第 37 卷 第 16 期
Vol.37 No.16

计 算 机 工 程
Computer Engineering

2011 年 8 月
August 2011

·开发研究与设计技术· 文章编号：1000—3428(2011)16—0273—03 文献标识码：A 中图分类号：TP311.52

物联网人体心电监护系统软件研究

王嘉庆，李鸿强，于晓刚，苗长云，田文涛

(天津工业大学信息与通信工程学院，天津 300160)

摘 要：基于物联网技术和小波变换，提出心电监护系统软件和用于计算机自行分析心电波形的一系列检测算法，介绍无线传感器网络在心电监护技术方面的应用。该系统软件功能包括对服务器和个人数码助理(PDA)心电数据的收发、存储、波形显示和通信管理。实验结果表明，该系统软件能使计算机和 PDA 实时显示被测者的心电波，所提算法经 Matlab 仿真测试的结果与 MIT-BIH 数据库标注的结果比较，误检率仅为 0.89%。

关键词：物联网；无线传感器网络；心电监护；系统软件

Research on Human ECG Monitoring System Software for Internet of Things

WANG Jia-qing, LI Hong-qiang, YU Xiao-gang, MIAO Chang-yun, TIAN Wen-tao

(School of Information and Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China)

【Abstract】This paper proposes an Electrocardiogram(ECG) monitoring system software and a series of self-detection algorithm for computer analysis of ECG, which are separately based on the Internet of Things(IOT) technology and the wavelet transform, and introduces the application of Wireless Sensor Network(WSN) for ECG monitoring. The functions of this system software include that it can realize ECG data transceiver, data memory, waveform display and communication management by using servers and Personal Digital Assistant(PDA). Experimental results show that this system software can make computer and PDA display the ECG waveform in a real-time way. Compared with MIT-BIH database annotation, the false detection rate of this algorithm which goes trough the Matlab simulation test is just 0.89%.

【Key words】Internet of Things(IOT); Wireless Sensor Network(WSN); Electrocardiogram(ECG) monitoring; system software

DOI: 10.3969/j.issn.1000-3428.2011.16.092

1 概述

物联网(Internet of Things, IOT)指通过各种传感和传输手段将现实世界的信息进行采集、传输、分析，并在此基础上搭建信息处理和应用平台，其不仅是一个增强社会生产活动中信息互通性和决策智能化的综合性网络系统，而且代表计算机技术和通信技术的未来，是继互联网之后又一重大科技创新。物联网系统主要包括信息识别层、终端处理层及传输网络层。其中，信息识别层主要涉及无线射频识别(Radio Frequency Identification, RFID)传感技术及相关设备，实现对事物的感知[1]；终端处理层主要包括以个人数码助理(Personal Digital Assistant, PDA)、计算机为主的终端处理设备及相关的软硬件系统；传输网络则通过互联网、通信网等实现数据的传输与处理。本文基于物联网技术将分布式无线传感器节点采集到的心电数据，通过无线网络传输至服务器和 PDA 终端，继而实现对数据的分析和应用。

2 整体系统架构

无线传感器网络(Wireless Sensor Network, WSN)技术是物联网的一个具体实现技术。在监测区域，若干传感器节点通过各类微型传感器对目标信息进行实时监测，并将采集到的信息通过无线通信网络传送给远程用户。无线传感器网络具有费用低廉、操作简便、通信快捷等优点，使其在工业、农业等领域中有很大的应用前景[2]。基于物联网技术的心电监护系统通过对监护病人安装心电监护节点，此节点以自组织形式构成网络，通过多跳中继方式将监测数据传到 Sink 节点，Sink 节点再借助 IEEE 802.11b/g 无线通信技术或利用有线通信的方式将整个区域内的数据传送到心电信息管理中心进行管理。医护人员可利用计算机或 PDA 随时查看病人的心电生理数据，以便对病人采取医疗措施。利用传感器网络可长时间收集病人的生理数据，这些数据对医疗研究和新药品开发非常重要。基于物联网技术的心电监护系统结构如图 1 所示。

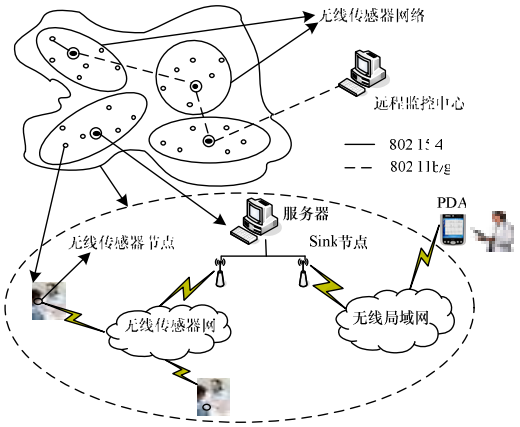


图 1 物联网心电监护系统结构

基金项目：国家自然科学基金资助项目(60844002, 60977059)；天津市高等学校科技发展基金资助项目(20070814)

作者简介：王嘉庆(1985－)，男，硕士研究生，主研方向：无线传感器网络；李鸿强，副教授；于晓刚，助理研究员；苗长云，教授、博士生导师；田文涛，硕士研究生

收稿日期：2011-03-15 **E-mail：**kiaking@163.com

3 心电监护系统软件关键问题

系统监护平台是整个心电监护系统的计算、存储和响应中心[3]，故系统软件设计是实现基于物联网心电监护系统的核心部分，主要包括服务器和 PDA 之间的通信管理；上位机对节点心电数据的接收、发送、存储、心电波形的显示以及提出特定算法。根据这些算法，上位机能够自行分析心电波形并判别疾病种类。

3.1 服务器软件设计

服务器软件系统的主要功能包括:(1)处理由 Sink 节点传送来的心电数据；(2)管理与 PDA 之间的通信连接；(3)建立病人心电数据库，对病人的历史心电数据进行保存等。服务器应用软件的总体结构如图 2 所示。

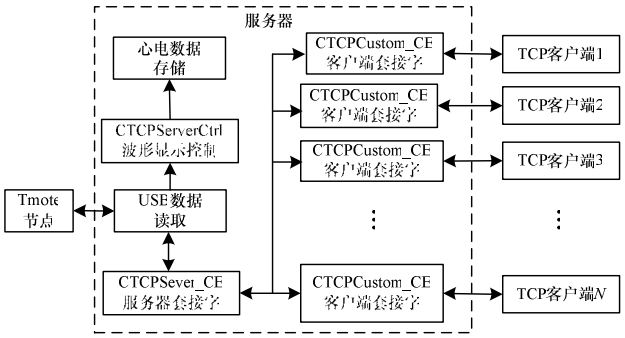


图 2 服务器应用软件的总体结构

3.1.1 服务器对 Sink 节点传送数据的处理

Sink 节点先把收集到各个节点发送来的心电数据传送给服务器，服务器再调用接口函数读取这些心电数据并显示心电波形。本文研究所用的无线传感器网络节点的 USB 控制部分，采用 FTDI 的 FT232BL 芯片，由于该芯片提供一些可供用户调用的动态链接库，因此要通过服务器软件对动态链接库的调用，实现服务器对 Sink 节点数据的处理。本文选择 D2XX 驱动来进行应用软件程序开发，D2XX 驱动包括 FTD2XX.DLL、FT2XX.SYS、USB Stack，应用软件程序通过动态链接库文件 FTD2XX.DLL 可访问驱动程序 FTD2XX.SYS 的编程接口，进而可以对 FT323BL 芯片进行各种操作。对 FTD2XX.DLL 提供以下接口函数:(1)FT_Open 用于打开 USB 接口设备；(2)FT_Read 从 USB 接口芯片中读取数据；(3)FT_Write 向 USB 接口芯片里写入数据；(4)FT_Close 关闭 USB 接口设备。

服务器在收到心电数据后，负责把心电数据绘制成波形，并根据需要建立一个用于存储心电数据的数据库。为工程增加一个完成波形绘制的封装的 CTCPServerCtrl 类，这个类包括，背景颜色设置、网格颜色设置、画图颜色设置、数据范围设置、*X* 轴坐标设置、*Y* 轴坐标设置、画点、复位等。

3.1.2 服务器和 PDA 之间的通信

服务器与 PDA 之间采用 TCP 协议实现数据共享和无差错无重复的顺序数据传输。TCP 的套接字一般被称为 Socke 流式套接字。在应用程序进行通信时，源和目标之间会建立一个虚拟连接，这个连接一旦建立，服务器和 PDA 之间就可以调用套接字中的相关函数来完成通信。

为服务器端建立 2 个类：TCPServer_CE 和 TCPCustom_CE。TCPServer_CE 的职责主要是监听并管理客户端连接，当监听到客户端的连接请求时，就接受客户端的链接并建立一个 TCPCustom_CE 对象与客户端进行通信。客户端创建 CTCPClient_CE 类，功能是封装 Windows CE SOCKET API 函数，实现客户端的应用。

3.2 PDA 系统软件设计

PDA 系统软件是心电监护软件系统设计的核心部分之一，实现心电数据的接收和波形显示等功能。系统结构主要包括波形绘制、应用软件界面编程、与服务端通信的客户端套接字确定。PDA 应用软件的总体结构如图 3 所示。

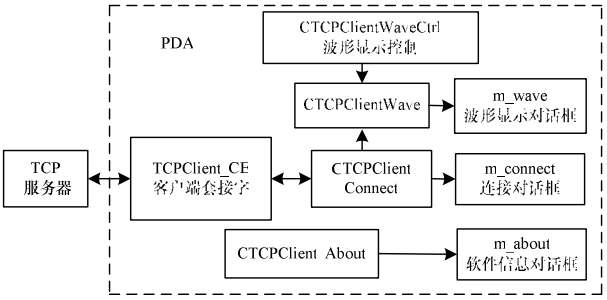


图 3 PDA 应用软件的总体结构

在 PDA 工程中添加 CTCPClientWaveCtrl 类，这个类完成波形绘制的封装，PDA 中的成员变量(m_recvData)负责接收服务器发送的心电数据，atof()函数将字符串转换为浮点型数用于绘制心电波形。

3.3 心电信号检测算法的研究

根据 QRS 波的形态和位置可以初步判别某些疾病。基于小波变换、希尔伯特变换、包络变换以及阈值的综合检测等一系列检测算法，确定 R 波的形态和位置。实验表明，该检测算法具有较好的鲁棒性，能够较好抑制甚至消除基线漂移、高频干扰等外部因素，在检测 QRS 波时，能较好排除大 P 波和大 T 波等自身干扰因素。

3.3.1 心电信号小波变换希尔伯特变换和包络

QRS 复合波的绝大部分能量在 3 Hz~40 Hz 之间，ECG 噪声主要由基线漂移(0.15 Hz~0.3 Hz)、50 Hz 或 60 Hz 工频干扰、肌电干扰(2 Hz~5 Hz)、人工影响(7 Hz 以下)和周围环境干扰组成。P/T 波的主要能量在 10 Hz 以下。因为小波变换有多分辨率和多尺度的特点，所以，可利用不同能量分布及其信号频谱消除在特殊小波尺度的与噪声相对应的无用的部分[4]。本文选取的母小波为墨西哥草帽小波。

信号可以分解为实部和虚部之和，故假设分析原始信号 $Z(t)$由 $x(t)$和 $y(t)$组成，则得到原始信号为式(1)。

$$Z(t)=x(t)+\mathrm{j}y(t) \tag{1}$$

根据小波变换的理论，当以平滑函数的导数作为母小波进行小波变换时，R 点经小波变换后被变为过零点，故要进行希尔伯特变换，使 R 点重新成为最高点。然后经小波变换后得到信号 $H(t)$，再经过希尔伯特变换得到 $S(t)$，为加强 QRS 并减弱噪声和不需要的 P 波或 T 波，引进对 $S(t)$进行包络变换后的信号 $E(t)$，得到最终信号数据如式(2)所示。

$$E(t)=\left|x(t)\right|^3+\left|y(t)\right|^3 \tag{2}$$

其中，$x(t)$和 $y(t)$分别表示 $S(t)$的实部和虚部，通过包络变换后，可解决经过 2 次变换后的信号与原信号时间相差数毫秒的问题。

心电信号变换如图 4~图 7 所示。

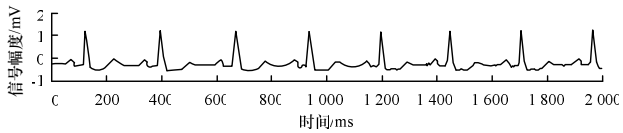


图 4 原始信号

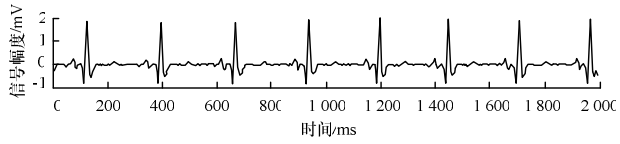


图 5　小波变换后信号

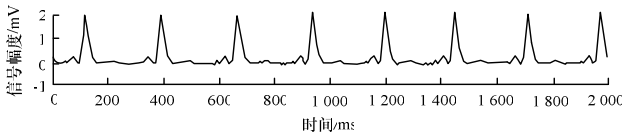


图 6　希尔伯特变换后信号

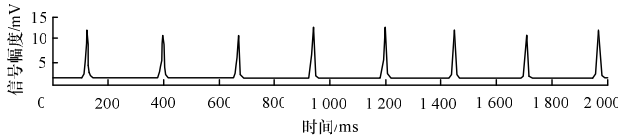


图 7　包络变换后信号

3.3.2　检测 R 波的算法和策略

由于不同被检测者之间信号幅度差异很大，同一被检者 QRS 波的幅度和间隔可能在短时间内发生剧烈变化，因此本文提出以斜率为阈值的检测方法，并对 R-R 间隔阈值进行自适应变化。

为更好地防止漏检、误检等情况发生，采用一系列检测策略。初始 QRS 波波峰点，可按经验模式设定阈值检测 QRS 波波峰点，但当阈值过大时，可能导致很长时间内检测不到第一个 QRS 波波峰点，不符合心电规律。本文提出当初始长时间检测不到 R 波时，采用降低阈值重新检测的策略。

由于以初始 R-R 波峰间隔作为以后检测的阈值，是采取自适应变化的方法，因此若当初始 R-R 间隔因漏检或错检导致偏差较大时，会对以后检测产生影响，故提出对初始 R-R 间隔结合生理特性进行判定的策略。

伪迹判定和回检表示为 R-R，表示已经检测出的 QRS 波群间期加权平均值，即可变阈值；RR 表示当前检测到的 R 点与上一个 R 点的距离。生理医学上认为相邻前后 RR 间期的范围为 40%~166%，且在 MIT/BIH 心律不齐数据库中 2 个 R 波间距大于 400 ms[5]。

3.3.3　QRS 起点和终点的检测算法

检测到 R 点位置 R.peak 后，在[R.peak-100 ms, R.peak ms]期间内对各点斜率求绝对值，基于经验模式得，在这段时间内连续 4 个点的斜率递增，在相隔一个点的 2 点中，当其斜率绝对值的增加大于 4 倍时，可认为这 4 点中的起点为 QRS 波的起点[6]。对终点的检测则在[R.peak ms, R.peak+100 ms]期间内采用相同方法检测。

3.3.4　P 波和 T 波的检测算法

为消除时延，同时不抑制 P 波和 T 波，提出不再采用式(2)，而采用式(3)对信号进行包络变换的方法，并在包络变换后，在波形上检测 P 波和 T 波。

$$E(t)=|x(t)|+|y(t)| \tag{3}$$

令 R 的位置为 R.peak，在[R.peak-250 ms, R.peak-30 ms]内检测 P 波，且在[R.peak+170 ms, R.peak+240 ms]内检测 T 波。将区间内斜率绝对值大于 0.01，且相对于其后 4 点连续递增，且是其后 30 个点中的最大值的点作为 P 波或 T 波的顶点。当没有斜率的绝对值大于 0.1 时，说明 P 波或 T 波不存在；当在检测到的前面 3 个顶点中，有 2 点斜率为负时，说明 P 波或 T 波倒置。

4　实验调试与结果分析

实验调试分为上位机心电数据收发、波形显示和心电检测算法 Matlab 仿真结果分析。

4.1　上位机实验调试

本实验调试环境主要包括 2 个 Tmote Sky 网络节点、一个心电采集电路板、一个无线路由器、一台计算机、一台 PDA 等设备，其中，心电采集电路板与一个 Tmote Sky 网络节点相连作为数据采集和发送设备；另一个 Tmote Sky 通过 USB 接口将心电数据传送给计算机；PDA 通过无线网络接收计算机发送的心电数据。实验调试环境如图 8 所示。

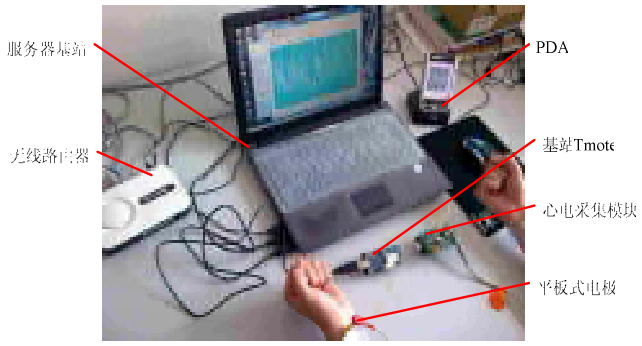


图 8　实验调试环境

经过实验调试，计算机首先接收到 Sink 节点传送的心电数据，再调用动态链接库读数据，然后调用绘图函数将读取的心电数据绘制成心电波形。PDA 通过无线网络实现与服务器的通信，在接收到服务器发送来的数据后，调用绘图函数进行波形绘制，使 PDA 实现无线监护仪的功能。

4.2　心电检测算法的 Matlab 仿真结果分析

通过对 MIT-BIH 数据库 105 号数据的 2 572 个 R 波进行检测，经过本文所提算法的仿真测试后，共检测出 2 577 个 R 波，其中，假阳性(FP)为 14 个，假阴性(FN)为 9 个，检测错误率为(FP+FN)/2 572=0.89%。

心室收缩是一种常见的心脏疾病，通过设定阈值对其自动判定，若检测出 R 波与前一 R 波间隔小于 500 ms，且与后一 R 波间隔大于 800 ms，则判定为心室收缩。本次实验根据所提算法对 MIT-BIH 数据库 105 号数据的前 1 500 个点进行分析，检测到第 565 个点为心室收缩点，对比 MIT-BIH 数据库给定的心室收缩标注，该结果准确无误。

5　结束语

本文结合实际，针对人体心电监护物联网系统软件设计的关键问题，提出上位机软件设计方法和心电信号检测算法，使计算机和 PDA 能够实时显示被测者的心电波，以便对心电波形进行分析，并检测出 QRS 波的形态和位置。实验结果表明，该心电监护系统具有高度的灵活性和可扩展性，依托物联网技术，可通过 Internet 网络构建远程医疗信息网，该网络不仅有利于贫困偏远地区的病人获得必要的医疗服务，也能满足发达地区病人更高的保健要求。下一步工作将把心电信号检测算法移植到上位机程序中，实现上位机能够自行判别疾病类型。

(下转第 278 页)