

无线胸外按压反馈监测系统的设计与实现*

张 广, 吴太虎, 郑捷文

(军事医学科学院 卫生装备研究所, 天津 300161)

摘要: 介绍了一种基于无线传感器网络的胸外按压反馈监测系统。该系统集成了压力传感器、加速度传感器和心电监测模块, 可实时采样处理胸外按压过程中多项关键参数。该系统基于无线网络, 采用优化设计的无线通信协议和无线基站监测界面, 实现了一台基站对多节点胸外按压反馈数据的无线监测。

关键词: 胸外按压; 无线传感器网络; 监测系统

中图分类号: TP212

文献标识码: B

文章编号: 1674-7720(2010)10-0056-04

Design and implementation of a wireless chest compression monitoring and feedback system

ZHANG Guang, WU Tai Hu, ZHENG Jie Wen

(Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Science, Tianjin 300161, China)

Abstract: This paper introduced a chest compression monitoring and feedback system based on a wireless sensors network, which integrated a pressure sensor, an accelerometer and an ECG monitoring module can sample and progress numerous vital data in the real-time. With the wireless network, the improved wireless communication protocol and the monitoring interface, the base-station established by us can receive the chest compression data form monitoring and feedback nodes wirelessly.

Key words: chest compression; wireless sensors network; monitoring system

在心跳骤停的治疗中, 高质量的心肺复苏会提高病人生存率, 并增加神经系统完全恢复的可能性。胸外按压是心肺复苏必不可少的关键步骤^[1]。《国际心肺复苏指南 2005》规定, 胸外按压要产生有效效果必须保证准确的按压频率(100 次/分)与按压深度(胸骨下陷 4 cm~5 cm)。为了客观评价目前北京各三甲医院临床一线急诊、急救人员胸外按压水平, 飞利浦公司在北京以解放军总医院为主导, 包括海军总医院、空军总医院、北京军区总医院、304 医院、721 医院、309 医院等三甲医院进行了为期 9 个月的临床试验, 对 500 名急诊一线急救人员进行了测试, 结果发现 95% 的胸外按压质量不符合《国际心肺复苏指南 2005》标准。在紧急救治过程中, 胸外按压缺乏有效的监测和指导, 医护人员无法准确判断胸外按压力度和频率, 是导致绝大部分胸外按压过慢或者过浅, 从而无法满足《国际心肺复苏指南 2005》量化要求的主要原因。

本文介绍了一种基于无线传感器网络的胸外按压反馈监测系统。该系统具有一台无线基站和多个无线网络监测节点。利用一台基站即可实时监测多个胸外按压反馈节点按压深度、按压力度、按压频率、患者心电等多项数据。本系统不仅对引导医务人员进行准确高效的胸外按压, 提高突发事件环境下心肺复苏效率, 增加患者生存率有着重要意义, 而且在高质量的胸外按压训练反馈监测方面也将发挥重要作用。

1 系统总体方案

胸外按压反馈监测系统主要由多个反馈监测装置形成的无线反馈监测节点和一个由 PC 机与无线接收器构成的无线基站两大部分组成。总体方案示意图如图 1 所示。其中无线基站负责与各无线反馈节点通信, 查询监测各反馈节点胸外按压反馈数据, 并将有关参数存储记录。基站的无线接收器实时查询接收各监测反馈节点的胸外按压数据, 并将有关数据通过串口传输到 PC 机

* 基金项目: 国家“863 计划”资助项目(2009AA027410)

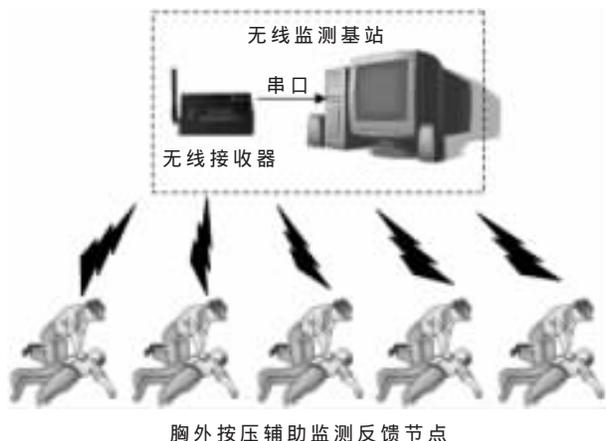


图1 无线胸外按压反馈监测系统总体方案

中进行分析和记录。在胸外按压过程中,各监测反馈节点实时反馈按压深度、压力、频率、患者心电、胸壁回弹程度和按压中断时间这六项参数。其中任意参数超出指定范围,反馈节点将产生报警信号。反馈节点同时具有存储记录功能,可以存储胸外按压关键参数,便于日后的分析管理。根据不同场合的需求,每个胸外按压反馈监测节点既可以构成一个独立装置单独使用,也可以无线组网,进行无线数据传输。

2 系统硬件设计

2.1 无线监测反馈节点总体设计

胸外按压反馈监测装置硬件原理框图如图2所示。MCU作为反馈监测装置的核心部分,负责对胸外按压有关数据进行采样分析,并对分析处理结果进行反馈,同时利用无线通信模块建立与基站的无线通信。检测模块由相应的传感器并配合适当的调理放大电路组成,分别检测胸外按压深度、压力、频率和患者心电信号。外围LCD和蜂鸣器分别对检测结果进行视频和音频反馈。

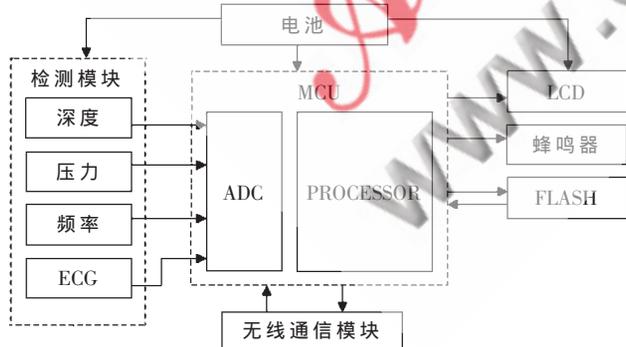


图2 无线胸外按压反馈监测节点硬件总体架构

2.2 节点处理器

无线反馈监测节点以C8051F020微控制器为控制核心。该微控制器使用Silicon Lab的专利CIP-51微控制器内核,与MCS-51指令完全兼容,时钟频率可高达25 MIPS。该控制器内部集成2 MHz~16 MHz的可编程振荡器,自带12位8通道ADC,具有64 KB可在线系统编

程的FLASH存储器和4 352 B的片内RAM。C8051F020微控制器I/O接口多达64个,可以方便地连接传感器的I/O接口,同时可以模拟SPI接口控制RF无线模块。

2.3 按压压力检测模块

按压压力检测模块由压力传感器和差分放大电路组成。压力传感器感受胸外按压压力大小,并将压力信号转换成差分电压信号。该电压信号通过差分放大电路放大,直接送入单片机的A/D转换端口,进行模数转换。

压力传感器采用上海慧聪公司生产的JQ-1小量程称重传感器。该传感器外形小巧、精度高、性能稳定可靠、抗偏抗侧向压力强、量程范围广,非常适合按压压力的测量。

2.4 按压深度检测模块

本系统中采用三轴加速度MMA7260检测按压加速度^[2]。通过将该加速度数据进行二次积分得到按压深度数据。MMA7260是一种低功耗电容式MEMS三轴加速度传感器,有 $\pm 1.5\text{ g}/2\text{ g}/4\text{ g}/6\text{ g}$ 四个量程范围可供选择。该传感器封装为小巧的QFN16,具有2.2 V~3.6 V供电的宽电源范围,且支持休眠模式,是一种出色的微型低功耗器件。MMA7260可以稳定地输出X、Y、Z三个相互正交坐标轴方向的加速度值,为胸外按压深度的检测提供可靠的加速度数据。

图3为MMA7260传感器的工作原理图。为滤除噪声干扰,保证输出加速度模拟信号的准确,输出端口添加了RC低通滤波电路。g-Select管脚为加速度测量范围灵敏度选择端口,Sleep Mode管脚为传感器休眠设置管脚,当此管脚输入低电平时,传感器工作电流将降低至 $3\text{ }\mu\text{A}$ 左右,极大地方便了低功耗产品的设计^[3]。

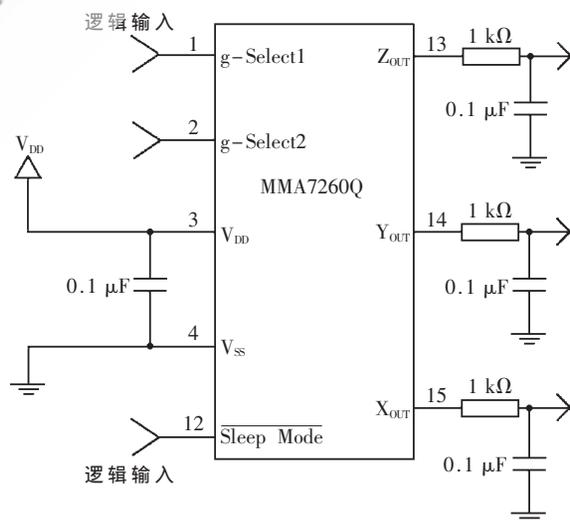


图3 MMA7260传感器工作电路图

2.5 心电检测模块

心电检测处理模块^[4]的核心为微控制器,前端放大器电路采用AD620对心电信号进行前级放大和后级放大。滤波电路由TI公司超低功耗运算放大器TLC2254

网络与通信 Network and Communication

构成, 心电信号由微处理器集成的 ADC 转换处理后送 LCD 显示。心电检测模块系统框图如图 4 所示。

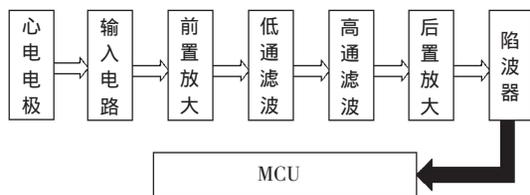


图 4 心电检测模块系统框图

2.6 无线通信及无线组网模块

射频具有价格低、传输距离长等特性, 特别是高性价比射频芯片的不断出现, 使它越来越受青睐。本系统采用挪威 Nordic 公司 nRF905 射频芯片实现数据的无线收发^[5]。nRF905 不仅能够满足检测设备低功耗的要求, 并且能同时保证传输速率以及传输距离。经实际测量, 在室内有墙壁阻隔的情况下, 传输距离可达到 25 m 以上, 无线传输丢包率在 1/10 000 内, 能保证传输数据不丢失。其最大传输速率可达 100 kb/s。设计时, 处理器通过 SPI 接口对多块 nRF905 的寄存器地址进行不同的配置。在实际工作中, nRF905 可以自动滤除地址不相同的数据, 只有地址匹配且校验正确的数据才会被接受, 并存储在接收数据寄存器中。通过对无线射频模块配置不同的地址, 即可实现一台主机与多个从机的无线组网。由于是一台基站, 多个监测反馈节点, 于是采用了一寻多的星型网络拓扑结构组网。

2.7 基站无线接收器硬件设计

本系统采用多个胸外按压反馈监测节点采样处理胸外按压数据。各反馈节点将处理后的数据通过无线方式发送到无线基站。因此, 无线基站必须设置无线接收器接收各节点数据。无线接收器以 C8051F330 为控制核心, 同样采用 nRF905 射频收发器作为无线通信模块。无线接收器接收到各节点的监测反馈数据后, 通过 MAX3222 芯片以串口通信方式将数据传送给 PC 机, 实现各项数据的进一步显示和处理, 如图 5 所示。



图 5 基站无线接收器框图

3 系统软件设计

3.1 无线组网通信设计与优化

在进行无线通信之前, 首先要对 nRF905 进行初始化配置, 包括对工作频段、输出功率、节点模式、地址宽度、有效数据长度、接收地址、CRC 与外部时钟使能配置等。发送数据时, nRF905 可以自动将数据打包, 自动加载同步码、目标地址和 CRC 校验码; 接收时, 自动去掉前端同步码, 自动检查地址是否匹配并进行 CRC 校验,

若校验无误则产生中断信号告知单片机读取数据。

系统中, 无线网络节点与无线基站组成一个单跳星型拓扑网络。每个无线传感器网络节点都有唯一的节点编号, 该节点号由无线基站分配, 可以被基站寻址。

在保证无线数据传输可靠性的前提下, 为获得较高的传输效率, 对通信协议进行了优化。采用 nRF905 无线通信模块进行数据传输, 通常为为保证数据传输的可靠性, 每发送一次数据, 需要在规定时间内等待接收方返回确认信息。如果超时, 则需要重发丢失的数据, 而采用这种方式大大降低了通信的传输效率。

鉴于 nRF905 单次发送的最大字节数为 32 个, 则节点以 32 B 为发送基本单元, 数据发送格式如表 1 所示。第 1 个字节为发送节点的编号; 第 2 个字节表示当前发送数据包的编号; 第 3~32 个字节为测量数据。

表 1 发送数据包格式

字节	1	2	3~32
格式	节点编号	数据包编号	数据包

待 1 组数据发送完毕, 接收器根据接收到的数据返回确认信息, 格式如表 2 所示。第 1 个字节为接收节点编号, 第 2 个字节表示接收的数据包错误总数; 第 3、第 4 个字节的每位对应每组 16 个数据包的确认信息, 如某位为 0, 则将该位对应的数据包重发, 重复上面的操作, 直到该组数据全部被接收。此外, 如发送节点在规定时间内未收到任何返回信息, 则重发数据直到收到确认信息。

表 2 返回数据包格式

字节	1	2	3~4
格式	节点编号	错误数据包总数	错误数据包编号

3.2 无线监测反馈节点程序设计

无线监测反馈节点系统程序由主程序、数据采集子程序、与无线基站通信的子程序等部分组成。其中, 主程序是监测反馈节点系统的核心, 主要完成对各子程序的调用, 从而实现胸外按压各数据的采集、处理、存储及与无线基站通信等功能。图 6 为反馈节点主程序流程图。

4 无线基站的设计

无线基站的主要功能是实时检测多个监测反馈节点的胸外按压相关数据, 并对有关数据进行存储和记录。基站的操作界面力求简单、实用、美观。根据基站的功能需求, 利用 VC++6.0 编程工具设计实现了监测界面。基站监测界面如图 7 所示。

本设计集成了按压压力检测模块、按压深度检测模块和心电监测模块, 对胸外按压的各项指标进行全面准确的反馈监测, 为胸外按压的准确操作提供量化依据和正确指导。同时, 本设计利用无线传感器网络技术构建了无线反馈监测系统, 利用一台基站即可对多个节点的

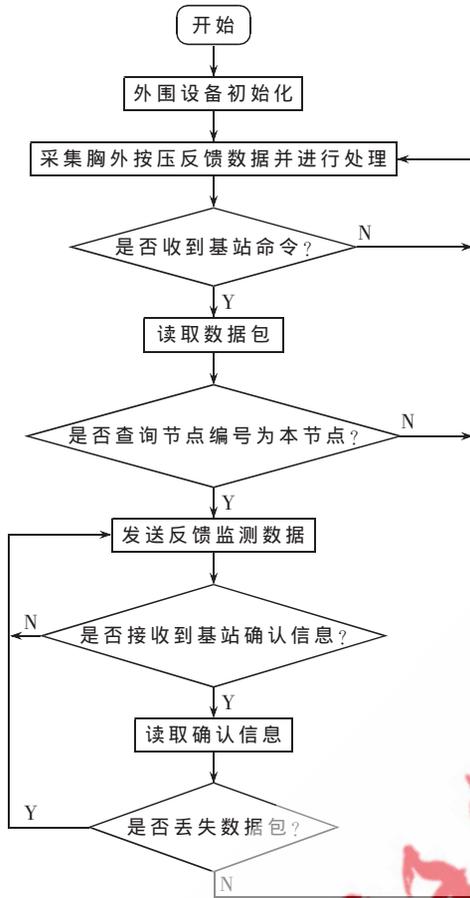


图6 反馈节点主程序流程图

胸外按压反馈数据进行实时精确的监测。本系统将极大地减轻急救医务人员的工作强度，提高心肺复苏成功

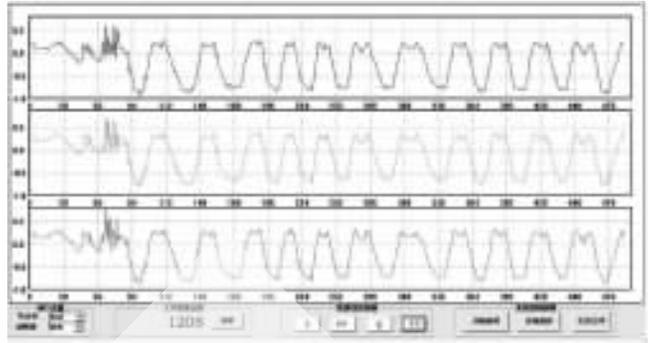


图7 无线基站监测界面

率，在心肺复苏急救监测和训练指导等方面具有广阔的应用前景。

参考文献

[1] KOSTER R, DEAKIN C, BÖTTIGER B, et al. Chest-compression-only or full cardiopulmonary resuscitation?[J]. The Lancet, 2007; 9369-9577.
 [2] Freescale Semiconductor. ±1.5g-6g three axis low-g micro-machined accelerometer. 2006.
 [3] 王玺, 李伟为. 基于 ARM 和加速度传感器的电子画笔设计[J]. 电子技术应用, 2007, 33(3): 69-71.
 [4] 诸强, 王学民, 胡宾, 等. 基于嵌入式系统的心电无线远程传输系统[J]. 天津大学学报, 2005, 38(1): 52.
 [5] nRF905 datasheet. 2004.

(收稿日期: 2009-12-19)

作者简介:

张广, 男, 1984 年生, 硕士研究生, 主要研究方向: 急诊急救系统和智能医疗设备的研制开发。