的地址高字节
    BYTE DESTADDRL;          //目的地址低字节
    BYTE VLEN : 3;           //长度域模式选择
    BYTE LENH : 5;           //传输长度高字节
    BYTE LENL : 8;           //传输长度低字节
    BYTE WORDSIZE : 1;       //字节 (byte) 传输或字 (word) 传输
    BYTE TMODE : 2;          //传输模式选择
    BYTE TRIG : 5;           //触发事件选择
    BYTE SRCINC : 2;          //源地址增量: 0,1,2, -1
    BYTE DESTINC : 2;         //目的地址增量: 0,1,2, -1
    BYTE IRQMASK : 1;        //中断屏蔽
    BYTE M8 : 1;             //字节传输模式时适用, 8 或 7bit 传输长度
    BYTE PRIORITY : 2;        //优先级
} DMA_DESC;
#pragma bitfields=default
```

## 2. 中断使能设置

中断使能设置的主函数为:

```
DISABLE_ALL_INTERRUPTS();
```

其函数定义如下:

```
#define DISABLE_ALL_INTERRUPTS() (IEN0 = IEN1 = IEN2 = 0x00)
```

## 3. 时钟频率的设置

时钟频率的设置是通过以下函数进行配置的:

```
SET_MAIN_CLOCK_SOURCE(CRYSTAL); //选择系统时钟为 32MHz 晶体振荡器
```

```
CLKCON &= ~0x38; // CLKCON 参数配置;
```

其中 SET\_MAIN\_CLOCK\_SOURCE(CRYSTAL)函数定义如下:

```
#define SET_MAIN_CLOCK_SOURCE(source) \
do { \
    if(source) { \
        CLKCON |= 0x40; \
        while(!HIGH_FREQUENCY_RC_OSC_STABLE); \
        if(TICKSPD == 0){ \
```

```

        CLKCON |= 0x08;          \
    }                             \
    SLEEP |= 0x04;               \
}                                 \
else {                           \
    SLEEP &= ~0x04;              \
    while(!XOSC_STABLE);         \
    asm("NOP");                  \
    CLKCON &= ~0x47;             \
    SLEEP |= 0x04;               \
}                                 \
}while (0)

```

#### 4. 定时器 1 的设置:

*TIMER1\_INIT()*; // 定时器 1 初始化

*halSetTimer1Period()*; // 设置定时器 1 的时钟周期

其中 *TIMER1\_INIT()* 定义代码如下:

```

#define TIMER1_INIT() \
do { \
    TICTL = 0x00; \
    TICCTL0 = 0x00; \
    TICCTL1 = 0x00; \
    TICCTL2 = 0x00; \
    TIMIF &= ~0x40; \
} while (0)

```

*halSetTimer1Period()* 函数代码如下:

```

WORD halSetTimer1Period(DWORD period){
    BYTE div = 0;

    if(TICKSPD > 5) {
        if( (period < 2*(TICKSPD-5)) && (period != 0) ){
            return 0;
        }
    }
    if(period == 0){
        div = 3;
        period = 0x0000FFFF;
    }
    else{
        period = ((period*32) >> TICKSPD);
        if(period & 0xFFFF0000){
            period = (period >> 3);
        }
    }
}

```

```

    div = 1;
    while (period & 0xFFFF0000){
        period = (period >> 2);
        div++;
        if(div > 3){
            return 0;
        }
    }
}
}
}
TICTL = (TICTL & ~0x0c) | (div << 2);
TICCOL = (BYTE)(period);
TICCOH = (BYTE)(period >> 8);
return (WORD)period;
}

```

## 5. 心电信号 ADC 连续采样函数

在心电信号 ADC 连续采样程序中主要是通过设置 ADCCFG、ADCCON2 和 ADCCON1 寄存器来完成输出电压的采样工作，其具体实现代码如下。

### // 设置 DMA:

```

SET_WORD(dmaAdc.SRCADDRH, dmaAdc.SRCADDRL, &X_ADCH);
SET_WORD(dmaAdc.DESTADDRH, dmaAdc.DESTADDRL, &adcValues);
SET_WORD(dmaAdc.LENH, dmaAdc.LENL, 1);
dmaAdc.VLEN = VLEN_USE_LEN;
dmaAdc.PRIORITY = PRI_HIGH;
dmaAdc.M8 = M8_USE_8_BITS;
dmaAdc.IRQMASK = FALSE;
dmaAdc.DESTINC = DESTINC_0;
dmaAdc.SRCINC = SRCINC_0;
dmaAdc.TRIG = 28;
dmaAdc.TMODE = TMODE_SINGLE_REPEATED;
dmaAdc.WORDSIZE = WORDSIZE_BYTE;

```

### // 设置 DMA 通道 0

```

DMA_SET_ADDR_DESC0(&dmaAdc);
DMA_ARM_CHANNEL(0);

```

### // 设置定时器 1 作为心电信号 ADC 连续采样的触发事件

```

TIMER1_INIT();
halSetTimer1Period();
TICCTL0 = 0x24;

```

### // 从信道 7 进行心电信号的 ADC 连续采样

```

ADC_ENABLE_CHANNEL(7); //选择采样通道
ADC_SEQUENCE_SETUP(ADC_REF_AVDD | ADC_14_BIT | ADC_AIN7);

```

`ADC_TRIGGER_FROM_TIMER1();`

其中, `ADC_ENABLE_CHANNEL` 函数用于选择采样通道, 主要通过设置 `ADCCFG` 寄存器来完成, 定义如下:

```
#define ADC_ENABLE_CHANNEL(ch) ADCCFG |= (0x01 << ch)
```

其次, 与信号连续采样相关的方法是 `ADC_SEQUENCE_SETUP` 和 `ADC_TRIGGER_FROM_TIMER1()` 两个函数:

### (1) `ADC_SEQUENCE_SETUP`

`ADC_SEQUENCE_SETUP` 的定义为:

```
#define ADC_SEQUENCE_SETUP(settings) \
do { ADCCON2 = settings; } while (0)
```

在本程序设计中这个函数的配置选项为: `ADC_REF_AVDD | ADC_14_BIT | ADC_AIN7`, 即 `0x80 | 0x00 | 0x07 = 1011 0111`, 表示程序采用 `AVDD_SoC` 作为参考电压, 分辨率为 14bit, 读取 `P0_7` 的是数据, 其中 `P0_7` 初始化时已经设为输入口。

### (2) `ADC_TRIGGER_FROM_TIMER1`

`ADC_TRIGGER_FROM_TIMER1` 是利用定时器 1 作为心电信号连续 AD 采样的触发事件, 定义如下:

```
#define ADC_TRIGGER_FROM_TIMER1() do { ADC_STOP(); ADCCON1 &= \
~0x10; } while (0)

#define ADC_SAMPLE_SINGLE() \
do { ADC_STOP(); ADCCON1 |= 0x40; } while (0)

#define ADC_STOP() \
do { ADCCON1 |= 0x30; } while (0)
```

运行心电信号采集节点程序, 并通过上位机可以看到心电信号的变化。

## 5.1.2 心电信号无线发送软件设计

心电数据的无线发送可以在 ZigBee2006 协议栈里调用相关函数来完成。心电信号采集节点, 在 ZigBee 网络里是 RFD 设备, 也是网络的终端节点。终端节点上电后, 首先对 CC2431 初始化, 然后搜索网络并加入网络。如果终端节点加入网络成功, 当接收到协调器发出的采集心电信号指令时, 开始采集心电数据并利用 CC2431 自带的 A/D 转换器进行 A/D 采样, 然后把数据包发送到网络路由器或协调器。终端节点模块在网络里的工作流程如图 5.2 所示:



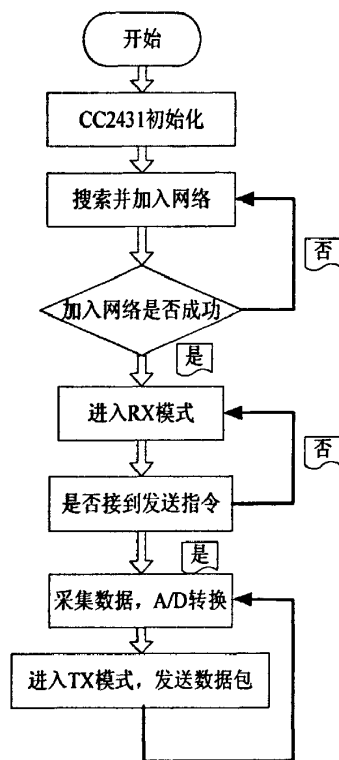


图 5.2 心电采集节点工作流程

5.2 路由器节点软件设计

路由器节点的本职工作是为经过路由器的每个数据帧寻找一条最佳传输路径，并将该数据有效地传输到目的节点，提高通信速度，减轻通信负荷，节约网络资源。在ZigBee网络中，路由器不仅完成路由的功能，更重要的是它在数据的传输过程中起到了“接力棒”的作用，大大地拓展了数据传输的距离，是ZigBee网络的“交通枢纽”。从软件的角度看，ZigBee路由协议是基于AODV专用网络路由协议来实现的。AODV是无线自组网按需平面距离矢量路由协议（Ad hoc On-Demand Distance Vector Routing，AODV），是应用于无线网状网络（也称作无线Ad hoc网络）中进行路由选择的路由协议，它能够实现单播和多播路由。该协议是Ad hoc网络中按需生成路由方式的典型协议。ZigBee路由器（含协调器）将完成路径发现和选择、路径保持与维护、路径期满处理路由功能，它的相关配置信息可以通过协议栈里“f8wConfig.cfg”文件进行配置。ZigBee将AODV路由协议优化，使其能够使用于各种环境，能够支持移动节点、连接失败和数据包丢失等复杂环境。图5.3给出了ZigBee网络路由算法。

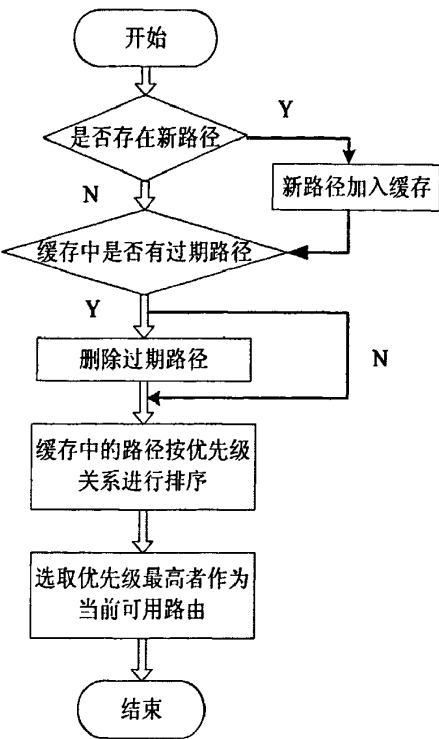


图 5.3 ZigBee 网络路由算法流程图

5.3 协调器节点软件设计

网络协调器节点，也叫COORD模块。系统上电后，首先对CC2430初始化，然后建立一个网络。当有终端设备加入网络时，分别给每个设备分配地址。当需要采集数据时，由网络协调器向终端设备发送采集数据指令，其后等待接收采样数据，并把接收到的数据通过串口上传给PC机。协调器模块工作流程图如图5.4所示。

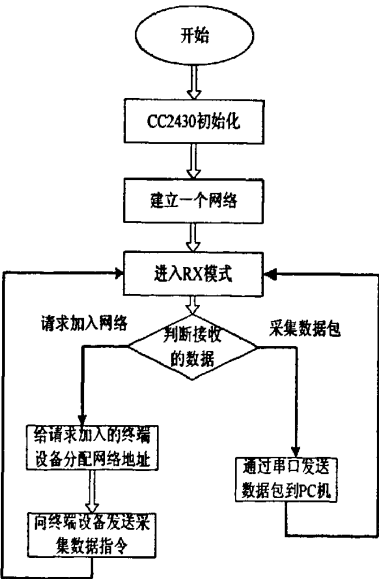


图5.4 协调器节点工作流程图

协调器节点需要把从路由器节点或心电信号采集节点发送过来的数据通过上位机显示给用户，协调器节点与上位机 PC 之间是采用串口相互通信的，相应的串口初始化代码如下：

```
void initUARTtest(void)
{
    CLKCON &= ~0x40;    //晶振
    while(!(SLEEP & 0x40)); //等待晶振稳定
    CLKCON &= ~0x47;    //TICHSPD128 分频，CLKSPD 不分频
    SLEEP |= 0x04;      //关闭不用的 RC 振荡器

    PERCFG = 0x00;      //位置 1 P0 口
    POSEL = 0x3c;        //P0_2, P0_3 脚用作串口
    P2DIR &= ~0xc0;      //P0 优先作为串口 0

    U0CSR |= 0x80;       //UART 方式
    U0GCR |= 10;         //baud_e = 10
    U0BAUD |= 216;       //波特率设为 57600;
    UTX0IF = 1;
    U0CSR |= 0x40;       //允许接收
    IEN0 |= 0x84;        //开总中断，接收中断
}
```

在 ZigBee 网络的建立过程中，协调器将扫描 DEFAULT\_CHANLIST 指定的通道，最后在其中选择一个通道形成网络，并以 ZDAPP\_CONFIG\_PAN\_ID 指定的 PAN ID 作为所建立网络的 PAN ID。调用 NLME\_NetworkFormationRequest ( ) 函数来格式化一个网络。

协调器节点建立网络成功后，启动路由器节点和终端节点，它们将扫描 DEFAULT\_CHANLIST 指定的频道，并且加入 ZDAPP\_CONFIG\_PAN\_ID 所指定的网络。发现一个网络调用 NLME\_NetworkDiscoveryRequest ( ) 这个函数，发现网络后，调用 NLME\_OrphanJoinRequest ( ) 函数加入一个网络。或者直接调用 ZDO\_StartDevice ( ) 函数来启动设备，因为 ZDO\_StartDevice ( ) 函数中调用了 NLME\_NetworkFormationRequest 、 NLME\_NetworkDiscoveryRequest 、 NLME\_OrphanJoinRequest 函数，所以它会自动启动设备，并根据类型的不同做相应的工作。启动之后，设备根据自身的类型去建立或发现和加入网络。

5.4 上位机测试软件设计

上位机测试软件是为了验证心电信号采集节点电路设计及软件设计的可行性和正确性，用 VC++语言开发。协调器节点发送心电数据，并通过串口在 PC 机上显示出来，上位机通过软件可以把心电数据绘制成波形。上位机测试软件主要模块有串口的工作方式、串口波特率、数据位、校验位、停止位等串口初始化的设置，ECG 波形的显示等。图 5.5 给出了上位机的界面。

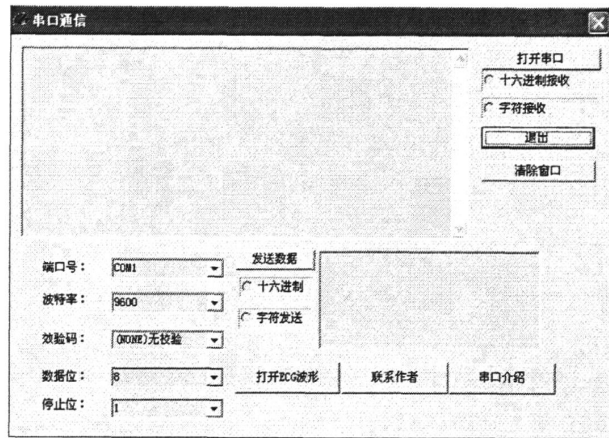


图 5.5 上位机测试软件界面

5.5 本章小结

本章主要完成了系统的软件设计，包括心电信号采集节点的程序设计和上位机测试软件程序设计等，并分析和研究了 ZigBee 网络的协调器、路由器、终端设备的组网流程等。

## 第六章 系统测试

在一项课题或科研项目的完成过程中，为了验证所设计的系统硬件、系统软件是否工作正常，需要进行一系列的实验，在实验的过程中进行系统调试，以达到最佳效果。论文设计系统的硬件部分和软件部分已经在前面两章详细给出，接下来的工作是通过实验来验证系统硬件设计、系统软件设计以及整体设计的合理性和可行性。

### 6.1 心电信号采集节点实验

由前面章节分析可知，心电检测电路主要有以下几点要求：①800~1000 倍左右的增益；②合适的频率响应；③高输入阻抗；④高共模抑制比；⑤低噪声、低漂移。因此，本章对系统的心电检测电路的性能就从这几方面来进行实验验证。

#### (1)增益

由第四章可知，心电检测电路的信号增益分为前置放大电路和后置放大电路。在本系统的设计中，前置放大电路放大倍数为 7 倍，后置放大电路的放大倍数可通过电路变阻器调节，根据心电信号检测要求，假设整个放大电路放大倍数为 1000 倍的话，后置放大倍数应为 143 倍左右。根据计算可得，后置放大电路中，AD620AN 的 1 脚和 8 脚之间的电阻应为 347 $\Omega$  左右。调整电路变阻器大小，并用数字万用表测量阻值至 347 $\Omega$ 。在心电信号中，由于 QRS 复合波是心电信号的特征波群，它的能量集中在 5~15Hz<sup>[45]</sup>，我们选用函数发生器产生的 10Hz 正弦波信号作为输入信号代替心电信号，用数字万用表分别测量前置放大和后置放大的输出电压，得到电路的线性度曲线。测量结果如表 6.1 所示。

表 6.1 输入信号及测量结果（单位：V）

输入信号	前置输出	后置输出	输入信号	前置输出	后置输出
0.0005	0.0034	0.4939	0.0025	0.0179	2.5315
0.0010	0.0071	0.9786	0.0030	0.0311	3.0112
0.0015	0.0110	1.5009	0.0035	0.0238	3.4983
0.0020	0.0139	1.9982	0.0040	0.0293	4.1281

根据表中输入信号及电路整体放大后所得到的信号数据，我们可以把这些数据绘制成曲线图，得到下面的放大线性度曲线，如图 6.1 所示。从图中可以看出，电路放大倍数线性度良好，同时也证明了电路放大效果可以达到心电信号检测要求。

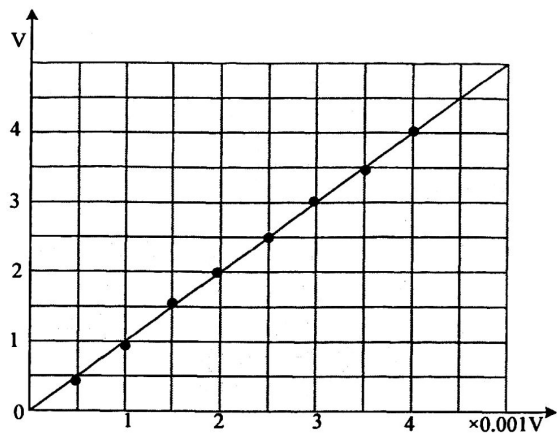


图 6.1 信号放大线性度曲线

(2)频率响应

由第四章分析研究可知，人体心电信号的主要能量集中在 0.05~100Hz 之间，并存在着 50Hz 的工频干扰。所以，影响心电信号检测电路频率响应的主要因素有截止频率为 0.05Hz 的二阶高通滤波电路、50Hz 陷波电路和截止频率为 100Hz 的二阶低通滤波电路。为了验证三种电路设计的合理性，我们选用了强大的电路仿真软件 Multisim。Multisim 是美国国家仪器（NI）有限公司推出的以 Windows 为基础的电路仿真工具，使用 Multisim 可以交互式地搭建电路原理图，并通过电路原理图的图形输入、电路硬件描述语言输入方式、虚拟仪器等方式对电路进行仿真。分别把系统所设计的二阶高通滤波电路、50Hz 陷波电路、二阶低通滤波电路连接至强大的电路仿真软件 Multisim 进行仿真，仿真结果如下：

①截止频率为 0.05Hz 的二阶高通滤波电路的幅频特性曲线如图 6.2 所示：

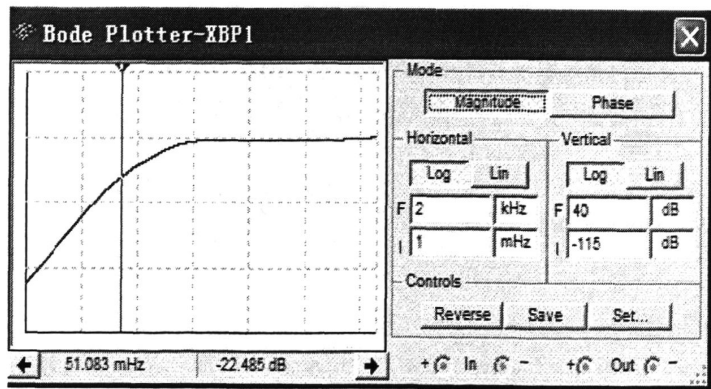


图 6.2 二阶高通滤波器幅频特性

从仿真效果图上可以看出，本系统所设计的二阶高通滤波器滤波效果比较好，能达到预期效果。

②50Hz 陷波电路的幅频特性曲线如图 6.3 所示：

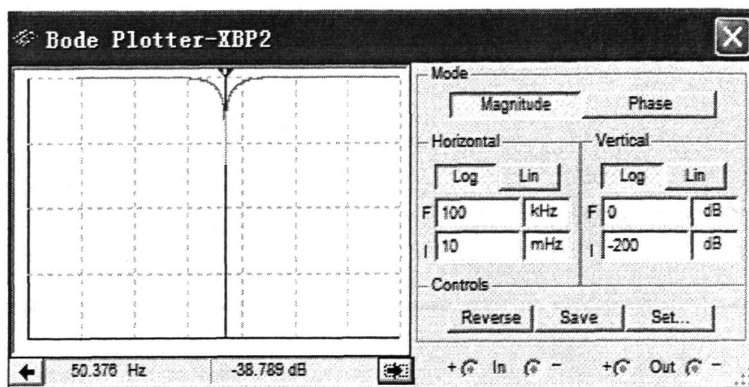


图 6.3 50Hz 陷波器幅频特性

从仿真效果图可以看出，本系统所设计的 50Hz 陷波器，对工频干扰有效地进行了滤除，符合设计需求。

③截止频率为 100Hz 的二阶低通滤波电路幅频特性曲线如图 6.4 所示：

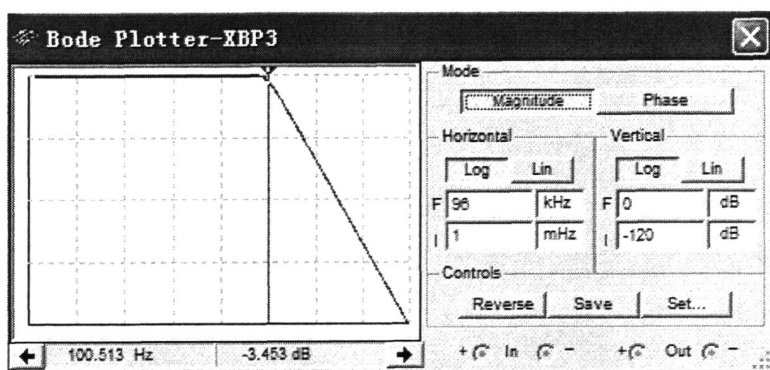


图 6.4 二阶低通滤波器幅频特性

从仿真效果图可以看出，本系统所设计的二阶低通滤波电路，只让 100Hz 以下的信号通过，达到了预期目标，可以为心电信号采集节点所用。

### (3)高输入阻抗

心电信号检测电路的输入阻抗是由前置放大电路的放大器和输入缓冲器来决定的。在本系统中，前置放大电路的放大器是 AD620AN，它的输入阻抗为  $10^{12} \Omega$ ，TLC2254 的输入阻抗也为  $10^{12} \Omega$ ，很好地满足了心电信号检测要求。

### (4)高共模抑制比、低噪声、低漂移

心电信号检测电路的要求之一是具有高共模抑制比、低噪声、低漂移等特性，这些特性均由前置放大电路的放大器特性来决定的，AD620AN 具有很好的性能指标，低噪声、输入偏置为  $60 \mu V$ ，最大失调漂移  $0.6 \mu V/^\circ C$ ，高达 130dB 的共模抑制比，满足

了系统需求。

把本系统设计的心电信号检测电路性能指标与心电信号检测一般要求做出对比，对照表如表 6.2 所示。

表 6.2 电路性能指标对照表

	性能指标要求	检测电路性能
增益	800~1000	增益可调
频率响应	0.05~100Hz	较好
输入阻抗	大于 5MΩ	$10^{12} \Omega$
共模抑制比	大于 80dB	130 dB

从表 6.2 中可以得到结论，本系统所设计的心电信号检测电路符合心电信号检测性能指标要求，可以为心电信号采集节点所用，达到了预期目标。

6.2 软件测试实验

系统软件测试是为了验证软件设计的合理性与可行性,包括单片机底层软件实验及上位机测试软件实验。本系统软件测试部分是在西安华凡科技有限公司的产品 HFZ-CC2431ZDK ZigBee 无线定位开发套件开发板上完成的，开发板如图 6.5 所示。

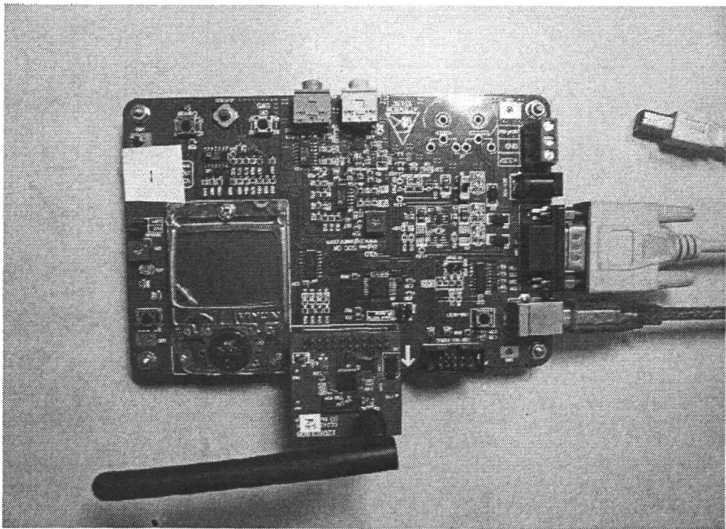


图 6.5 系统开发板

在开发板上向 CC2431 下载设计的心电信号采集程序，并用多功能函数发生器所产生的信号来代替心电信号，信号经过 CC2431 采样处理后，通过开发板上串口在上位机显示信号波形。同样，由于 QRS 复合波是心电信号的特征波群，它的能量集中



在 5~15Hz，所以我们选用函数发生器产生频率为 10Hz、幅值为 3V 的正弦波信号作为输入信号代替心电信号，来验证单片机底层程序和上位机程序的可行性，上位机测试软件输出波形如图 6.6 所示。

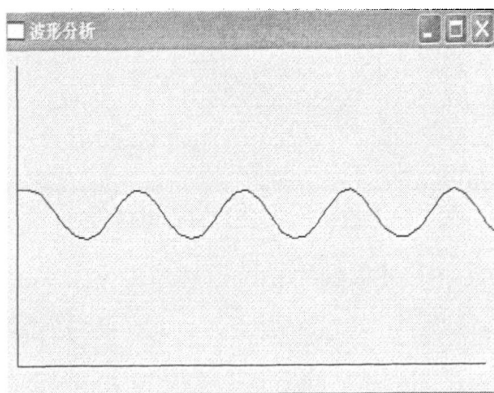


图 6.6 10Hz 正弦波上位机显示

从图 6.6 可以得出结论，上位机显示的波形清晰可见，也符合正弦波信号特点，系统软件设计合理，可以为心电信号检测电路所用。

### 6.3 心电采集节点整体测试实验

心电采集节点整体测试是指通过电极片和导联线等设备把人体与所设计的心电信号检测电路连接起来，在上位机上查看人体心电信号变化。在系统测试前，将电极安放位置处的皮肤进行清洗，揭去电极的边缘隔离纸片，将电极胶面与人体皮肤牢固粘贴，然后用导联线把电极与心电检测电路相连接，系统上电后就可以进行测试。电极贴放位置和检测电路装置分别如图 6.7 和 6.8 所示。

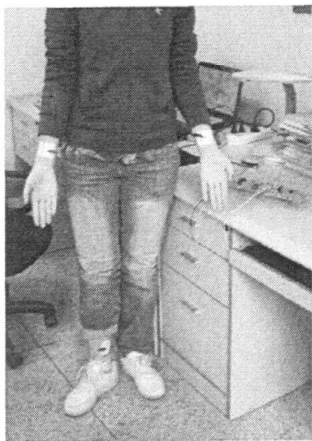


图 6.7 电极贴放位置

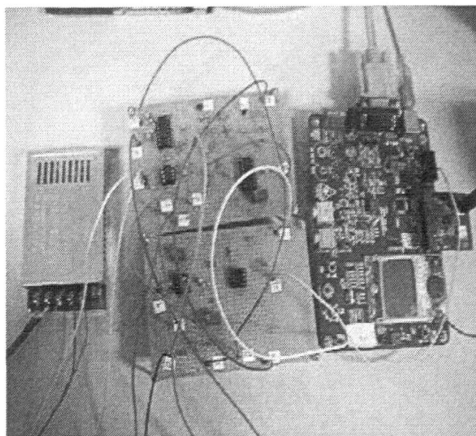


图 6.8 检测电路装置

电极贴到正确的位置，所有的装置连接好后，启动电源，打开上位机心电监护软件就可以进行系统测试了。上位机所接收到的心电波形如图 6.9 所示。

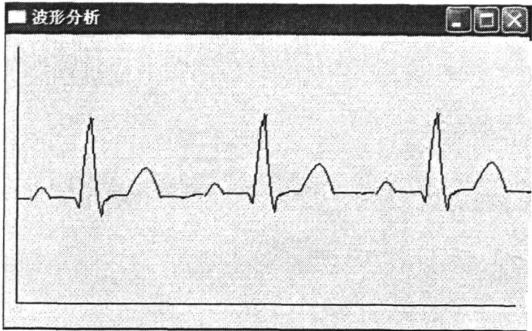


图 6.9 上位机所接收到的心电信号

从图 6.9 可以看出，系统所采集到的心电信号与正常人的心电图相比，特征波群明显，基本上符合心电图的特点，很好地验证了本系统所设计的心电检测电路和软件设计的可行性。

6.4 ZigBee 组网实验

由第二章分析可知， ZigBee 规范是基于 IEEE802.15.4 无线标准研制开发的关于组网、安全和应用软件等方面的技术标准。ZigBee 协议栈是 ZigBee 技术标准的原语构成，所以 ZigBee 组网及定位的建立是在 ZigBee 协议栈上完成的。ZigBee 完整的协议栈只有 32 KB，可以应用到各种设备中，同时具有强大的地理定位功能，本文所用的协议栈是 TI 公司的 ZigBee2006 协议栈。在 IAR 开发环境下打开协议栈，在工程文件的左边 Workspace 中可以看到整个协议栈的构架，如图 6.10 所示。

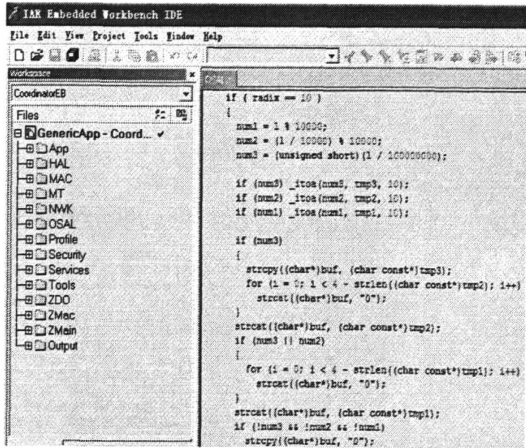


图 6.10 ZigBee2006 协议栈结构

协议栈中各个模块内容如下：

APP：应用层目录，包含应用层的内容和项目的主要内容，一般是以操作系统的任务实现，用户在这里创建各种不同工程。

HAL: 硬件层目录, 包含有硬件相关的配置信息、驱动及操作函数等。

MAC: MAC层目录, 包含了MAC层的参数配置文件及其MAC的LIB库的函数接口文件。

MT: 监控调试层目录, 可以通过串口实现层与层之间的直接交互。

NWK: 网络层目录, 包含有网络层配置参数文件、网络层库的函数接口文件以及APS层库的函数接口。

OSAL: 协议栈的操作系统。

Profile: AF层目录, 包含AF层处理函数文件。

Security: 安全层目录, 包含有安全层处理函数接口文件。

Services: 地址处理函数目录, 包括有地址处理函数及地址模式的定义。

Tools: 工程配置目录, 包括空间划分及ZStack相关配置信息。

ZDO: ZDO目录。

ZMac: MAC层目录, 包括MAC层参数配置及MAC层LIB库函数回调处理函数。

ZMain: 主函数目录, 包括整个项目的入口函数及硬件开发平台相关配置文件。

Output: 输出文件目录, 这个 EW8051 IDE 自动生成的。

从上面描述中可以看出, Zigbee 的功能在整个协议栈充分体现, 在此基础上建立一个项目的方法主要是改动应用层。

ZigBee组网实验是在西安华凡科技有限公司的HFZ-CC2431ZDK开发套件上完成的。该开发套件配置丰富, 可方便快捷的开发、演示和评估各种ZigBee/IEEE802.15.4 相关应用方案及无线网络定位系统。该系统的HFZ-SmartRF04EB母板上配置了串口电路、LCD显示屏、LED指示灯、Joystick 及几种典型模拟组件等, 以方便用户的应用调试。网络协调器如图6.5所示, 路由器和终端设备如图6.11所示。

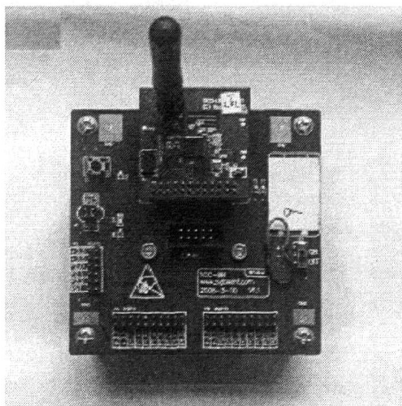


图6.11 路由器或终端设备

ZigBee组网实验是在ZigBee2006协议栈上完成的，用IAR打开一个例程，如图6.12所示。打开的例程中，在Workspace 面板的下拉列表框中选择CoordinatorEB项目，然后打开 Project 菜单，点击Rebuild All 选项，对演示例程工程进行编译、链接，当编译没有错误后，最后下载程序到网络协调器。同理，在Workspace 面板的下拉列表框中分别选择RouterBB项目下载到网络路由器，选择EndDeviceBB项目下载到网络终端设备。这些工作完后，就可以建立ZigBee网络了。

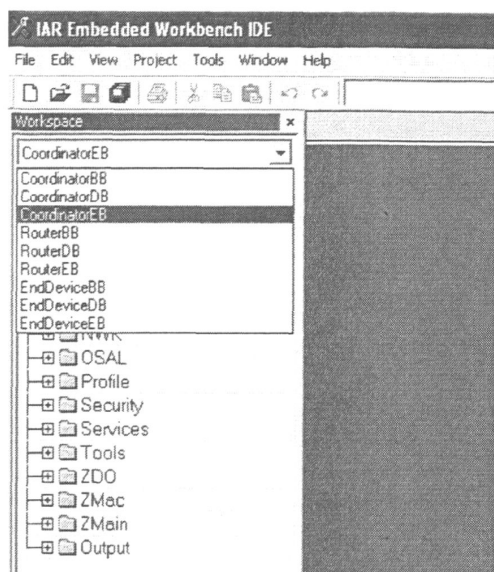


图6.12 网络各模块功能选择

本实验中，网络协调器通过USB A-B型延长线与PC相连，并用PC给协调器供电；网络路由器和终端设备是采用电池供电。一切工作就绪后，启动网络协调器，网络协调器将会自动创建一个网络，并初始化网络信息。从系统开发板的LCD显示屏可以看出，网络协调器已经将网络初始化完毕，表示网络建立成功，此时ZigBee网络的网络ID为34F0，如图6.13所示。

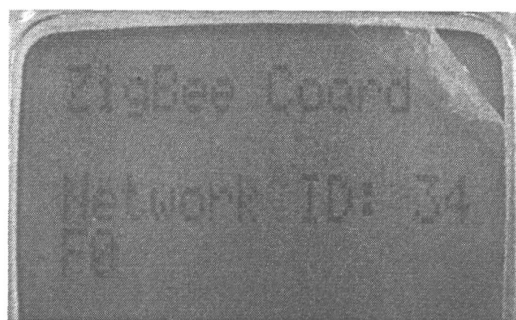


图6.13 新建网络ID

ZigBee协调器创建网络成功后，就开始接受路由器或新的节点加入该网络。启动路由节点和终端节点，它们通过信道扫描来搜索它们周围存在的网络，如果找到了一个网

络，它们就会进行关联过程并加入到所搜索到的网络，网络协调器会给它们分配地址，整个网络建立成功。

## 6.5 ZigBee 定位实验模拟演示

ZigBee定位实验模拟演示是在实验室区域范围内利用西安华凡科技有限公司的HFZ-CC2431ZDK开发套件上完成的，在这个实验中，ZigBee无线定位网络主要由ZigBee网关、参考节点以及盲节点组成。其中ZigBee网关是网络协调器节点，通过RS232串口延长线与计算机相连；参考节点是ZigBee网络的路由器，它在网络中的位置是已知的，它的任务是提供一个包含自己位置（X、Y坐标值）和RSSI值的信息包给盲节点；盲节点是ZigBee网络中的移动节点，它通过已知参考节点的坐标和接收到的RSSI值来确定自身的坐标值，并把这些信息发送给协调器，协调器通过串口传送给定位监控软件。

用IAR打开Samples目录下的Location工程，在Workspace 面板的下拉列表框中选择CoordinatorEB项目，单击“App”文件夹旁的“+”来展开其内部包含文件，双击打开LocationProfile.h文件，去掉“#define LOCATION\_DONGLE”宏定义前的注释符“//”，如下所示：

```
//#define LOCATION_REFNODE  
//#define LOCATION_BLINDNODE  
#define LOCATION_DONGLE
```

然后打开 Project 菜单，点击Rebuild All 选项，对演示例程工程进行编译、链接，当编译没有错误后，最后下载程序到网络协调器。

同理，在Workspace 面板的下拉列表框中选择RouterBB项目，打开LocationProfile.h文件，去掉“#define LOCATION\_REFNODE”宏定义前的注释符“//”，然后编译、链接、下载程序到参考节点模块。同样去掉“#define LOCATION\_BLINDNODE”宏定义前的注释符“//”，通过编译、链接和下载程序到盲节点模块。

向各个模块下载程序后，打开系统定位软件，将ZigBee协调器和计算机通过串口线链接，上电复位后，在定位软件选择串口1，打开定位软件运行按钮，就可以看到系统定位演示结果了。

选用9个CC2430模块，一个充当协调器，8个充当参考节点，上电复位后，就可以在定位软件里设置参考节点的位置信息并可以查看网络地址。如图6.14所示。

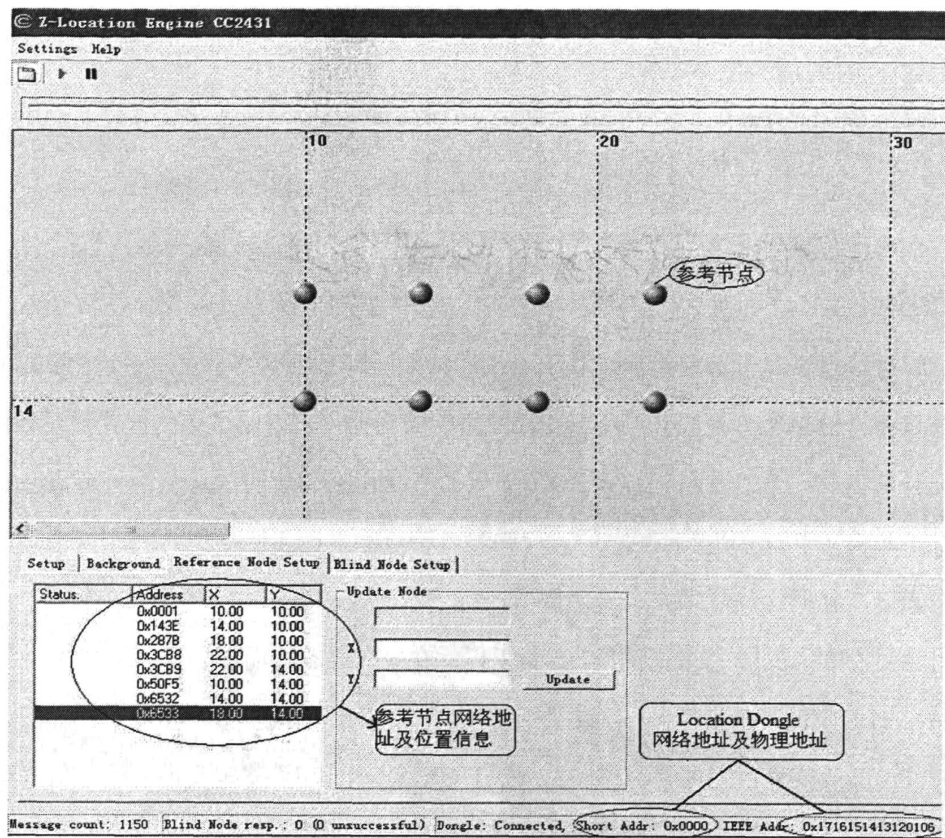


图6.14 定位界面显示

当盲节点加入网络后，它会根据参考节点的位置信息和接收到的RSSI的值，计算自己的位置信息，确定自己的位置坐标，然后在定位软件上显示出来，如图6.15所示。

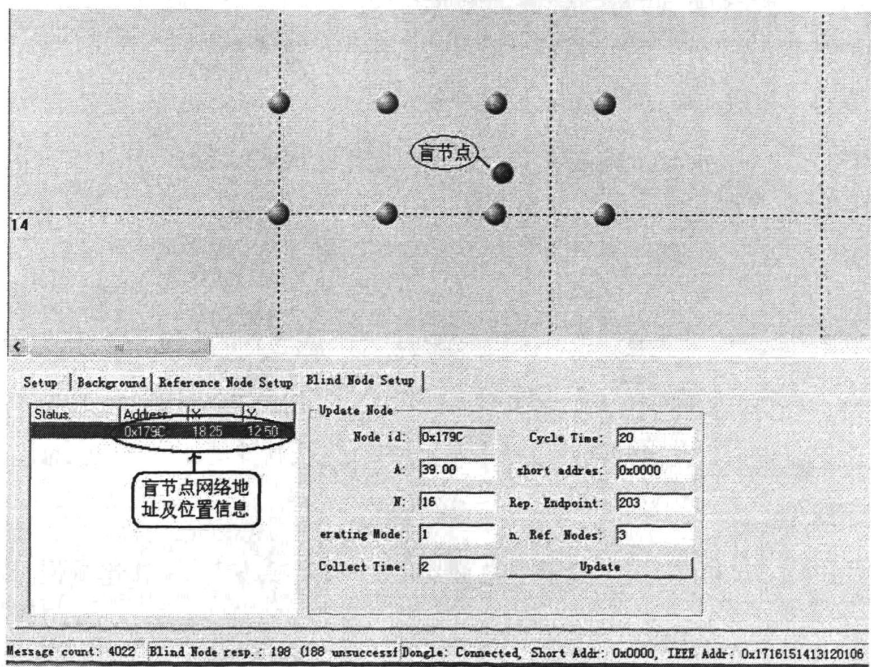


图6.15 盲节点加入后显示界面



当盲节点在网络所覆盖的范围内移动时，它在定位软件显示界面上的位置也会跟着移动，点击软件上的Update按钮就可以更新盲节点移动后的位置信息，如图6.16所示。

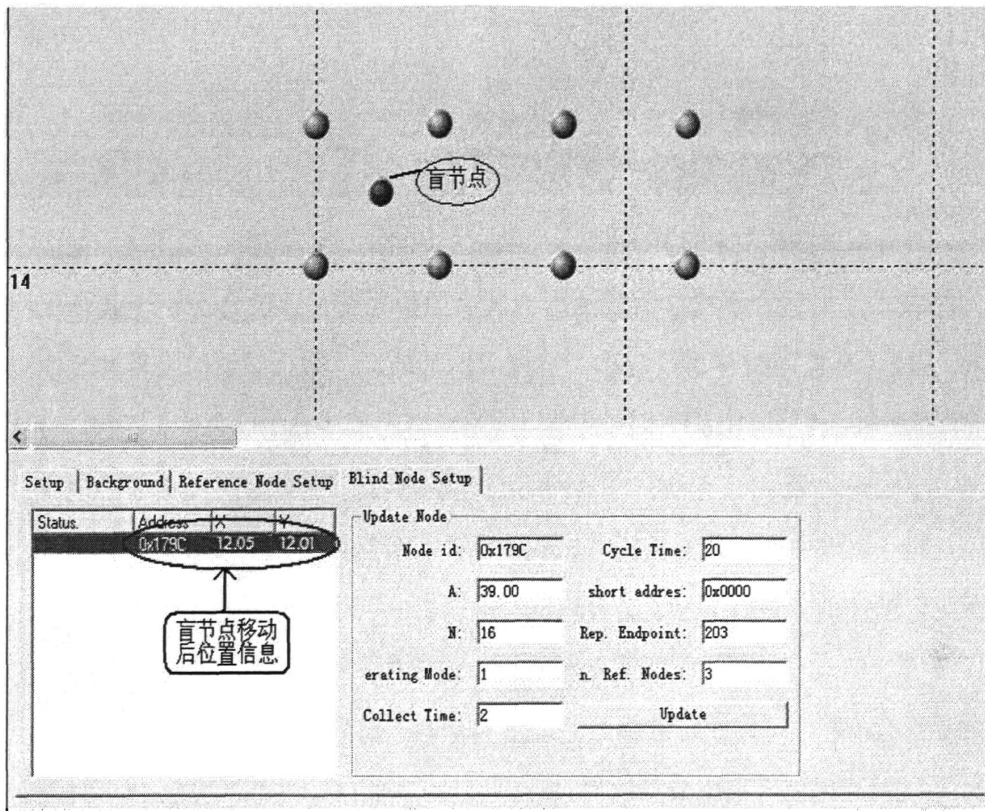


图6.16 盲节点移动后显示界面

通过ZigBee组网实验和定位模拟实验，可以得出结论，利用ZigBee无线传感器网络技术构建区域范围内的人体心电监护系统是可行的，可以实现医务工作者与病人之间的双向数据传输，同时可以对病人在区域范围内的位置信息做出准确定位。

6.6 本章小结

本章对 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统各个模块的硬件电路设计进行了实验测试，包括心电信号采集节点硬件电路测试、软件的测试、系统整体测试以及 ZigBee 组网和定位实验模拟测试。经试验证明，验证了本系统硬件与软件设计的可行性和合理性，可以达到心电信号监护的要求。

## 第七章 结论与展望

### 7.1 结论

近年来,随着精神文明与物质文明的发展,人类对自身健康问题日益关注。无线体域网(WBAN)和无线传感器网络(WSN)的发展为新一代医疗健康监护系统奠定了基础,具有重要的研究和应用价值。ZigBee 技术是一种近距离、低功耗、低成本的无线网络技术,很适合于构建区域范围内健康监护系统。本文在分析无线体域网和 ZigBee 无线传感器网络体系结构和关键技术的基础上,结合心电信号特性及检测要求,研究了一种基于 ZigBee 技术的无线传感器网络的人体心电信号监护系统,设计了一套适合于医院的 ZigBee 无线传感器网络心电监护系统硬件电路,完成了心电监护系统的单片机底层软件设计和上位机测试软件设计,最后对心电信号采集模块、ZigBee 组网及定位进行了实验测试,经实验测试,可以得出以下结论:

1. 本系统所设计的心电信号采集节点硬件电路能够达到心电信号放大要求、滤波电路频率响应较好,可以比较准确地提取出人体心电信号;
2. 系统的心电信号采集节点软件设计可以对心电信号进行采集、A/D 处理等,上位机测试软件可以比较准确地显示心电波形;
3. 系统具有操作简单、成本低、功耗小、抗干扰性较强等优势,可以安全、稳定、可靠地运行;
4. 系统可以在 ZigBee 协议栈上进行组网及定位,证明了利用 ZigBee 无线传感器网络技术构建适用于医院的人体心电监护系统是可行的,可以实现医院医疗监护系统要求,在一定程度上,达到了设计的预期目标;
5. 本系统的无线传输功能,能让病人在可控制的范围内,不受时间和空间的限制,为医护人员提供了有力的诊断依据,减少了医护人员的工作强度。

### 7.2 系统需要改进的地方

1、系统心电信号检测电路有待进一步完善。比如,由于医护人员与病人的距离较远,如果病人导联线脱落,而医生不知道的话,会对病人病情产生误诊,所以可以在前级心电信号检测电路中增加导联脱落报警电路,避免医护人员产生误诊。同时为了更大的方便病人,需要在电路板的体积、系统操作稳定性、安全性等方面进行考虑;



2、对系统终端服务器监护软件功能进行完善，可以实现对多个监护对象进行同时管理，完善数据库的管理以及病例管理等功能；

3、根据系统要求，可以增加心电数据的自动检测功能，包括心电图的自动分析、识别和诊断功能，为医护人员提供可靠的诊断依据，提高监护对象的健康水平，减少突发性危险；

4、在本系统上可以进行扩展，可以增加人体脉搏、血压、体温及脑电信号等体征信息、实现真正意义上的医疗健康监护系统。

### 7.3 未来展望

1、随着无线体域网和无线传感器网络的发展，利用现有的网络技术，构建大区域内的医疗健康监护系统，实现对病人生命体征的可靠监护，这对于医疗条件差和偏远地区是一种福音。随着科技的发展，相信在这方面的研究会受到科研工作者的普遍关注。

2、随着高科技的日新月异的发展特别是无线通信技术、集成电路技术的发展，人们通过对各种疾病知识的逐步普及，使得各种医疗监护系统服务于广大民众。在不久的将来，全民健康及有效预防保健便指日可待。监护系统更加强大，更加全面，更加人性化，人类社会更加健康，这将是社会发展的必然趋势。

3、针对大型健康监护的需要，组建更为大型和复杂的网络，为科研工作者在各种技术中提出了新的挑战，比如数据融合技术、网络协议、安全性、抗干扰性等。

总之，随着微电子技术、无线体域网技术、无线传感器网络技术及软件技术的发展和成熟，大型的医疗健康监护系统将向更加自动化、网络化、信息化、智能化方向发展，系统的可靠性、准确性以及稳定性也将得到长足的进步，应用前景良好！

## 参考文献

- [1] 罗忠, 无线体域网(WBAN)技术介绍(上) [J]. 中国多媒体通信, 2007年第4期, pp: 23-27
- [2] KARAOGUZ J. High rate wireless personal area networks[J]. IEEE Comm. Magazine, 2001, 39 (12): 96-102.
- [3] IEEE.P802.15-04/0137r1-2004, DS-UWB physical layer submission to 802.15 task group 3a[S].2004.
- [4] Natarajan A, Motani M, de Silva B, et al. Investigating network architectures for body sensor networks[C]//Proc of the 1st ACM SIGMOBILE International Workshop on Systems and Networking Support for Healthcare and Assisted Living Environments(HealthNet 07). New York:ACM, 2007: 19-24
- [5] Yuce M R, Ng S W P, Myo N L, et al. A MICS band wireless body sensor network[C] //Proc of IEEE Wireless Communications and Networking Conference. Washington:IEEE, 2007: 2475-2480.
- [6] Aziz O, Lo B, King R, et al. Pervasive body sensor network: An approach to monitoring the post-operative surgical patient[C]//Proc of the IEEE Int Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 06). Washington: IEEE, 2006: 1-4
- [7] Yun D, Kang J, Kim J E, et al. A body sensor network platform with two-level communications[C] //Proc of IEEE Int Symp on Consumer Electronics. Washington: IEEE, 2007: 1-6
- [8] Natarajan A, Motani M, de Silva B, et al. Investigating network architectures for body sensor networks[C]//Proc of the 1st ACM SIGMOBILE International Workshop on Systems and Networking Support for Healthcare and Assisted Living Environments(HealthNet 07). New York:ACM, 2007: 19-24
- [9] <http://www.hyqb.sh.cn/publish/portal2/tab227/info4154.htm>[EB/OL].
- [10] 刘艳丽. 基于人体环境的无线体域网网络结构研究[D]. 上海: 上海交通大学硕士学位论文, 2008.12: pp:11, 9-10
- [11] 宫继兵, 王睿等. 体域网BSN的研究进展及面临的挑战[J]. 计算机研究与进展, 2010, 47 (5) :737-753
- [12] Chan C H, Poon C C Y, Wong R, et al. A hybrid body sensor network for continuous and

- long-term measurement of arterial blood pressure[C]//Proc of the 4th IEEE/EMBS Int Summer School and Symp on Medical Devices and Biosensors. Washington: IEEE, 2007: 121-123
- [13] C.-Y. Chong.Sensor Networks: Evolution, Opportunities, and Challenges[J].Proceedings of the IEEE, 2003 (8):1247-1256
- [14] 李伟兵. 基于无线传感器网络的矿井环境及人员监测系统研究[D].西安: 长安大学硕士学位论文, 2009, 05: pp:2, 9-10
- [15] G. J. Pottie. Wireless Sensor Networks[J] . IEEE Information Theory Workshop, 1998:139-140.
- [16] 高守玮, 吴灿阳等, ZigBee技术实践教程[M], 北京: 北京航空航天大学出版社, 2009:6-7, 8-11,14-17,43.
- [17] 中国未来20年技术预见研究组. 中国未来20年技术预见研究[M] . 北京: 科学出版社, 2006.1:68-76.
- [18] 国务院国家中长期科学和技术发展规划纲要(2006-2020年)[EB/OL].  
[http://www.gov.cn/jrzq/2006-02/09/content\\_183787.htm](http://www.gov.cn/jrzq/2006-02/09/content_183787.htm), 2006-02-09/2009-01-13
- [19] 王骥, 沈玉利等. 基于无线传感器网络的远程体域网研究[J].通信技术, 2009.01 (42)
- [20] 章银娥, 涂小强. WBAN关键技术与发展[J].电视技术, 2010,04: pp:70-71.
- [21] 李建中, 李金宝, 石胜飞. 传感器网络及其数据管理的概念、问题与进展[J].软件学报, 2003,14 (10): 1717-1727
- [22] 陈冬冬. 基于CC2431的无线传感器网络硬件节点设计[D].西安: 长安大学硕士学位论文, 2009, 05: pp:4-5,12
- [23] 蔡伟超. 基于ZigBee技术的老年人家庭健康监护设计[D].天津: 天津大学硕士学位论文, 2009,8: pp:7-8,24,29-30
- [24] 任绘棉. 无线传感器网络可靠性应用及其关键技术研究[D].杭州: 浙江大学硕士学位论文, 2006,6: pp:39
- [25] 付宁. 基于ZigBee的无线音频传感器节点的设计与实现[D]北京: 北京邮电大学硕士学位论文: 2009.2: pp: 12
- [26] 李文仲, 段朝玉等. ZigBee2006无线网络与无线定位实战[M].北京: 北京航空航天大学出版社: 2008.1 pp: 152
- [27] 王保华. 心电技术面向未来—纪念心电图机发明100周年[J]. 中国医疗器械杂

志. 2003, 27(6): 390-391

[28] 陈臻. 基于DSP的心电信号采集和分析系统[D].西安:西北工业大学硕士学位论文, 2007: 1

[29] 雷朋. 基于MSP430的心电HOLTER系统设计与实现[D].秦皇岛:燕山大学硕士学位论文, 2007: 1

[30] 周衍淑, 张镜如.生理学(第三版) [M].北京:人民卫生出版社, 1994.7

[31] 王志毅, 高克俭. 心电图形态诊断学[M]. 天津科学技术出版社. 2001: 45-49

[32] WhatsHero.心电图导联及心电图轴.心电图医师交流网[EB/OL],2004

[33] KY Kong,CY Ng,Kong.Wed-Based Monitoring of real-time ECG date[C].IEEE Computers in Cardiology.2000,38(2):29-42

[34] 谢永生. 便携式动态心电信号数据采集器的设计[J]. 电子技术应用, 2000, 2(8): 10-12.

[35] PIPBERGE.The ECG Computer Analysis System Developed in the U.S Vetrans Administration[J].Trend in Computer-Processd ECG,1997,8(3):7-3.

[36] 李根泉. 心脑电图计算机分析的原理和应用[M]. 科学出版社. 1986: 90-99

[37] 张开玉. 基于GPRS的远程心电监护系统研究[D].哈尔滨:哈尔滨理工大学硕士学位论文, 2008.3

[38] 刘静. 心电图机XD-104B输入电路右腿驱动电路的分析与设计[J]. 青岛大学学报, 1999, 17(1): 85-86.

[39] CC2430/2431中文使用说明手册[G].成都无线龙通讯科技有限公司,2008.6

[40] 黄振. 远程心电检测技术研究[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2006.6

[41] 马永强, 等.基于ZigBee 技术的射频芯片CC2430 [J].单片机与嵌入式系统应用, 2006, 3: 45-47.

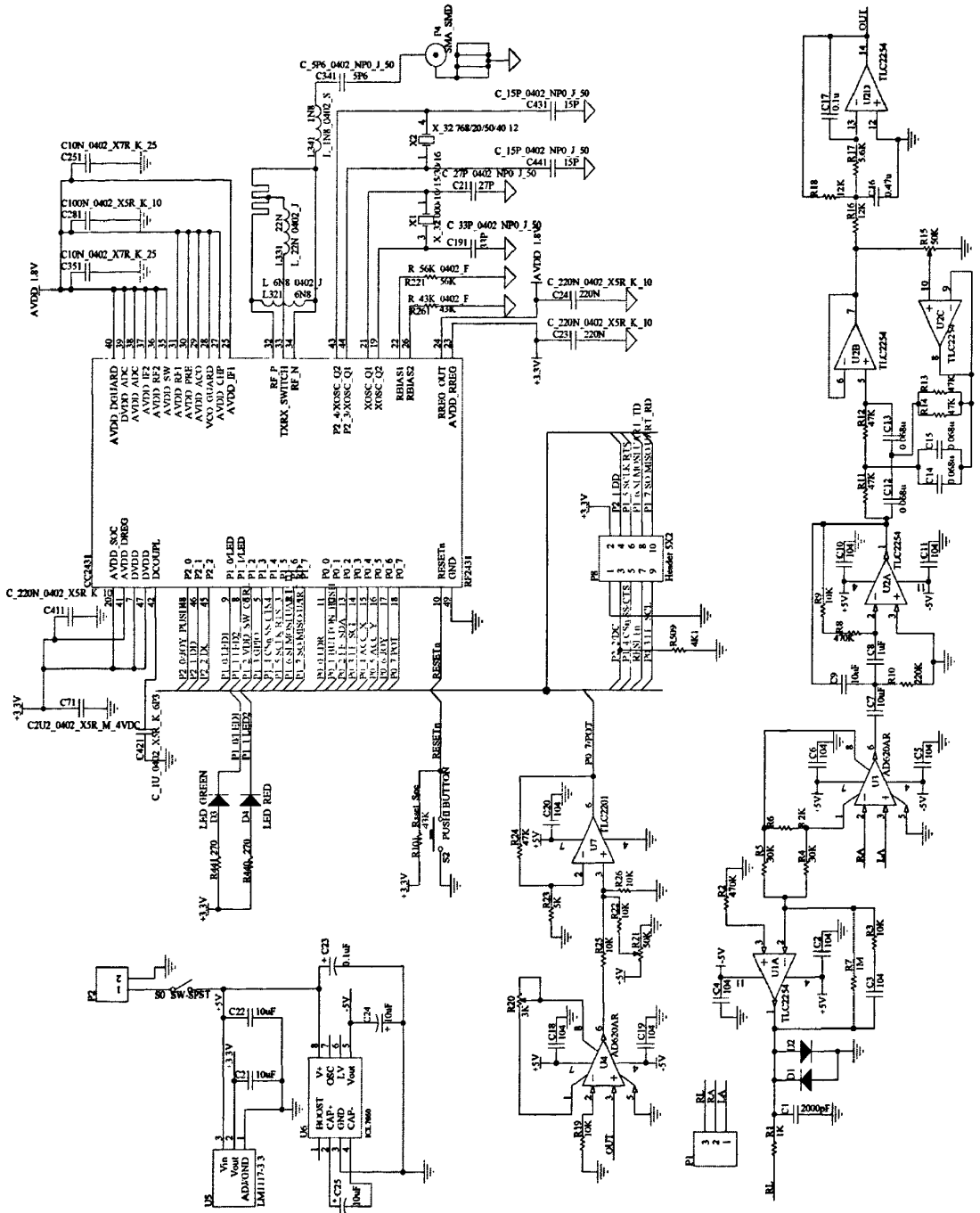
[42] CC2430 PRELIMINARY Data Sheet (Rev.1.03) [G], 2005.

[43] 严君.基于 ZigBee 的心电监护系统的研究[D].兰州:兰州理工大学硕士学位论文, 2009.5.pp: 16

[44] 邓中亮, 张红星等.基于 S3C6410 和无线传感器网络的手持终端设计[J].电子设计工程, 2011.2 .pp:2-3

[45] 刘刚, 张清. 心功能参数监测中的计算机处理和波形分析[J].电脑与信息技术. 1994, 7(5): 24-27

# 附录 心电信号采集节点原理图



## 攻读学位期间取得的研究成果

参加的项目：

1. 陕西省科学技术研究发展计划项目 2010K06-11
2. 陕西省科学技术研究发展计划项目 2009K08-35

发表的论文：

1. Wang weiya, Lu Zhanfeng, Gao Li, Hu Gui. Research on Wearable ECG Monitoring System Based on ZigBee[A]. Proceedings of 2011 Cross Strait Triple-Regional Radio Science and Wireless Technology Conference
2. Weiya Wang, Gui Hu, Li Gao, Zhanfeng Lu. On Image Collection and Transmission System Based on the S3C6410 and CC2430 [A]. Springers LNEE Proceedings of 2010 International Conference of Lecture Notes in Electrical Engineering (ICEE2010)

## 致 谢

首先,我非常感谢我的导师王卫亚老师,本文的研究工作是在我的导师精心指导和悉心关怀下完成的,在我三年的研究生学习与生活中,我的学业和论文的研究工作中充满了王老师辛勤的汗水和心血。王老师深厚的学术造诣,敏锐的思维极其学术洞察力,严谨的治学态度,一丝不苟的工作作风,使我受益颇多,为我的学习以及以后的人生道路树立了科学的榜样。在此要向我的导师王卫亚教授致以最衷心的感谢和深深的敬意。

在我攻读硕士研究生期间,还要真诚感谢李晓莉老师、谢谢她三年来对我学术上的指导和帮助,使我得到不断提高和进步。真诚地感谢我的同门胡贵和胡佳同学,三年来,我们一起生活,一起学习,他们谦虚好学,知识渊博,积极的动手能力和学习能力给我留下了深刻的印象,并一直在帮助和鞭策着我。

此外,我的论文的完成,离不开实验室师弟师妹在我实验过程中的热心帮助。感谢李荣荣、唐雄辉、刘宏、黄乐、肖燕,以及西安工业大学的周笑丽、张华均同学,他们在我们的学习中营造了一个良好的氛围,互帮互助,勤奋进取,给我留下了宝贵的精神财富。同时,感谢我的同学秦晓君和陈剑对我学业上的指导。

感谢培育我三年的长安大学,感谢信息工程学院,在这里,我度过了三年美好的生活,这里将永远成为我的母校,成为我一生的回忆,伴随着我的成长!

最后,感谢我的论文评阅老师和参加答辩的各位专家教授,感谢你们在百忙之中评阅我的论文和参加我的论文答辩,给你们说一声真诚的谢谢!