

## 胸外按压质量的无线监测与传输系统研制

宋丰言<sup>1,2</sup>, 张和华<sup>1</sup>, 苕飞霸<sup>1</sup>, 向华<sup>1</sup>, 吴旋<sup>1</sup>, 尹军<sup>1</sup>

1. 第三军医大学大坪医院野战外科研究所医学工程科, 重庆 400042; 2. 第三军医大学生物医学工程系, 重庆 400038

**【摘要】目的:**介绍了基于蓝牙无线传输的胸外按压质量监测系统。**方法:**本系统主要由硬件电路部分与软件部分组成。硬件电路部分由双电源电路、信号发生电路、信号检测与放大电路、单片机与蓝牙传输模块等部分组成。通过在胸外按压过程中采集、无线传输、分析胸阻抗信号等参数的变化,实现对胸外按压质量的实时监测。电源产生电压信号,通过电极片传至人体,由接收的电流信号的变化得到人体阻抗的变化。在胸外按压过程中,持续采集信号,信号被电极片接收通过各级电路放大、滤波、整形等得到稳定的信号,通过51单片机进行实时采样,经蓝牙传输至监测端,通过软件处理将结果最终反映在手机上,对胸外按压的效果进行评估。软件部分:数据处理是通过基于MATLAB的GUI界面,对信号处理并予以呈现。蓝牙通信部分采用C51编程,实现利用主机控制器接口HCI层建立点对点的蓝牙异步无链接数据传输通道。**结果:**设计了基于蓝牙无线传输的胸外按压质量监测系统,整个系统可以实时稳定的对胸外按压效果进行有效监测。**结论:**通过对本系统硬件结构、软件功能及特点的介绍,指出了其在临床急救方面潜在的应用价值。

**【关键词】**心肺复苏;胸外按压;质量监测;无线;传输

**【中图分类号】**R318.6

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2016)02-0146-05

## Chest compression quality wireless monitoring and transmission system

SONG Feng-yan<sup>1,2</sup>, ZHANG He-hua<sup>1</sup>, CHANG Fei-ba<sup>1</sup>, XIANG Hua<sup>1</sup>, WU Xuan<sup>1</sup>, YIN Jun<sup>1</sup>

1. Department of Medical Engineering, Institute of Field Surgery, Daping Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400042, China; 2. School of Biomedical Engineering, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China

**Abstract: Objective** To introduce the chest compression quality monitoring system based on Bluetooth wireless transmission. **Methods** The system was mainly composed of hardware circuit and software. Hardware circuit mainly included dual power supply circuit, signal generating circuit, signal detection and amplification circuit, microcontroller and Bluetooth transmission module. The chest compression quality was monitored in real-time by collecting, wireless transmitting and analyzing the changes of transthoracic impedance (TTI) signals. During the chest compression, signals were continually collected. The signals received by electrode slices were amplified, filtered and shaped by various circuits to obtain the stable signals. A 51 series single-chip microcomputer was applied for real-time sampling; the sample was transmitted to the monitor by Bluetooth, and the software processing results were eventually reflected on the phone to evaluate the chest compression effect. Data processing was applied on the GUI interface based on MATLAB to process and display the signals. And C51 programming was adopted in Bluetooth communication to establish the Bluetooth asynchronous point-to-point unlink data transmission channel based on the interface HCI layer of host controller. **Results** The chest compression quality monitoring system based on Bluetooth wireless transmission was designed to realize the real-time, effective and stable monitoring for the chest compression effect. **Conclusion** The potential value of the designed chest compression quality monitoring system in clinical emergency was pointed out by introducing the hardware configuration, software functions and features of the system

**Key words:** cardiopulmonary resuscitation; chest compression; quality monitoring; wireless; transmission

**【收稿日期】**2015-09-27

**【基金项目】**全军医学科技青年培育项目(13QN120)

**【作者简介】**宋丰言,男(1991-),主要从事医疗器械开发工作,E-mail: 491589257@qq.com。

**【通信作者】**张和华,男,博士,工程师,助理员,主要从事医学装备的管理及医疗器械研发工作。Tel: 023-68757684;E-mail: zhanghehua@vip.163.com。

## 前言

心脏骤停(Cardiac Arrest, CA),又称心源性猝死,发生后如得不到及时地救治,4~6 min后会造患者大脑和其他重要器官的不可逆的损害<sup>[1]</sup>。因此,心搏骤停后的心肺复苏(Cardiopulmonary Resuscitation, CPR)必须在现场尽快进行<sup>[2]</sup>。然而,调查研究表明,即便是受过专业训练的人员在CPR过程中也很难进行标准化的操作。所以,对于CPR过程中胸外按压的质量参数进行监测和反馈非常必要。目前监测心肺复苏质量的手段主要有监测CPR实施过程的冠状动脉灌注压、按压深度、按压频率等参数<sup>[3-4]</sup>。传统的监测手段主要存在有创伤或者操作较复杂等缺点。院内和院外除颤仪的广泛使用,使得利用胸阻抗信号(Transthoracic Impedance, TTI)实时监测胸外按压质量具有很强的可操作性。该方法不需要额外增加部件,属于无创测量,解决了现有技术需要在胸口外加装置,数据有线传输不够便捷等问题,大大简化了监测步骤。同时,将信号的传输改为基于蓝牙模块的无线传输,其优点主要有:(1)直接运用手机作为接收监测端,方便快捷,更加符合院外CPR检测的实际要求,并去除了数据线产生的干扰。(2)蓝牙系统采用了跳频扩频技术,可以有效地提高数据传输的安全性和抗干扰能力。(3)数据的保存与传输更加方便,有利于数据的分析与后续处理。

## 1 系统基本结构与原理

该系统通过连接在除颤监护仪上的除颤电极片获取TTI数据,数据由单片机处理后通过蓝牙模块将数据无线发送至监测端,通过数据实时分析判断按压质量,并给予实施CPR的人员及时反馈,从而提高CPR操作的质量和效果<sup>[5]</sup>。其原理框图如图1所示。

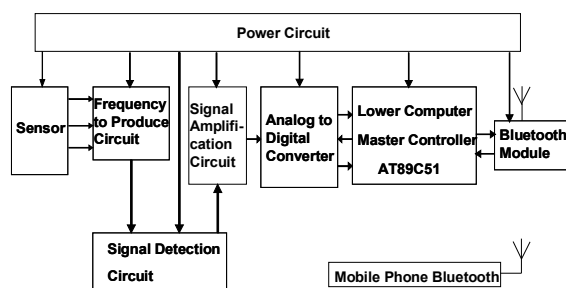


图1 结构原理图

Fig.1 Structural schematic diagram

其中,传感器主要采用除颤电极片,数据的采集

处理模块主要由电源电路、信号检测电路、频率产生电路三部分组成,电源电路采用交流源的方式输出。由于TTI无法直接测量,所以我们加以电压信号将其转变成可以测量的电信号,通过频率产生电路经由放大滤波处理后由两路输出到与人体相接的两个端口,再由信号监测电路的两个端口接收到信号后,经过放大、滤波、A/D转换后,输出至单片机处理再经由蓝牙模块与监测端蓝牙相匹配后发送至监测端(手机等移动终端)进行实时监控<sup>[6]</sup>。

## 2 硬件电路部分

检测系统主要结构包括除颤电极片、电源电路、信号发生电路、放大电路、滤波电路、保护电路以及外加辅助装置等。硬件模块主要由双电源电路,信号发生电路、信号检测及放大电路三部分组成。电源电路采用双电源电路以交流源的方式输出<sup>[7]</sup>。电源产生电压信号,通过电极片传至人体,由接收的电流信号的变化得到人体的阻抗的变化,信号被电极片接收通过各级电路,放大、滤波、整形等得到稳定的信号,通过蓝牙传输给监测端,该电路的特点是可以很稳定地测得有部分干扰的胸阻抗变化信号。

### 2.1 双电源电路

图2电源电路中,运用LM1117MPX-5.0是一款正向低压稳压器,MAX660是开关电容电压转换器,能将电压范围在1.5~5.5 V之间的正电压转换为对应的负电压。输入电压经LM1117MPX-5.0稳压之后送到MAX660的输入端。本电路中,MAX660作为一个电压型逆变器,将输入电压转换成负电压后输出,从而形成了一个 $\pm 5V$ 的双电源,供后续电路使用。

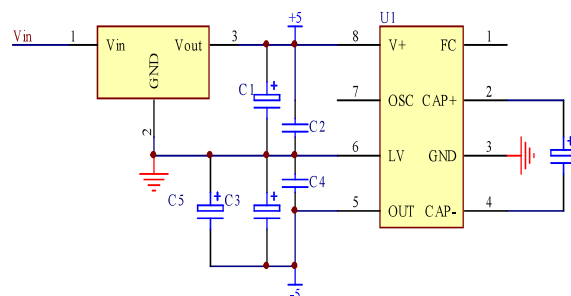


图2 双电源电路

Fig.2 Dual power supply circuit

### 2.2 信号发生电路

图3中AD654是单片V/F转换器,包含了放大器、精确的振荡系统和高电流输出级。本电路中

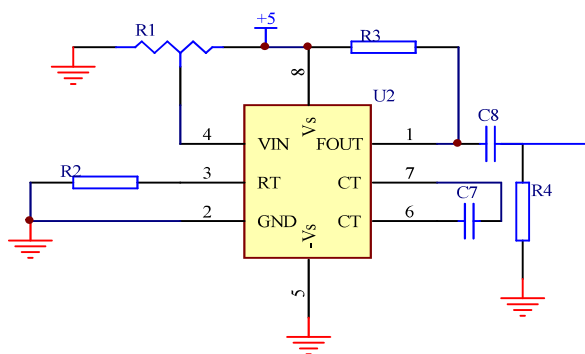


图3 信号调节电路

Fig.3 Signal conditioning circuit

AD654的作用是调节输入的交变信号,将输入信号变为频率与幅值对应的调频信号,使输出信号的频

率与信号幅度成正比。

图4中前端芯片OPA602是一个精确的高带宽FET放大器。后端TF5S21ZZ是变压器。这一部分电路将图3中产生的信号送入OPA602形成差动电压,差动电压分别经过TF5S21ZZ中的两组变压器变压后形成差动信号,分别从PE1和PE2端输出,二极管的作用是防止差动电压之间的串扰。

### 2.3 信号检测及放大电路

信号PE1和PE2经过电阻和电容后输入AD620,信号经AD620按相应倍率放大后送入后级,见图5。

LM358构成的电压跟随器可以抑制共模信号提高差模信号,再输入AD736中,如图6所示。

此处AD736通过周围电容组成整形电路对信号进行整形,后将电压输出,见图7。

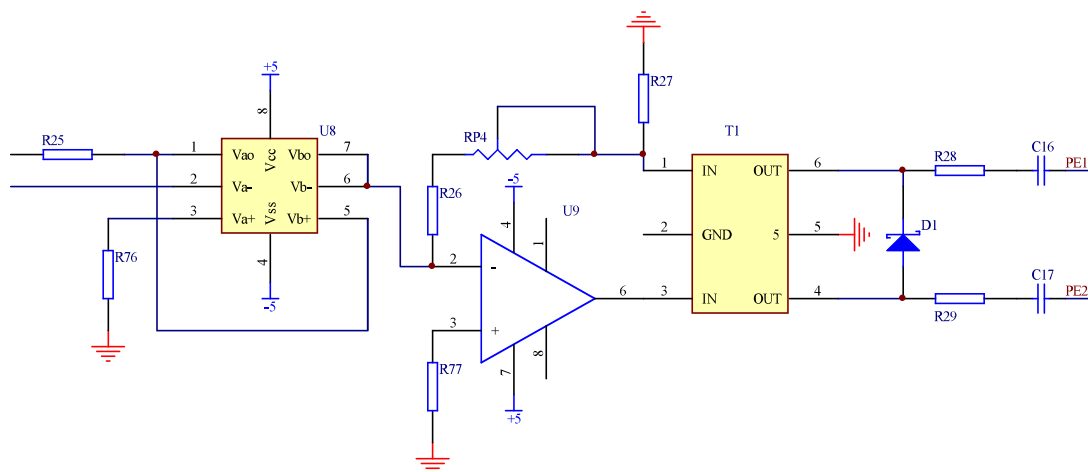


图4 信号发生电路

Fig.4 Signal generating circuit

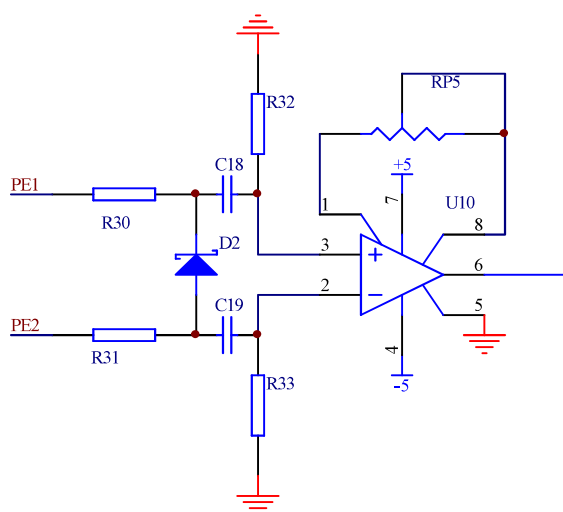


图5 信号检测及放大电路

Fig.5 Signal detection and amplification circuit

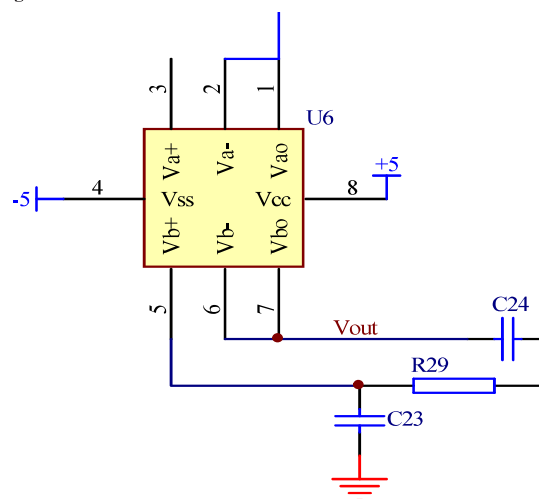


图6 LM358中运放a构成的电压跟随器进入AD736

Fig.6 Operational-amplifier-a Voltage follower in LM358 transmitted into AD736

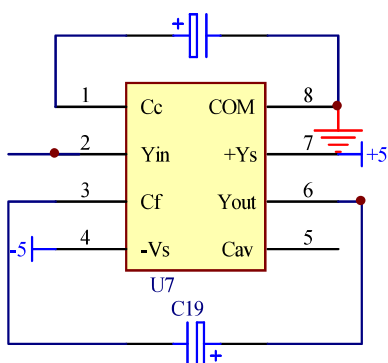


图7 信号整形电路  
Fig.7 Signal shaping circuit

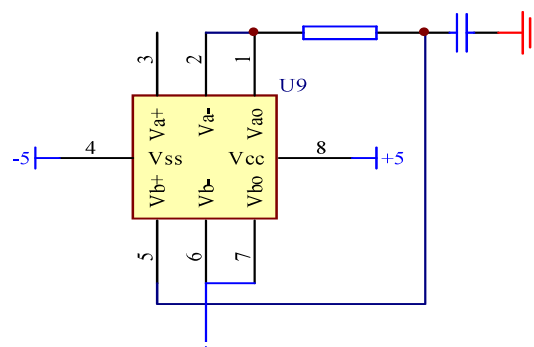


图9 电压跟随器  
Fig.9 Voltage follower

AD620是一款低成本、高精度的仪表放大器,仅需要一个外部电阻来设定增益,增益范围为1-10000,见图8。LM358是一款内部包括有两个独立的、高增益、内部频率补偿的二路通用运算放大器构成的电压跟随器,见图9。AD736是AC/DC转换器。将图5产生的差动信号PE1和PE2经过电阻和电容后输入AD620,信号经AD620按相应倍率放大后送入图5。图5中,通过LM358中运放a构成的电压跟随器进入AD736,此处AD736通过周围电容组成整形电路,后将电压输出,送入下一级的AD620放大,见图10,滤波后经后级LM358送入后级AD620放大,最终回到第一片LM358中的运放b,滤波后输出<sup>[8]</sup>。

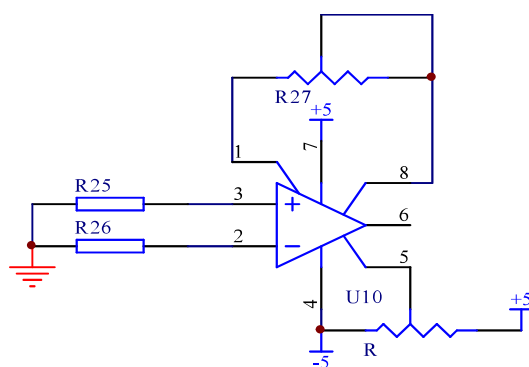


图10 后级放大电路  
Fig.10 Post-amplifier circuit

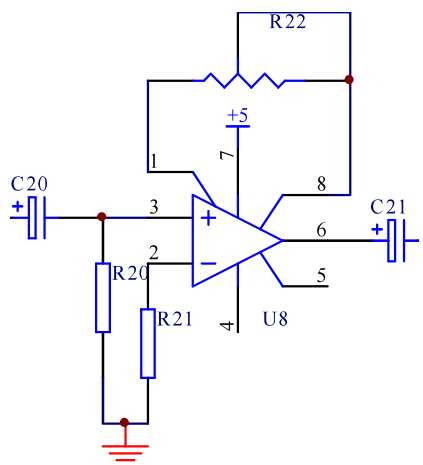


图8 前级放大器电路  
Fig.8 Prime-amplifier circuit

## 2.4 单片机与蓝牙模块

本系统采用AT89C51单片机作为下位机主机,传感器获得的信号经过各个模块的处理放大后经A/D转换器转换,然后将转换后的数据存储在单片机

中。下位机可以主动地将存储数据按照HCI-RS232传输协议进行数据定义,经电平转换后送至蓝牙模块,由蓝牙模块将数据传送到空间,同时手机作为上位机通过蓝牙模块对此数据进行接收从而完成蓝牙无线数据的交换,使用ATK-HC05蓝牙模块作为本装置的蓝牙模块,ATK-HC05蓝牙模块是一款高性能的主从一体蓝牙串口模块,可以同各种带蓝牙功能的电脑、蓝牙主机、手机、PDA、PSP等智能终端配对。该模块支持非常宽的波特率范围,即4800~1 382 400 bps,并且模块兼容5 V或3.3 V单片机系统,空旷地的通讯距离可达10 M,符合本系统的设计要求<sup>[9]</sup>。

## 3 软件部分

本系统软件包括下载到单片机中运行的下位机程序和在上位机上运行的上位机程序2个部分<sup>[10]</sup>。

上位机程序是指运行在智能手机微处理器中的程序,用来响应前段电路数据传输请求,完成各种数据交换工作以及对外围电路的控制。下位机是相对上位机而言的,是指运行在单片机内的程序,本系统

的下位机程序是指设备的固件程序,它是数据采集系统的核心。

上位机的数据处理部分是通过基于MATLAB的GUI界面,对信号处理并予以呈现。在处理信号时,先以极值法为基础,粗略的标定波峰波谷,提取峰峰值、谷谷值作为筛选信号的条件,去掉干扰和伪波。然后通过对真正波形的处理就可以得到需要的TTI,按压频率、按压次数等指标。

下位机的数据传输部分则是为了保证数据传输的实时性,数据传输部分采用汇编语言编程对处理好的数据进行采集,51单片机采用定时采样,定时结束后,进行A/D转换,单片机采用查询的方式读取转换结果,然后将转换后的数据存至存储器中。对串口、波特率进行设置,设置波特率为9600 bps。蓝牙通信部分采用C51编程,实现利用主机控制器接口HCI层建立点对点的蓝牙异步无链接数据传输通道,当蓝牙链路建立成功后,就可以按照规定的HCI数据分组格式发送数据,蓝牙传输流程图如图11所示:

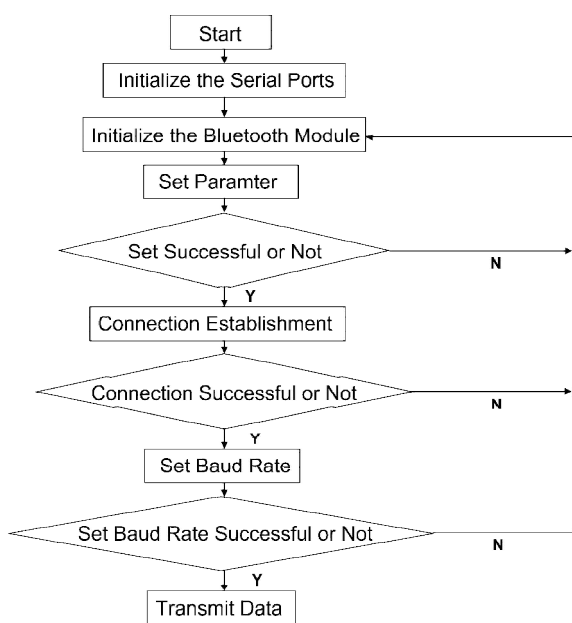


图11 蓝牙程序流程图

Fig.11 Bluetooth program flow chart

#### 4 总结与展望

该系统立足于无线传输、无创、快速监测,方便快捷,在院外CPR的质量监测方面具有较好的应用前景。首先,该系统通过蓝牙数据端口无线传输,在CPR监测的便捷度上有了很大的提高,可以进行较

大空间内的任何方位质量监测,并且可以联网实施远程监测与CPR技术指导。第二,由于不需要加装额外的装置且没有数据连线,所以节约了操作时间,提高了便捷性。第三,由于线路和操作得到简化,干扰因素也随之减少,检测数据的准确性得到进一步提高。当然,该系统还需要在实际操作中不断完善和改进。

#### 【参考文献】

- [1] 李永勤. 心肺复苏自动化过程中的关键算法研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2007.  
LI Y Q. Research on key algorithms for the automation of cardiopulmonary resuscitation[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2007.
- [2] 谢钢, 赵金臣. 单纯胸外心脏按压——心肺复苏共识的再认识[J]. 医学综述, 2014, 20(2): 286-288.
- [3] XIE G, ZHAO J C. Simple external cardiac massage—recognition of consensus on cardio pulmonary resuscitation [J]. Medical Recapitulate, 2014, 20(2): 286-288.
- [4] 赵毅. 胸外按压的作用及研究[J]. 现代诊断与治疗, 2008, 19(5): 317-318.  
ZHAO Y. Study on effects of chest compression [J]. Modern Diagnosis & Treatment, 2008, 19(5): 317-318.
- [5] 张和华. 胸阻抗信号监测心肺复苏质量的方法研究[D]. 重庆: 第三军医大学, 2013.  
ZHANG H H. Research on the method of transthoracic impedance for the monitoring of quality of cardiopulmonary resuscitation[D]. Chongqing: Third Military Medical University, 2013.
- [6] 张广. 胸外按压反馈监测系统的设计与研究[D]. 北京: 中国人民解放军军事医学科学院, 2011.  
ZHANG G. Chest compressions feedback monitoring system design and research [D]. Beijing: The Chinese People's Liberation Army Military Academy of Medical Sciences, 2011.
- [7] 苏逸飞. 一种基于蓝牙技术的生理信号采集传输系统[J]. 电脑与电信, 2009, 9: 78-79.  
SU Y F. Design and implementation of physiological signal acquisition and transmit system based on bluetooth [J]. Computer & Telecommunication, 2009, 9: 78-79.
- [8] 周云艳. 弱信号放大电路的设计[J]. 山西电子技术, 2011, 6: 11-13.  
ZHOU Y Y. The design of weak-signal amplifier circuit [M]. Shanxi Electronic Technology, 2011, 6: 11-13.
- [9] 王卫国, 戚云虹, 程静华, 等. 一种血压信号放大仪的研制[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(12): 32-33.  
WANG W G, QI Y H, CHENG J H, et al. Design of blood pressure signal amplification apparatus [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2011, 32(12): 32-33.
- [10] 曹辉, 何波. 基于蓝牙传输的脉搏血氧饱和度监测系统[J]. 微计算机信息, 2007, 23(25): 104-106.  
CAO H, HE B. Design of the pulse oxygen saturation in blood measuring instrument based on bluetooth transmission [J]. Microcomputer Information, 2007, 23(25): 104-106.
- [11] 田福英, 沈铁明, 刘博宇. 基于蓝牙传输的手机心电图监护系统设计与实现[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(4): 4303-4306.  
TIAN F Y, SHEN T M, LIU B Y, et al. Design and realization of A mobile ECG monitoring system based on bluetooth technology [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(4): 4303-4306.