

远程心电实时监护终端的设计与实现

成转鹏, 张跃

(清华大学深圳研究生院嵌入式系统与技术实验室, 深圳 518055)

摘要: 针对现代医疗技术的发展, 设计了一种基于 32 位嵌入式技术的远程心电实时监护终端。该监护终端采用 ARM7 微处理器 S3C44B0X 和 uCLinux 操作系统, 实现了对人体心电信号的采集、无线传输、实时分析以及异常情况的报警, 通过与监护中心的连接, 实现了真正意义上的远程心电诊断与监护。

关键词: 心电; 嵌入式; 实时监护; S3C44B0X; uCLinux

Design and Implementation of Real-time Telecardiology Monitor Terminal

CHENG Zhuanpeng, ZHANG Yue

(Embedded System Lab, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055)

【Abstract】 To deal with modern medical care needs, a design of real-time telecardiology monitor terminal based on 32-bit embedded technology is proposed. This monitor utilizes uCLinux operation system and S3C44B0X microchip which integrates ARM7 micro-processor. The terminal realizes ECG acquisition, wireless transmission, real-time analysis and a warning mechanism for emergency. By connection with central monitor system, remote ECG diagnosis and care is achieved.

【Key words】 ECG; Embedded; Real-time monitor; S3C44B0X; uCLinux

随着经济的发展和技术的进步, 人们对于医疗服务质量的要求越来越高, 希望在家里就能获得专家的服务, 服务的内容也从疾病的治疗扩展到疾病预防和保健。为了应对这种转变, 远程医疗系统的研究在近年来得到了快速发展^[1]。美国、澳大利亚和欧洲一些国家进行了远程监护的研究, 部分公司还推出了相应的监护仪, 国内也有部分高校和研究单位进行了相关的研究工作, 取得了一定成果。

清华大学深圳研究生院嵌入式系统与技术实验室设计了一套远程心电实时监护系统, 主要工作是开发了一种基于嵌入式技术的远程心电实时监护终端, 该系统便于携带, 操作方便, 通过无线网络把患者的心电信号传送到远程医院监护中心, 既可以用于远程急救, 又可以用于患者日常监护。

1 远程心电实时监护系统概述

远程心电实时监护系统主要由远程监护终端、医院心电信息处理系统和医用 PDA 组成。图 1 是整个系统结构。监护终端由患者随身携带, 用于患者病人的数据采集与发送, 心电信息的简易处理与显示; 在出现异常信号和患者自我感觉不良时, 监护终端可自动或是手动操作连接无线移动网络, 通过 GPRS/CDMA 网络将患者心电信号数据发送到医院心电信息处理系统; 医院心电信息处理系统接收患者心电信号数据, 调度医生 PDA, 心电信号的全面检测和分析, 负责与医用管理信息系统 MIS 的连接; 医生使用的 PDA 移动监护设备, 具有接收患者心电信号数据和医院中央服务器数据的功能, 并能对信号作一定的分析与处理。

用户端的监护终端连续采集和实时分析患者的心电信号, 在出现异常信号和患者自我感觉不良时, 监护终端通过 GPRS/CDMA 移动通信网络将监测数据传输到医院中央心电

信息处理系统, 或者传输到自己专属医生的 PDA 上。医院中央心电信息处理系统接收患者的数据接入请求, 调度医生的工作, 为各个医生分配患者, 将相应患者的心电图处理数据发送到医生 PDA 中。医院中央心电信息处理系统还负责维护心电病历数据库, 并链接医院医用管理信息系统 MIS。

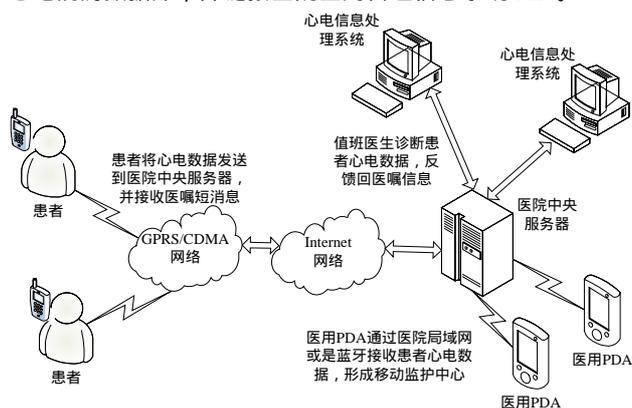


图 1 远程心电实时监护系统结构

2 监护终端的硬件设计

监护终端是针对便携式产品进行设计, 需要采用体积小、功耗低的设计思想。图 2 表示整个监护终端的硬件构成, 有心电数据采集模块、ARM7 微处理器模块、无线发送模块、电源模块和人机接口模块 5 部分。监护终端完成心电信号的采集和处理并由无线模块实时发送至监护中心服务器, 从而

作者简介: 成转鹏(1982-), 男, 硕士生, 主研方向: 嵌入式系统及应用; 张跃, 博士、副教授

收稿日期: 2006-06-27 E-mail: chengzp04@mails.tsinghua.edu.cn

对患者的心电信号实现真正意义上的远程无线实时监护。

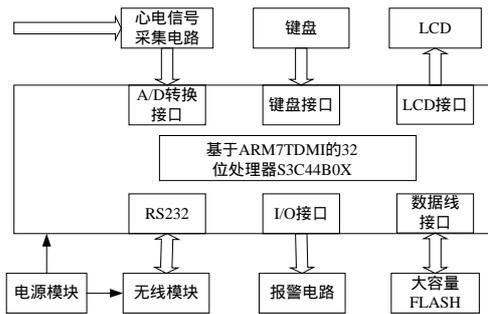


图2 监护终端硬件结构

2.1 心电数据采集模块

人体心电信号是带宽为 0.05Hz ~ 100Hz (有时高达 1KHz) 的交流信号,其幅度只有 mV 量级,需要放大上千倍也就是达到 V 量级才能便于观察以及 A/D 转换。通过心电导联线获取的心电信号首先经过仪表放大器 INA326 进行差分放大,由于体表液体与电极之间可能形成原电池,致使电极之间存在固定的电位差,因此第 1 级的差分放大的增益不能太高,否则容易饱和,这一级的增益选择为 5。为了使信号能满足 A/D 转换的要求,需将信号放大至数伏量级,因此设置次级放大的增益为 200,这里采用了具有宽增益、低失调电压和漂移、低噪声的运算放大器 OPA2335。

心电信号中常混有直流和干扰,在第一级和次级放大之间加入隔直电容去除直流干扰,有效地避免心电信号的基线漂移,相应地,高频干扰信号通过一个截止频率为 100Hz 的二阶低通滤波器予以滤除。此外,采用由辅助运算放大器生成的共模电压使共模信号反相,经限流电阻回送至人体来抑制 50Hz 工频干扰。反相共模信号通过右腿驱动电极回送至人体,这对 50Hz 工频干扰是一种深度负反馈,因而可以有效加以抑制。

经过前面信号处理电路后,心电信号通过微处理器自带的 A/D 模块来完成 A/D 转换。通常情况下,心电信号的有用信号的频率不会超过 100Hz,根据香农定理,采样频率应该保证在其 2 倍以上。在心电信号分析中,通常把采样频率设置在 500Hz。

2.2 ARM7 微处理器模块

ARM7 系列微处理器为低功耗的 32 位 RISC 处理器,适用于对价位和功耗要求较高的产品应用中。按照低功耗、低成本、小体积、多功能及实时性的要求,SAMSUNG 公司的 S3C44B0X 是一个非常好的选择。在本课题设计中,S3C44B0X 微处理器主要来协调各模块的工作,实现心电信号采集、数据存储、无线通信和人机接口功能。

S3C44B0X 是三星公司推出的一款价格低廉的 16/32 位 RISC 处理器,采用的是 ARM7TDMI 内核,最高工作频率 66MHz。S3C44B0X 片内提供 LCD 控制器,支持最大像点 1024 × 1024 的 LCD;自带的 8 通道 10 位 AD 转换器可将心电采集电路调理过的心电信号转换为数字信号,精简了电路板的设计;同时它支持 uCLinux 和 Palm OS 等嵌入式操作系统,我们在此硬件平台上移植了 uCLinux 操作系统。

2.3 无线发送模块

我们选用的是 Wavecom 公司的 WISMO Quik Q2438FCDMA 无线通信模块,由于 Wavecom 公司对硬件接口的巧妙设计,也可以使用 Q2406B GPRS 无线模块,只需要软

件上稍做改动即可。Q2438F 支持 CDMA 2000 1x,可提供语音、数据、传真和短信息服务功能。模块射频部分和基带部分可共用一个电源,电压范围为 3.3V ~ 4.5V^[5]。本设计需要通过无线模块连接因特网上的服务器,选择了内嵌 TCP/IP 协议栈的模块。Q2438F 模块与主控器 S3C44B0X 通过串口来进行通信,由 S3C44B0X 发送各种 AT 命令控制 Q2438F 无线模块的工作,实现心电数据的无线发送和医嘱短信的接收。

2.4 电源模块

由于心电监护终端需要实现连续 24 小时实时监护,而且是基于便携式产品进行设计,普通容量的电池难以满足要求,因此选择了 3.7V, 2 400mAh 的可充电锂电池为系统供电。本设计中无线模块的工作电压为 4V, S3C44B0X 内核工作电压为 2.5V,其余部分工作电压为 3.3V,我们使用了 RichTek 公司的 RT9278 来设计 4V 电源产生电路,RT8008 来设计 3.3V 和 2.5V 电源产生电路,通过合理的电路设计将 3.7V 电压转换为 4V、2.5V 和 3.3V 电压,且驱动电流可接近 2A,转换效率高达 95%。Q2438F 无线模块进行数据传输时电流约为 150mA,大部分时间并不处于数据传输状态,所以其平均电流只有几十 mA。用直流电源对电路板进行供电,发现电路板的平均电流约为 90mA。长时间测试表明,电源模块工作稳定,可以保证约 24h 的连续心电监护。

2.5 人机接口模块

人机接口模块主要包括一块 128 × 64 的 LCD 和一个 3 × 2 的键盘。LCD 主要用来显示采集到心电图、实时分析结果和医嘱短信,同时还能显示电池电量和移动网络信号的强弱。用户通过键盘来选择 LCD 上显示的各种菜单,通过中断方式向主控器 S3C44B0X 发出控制指令,实现无线通信、短消息查询等各种功能。

3 监护终端的软件设计

心电监护终端的软件设计采用了当今流行的嵌入式系统开发技术,首先将嵌入式操作系统 uCLinux 移植到 S3C44B0X 上,然后将系统功能划分为数据采集、数据发送、数据实时分析、LCD 显示等几个核心任务,由 uCLinux 内核进行调度,实现多任务的并发执行,大幅度提高了整个软件系统的稳定性和实时性,整个软件运行流程如图 3 所示。

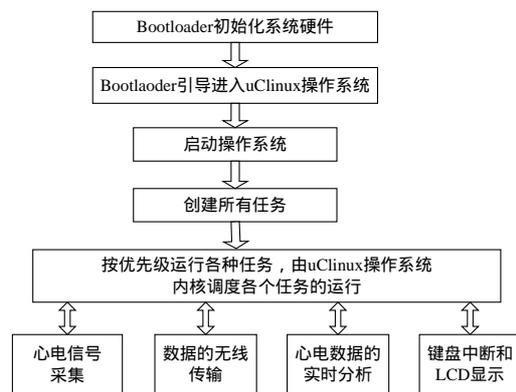


图3 软件运行流程

3.1 嵌入式操作系统 uCLinux 的移植

uCLinux 是目前一款比较成熟的嵌入式操作系统,专门用于各种微控制领域,符合 GNU/GPL 公约,完全开放源代码,已被成功地移植到各种平台中。

在设计心电监护终端软件的时候,首要任务是根据微处理器 S3C44B0X,编写相应的 Bootloader 代码(启动装载程

序),然后才能下载嵌入式操作系统。要在嵌入式系统上实现 uClinux 操作系统,必须针对硬件平台重新编译 uClinux 的源代码,该过程在 Linux 的开发环境下完成。首先安装 Linux 下 Arm 开发的交叉编译器,然后进行内核的裁剪和编译,当此过程结束时会生成内核的镜像文件 image.rom 将其下载到硬件平台,结合 Bootloader 就可以在 heart 监护终端运行起嵌入式操作系统。

3.2 心电信号的实时分析

心电信号的实时分析是监护终端的一个重要功能。受到系统资源的限制,监护终端的分析程序主要提取分析心电信号的几个重要参数,包括:R 波检测,R-R 间期测量,心率,心律失常分析等。

R 波检测方法有许多种,针对嵌入式系统的特点,我们选用了简单实用的差分阈值法。差分阈值法是以心电信号的幅值和斜率为检测基础,在通常情况下,R 波是心电信号中幅值最大的,且 QRS 波的变化率也是最大的,而其它的波形的幅值和变化率都很低,因此如果对心电信号作适当的差分计算,就可以突出 QRS 波,同时由相邻两个 R 波峰值之间的时间间隔就可以求出 R-R 间期和心率。为了满足实时性和分析可行性的要求,取每 5s 心电信号的心率的平均值作为实时心率来显示。在对心电信号的实时分析过程中,如果发现异常情况,就会发出报警信号,提醒患者注意自身的健康状况,及时进行诊断。

3.3 心电图形和数据的显示

MiniGUI 广泛应用于各种嵌入式设备,其移植性能好、小巧灵活,同时支持中文,这为医嘱短消息显示提供了方便。由于 MiniGUI 的上述优点,因此我们采用它来进行图形界面的开发。

图形界面显示内容包括心电图(ECG)、心电参数、医嘱短消息、操作菜单等。心电图的显示是相当消耗资源的工作,

需要用一单独的线程来实现。在 MiniGUI 中,用函数 CreatThreadForMainWindow 可以安全方便地建立一个处理绘图操作的线程,并且这个线程拥有自己独立的消息队列。为了节省系统开销,心电参数的显示按每 5s 更新一次,通过消息机制来完成,避免影响其他任务。

4 结束语

本文介绍了一种远程心电实时监护终端的设计与实现方法。目前,通过在深圳、北京和长沙 3 地近 2 个月临床试验和实际试运行,结合本课题组其他同学设计的监控中心软件系统,本监护终端能够正确采集和传输心电数据,对出现的异常心电信号能及时报警,误报率低,良好的图形界面和其简单的操作方式受到了患者的好评。

随着医疗体制改革的深入,远程医疗、家庭护理模式正逐步兴起,结合目前飞速发展的计算机自动化分析、移动网络与通信、数据库管理等先进技术,基于 32 位嵌入式技术的远程心电实时监护系统将满足人们提高生命质量和生活质量的要求。

参考文献

- 1 丁明石,刘波,张立新,等.一种基于移动通信远程心电监护终端的设计[J].天津大学学报,2004,37(12):1087.
- 2 梁小容,万相奎,叶顺流,等.基于 Linux 的嵌入式心电监护仪[J].重庆大学学报,2004,27(10):14.
- 3 候立亚,吴水才,白燕萍.嵌入式心电监护仪的研制[J].北京生物医学工程,2005,24(6):418.
- 4 李岩,容盘祥.基于 S3C44B0X 嵌入式 uClinux 系统原理及应用[M].北京:清华大学出版社,2005.
- 5 Wavecom Corporation. Q24x8 Product Technical Specification[Z].2003.

(上接第 223 页)

表 1 小波分解的低通能量及所占整个图像能量的比例

能量	第 1 层分解 LL1 的能量	第 2 层分解 LL2 的能量	第 3 层分解 LL3 的能量
集中小波			
4-M2(非分离小波)	1.1571 e+009 (99.52%)	1.1497 e+009 (98.88%)	1.1366 e+009 (97.76%)
Opt-rec1 (R1 平衡)	110138e + 009 (98.83%)	919972e + 008 (97146%)	917988e + 008 (95152%)
Daubichies 单小波	110103e + 009 (98.59%)	919264e + 008 (97.16%)	916145e + 008 (94.95%)
Chui2 (R1 平衡)	110016e + 009 (98.40%)	914484e + 008 (96.89%)	814301e + 008 (94.18%)
Jiang2 (R2 平衡)	919045e + 008 (97.30%)	912346e + 008 (94.72%)	811228e + 008 (90.72%)

5 结束语

目前,高维非分离小波的结果远远没有成熟,本文就其在图像压缩领域的应用进行了具体的分析。从结果上看,非分离小波是一类具有特有优势且前景看好的高维小波,在一些情况下,目前的非分离小波的图像压缩结果已经优于单小波和多小波结果;特别是其能量的聚集能力非常优异,如果将非分离小波分解和 Huffman 编码、零树编码、分层预测编

码等编码技术相结合,或者针对非分离小波的特点设计其压缩编码方案,必将会取得更大的压缩比。

参考文献

- 1 He W, Lai M J. Examples of Bivariate Nonseparable Compactly Supported Orthonormal Continuous Wavelets[J]. IEEE Trans. on Image Processing, 2000, 9(5): 949-953.
- 2 Stanhill D, Zeevi Y. Two-dimensional Orthogonal Wavelets with Vanishing Moments[J]. IEEE Trans. on Signal Processing, 1996, 44(10): 2579-2589.
- 3 Wakin M B, Romberg J K, Choi H, et al. Wavelet-domain Approximation and Compression of Piecewise Smooth Images[J]. IEEE Trans. on Image Processing, 2006, 15 (5): 1071-1087.
- 4 Kovacevic' J, Vetterli M. Nonseparable Multidimensional Perfect Reconstruction Filter Banks and Wavelet Bases for r^n [J]. IEEE Trans. on Info. Theory, 1992, 38(2): 533-555.
- 5 王玲.多小波的预处理及其在图像压缩中的应用[J].电子学报,2001,29(10):1418-1420.
- 6 Antonini M, Barlaud M, Mathieu P, et al. Image Coding Using Wavelet Transform[J]. IEEE Trans. on Image Processing, 1992, 1(2): 205-220.