

## Physiological Parameters Detecting and Motoring System Design for Rehabilitation Training Based on WBAN\*

GAO Xiang\*, GUO Youmin, FENG Tiantian, LIU Xiupeng

(College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210046, China)

**Abstract:** A physiological parameters detecting and motoring system based on wireless body area network (WBAN) is designed to solve the disadvantages existed in traditional physiological parameter monitoring system. Firstly, electrocardiogram (ECG), pulse, skin resistance and body-temperature parameters are detected using the designed sensor nodes. Then, information of multi-physiological parameters is transmitted by means of WBAN constructed on the Crossbow wireless sensor network platform. Finally, real-time physiological parameters profiles are displayed via graphical user interface. Experiments conducted on health subjects show that the system presented in this study can real-time monitor human psychological parameters.

**Key words:** WBAN; physiological parameters detecting and motoring; rehabilitation training

EEACC: 7210; 7540

doi: 10.3969/j.issn.1004-1699.2012.010.002

## 基于 WBAN 的智能康复护理系统设计和实现\*

高翔\*, 郭猷敏, 冯天天, 刘秀鹏

(南京邮电大学自动化学院, 南京 210046)

**摘要:** 针对传统生理参数监测的不足, 基于无线体域网 (WBAN) 设计并实现了用于康复训练的智能康复监测护理系统。首先根据人体生理信号检测原理检测人体的心电、皮肤电阻、脉搏和体温信号, 然后通过 Crossbow 无线传感器网络平台将检测到的数据实时传输到上位机, 最后在上位机监控软件上实现对患者生理信号的实时显示和监控。文中详细介绍了系统的软、硬件设计, 并对实验结果进行了处理和分析, 实验结果表明该系统能对患者的生理状态进行实时监测。

**关键词:** WBAN; 生理参数采集; 康复训练; 实时监控

中图分类号: R318; TP212.3; TN915.5

文献标识码: A

文章编号: 1004-1699(2012)10-1333-07

现代社会随着世界各国相继进入老龄化, 在老龄化过程中一方面需要实时了解老年人的身体状况, 以便及时根据各自身体体征的变化做出及时的预防和诊疗措施; 另一方面, 伴随着老龄化的加剧, 必然会出现大量的脑卒中或中风病患者, 此类患者通常由于脑血管血栓或脑血管破裂出血而导致脑供血中断, 从而使相应的运动、感觉和认知等功能遭到丧失或受到损害。现代神经康复医学及其临床研究结果表明对因脑卒中等疾病引起的肢体功能障碍, 通过科学合理的康复治疗训练可以在一定程度上恢复其受损的肢体功能<sup>[1]</sup>。为方便康复医师能实时了解不同类型中风患者的运动功能恢复情况, 必须对患者的生理指标进行实时监测并进行分析, 以便调整训练强度并制定后续的康复治疗方

近年来, 生理监测系统得到了广泛地研究和应用。早期的监测系统主要采用有线的监测方式, 即传感器和监测系统之间通过信号线缆连接以传输信号, 这种有线的方式严重地限制了患者的移动性和舒适性, 也不能很好地支持远程医疗应用。无线通信、传感器和储能技术的发展, 使得无线传感器网络成为一种设计和实现健康监测系统的新方法。R. G. Lee<sup>[2]</sup>等人使用无线传感器网络技术实现了一种家庭医疗移动监护系统, 该系统在移动性能方面较有线生理监控方式有较大地改善, 但在舒适性和便利性方面仍存在较多的不足。为解决上述问题, 人们开始将新兴的可穿戴技术和无线传感器网络技术结合起来, 并逐步应用于生理参数监测系统设计当中。无线体域网 WBAN (Wireless Body Area Network) 就是一种结合了

项目来源: 国家自然科学基金项目 (61104216); 南京邮电大学人才引进项目 (NY211020); 江苏省高校自然科学基金项目 (12KJB510015)

收稿日期: 2012-07-18 修改日期: 2012-08-27

可穿戴和无线传感器网络两种技术优势的新技术,并逐渐成为信息研究领域的前沿和热点<sup>[3]</sup>。P. S. Pandian<sup>[4]</sup>等人设计了一种“智能外衣”,该外衣通过将微小的生物传感器安装在衣服上实现了可穿戴多参数远程医疗监控系统。C. K. Lim<sup>[5]</sup>提出了一种可穿戴式传感系统以捕捉手臂的姿势和运动。上述生理参数监测系统虽具有一定的实用性,但很少用于中风患者康复训练场合。此外,目前大多数生理参数监测系统仍停留在生理参数数据的收集上,而对于数据的处理和分析则不能实时进行。在康复训练过程中,为达到最佳康复效果,康复医师必须实时掌握患者身体恢复情况,并据此及时调整训练模式和训练强度。

针对康复训练过程的实时监控需要,本文在完成心电、皮肤电阻、脉搏和体温生理信号检测基础上,通过无线网络将数据实时传输到上位机,并将多个生理参数信号在上位机监控软件上进行实时显示和分析,从而实现生理参数的实时监控。

### 1 系统方案设计

图 1 给出了系统的总体结构,该系统主要由 WBAN、监控软件、与 Internet 相连的网络终端和数据服务器组成,由 WBAN 采集到的人体生理参数数据在监控软件上进行实时显示,并通过互联网连接到急救中心和医疗中心,同时将数据保存到数据服务器供研究人员进一步分析研究<sup>[6]</sup>。WBAN 基于 Crossbow 公司生产的 IRIS 节点组建,多个 IRIS 节点穿戴或安装在人体合适位置以采集心电、皮肤电阻、体温和脉搏信号,采集到的原始信号在传感器节点进行必要的本地放大滤波调理使其适于传输,然后通过节点间自组织通信网络将信号发送到网关节点,网关节点一方面接收来自 WBAN 的数据,另一方面连接到 Internet 网络将接收到的 WBAN 数据上传到互联网。监控软件安装在本地或远程上位机上,上位机接收到 WBAN 发送的数据后,对其进行适当的处理,并显示出来,形成直观的实时监控画面;在实时显示生理信号的同时,监控软件根据获得的数据对人体的生理和心理状

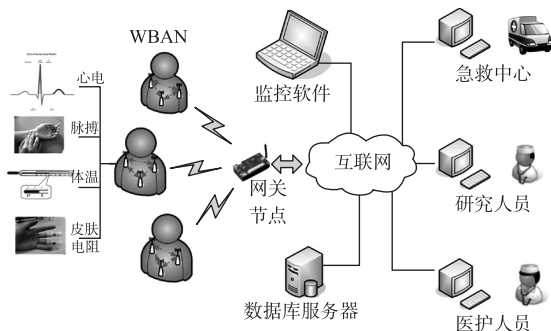


图 1 系统结构图

态进行分析,根据被训练者的状态及时调整训练强度和训练模式,以达到最佳训练效果。

### 2 节点硬件设计

无线体域网是以人体为载体的网络,传感器节点最终将穿戴在患者身上,需长时间持续工作,在整个系统的硬件设计中应遵循微型化和低功耗要求。传感器网络节点主要包含数据采集模块、微控制器和无线收发模块,同时由电源模块给各个模块供电,其结构框图如图 2 所示。本系统采用的 IRIS 节点包含了微处理器和无线射频模块,并提供 51 针扩展接口连接传感器板用于采集心电、皮肤电阻、体温和脉搏信号。

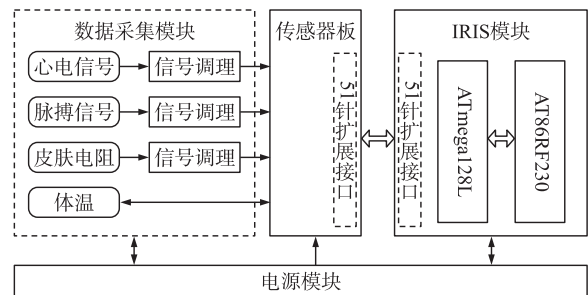


图 2 传感器节点结构框图

#### 2.1 心电信号采集电路

从人体电极处记录出心脏活动的电生理变化曲线,即心电图。心电图反映了心脏在每个心动周期内,由起搏点、心房、心室相继兴奋时心脏电位的变化,它体现了心脏兴奋的发生、传播以及恢复的过程。典型的心电图波形如图 3 所示<sup>[7]</sup>。一个典型的心电信号周期,包括了 P、Q、R、S、T、U 波,它们代表了心室搏动的心电活动,每个波既有方向,又有大小。心电图可以看成是由一系列波组所构成的,每个波组代表每一个心动周期,一个波组包括 P 波, QRS 波群, T 波和 U 波。通过对心电图各个波组的分析,可以进行临床的诊断。

心电信号是微弱的生物电信号,频谱能量主要集中在 0.05 Hz ~ 50 Hz 之间,且极易受到噪声信号的干扰,本系统设计的心电信号采集电路框图如图 4 所示。首先经过电极片提取人体心电信号,传送

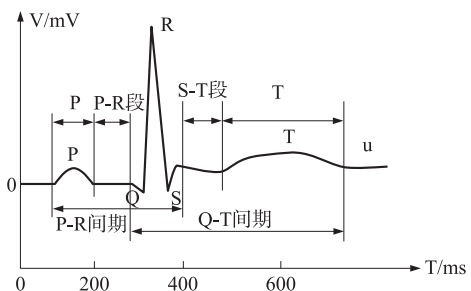


图 3 典型心电图波形

到前置仪用放大器进行前置放大,然后分别通过低通滤波、高通滤波和带阻滤波处理,再由后级主放大

器放大,最后进入 IRIS 节点进行 A/D 转换,并通过无线模块将数字心电信号发送出去。

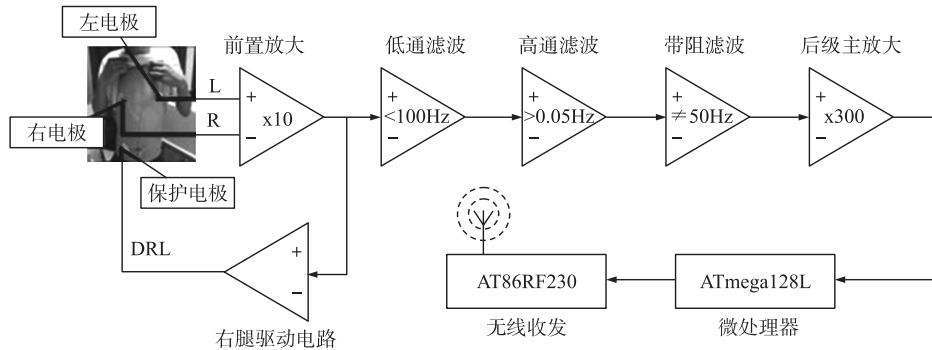


图 4 心电采集电路总体框图

电极选用一次性氯化银电极片,以保证信号的完整采集。前置放大电路主要包含一个仪表放大器 AD623,由于极化电压的存在,前置放大器增益不能过大,设计其大小约为 10。右腿驱动电路一方面用于保护病人,防止心电电极和电子线路之间产生的耦合电流从人体流经地对人体造成伤害;另一方面对 50 Hz 工频干扰进行抑制。右腿驱动的工作原理是将人体体表获得的共模电压通过负反馈放大的方式输回人体,从而达到抵消共模干扰的作用,从根本上抑制共模电压。

经过前置放大的信号需进行滤波处理。如前文所述,心电信号的频率大约在 0.05 Hz ~ 100 Hz 之间,所以需要—个低通滤波器来消除高于 100 Hz 的高频噪声以及—个高通滤波器用于滤除低于 0.05 Hz 的低频噪声,以及—个 50 Hz 的陷波器滤除 50 Hz 工频信号的干扰,完整滤波电路如图 5 所示。由于心电信号采集后可能有负值,不便于 AD 采样,设计中将 1.65 V 电压接在  $R_{23}$  滑动电阻上达到电平抬升的作用,以获得非负信号。

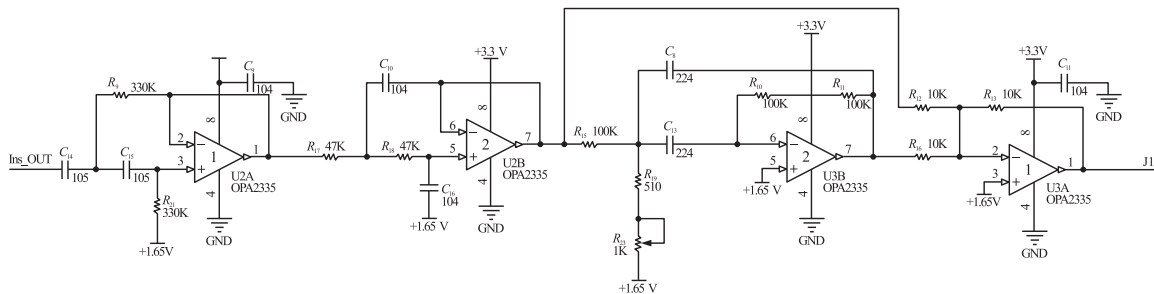


图 5 心电滤波电路

后级放大电路为主放大电路,主放大电路放大器采用 LMV772MA 缓冲放大器,为满足 AD 采样需求,整个电路放大倍数约为 3 000 倍,而前置放大器倍数约为 10 倍,因此后级主放大电路放大倍数可设为 300 倍左右。心电采集电路的实物图如图 6 所示。

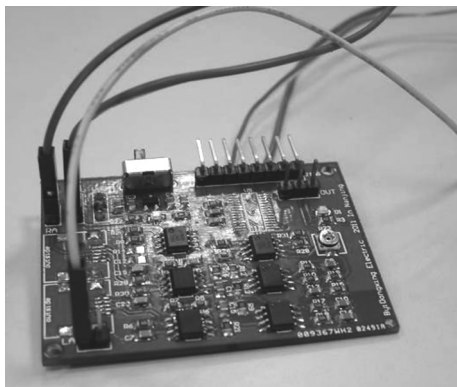


图 6 心电信号采集电路

## 2.2 皮肤电阻信号采集

皮肤内血管的舒张和收缩以及汗腺分泌等变化,能引起皮肤电阻的变化,通过测量这种变化能够识别人的情绪变化或心理状态<sup>[5]</sup>。皮肤电阻具有的特点主要有:

①个体差异较大。经万用表初步测量,得到的个人均值从 270 kΩ 到 13.5 MΩ,大部分在 1 MΩ ~ 2 MΩ 之间;

②阻值波动较大。人体的皮肤电阻一直处于不断的波动变化之中,只能通过观察其变化波形对皮电进行定性的测量,并从中了解患者的心理状态变化;

③对测量方式敏感。当采用不同的方式对人体不同部位进行测量时,得到结果的差异性较大。

鉴于人体皮肤电阻以上特点,对其进行定量分析十分困难,可以采取通过定性的分析来确定它与

情绪状态变化之间的相互关系,而不去定量计算它们之间的确切值<sup>[8]</sup>。同时,由于皮肤电阻的个体差异较大,基于特定个体的测量和分析才有现实意义。采集到的皮肤电阻信号经过电路转换后变为标准电信号,并作为微处理器内置模数转换器的输入。基于以上分析,设计皮肤电阻采集电路如图7所示,测量时电极分别贴在被测者手的无名指和中指上。

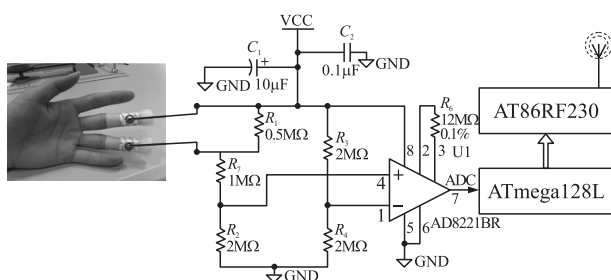


图7 皮肤电阻采集电路

测量皮肤电阻电极使用 Ag/AgCl 参比电极,因其稳定性好、准确性高、寿命长等特点被大量运用于电导率测试中。电极采集到人体电阻与  $0.5\text{ M}\Omega$  电阻并联,再串联入惠斯登平衡电桥以获得较高的灵敏度和平缓的电压输出,电阻均为高精度的电阻,电阻值误差为  $1\%$ 。将电阻的大小转变成电压信号,并通过一个仪表放大器进行放大,本设计选择精密仪用放大器 AD8221。

### 2.3 体温信号采集

体温测量采用美国 DALLAS 公司生产的 DS18B20 数字温度传感器,该型号传感器供电电压  $3\text{ V} \sim 5.5\text{ V}$ ,测温范围  $-55\text{ }^{\circ}\text{C} \sim 125\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,测量精度可达  $0.0625\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,通过简单的编程可以实现  $9\text{ bit} \sim 12\text{ bit}$  的数字值读取方式,最慢转换速度为  $750\text{ ms}$ ,最快达到  $93.75\text{ ms}$ ,且性能稳定。同时,该传感器采用单总线协议,无需外围电路,能够直接与单片机的 I/O 引脚相连,电路简单,占用单片机通信端口少,能够减小传感器节点电路板体积。DS18B20 数据输入输出引脚 DQ 与 IRIS 一个数字 I/O 口相连,并在该总线上链接一个  $4.7\text{ k}\Omega$  的上拉电阻,采用外部电源供电方式,将温度采集和皮肤电阻采集制作在一个节点上,实物图如图8所示。

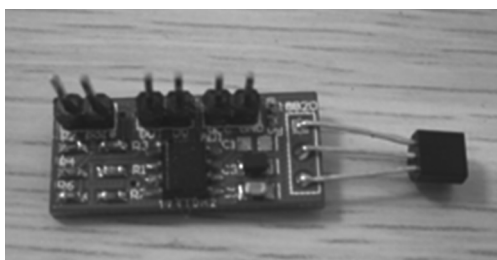


图8 皮肤电阻和温度采集实物图

### 2.4 脉搏信号采集

从脉搏波中提取人体的生理病理信息作为临床诊断和治疗的依据,历来都受到中外医学界的重视。脉搏信号的基本特征是:频率低、幅度小、干扰大、稳定度低、随机性强,同时是一种典型的微弱生理信号<sup>[9]</sup>;针对这些特点,脉搏检测中选择 PVDF 型 SC0073 脉搏传感器,该传感器是压电式小型压电传感器,具有灵敏度高、抗过载及冲击波能力强、抗干扰性好、体积小重量轻等特点。

测量时将传感器通过腕带佩戴在手腕处,并将脉搏传感器正面紧贴靠拇指一侧手腕处的桡动脉,同时采用 NE5532 高性能低噪声双运算放大器集成电路对脉搏信号进行放大,通过设置电阻大小将放大倍数设置为 20 倍。传感器电路设计图如图9所示。经过放大的信号作为 IRIS 节点的 ADC 输入,为降低节点功耗,对脉搏信号的进一步处理和分析安排在上位机实现。

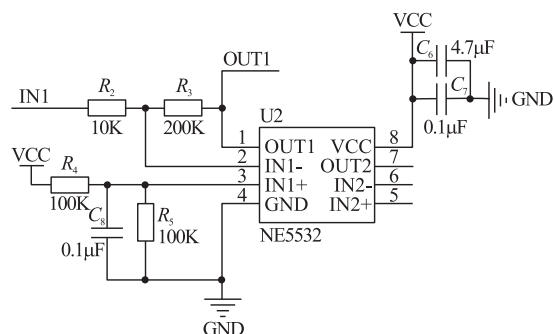


图9 脉搏信号采集电路

## 3 软件设计

### 3.1 节点软件设计

#### 3.1.1 总体设计

本系统使用的 IRIS 节点平台加载了 TinyOS 操作系统, TinyOS 是加州大学伯克利分校专门为无线传感器网络开发的一种微型操作系统<sup>[10]</sup>,该系统由一系列组件组成,组件则使用 nesC 语言设计, nesC 语言是一种扩展于 C 语言并支持组件化编程的计算机高级语言。本系统使用 nesC 语言进行节点上的软件设计。一次完整的数据采集和发送流程图如图10所示<sup>[11]</sup>。

系统初始化完毕后,首先选择需要使用的组件,并将组件给予绑定以进行实际工作;然后对组件进行初始化,其中包含硬件初始化和软件初始化,同时给每个节点设定唯一的序列号(ID)以标识不同的节点;初始化完成以后,节点进入监听状态,当收到 Sink 节点(网关节点)发送的命令,传感器节点对命令进行解析,如果命令是发往本节点,则执行命令(如数据采集),命令执行完后将数据发往 Sink 节点,随即进

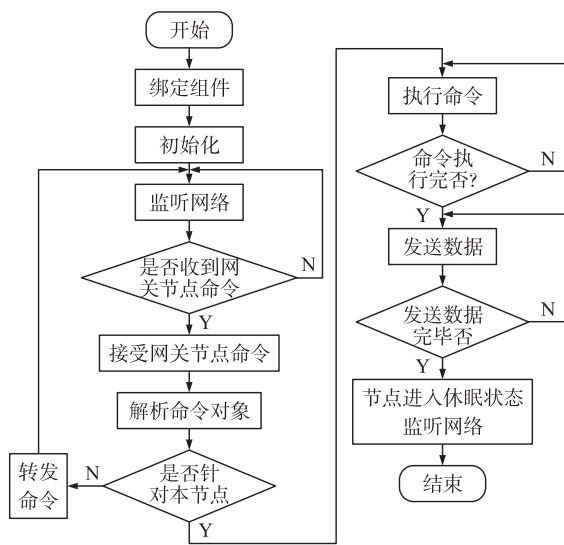


图 10 节点程序设计流程图

入休眠状态继续对网络进行监听;如果不是发往本节点,则将命令转发给其它节点。无线传输协议采用的是 ZigBee 通信协议,该协议已经内嵌于 IRIS 模块中。网关将无线传感网络数据通过串口传输给监控软件,串口通信所采用的数据包结构如表 1 所示,每一完整帧数据大小为 41 byte,所有数据包共享 7 byte 的 TinyOS 帧头, Xmesh 帧头中其中有 2 byte 为节点编号,用于区分不同节点, Xsensor 帧头数据由传感器板型号决定,传感器数据之后提供 2 byte 的数据校验。对数据包进行解析,即可获得传感器数据。

表 1 数据包结构

开始标志	TinyOS 帧头	Xmesh 帧头	Xsensor 帧头	传感器数据	校验	结束标志
2B	7B	7B	4B	18B	2B	1B

### 3.1.2 信号采集程序设计

本系统中主要采集了心电、皮肤电阻、体温和脉搏信号,为便于节点安装,每个节点采集一种信号。

设计心电、皮肤电阻和脉搏信号的采样频率为 100 Hz,体温则每分钟采集一次。节点采集到数据后立即通过 Mesh 网络发送到网关节点。

为减小传感器节点功耗,对心电信号的软件滤波等数据处理和分析安排在上位机完成。对于心电信号,本设计采用均值滤波以去除毛刺,获得较为平滑的波形。为获得每分钟脉搏数,则对经过放大的脉搏信号进行均值滤波和阈值滤波后用于脉搏计数,计数算法采用区间阈值计数算法。

体温信号采集所用的 DS18B20 温度传感器采用单总线通信协议,在和单片机进行通信时,必须严格遵守其时序,才能得到正确的温度值。根据其时序设计一次温度采集流程图如图 11 所示。

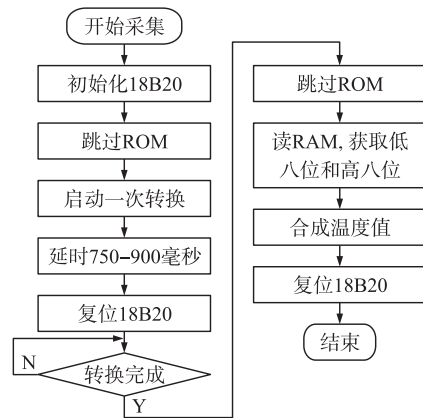


图 11 温度采集流程图

### 3.2 监控软件设计

监控软件主要任务是通过网关节点向传感器网络发送指令,以及接受来自传感器网络的数据,并对接收到的数据进行处理、显示和管理,同时对生理参数进行监控。网关节点通过 USB 接口向上位机提供数据,本系统使用 LabView 设计监控软件,监控界面如图 12 所示。通过界面,可以实时了解用户的体



图 12 监控软件界面

温、脉搏,以及心电变化,同时还可以设置报警阈值,当生理指标超过预设区间时监控软件能发出报警信号。

#### 4 结果分析

使用 IRIS 作为无线测量模块,将生理参数采集模块的输出接入传感器版 51 针扩展接口,构成一个完整的 WBAN 节点。以健康人为实验对象,对心电、脉搏、皮肤电阻和体温信号进行了采集。对于心电信号采集,电极片的粘贴位置及通过示波器显示的心电图如图 13、图 14 所示,图中能较清晰地区分前述典型心电图中的 P 波, QRS 波群, T 波和 U 波。采用 Peter J. Lang 创建的 IAPS 作为情感刺激工具<sup>[13]</sup>,人的情感受到刺激时,人体皮肤电阻将发生变化,测量结果如图 15 所示,通过波形图可以看到皮肤电阻在受到情感刺激时有明显变化。脉搏信号测量时将脉搏传感器紧贴靠拇指一侧手腕处的桡动脉,获得的脉搏曲线如图 12 所示,经过多人实验统计,得到平均每分钟脉搏约 73 次,与实际情况基本吻合。通过在健康人体腋下安装体温测量节点多次测量体温,采集到得平均体温为 36.7℃,可以看出本系统能基本准确测量人体体温。

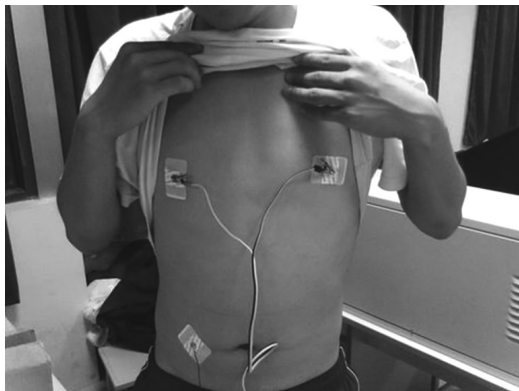


图 13 心电采集试验方法

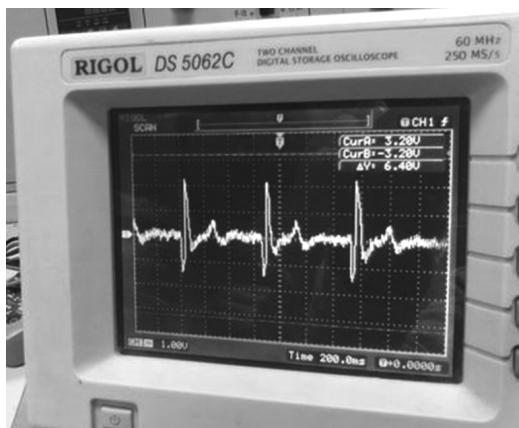


图 14 示波器显示的心电图

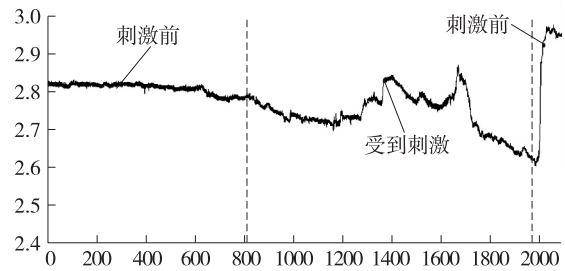


图 15 皮肤电阻测量波形

#### 5 结论

本文基于 CrossBow 平台构建了用于康复监测的无线体域网(WBAN),并设计实现了上位机监控软件,通过对健康人体生理参数的检测验证,结果表明本文设计的康复监测系统性能稳定可靠、使用灵活方便,能够很好地实现人体心电、皮肤电阻、脉搏和体温的实时监测。

#### 参考文献:

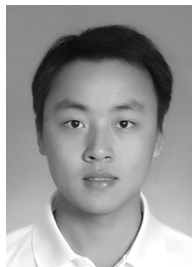
- [1] 徐国政,宋爱国,李会军. 康复机器人系统结构及控制技术[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2009,13(4):714-720.
- [2] Ren-Guey Lee, Chien-Chih Lai, Shao-Shan Chiang, et al. Design and Implementation of a Mobile-Care System over Wireless Sensor Network for Home Healthcare Applications [C]//Proc. 28th Annual. IEEE EMBS Conf,2006:6004-6007.
- [3] Min Chen, Sergio Gonzalez, Athanasios Vasilakos, et. al. Body Area Networks: A Survey[J]. Mobile Netw Appl,2011,16:171-193.
- [4] Pandian P S, Mohanavelu K, Safer K P, et al. Smart Vest: Wearable Multi-Parameter Remote Physiological Monitoring System [J]. Medical Engineering & Physics,2008,30:466-477.
- [5] Lim C K, Luo Z, Chen I, et al. Wearable Wireless Sensing System for Capturing Human Arm Motion[J]. Sensors and Actuators A: Physical,2011,166:125-132.
- [6] Chen Haifeng, Wu Wanqing, Lee Jungtae. A WBAN-Based Real-Time Electroencephalogram Monitoring System: Design and Implementation[J]. Journal of Medical Systems,2010,34:303-311.
- [7] 曹柏荣,曹琪. 基于单片机的便携式心电图仪的研究[J]. 微计算机信息,2006,22(2-2):39-40.
- [8] 贾珊. 无线可穿戴生理测量系统及其在儿童情感实验中的应用研究[D]. 南京:东南大学,2007.
- [9] 李晓鹏,宋爱国,彭思,等. 脉搏血氧饱和度远程实时监护系统设计[J]. 传感技术学报,2010,23(6):772-776.
- [10] 于海斌,曾鹏,梁焯. 智能无线传感器网络系统[M]. 北京:科学出版社,2006.
- [11] 胡纯意. 基于 TinyOS 的无线传感器网络环境参数采集系统设计及实现[D]. 长沙:中南大学,2010.
- [12] Benot Latre, Bart Braem, Ingrid Moerman, et al. A Survey on Wireless Body Area Networks[J]. Wireless Network,2011,17:1-18.

[13] Lang P J, Bradley M M, Cuthbert B N. International Affective Picture System (IAPS): Instruction Manual and Affective Ratings

[R]. Technical Report A-5, The Center for Research in psychophysiology, University of Florida, 2001.



高 翔(1967-),女,江苏宿迁人,副教授,硕士生导师,主要研究领域为通信协议一致性测试技术、传感器网络等, gaox@njupt.edu.cn;



郭猷敏(1988-),男,江西吉安人,硕士研究生,研究方向为无线传感器网络, bigwhitesky@163.com。