

基于 HK2000-A 脉搏传感器的睡眠定时器

卢超

(陕西理工学院 物理系, 陕西 汉中 723000)

摘要: 设计了一种基于 HK2000-A 集成化数字脉搏传感器睡眠定时装置, 该装置通过对睡眠者脉搏信号的采集, 判断睡眠者的睡眠状态, 并启动有效定时, 睡眠时间达到设定值时, 系统会自动发出报警信号来唤醒睡眠者。系统以 AT89C2051 单片机为内核, 将电子时钟、脉搏测量和异常报警及效率定时报警结合起来, 设计出小型、实用的睡眠定时器。

关键词: 脉搏传感器; 效率定时; 睡眠定时器

中图分类号: TP319.8 **文献标识码:** B **文章编号:** 1000-9787(2007)11-0081-03

Sleeping timing equipment based on pulse sensor HK2000-A

LU Chao

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

Abstract: An sleeping timing equipment based on pulse sensor HK2000-A is designed. It gathers the signal of heart rate of sleep person and judges the sleep state of sleep person, and starts the efficient timer. The system can send alarm signal voluntarily to awaken sleep person when the sleeping time of sleep person reaches to setting. With realization efficiency is timing. The system adopts AT89C2051 tiny processor kernel and external develops heart rate sensor circuit, keyboard circuit. Development shows circuit and alarm circuit. It measures the real time clock and unusual heart rate circuit and the alarm of the timing efficiency to combine.

Key words: Pulse sensor; timing efficiency; sleeping timing equipment

0 引言

人的一生中, 有 1/3 左右的时间都在睡眠中度过, 从睡眠中挤出一些时间, 可以节省时间, 提高时间利用效率。同时, 现代医学表明在有限的睡眠时间里, 有效地提高睡眠效率会很好地提高睡眠质量。例如, 在午休中, 在高效的睡眠状态下, 半个小时的睡眠与正常状态下的 2 个小时睡眠时间产生的效果相当。对于同一个人来说, 在从非睡眠状态向睡眠状态过度时, 脉搏会明显减慢^[1], 所以, 系统可以通过对睡眠者的脉搏信号的检测来判断睡眠者的睡眠状态, 并以此为依据来启动系统定时器, 当定时时间达到睡眠者的设定值时, 系统会发出报警信号唤醒睡眠者, 以此达到有效睡眠。

1 系统设计

睡眠定时器中, 睡眠者的睡眠时间可以由睡眠者在 0~24 h 内任意设定, 并在此功能的基础上, 不增加任何硬件, 将实时时钟、脉搏测量及显示、音乐报警等集于一体, 大大丰富该装置功能。系统以单片机 AT89C2051 为核心搭

建, 硬件结构简单, 小型化, 系统的稳定性和可靠性高。系统设计框图如图 1。

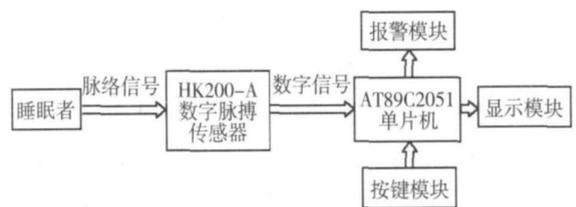


图 1 系统设计框图

Fig. 1 Block diagram of system structure

2 硬件电路设计

2.1 脉搏传感器电路

人体心室周期性的收缩和舒张导致主动脉的收缩和舒张, 使血流压力以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播, 这种波称为脉搏波^[2]。脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息, 很大程度上反映出人体心血管系统中许多生理病理的血流特征^[3]。传统的脉搏测量采用脉诊方式, 中医脉象诊断技术就是脉搏测

量在中医上卓有成效的应用,但是,受人为的影响因素较大,测量精度不高^[4]。设计中脉搏传感器采用合肥华科电子研究所研制的 HK2000-A 该产品采用高度集成化工艺将力敏元件 (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,其灵敏度高、抗干扰性能强、过载能力大、一致性好,电源电压范围为 3~12 VDC 压力量程为 -50~300 mmHg (1 mmHg=133.322 Pa)^[5]。输出

高电平大于 1.5 V 输出低电平小于 0.2 V 输出脉冲波型见图 2。HK2000-A 连接 2 输入与非门 CD4011 经反向后输入 AT89C2051 的 P3.2 口,见图 3 所示。



图 2 HK2000-A 型脉搏传感器输出波形

Figure 2 Output waveform of pulse sensor HK2000-A

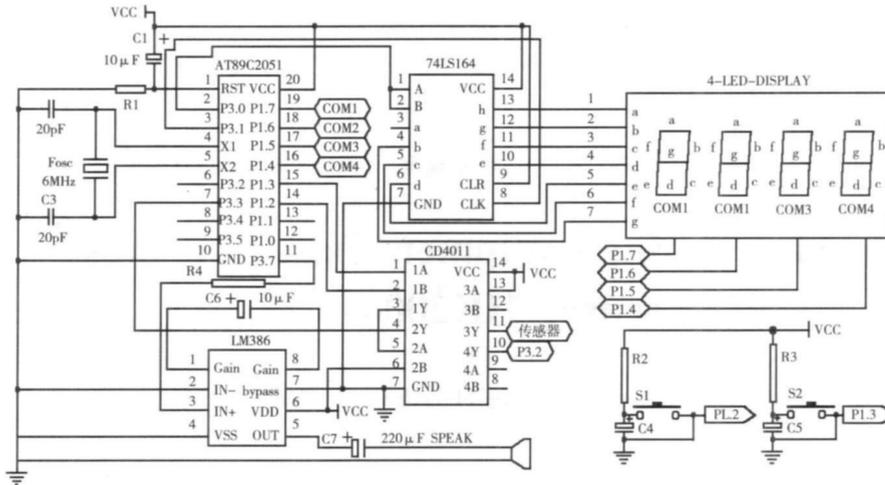


图 3 睡眠定时器电路

Figure 3 Circuit of sleeping timing equipment

2.2 人机交互电路

睡眠定时器中人机交互由三部分组成,按键模块、显示模块和报警模块。按键模块电路采用按键和电阻器构成,采用硬件电容器消抖,按键每按下一次,电路输出一个负脉冲,其硬件电路如图 3。为了使本设计满足小型化的要求,在整个电路中,仅设有 2 个按键,一个是“复合”功能键 S₂ 一个是“调节”功能键 S₁ 并具有复用功能。每按一次按键 S₂ 分别进入“调时钟分”、“调时钟时”、“显示定时时间”、“调定时分”、“调定时时”、“显示并测量瞬时脉搏”、“显示平均脉搏”、“显示乐曲编号并进入选择乐曲”; S₁ 为“+1”功能,每按一次调节位 +1; 当不在调节状态时,按下此键,即可进入瞬时脉搏显示即测量;在音乐选择状态时,按一次此键,即进入乐曲试听,再按一次,结束试听。在报警状态时,按下 2 个键的任何一个即可结束报警。显示模块电路采用 4 位 LED 数码显示,由于 AT89C2051 的 I/O 口较少,电路采用动态显示,并通过串口扩展来实现,电路如图 3 所示。报警电路由功率放大器 LM386 和音乐蜂鸣器组成,其中,报警触发信号由单片机的 P3.7 直接产生,报警信号为音乐报警,而且,音乐可以选择 (AT89C2051 中编多首乐曲)。

3 系统软件程序设计

脉搏即为人体动脉的跳动,分为平均脉搏和瞬时脉

搏。平均脉搏的测量采用计数法实现,即对脉搏传感器后端输出的脉搏脉冲信号进行 1min 计数,计数值即为脉搏值,虽然这种方法准确性很高,但刷新速度太慢;本文采用十秒钟计数的方法,连续的 6 个 10^s 计数值的累加值即为脉搏跳动次数,这种方法将每次采集到的第 7 个 10^s 脉搏跳动次数覆盖第 1 个 10^s 的脉搏值,实现了脉搏显示每十秒钟刷新一次。瞬时脉搏即为脉搏的瞬时值,它要求在很短的时间内就能测量出脉搏值,很显然,上述脉搏的测量方法达不到测量要求。在这里,采用周期的测量方法来实现,即测量出脉搏跳动一次的周期 T 然后,通过公式 $f_b = 60/T$ 计算即可得到脉搏的瞬时值。由于瞬时脉搏反映的是脉搏的瞬时值,对其他时刻意义不大,故程序中对瞬时脉搏的测量采用查看即测量、不查看就不测量的方式。

报警电路即为效率定时器的输出部分,并采用音乐报警的方式来实现。报警信号的触发由脉搏信号和定时时间来共同决定,由于瞬时脉搏的不稳定性和瞬时性,在这里,报警信号产生以平均脉搏为基准,在程序中,当平均脉搏值不大于 60 次,且 10^s 内脉搏下降不小于 3 次时,启动定时器开始计时 (当定时器的定时时间为零时,系统默认定时器关闭状态) 当计时时间到时,即触发系统产生报警信号

报警。报警状态的退出由手动退出, 当进入报警状态时, 只要把系统的 2 个按键任意按下其中的一个即可退出报警状态。图 4 为系统软件框图。

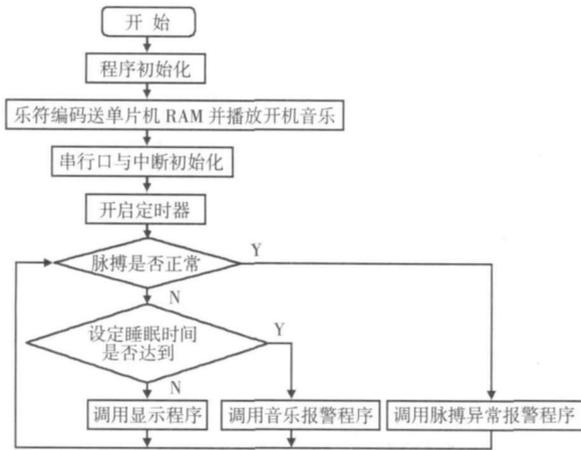


图 4 系统软件框图

Fig 4 Block diagram of software

4 系统调试和测试结果

系统调试采用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, 电路实现了实时时钟显示与调整、定时器定时时间显示与调整、平均脉搏的测量与显示、瞬时脉搏的测量与显示、音乐报警且乐曲可选等功能, 测试时, 通过设定有效睡眠时间, 观察初始时的瞬时脉搏和报警时的瞬时脉搏, 记录如表 1 所示。可以看出: 报警时的瞬时脉搏均小于正常时的瞬时脉搏, 实际睡眠时间均大于设定睡眠时间, 实现了睡眠定时。

表 1 睡眠定时器的测试结果

Tab 1 Measurement data of sleeping timing equipment

设定睡眠时间 (min)	初始瞬时脉搏 (次/s)	报警时的瞬时脉搏 (次/s)	实际睡眠时间 (min)
30	80	63	50
40	76	62	52
50	72	62	65
55	72	62	62
60	74	63	75

5 结束语

实验表明: 该方案是可行的, 具有良好的推广价值。设计的睡眠定时器有助于对睡眠时间的把握, 更有利于提高睡眠效率, 提高工作效率, 具有一定的实用性。

参考文献:

- [1] 郭恩宇, 冷奇, 花爱香, 等. 多导睡眠仪体位传感装置 [J]. 中原医刊, 2005 (20): 71-73
- [2] 魏庆国, 奉华成. 基于 FPGA 的数字式心率计 [J]. 电子技术应用, 2005 (7): 75-77.
- [3] 卮国荃, 方祖. 人体脉搏的测量与分析 [J]. 上海生物医学工程, 2006 (2): 74-76.
- [4] 张东青, 王元昔. 新型自检脉搏传感器的研制 [J]. 传感器技术, 2001 (5): 46-48.
- [5] 张强. 基于单片机的心率计设计 [J]. 医疗装备, 2006 (9): 6-8

作者简介:

卢超 (1979-), 男, 陕西汉中, 陕西理工学院物理系讲师, 主要从事电子技术, 测控技术的研究。

(上接第 80 页)

4 结语

系统采用了可穿戴计算机作为网络中的移动节点, 设计了一种实时的导游信息系统, 为用户提供实时的景点服务。通过实际应用发现, 要设计出一个可靠的具有上下文感知功能的应用架构仍相当困难, 同时, 对于系统中的实时决策支持、资源有效性以及缓存管理问题也需要解决。

参考文献:

- [1] Pister K S J. Smart dust: Wireless networks of millimeter-scale sensor nodes [J]. High Light Article in 1999 Electronics Research Laboratory Research Summary 1999: 22-40
- [2] 陈东义. 可穿戴计算机的发展与趋势 [J]. 重庆大学学报: 自然科学版, 2000 23 (3): 119-124
- [3] 陈东义. 可穿戴计算机的发展与趋势 II [J]. 重庆大学学报: 自然科学版, 2000 23 (4): 142-148

- [4] Park S. Design of a wearable sensor badge for smart kindergarten [J]. IEEE 6th International Symposium on Wearable Computers 2002: 231-238
- [5] Fickas S. Software organization for dynamic and adaptable wearable system [J]. IEEE First International Symposium on Wearable Computers 1997: 56-63.
- [6] Lehtonen J. A distributed software architecture for wearable computers [J]. IEEE 3rd International Symposium on Wearable Computers 1999: 52-57.
- [7] Vlachakis V. Personalized augmented reality touring of archaeological sites with wearable and mobile computers [J]. IEEE 6th International Symposium on Wearable Computers 2002: 15-22

作者简介:

熊皓 (1980-), 男, 重庆人, 博士研究生, 主要从事自适应控制、智能控制、伺服控制、无线传感器网络等方面的研究。