

无线脉搏测量仪的设计

卢超, 潘宏利, 卢进军, 刘东, 蒋媛
(陕西理工学院 物理系, 陕西 汉中 723000)

摘要: 设计了一种无线脉搏测量仪, 通过采集被测者手腕处的脉搏信号得到被测者的瞬时脉搏数和平均脉搏数。装置采用 **HK2000B 脉搏传感器** 采集脉搏信号, 经过一级放大电路、基线校正电路、带通滤波电路、陷波器、整形电路等送至单片机处理, 处理所得的脉搏数据通过液晶屏显示, 同时脉搏数据经过 CC1100 处理发射到监控室, 经 CC1100 接收处理、通过数码管显示。该仪表使用方便, 具有小型化、可视性好等特点。

关键词: 脉搏信号; 放大; 滤波; 整形; 单片机

中图分类号: TP319.8

文献标识码: A

文章编号: 1674-6236(2012)15-0089-05

Design of wireless pulse of measuring instrument

LU Chao, PAN Hong-li, LU Jin-jun, LIU Dong, JIANG Yuan

(Department of Physics, Shaanxi University of Technology, Hanzhong 723000, China)

Abstract: A new type of wireless pulse measuring instrument is designed. It is measured that instantaneous pulse and average pulse through the collection respondents wrist pulse signal. This device adopts **HK2000B pulse sensors** to collect pulse signal. Pulse signal after signal processing, including amplifier circuit, baseline correction circuit, band-pass filter circuit, subsidence filter is, plastic circuit, etc. Using MCU calculation and processing, displayed on the LCD panel. At the same time use wireless module sent to monitoring room. The instrument is easy to use, has the characteristics of miniaturization, good visibility.

Key words: pulse signal; amplification; filter; plastic; MCU

脉搏可以反映一个人的身体健康状况, 一个正常人平均脉搏数应该在 70~80 次/每分钟。人体脉搏频率非常低, 约为 0.5~10 Hz, 故可以看成是一个准直流信号或超低频交变信号。根据脉搏功率谱能量分析, 健康人脉搏能量绝大多数分布在 1~5 Hz, 而病人脉搏在 1 Hz 以下和较高频段仍有相当一部分能量分布。经国内、外临床表明: “当人在病危时刻人体的心电信号会逐渐变弱直至为零 (即脉搏数逐渐变小直至为零)”。

设计了一种无线脉搏测量仪, 通过本装置采集得到脉搏数发送到监控室供监护人实时监测, 去掉无线收发 CC1100 模块, 也可以单独使用, 即便携式脉搏测量仪。

1 系统设计

采用 **HK 2000B 脉搏传感器**, 将脉搏跳动的强弱产生一个约几毫伏的电压, 通过一级放大电路放大信号 10 倍左右, 再经过基线校正电路进行适当的调节, 消除由于肌体颤抖、人体紧张、呼吸颤抖等引起基线漂移。信号再通过二阶带通滤波器 (0.2~45 Hz), 滤除掉干扰信号。由于整个装置是通过 220 V 交流电压经过变压、整流、滤波、稳压后得到的直流电

压, 故采集到的脉搏信号中存在着 50 Hz 的工频干扰信号, 所以经滤波后的电压再通过一个 50 Hz 的陷波电路。此时的电压仍然很小, 和单片机标准 TTL 电平相差很大, 故再经过一个二级放大电路放大 50 倍左右。经过二级放大后得到的电压是个模拟量, 再通过一个 A/D 转换芯片或接一个施密特触发器进行整形后送入单片机。如图 1 所示, 设计主要由一级放大电路、基线校正电路、带通滤波电路、50 Hz 陷波电路、二级放大电路、整形电路、显示电路和无线收发电路构成。

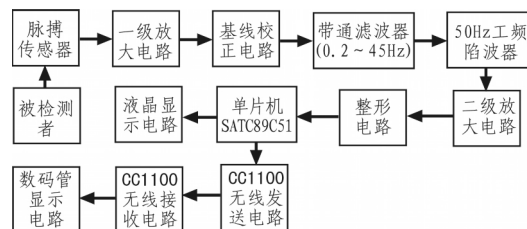


图 1 系统原理框图

Fig. 1 System design diagram

2 硬件电路设计

2.1 脉搏传感器

HK-2000B 脉搏传感器 采用高度集成化工艺将力敏元件

收稿日期: 2012-05-06 稿件编号: 201205040

基金项目: 陕西省教育厅专项科研项目 (11JK1075)

作者简介: 卢超 (1979—), 男, 陕西汉中中人, 硕士, 讲师。研究方向: 测控技术。

(PVDF 压电膜)、灵敏度温度补偿元件、感温元件、信号调理电路集成在传感器内。具有灵敏度高、抗干扰性强、过载能力大、一致性好、性能稳定可靠、使用寿命长等特点。其电源电压直流 5~6 V, 压力量程为 -50~+300 mmHg, 灵敏度为 2 000 $\mu\text{V}/\text{mmHg}$, 图 2 为典型的人体脉搏输出波形。



图 2 人体脉搏输出波形
Fig. 2 Pulse output waveform

2.2 一级放大电路

一级放大电路输入级采用差分输入的方式, 可有效地抑制共模信号, 放大差模信号, 提高共模抑制比。放大器采用专用仪表放大器 AD620, 其 1, 8 接脚要跨接一电阻来调节放大倍率, 4, 7 脚接正负相同的工作电压, 由 2, 3 脚接要放大的电压, 可从脚 6 输出放大的电压。电路如图 3 所示。

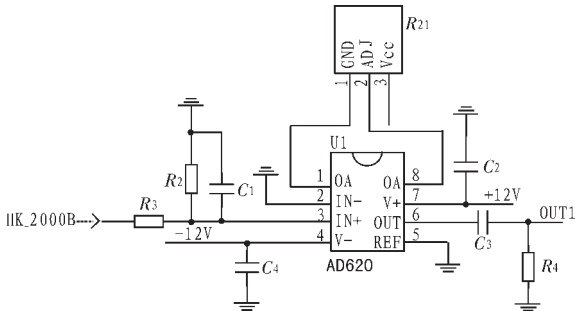


图 3 一级放大电路
Fig. 3 First stage amplifier circuit

在设计中, 一级放大电路的放大倍数 $A=10$, 根据 AD620 中 A 与 R 的关系, 计算得到 $R_{21}=5.49 \text{ k}\Omega$, $R_2=10 \text{ M}\Omega$, $R_3=10 \text{ k}\Omega$, C_1 取 33 pF 主要用于稳定输入信号和提高输入阻抗, 可以进一步提高共模抑制比, 从而减小电路连接时的信号波动。 $C_2=100 \text{ pF}$, $C_4=100 \text{ pF}$ 主要是用于电源干扰; C_3 和 R_4 构成了一个高通电路, 主要用于一级放大电路输出信号后的第一次滤波作用。考虑到每个人个体之间的差异, 脉搏信号的强弱不同, 反映在脉搏波形中的幅度不同。故 R_{21} 采用电位器, 通过调节其电阻, 可以改变放大倍数。

2.3 基线校正电路

基线校正电路由 2 个 OP07 运算放大器组成, 第一个 OP07 构成了一个电压跟随器, 第二个 OP07 构成了一个同相输入的加法器。根据电压跟随器的特点输入电压等于输出电压, 所以 $V_1=(5 \times R_9)/(R_9+R_{22})$ 。 R_{22} 是一个 500 k Ω 的电位器, $R_9=1 \text{ k}\Omega$; 根据同相加法器的特点, 因为 $R_5=R_7=R_8=1 \text{ k}\Omega$ 得, $\text{OUT}2=\text{OUT}1+V_1$ 。 $C_5=100 \text{ pF}$, $C_6=100 \text{ pF}$, $C_7=100 \text{ pF}$, $C_8=100 \text{ pF}$ 是去耦电容, 主要用于消除电源信号的干扰。在一级放大电路后接一个基线校正电路主要用于消除人体静电干扰, 由于肌肉颤动、人体紧张、呼吸颤动等引起的基线漂移, 电路如图 4 所示。

-90-

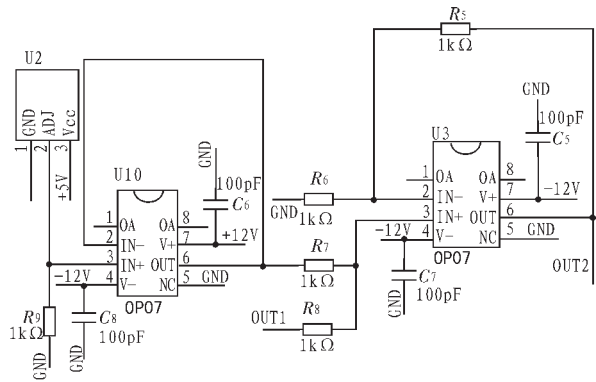


图 4 基线校正电路
Fig. 4 Baseline correction circuit

2.4 带通滤波器

人体脉搏频率范围在 0.2~45 Hz。设计的带通滤波电路由一个低通滤波电路(截止频率 $F_L=45 \text{ Hz}$)和一个高通滤波电路截止频率($F_H=0.2 \text{ Hz}$)串联组成得到的, 电路如图 5 所示。由 U_4 和 R_{12} 、 R_{13} 、 C_{11} 、 C_{13} 组成二阶低通滤波器, 取 $R_{12}=50.3 \text{ k}\Omega$, R_{13} (动态调节), $C_{11}=47 \text{ nF}$ 、 $C_{13}=4.7 \text{ nF}$, 可以计算得 $F_L=45 \text{ Hz}$ 。由 C_{10} 和 R_{14} 构成无源 RC 高通滤波器, 取 $R_{14}=330 \text{ k}\Omega$ 和 $C_{10}=4.7 \text{ }\mu\text{F}$, 计算可得 $F_H=0.196 \text{ Hz}$ 。

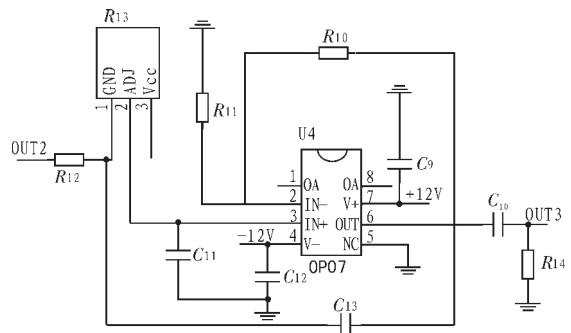


图 5 带通滤波电路
Fig. 5 Band-pass filter circuit

2.5 50 Hz 工频陷波电路

由于有工频电源磁场作用于导线与人体之间的环路电路, 因此从人体探测到的心电信号自然包括 50 Hz 工频信号及其谐波的干扰, 微弱的心电信号往往被淹没在相对比较大的噪声干扰中, 设计使用了有源带通与加法器组成的有源带阻滤波器去除 50 Hz 的工频干扰, 如图 6 所示, 通过调节 U_9 可微调中心频率, 再与后级加法器构成工频带阻滤波电路。取 $C_{14}=47 \text{ nF}$ 、 $C_{16}=47 \text{ nF}$ 、 U_9 (可调阻值)、 $R_{24}=1 \text{ M}\Omega$ 、 $R_{15}=1 \text{ M}\Omega$, 计算 $F=50 \text{ Hz}$ 。

2.6 二级放大电路

为了把接近 TTL 电平的脉搏信号送入单片机, 设计由 R_{20} 、 R_{21} 、 U_8 (电位器) 和放大器 OP07 构成的二级放大电路, 如图 7 所示。前面处理过的信号电压(约 90~100 mV), 再放大 50 倍, 计算 R_{20} 取 1 k Ω 和 $U_8=49 \text{ kV}$ (可调)。电路中 C_{21} 、 C_{20} 是去耦电容, 目的是消除电源信号的干扰。

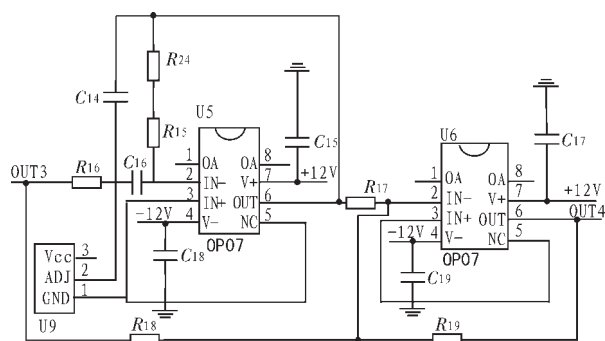


图 6 50 Hz 陷波电路
Fig. 6 50 Hz notch filter

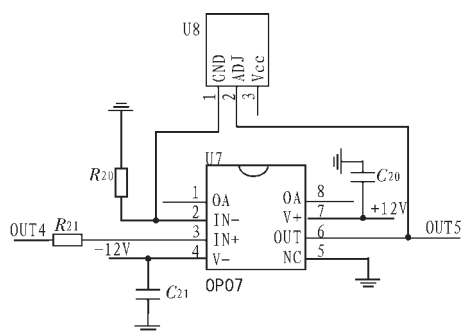


图 7 二级放大电路
Fig. 7 Second stage amplifier circuit

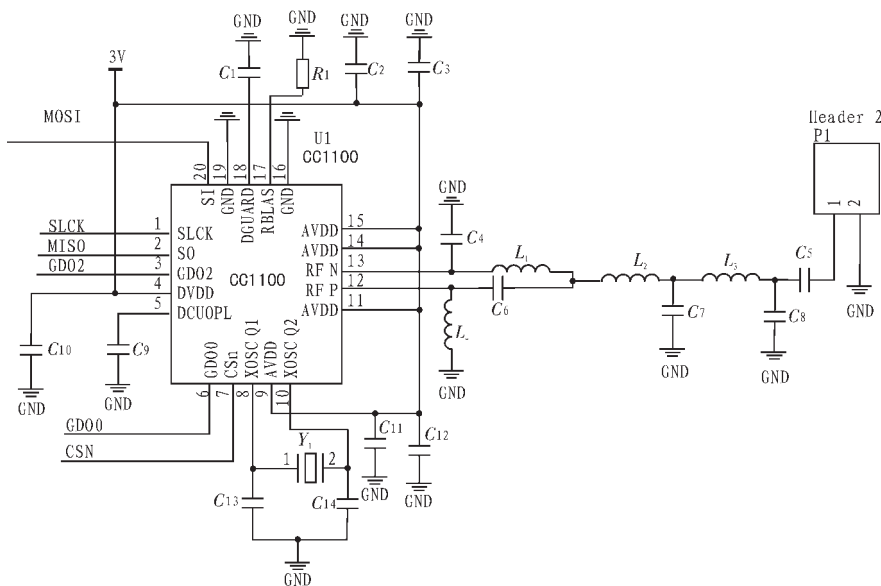


图 9 无线模块电路
Fig. 9 Wireless module circuit

2.9 电源电路

测量仪的电源电路是通过 220 V 交流电经过变压器(±15V)变压、整流、滤波、稳压芯片(7812 和 7912)稳压成±12 V 直流, 如图 10 所示。C₃₃、C₄₀ 滤除低频干扰, C₃₇、C₄₂ 滤除高频干扰,

2.7 整形电路

输入单片机的信号必需是离散的数字信号或者是脉冲信号。设计施密特触发器作为整形电路,把周期性脉搏信号变为脉冲信号,便于单片机处理,如图 8 所示。施密特触发器是主要由 555 定时器、C₃₂ 和 R₂₃ 构成, C₃₂ 是滤波电容, R₂₃ 是限流电阻,计算分别取 C₃₂=100 pF, R₂₃=1 kΩ。

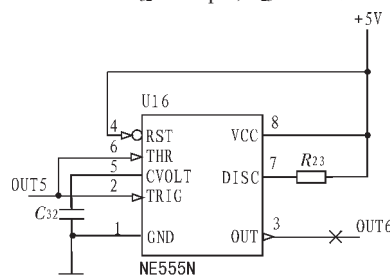


图 8 整形电路
Fig. 8 Shaping circuit

2.8 无线收发电路

通过 **HK_2000B** 采集的信号经过处理后通过 CC1101 发射模块把数据传至监控室,监控室的接收端接收到信号后经处理,通过数码管显示出被测病人的脉搏信息。无线收发模块采用 CC1101, 原理图如图 9 所示, 设计中把 CC1101 的 GNS 端口和 STC89C51 的 P2.0 连接, CC1101 的 GDO0、GDO2 端口和 STC89C52 的 P2.1、P2.2 连接, CC1101 的 MISO、MOSI 端口和 STC89C52 的 P2.3、P2.5 端口连接,把 CC1101 的 SCK 端口和 STC89C51 的 P2.4 连接。

L7812、L7912 是把滤波后的电信号稳压到±12 V, C₃₄、C₄₁ 负责滤除±12 V 中低频干扰, C₃₈、C₄₃ 负责滤除±12 V 中高频干扰。由于单片机需要 5 V 供电, 故还要把+12 V 稳压到+5 V, C₃₅、C₃₉、C₃₆ 为+5 V 滤波^[9]处理, L7805 是把+12 V 变成+5 V 的稳压器。

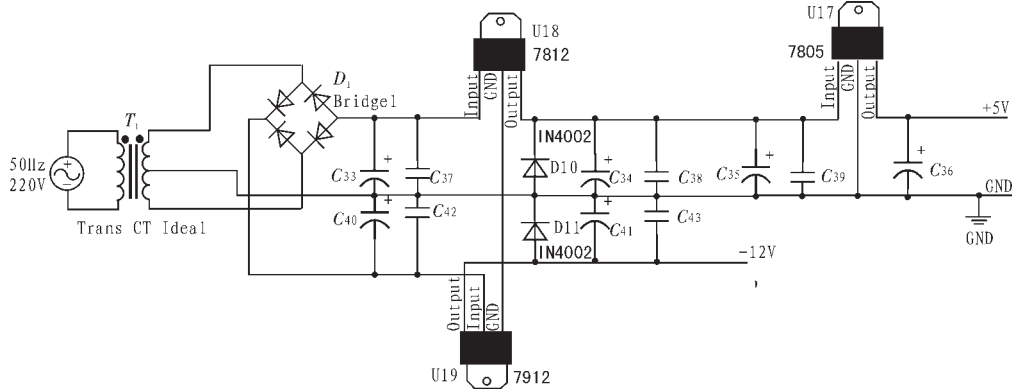


图 10 电源电路
Fig. 10 Power supply circuit

3 软件设计

软件设计、开发和调试采用单片机的汇编语言和 C 语言混合编程,使用 KEILC51 软件对程序进行编辑、编译和调试,使用 PROTEUS 进行电路的仿真调试。主要包括无线发射、接收程序,中断程序,LCD 显示程序等。

设计用到定时器中断 0、1 和外部中断 0,由外部中断 0 实现脉搏信号的计数,通过把脉搏信号整形成高低电平的脉冲输出连接到单片机 P3.2 口,单片机通过中断计数的方式计算脉搏数。人体脉搏波动频率一般为 60~80 次/min,设计利用定时器 1 计时,利用周期测量法的方式来测量一个脉搏的时间,为了实现节能和低功耗,在第 4 秒开启,第 5 秒关闭。定时器 0 则是实现显示部分的刷新时间控制,设计采用 10 秒更新一次 LCD 屏的方式来实现,LCD 主要显示瞬时脉搏数即定时器 1 采集到一个脉搏时间 T ,从而得到瞬时脉搏数 $60/T$ 次,和平均脉搏数即通过一分钟的测量总共监测到了 6 次瞬时脉搏数,把它们求和再除以 6 就得到了平均脉搏数送液晶显示。每 10 s 更新一次是瞬时脉搏数,平均脉搏数一分钟更新一次。同时无线模块发送处理好的信息供接收端显示,首先配置好无线模块的 SPI 时序,如图 11 为 CC1100 无线接收模块流程图,图 12 为无线发射模块流程图。

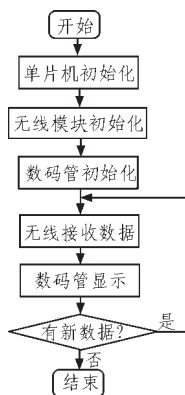


图 11 无线接收流程图
Fig. 11 Wireless receiver flow diagram

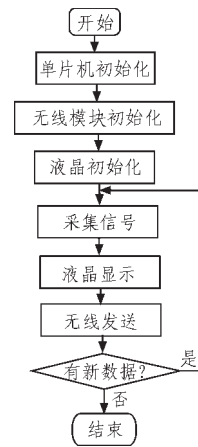


图 12 无线发送流程图
Fig. 12 Wireless transmitter flow chart

4 系统测试

系统调试采用各个模块化调试和整体组装调试相结合的方法来进行。经过模块化的电路测试、软件调试和系统组装电路实现了脉搏频率显示,有瞬时脉搏和平均脉搏数。测量数据如表 1 所示。

表1 瞬时脉搏和平均脉搏测量数据

测量次数	瞬时脉搏/min	平均脉搏/min
1	82	81
2	76	75
3	79	78
4	70	71
5	74	74
6	72	73
7	77	79

5 结束语

设计的无线脉搏测量仪已获得了国家实用新型专利授权。具有结构简单、工作稳定可靠、测量精度高、功耗低、便携

性好、功能齐全等优点,可广泛推广应用。

参考文献:

- [1] Erini-Strambi L, Bianchi A. The impact of cyclic alternating pattern on heart rate variability during sleep in healthy young adults[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2000, 111(1): 99-101
- [2] 卢超. PVDF型脉搏传感器信号处理电路的设计[J]. *齐齐哈尔大学学报:自然科学版*, 2009(6):6-10.
LU Chao. Design of signal processing circuit for PVDF type pulse sensor[J]. *Journal of Qiqihar University :Natural Science Edition*, 2009(6):6-10.
- [3] 卢超. 面向睡眠分析的脉搏检测实验装置的设计[J]. *实验技术与管理*, 2010(9):67-71.
LU Chao. Design of pulse signal detecting experimental devices for sleep analysis[J]. *Experimental Technology and Management*, 2010(9):67-71.
- [4] Murray W, Foster P. The peripheral pulse wave[J]. *Information overlooked J-Clin-Monit*, 1996, 12(5):365-377.
- [5] LU Chao. Pulse Signal Monitoring System for Sleep Analysis Based on USB Interface [C]//2011 Second ETP/IITA Conference on Telecommunication and Information (TEIN 2011), 2011:236-239.

- [6] 卢超. 基于HK2000-A脉搏传感器的睡眠定时器[J]. *传感器与微系统*, 2007(12):81-83.
LU Chao. Sleeping timing equipment based on pulse sensor HK2000-A [J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2007(12):81-83.
- [7] 吴水才,刁越. 基于脉搏波的新型血流参数检测仪的研制[J]. *北京工业大学学报*, 2005(2):189-193
WU Shui-cai, DIAO Yue. Development of a new hemodynamic parameters detecting instrument based on pulse wave[J]. *Journal of Beijing Polytechnic University*, 2005(2): 189-193.
- [8] 颜良,陈儒军,刘矢. 基于UAF42通用滤波芯片的50 Hz陷波器设计[J]. *仪器仪表学报*, 2006(8):27-29.
YAN Liang, CHEN Ru-jun, LIU Shi. Design of a 50 Hz notch filter using the universal active filter chip UAF42[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2006(8):27-29.
- [9] 刘杰,占腊民,鲁统庭. 提高级联滤波模块带外抑制的方法[J]. *现代电子技术*, 2012(5):160-162.
LIU Jie, ZHAN La-min, LU Tong-ting. Method of improving out-band rejection of cascaded filter module[J]. *Modern Electronics Technique*, 2012(5):160-162.

(上接第88页)

- [J]. *Modern Computer*, 2010(7):41-43.
- [4] 孙鸿靖,白洁,马海兵. 计算模式的创新-云计算[J]. *中国科技信息*, 2010(19):76-77.
SUN Hong-jing, BAI Jie, MA Hai-bing. Computing model of innovation-cloude computing [J]. *China Sciencf and Technology Information*, 2010(19):76-77.
- [5] 夏育,冯元. 云计算中的信息安全对策研究[J]. *电脑知识与技术*, 2009, 26(5):22-24.
XIA Yu, FENG Yuan. Reserch on countermeasure to information security problems in cloud computing [J]. *Computer Knowledge and Technology*, 2005, 26(5):22-24.
- [6] 冯登国,张敏,张妍,等. 云计算安全研究[J]. *软件学报*, 2011, 22(1):71-83.
FENG Deng-guo, ZHANG Min, ZHANG Yan, et al. study on cloud computing security [J]. *Journal of Software*, 2011, 22(1):71-83.
- [7] 罗军舟,金嘉,宋爱波,等. 云计算:体系架构与关键技术[J]. *通信学报*, 2011, 32(7):3-20.

- LUO Jun-zhou, JIN Jia, SONG Ai-bo, et al. Cloud computing: architecture and key technologies[J]. *Journal on Communications*, 2011, 32(7):3-20.
- [8] 陈全,邓倩妮. 云计算及其关键技术[J]. *计算机应用*, 2009, 29(9):2562-2567.
CHEN Quan, DENG Qian-ni. Cloud computing and its key techniques[J]. *Journal of Computer Applications*, 2009, 29(9):2562-2567.
- [9] 张云勇,陈清金,潘松柏,等. 云计算安全关键技术分析[J]. *电信科学*, 2010, 26(9):64-69.
ZHANG Yun-yong, CHEN Qing-jin, PAN Song-bai, et al. Key security technologies on cloud computing[J]. *Telecommunications Science*, 2010, 26(9):64-69.
- [10] 黄华. 云计算安全关键技术研究[J]. *电脑知识与技术*, 2011, 23(7):5584-5586.
HUANG Hua. Cloud computing security key technologies[J]. *Computer Knowledge and Technology*, 2011, 23(7):5584-5586.

欢迎订阅 2012 年度《电子设计工程》(半月刊)

国内邮发代号:52-142

国际发行代号:M2996

订价:15.00元/期 360.00元/年

-93-