

一种高效的 OSAS 手机监护系统*

高睿鹏¹⁺, 杨丽琼¹, 吴欣宇¹, 王 韬^{1,2}, 吕松武^{1,2,3}, 韩 芳⁴

¹(北京大学 信息科学技术学院 高效计算与应用中心, 北京 100871)

²(北京大学-UCLA 联合理工研究所, 北京 100871)

³(Computer Science Department, University of California at Los Angeles, Los Angeles, USA)

⁴(北京大学 人民医院 呼吸科, 北京 100044)

Phone-Based Energy-Efficient OSAS Monitoring System

GAO Rui-Peng¹⁺, YANG Li-Qiong¹, WU Xin-Yu¹, WANG Tao^{1,2}, LÜ Song-Wu^{1,2,3}, HAN Fang⁴

¹(Center for Energy-Efficient Computing and Applications, School of Electronics Engineering and Computer Science, Peking University, Beijing 100871, China)

²(Joint Research Institute in Science and Engineering by Peking University and UCLA, Beijing 100871, China)

³(Computer Science Department, University of California at Los Angeles, Los Angeles, USA)

⁴(Department of Respiratory and Critical Care Medicine, Peking University People's Hospital, Beijing 100044, China)

+ Corresponding author: E-mail: gaoruipeng@gmail.com

Gao RP, Yang LQ, Wu XY, Wang T, Lü SW, Han F. Phone-Based energy-efficient OSAS monitoring system. *Journal of Software*, 2012, 23(Suppl. (2)): 193-203 (in Chinese). <http://www.jos.org.cn/1000-9825/12039.htm>

Abstract: Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSAS) is the most common sleep-disordered breathing disease. Considering its severe effect on human health, long-term monitoring is necessary. However, the current OSAS monitoring systems require patients to stay in the hospital overnight and need considerable amount of wiring around the human body. This paper proposes a smartphone-based, wireless e-health system designed for OSAS, which offers anytime and anywhere monitoring. The study focuses on the energy issues of this battery-driven system, and makes full use of the low-power mode of Bluetooth, which has been proven to be the energy bottleneck, resulting in 50% increase of system lifetime. Compared with current methods for Bluetooth mode switch, this proposal, implemented on smartphone, improves system versatility and expandability, and provides technical support for holistic energy-saving approach based on load balancing among data storage, transmission and computation.

Key words: OSAS; e-health; smartphone; portable; energy-efficient; load balancing

摘 要: 阻塞性睡眠呼吸暂停综合症(obstructive sleep apnea syndrome,简称 OSAS)是一种最常见的睡眠呼吸紊乱病征,鉴于其对人体健康的危害,医学上需要对患者进行长期的监测.然而,目前医院 OSAS 监测设备用户体验较差并且人力物力消耗很大,因此提出了基于智能手机的家庭电子医疗系统,以实现 OSAS 随时随地的监测.重点对该系统的能耗问题进行测量分析并建模优化,利用蓝牙低功耗模式改善系统能耗瓶颈,系统使用时间提高了 50%以上.与传统的蓝牙模式切换方法相比,所提出的基于智能手机的蓝牙控制算法提升了系统通用性及

* 基金项目: “十二五”国家科技支撑计划(2012BAI05B02); 北大基伍云计算联合研发项目

收稿时间: 2012-05-05; 定稿时间: 2012-08-17

可扩展性,并为实现系统全局低能耗而进行的存储、传输、计算负载均衡调度提供了技术支持.

关键词: 阻塞性睡眠呼吸暂停;电子医疗;智能手机;便携性;高能效;负载均衡

阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(obstructive sleep apnea syndrome,简称 OSAS),其定义为口鼻气流消失超过 10 秒同时伴有明显的食道内压波动或胸腹呼吸运动,是一种最常见的睡眠呼吸紊乱病症^[1].OSAS 在人群中具有较高的发病率,且其随着年龄的增长,发病率会逐渐升高.据统计,成年男性发病率为 4%,女性发病率为 2%,并且 40%的肥胖患者都伴有 OSAS^[2].然而,目前能统计的 OSAS 患者只是整个患病人群的冰山一角,多数人对该病并没有抱持科学、严肃的态度.

事实上,OSAS 对患者的身体健康可造成不容小觑的威胁.具体说来,阻塞性睡眠呼吸暂停综合征造成血氧不足、血碳酸过多以及正常睡眠模式的暂停,会造成包括神经系统、心血管系统、内分泌系统、血液系统等全身多系统多器官功能紊乱和损害,其中最大的危害是其对心脏的危害,可导致高血压、冠心病、心力衰竭、心律失常等病症,严重时甚至会发生猝死^[3-5].因此,该病已在医学界引起了广泛的关注和讨论.

鉴于该病的普遍性及严重性,医学临床应该提供合适的诊断及治疗手段.目前 OSAS 诊断采用多导睡眠记录仪(polysomnography,简称 PSG)作为其“黄金标准”,能够记录 11 个频道的不同生物信号^[6].为了得到整晚的 PSG 数据,患者需要在夜间睡眠时留在大型医院的特殊睡眠监控室里,在这期间会有约 22 路睡眠仪导线缠绕,同时会有专人看护以防止患者的举动使导线脱落等,如图 1 所示.但如此监测给患者带来很大的不便,患者在医用诊疗中不舒适的用户体验及大量的时间金钱耗费等原因,医院监护诊断系统难以得到普及,尤其是对于生活在就诊不便的乡村等地的患者,医院长期监护诊疗非常不切实际.



专业人员参与^[7]

患者卧床并有导线缠绕^[8]

Fig.1 OSAS monitoring equipment in hospital

图 1 OSAS 医院监测仪器

因此,我们需要一个便携式的家用医疗系统来实现 OSAS 随时随地的监测.在本文中,我们实现了基于手机的 e-Health 无线家庭医疗系统.该系统分为前端、手机和后端这 3 部分,其中手机作为中心设备连接并控制着前端与后端.前端由两个传感器节点(心电及血氧)、一个单片机和一个蓝牙模块组成,主要负责数据的采集、预处理以及数据传输;患者可以通过手机屏幕实时看到目前的身体数据指标并进行初步诊断;后端为远程服务器或者个人电脑,负责数据存储和详细的病情诊断.各模块之间的无线连接将患者从地理位置的束缚中解脱出来,并且这个系统可以随时随地地使用,比如,在卧室或没有 PC 或笔记本电脑的农村.这个系统可以帮助患者更舒服和便宜得监测自己的身体指标,也使得长期监测变得可行.

然而,新的挑战也相伴而生.可靠性、实时性、便携性和高能效是我们这个电子医疗系统的必要条件.其中,能效是一个很大的问题,因为有限的电池容量可能使系统可用性降低.在 OSAS 家庭监测情景下,一个病人需要被监测若干天,因此,频繁的电池充电极大地影响了用户体验.因此本文应着力设计一个低功耗的 OSAS 便携式电子医疗系统.本文就此问题做了详细的实验及理论分析,为其他研究同方向的人员提供了丰富的参考信息,这也是课题研究工作的意义之一.

本文的主要工作是:

1. 设计并实现了基于智能手机、针对 OSAS 监测的低功耗家庭电子医疗系统;
2. 对系统涉及的能耗问题进行了详细的实验和理论分析,并指出该系统能耗瓶颈所在;
3. 提出系统能耗优化方案,系统能耗降低了 50%左右.

在我们所了解的研究中,我们第一个提出了基于智能手机、针对 OSAS 的低能耗电子医疗系统,并且进行了详尽的能耗分析,之后又提供了优化能耗问题的方案.这个分析将对未来在这个领域的工作提供详尽的参考.

本文第 1 部分回顾相关工作.第 2 节给出此系统的使用场景概述以及我们的设计方案.第 3 节是该系统的具体实现.在第 4 节中,针对我们实现的系统进行详细的能耗分析,并提出优化方案.第 5 节总结全文并阐述下一步的工作重点.

1 相关工作

如图 1 所示,现有的 OSAS 监护系统存在着诸多弊端.目前国内外已有相当数量的文献介绍了其在无线家庭电子医疗的研究和已实现的便携式系统.

不少学者提出了以手机为中心的个人医疗监护系统^[9-12].它们分别针对不同的疾病,利用不同的传感器采集患者身体数据作为信号输入,以手机作为处理中心对数据进行预处理和分析,并将结果通过手机屏幕呈现给用户,因为 OSAS 诊断要求患者的长期监测数据,存储量大,因此单一的手机并不能满足本文针对 OSAS 的应用场合.针对 OSAS,也有学者设计了类似的系统^[13,14],在这几个系统中,手机接收到的数据还可以通过 3G 或 Wi-Fi 传送给远程服务器,但是它们没有采用无线传感器网络,仅使用了单一传感器,如血氧传感器(SpO₂)^[13]或者心电图传感器(ECG)^[14].最重要的是,所有上述系统都没有考虑系统的能耗问题.而本文的实验结果显示,如果此类系统的功耗问题没有很好地得以解决,系统就不会得到普遍推广.

当然,也有一些研究关注了系统能耗问题.文献[15]提出了一种低功耗的自定义 MAC 层协议设计,但是对于本文的情景,该方法不便于直接使用且灵活性不高.文献[16]设计的系统进行了大致的能耗分析,然而该系统并不适用于 OSAS 并且能耗的分析结果也有待进一步细化.

本文在总结了以上研究之后,提出了针对 OSAS 的家庭电子医疗系统,并着重考虑了系统的能耗问题,给出了详尽的实验结果与理论分析,以及能耗优化的方案,对实现高能效的家庭电子医疗系统具有重要意义.

2 系统应用场景分析及架构设计

2.1 OSAS家庭医疗的应用场景

区别于现有医疗监护系统在时间和空间上的局限性以及用户体验差的问题,新型家庭电子医疗监护系统应支持随时随地的使用,其应用场景不再局限于大型医院的特殊监护室或小范围的活动区域,因此能够为用户带来更舒适的就诊体验,并降低就诊费用,这是系统设计的根本目标.

总的来说,针对阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(OSAS)设计的无线家庭电子医疗系统应该如下所述:由传感器实时采集被监护者的生理数据,该数据被单片机进行预处理后经蓝牙传给智能手机,手机可以实时地显示病患的生理指标并对其进行初步的诊断;如果患者所在环境有网络覆盖,患者还可以选择上传数据到后台服务器进行更详细的诊断;患者的数据将被存储在后台服务器中,以建立个体数据库,为病情的发展做详细的记录.

在此应用场景中,系统选用各种无线通信协议如 Wi-Fi 或蓝牙,其目的是减少系统中传输线的数量,提高系统的便携性.与此同时,手机作为系统的中心,而不是个人电脑,其目的在于拓宽系统的应用场景,如在患者卧室没有配备个人电脑或者在乡村场景下,患者仅利用手机即可实现个人病情的基本监护,这是大有裨益的.

2.2 系统架构

基于应用场景的分析,我们设计了基于手机的、针对 OSAS 监测的便携电子医疗系统,如图 2 所示.

系统在总体上分为前端、控制中心、后端这 3 个部分,其中智能手机作为 OSAS 家庭电子医疗系统的控制中心连接着前端和后端.系统前端包括:传感器、单片机(MCU)和蓝牙模块,其主要任务是采集被监护者的各项生理数据并进行数据的预处理,包括数据量化编码、去噪滤波等.经过处理的数据经过蓝牙传给智能手机.智能手机的主要任务是利用个体化数据库,对数据进行波形监测以实现病情的初步诊断与分析,并通过友好的交互界面向用户呈现分析结果.后端指个人计算机(PC)或者远程服务器,其主要任务是建立患者个性化的病情档案,

并利用更加详尽的数据库对患者的病情做出进一步的诊断.

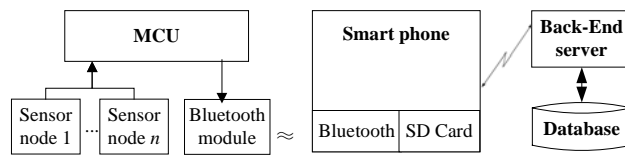


Fig.2 System architecture of OSAS e-health system

图2 OSAS 电子医疗系统框架 Sensor

此外,该系统针对的是病患在家中自行进行睡眠监护的场景,其使用时间的需求应是系统设计的重点.为了提高系统的便携性,系统考虑使用电池供电.频繁地充电或者更换电池不仅会影响系统的正常使用,也会使得病患不胜其烦,因此,系统的设计应该是低功耗的.

2.2.1 系统前端

为了实验 OSAS 的家庭监测,需要采集患者的多种生理数据,包括心电信号(ECG)、脑电信号(BEG)、血氧值(SpO₂)、血压等^[17];根据文献[18]的研究结果,血氧饱和度和心电信号的双重分析即可满足 OSAS 的诊断精度需求.因此,本文在传感器部分选用了血氧传感器和心电传感器.

单片机是系统前端必不可少的一部分.系统采集的数据需要进行处理和编码.当然,运算部分可以在智能手机端进行,但是经过实际测量,在同样的运算工作负荷下,手机电池可以支撑6个小时,而单片机则可以运行超过20小时;同时考虑到无线传感器网络计算负载相对较低^[19],在单片机可支持的条件下,我们应尽可能地将运算放在单片机上做,以提高系统使用时间.因此,我们在单片机上进行数据的预处理工作,包括数据的编码和去噪滤波.另外,单片机具有体积小、便于携带的特点,符合系统的设计目标.

2.2.2 智能手机

智能手机是我们的系统的集中式控制模块.MCU通过蓝牙芯片将预处理过的数据连续传输给智能手机,在手机端进行更加复杂的计算来实现精确诊断.手机端主要的功能有:进行特征提取、分类识别、提供与远方服务器的网络连接.我们使用智能手机作为系统中央控制器有如下几个原因:

- 1) 智能手机不断增强的处理器支持更加复杂的运算,并且提供给用户友好的编程接口和显示界面;
- 2) 智能手机提供了蓝牙与Wi-Fi的控制接口,使得不同模块间的通信变得更加简单;
- 3) 当用户更换手机时,唯一需要做的仅是在新的智能手机上下载使用通用通信协议的软件安装包;
- 4) 与台式机或笔记本相比,智能手机携带更加轻便,并且在电脑无法获得的边远地区或者家庭卧室,手机是一个更好的选择.

2.2.3 后端服务器

系统后端是远程服务器或者个人电脑,其主要功能是存储和细致的诊断.尽管智能手机作为强大的终端可以实现病情的初步诊断,但是单一用户一晚上(9小时)的监护数据约80MB左右,长期的监护需要大量的存储空间.此外,后台需要存储已标定的数据库作为自动化诊断的标准,而采样的生理信号复杂多变,为了覆盖各种病情,数据库也是非常大的.进一步来说,远程服务器的提出还可以实现云平台,使得多户用户可建立长期监护档案,动态更新数据库与诊断信息.

2.2.4 通信协议

系统的总体设计目标是随时随地可用,且摆脱医用诊疗系统多根数据线的束缚,因此在通信协议的选择上,本文考虑无线通信协议.

系统前端和手机之间的通信协议可以有几种选择,包括蓝牙、ZigBee、Wi-Fi或者其他自定义协议.其中,前三者更加通用且易于实现.Lee指出,蓝牙、Zigbee和Wi-Fi的常见传输速率分别为0.72Mbps,0.25Mbps和54Mbps^[20],目前PSG的数据速率约20kbps,因此,就传输速率来说,这三者都是满足需要的.在满足速率需求的基础上,能耗将作为主要考虑因素.文献[20]也指出,在电池供电的设备(如移动设备等)中,蓝牙和Zigbee的功耗要

远远小于 Wi-Fi,考虑到目前大多数移动终端不支持 Zigbee 协议,因此,本系统采用 Bluetooth 作为系统前端和手机之间的通信协议。

手机和系统后端的通信采用 3G 或者 Wi-Fi.3G 技术的主要优点是增加系统容量、提高通信质量和数据传输速率,其下行速度峰值可达 3.6Mbps,上行速度峰值也可达到 384Kbps;而且 3G 信号覆盖率远远超过 Wi-Fi.但是,Wi-Fi 费用低并且数据传输速率更高,因此在传输数据上具有更大的优势.在 Wi-Fi 热点之外,系统采用 3G 进行与后台的通信,进入 Wi-Fi 热点区域后即可无缝切换至 Wi-Fi 连接。

3 系统能耗优化方案

为了增强灵活性和便携性,系统设计采用了电池供电,因此,为了不使用户频繁地充电,如何降低整个系统的能耗是一个亟待解决的问题.本文对系统的能耗问题进行了实验测量及分析,并提出优化方案及实现算法。

3.1 系统能耗瓶颈分析

我们首先对系统前端的各个模块进行了能耗的测量.实验所用测量仪器为 Monsoon FTA22D meter^[21],蓝牙模块和手机的距离为 5 米,传感器使用的是心电图传感器(ECG),1200mAh 锂电池为系统供电。

如表 1 所示,前端消耗的平均功率为 187.7mW,即每小时消耗 676J 能量,这样 1200mAh 的电池可连续工作 21 小时.在 OSAS 家庭检测场景下,系统前端工作两晚即需进行充电;由此可见,在对系统不优化的情况下,整个系统的使用时间是不令人满意的.我们注意到蓝牙模块在正常工作模式下的功率为 105.4mW,已达到总功率的 60%左右,而其休眠模式下的功率仅为 19.8mW,这意味着蓝牙模块在降低系统能耗方面有很大的空间.以下所述的系统初步低功耗方案即建立在此分析基础之上.本文利用蓝牙模块的低功耗模式对整个系统进行了详细的能耗分析。

Table 1 Power consumption of each module in frontend sub-system

表 1 前端子系统各模块功耗分析

模块	状态	功耗(mW)
单片机	Active	29.16
蓝牙模块	Idle	19.80
	Active	105.4
传感器	Active	53.16
前端总计	Active	187.7

虽然在蓝牙协议里提及多种低功耗模式,包括 park mode,sniff mode,hold mode 等,但是在市面上可以购买到的蓝牙模块基本不提供上述的低功耗模式设计接口^[15],为了提高系统设计的通用性,本文没有考虑重新设计底层协议而是采用了蓝牙模块都支持的 active 和 idle 模式。

本文对蓝牙模块从休眠模式到正常工作模式的功耗的过程进行了能耗测量,如图 3 所示。

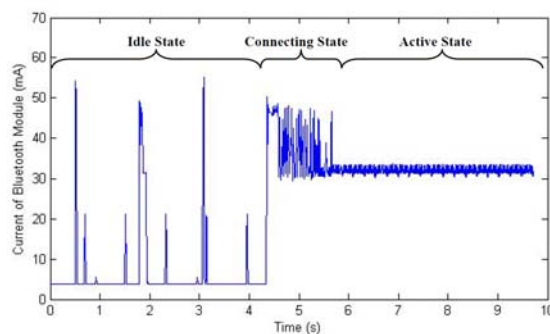


Fig.3 Power profiling of Bluetooth module

图 3 蓝牙模块功耗分布

蓝牙模块在建立连接时从 Idle 状态经过 Connecting 状态到 Active 状态这 3 个阶段,在蓝牙模块与手机蓝牙连接建立之后,它将一直保持在功率较高的正常 Active 状态,直至强迫其进入低功耗的 Idle 模式.为了减少系统能耗,本文采用的方法是令蓝牙模块周期性地进入 Idle 模式,而将数据集中在 Active 模式下进行传输.然而,传感器以采样率(250Hz)连续地将数据交由单片机处理,因此,在单片机中应有额外的存储空间将数据进行缓存.

3.2 系统能耗优化模型

本文建立了一个详细的模型以分析休眠时间、蓝牙模块总能耗及单片机所需存储空间的模型.该模型旨在分析三者的关系,以向相关人士提供参阅意见.

模型使用的符号说明见表 2.

Table 2 Symbol description

表 2 符号说明

符号	说明
P_{idle}	蓝牙模块在休眠状态的功率
$P_{connecting}$	蓝牙模块在建立连接时的功率
P_{active}	蓝牙模块在正常工作状态的功率
P_N	未经功耗优化的蓝牙模块的平均功率
P_{ISP}	周期性进入低功耗休眠模式的蓝牙模块的平均功率
t_{idle}	每个传输周期中蓝牙模块休眠的时间
$t_{connecting}$	每个传输周期中蓝牙模块建立连接的时间
$t_{transmitting}$	每个传输周期中蓝牙模块传输数据的时间
B	单片机向蓝牙模块传输数据的波特率
N	单片机缓存数据的存储空间
S_R	传感器采样率

鉴于蓝牙模块在手机蓝牙建立连接之后一直保持连接状态,整个过程仅经历过 1 次建立连接状态,显然, P_N 可近似为 P_{active} ,即

$$\bar{P}_N \approx P_{active} \quad (1)$$

当蓝牙模块周期性地进入休眠模式时,其平均功率为

$$\bar{P}_{ISP} = \frac{P_{idle} \cdot t_{idle} + P_{connecting} \cdot t_{connecting} + P_{active} \cdot t_{transmitting}}{t_{idle} + t_{connecting} + t_{transmitting}} \quad (2)$$

此时,需要单片机缓存的数据量为

$$N = (t_{idle} + t_{connecting} + t_{transmitting}) \cdot S_R \quad (3)$$

同时,有:

$$t_{transmitting} = \frac{N}{B} \quad (4)$$

由式(3)和式(4)有:

$$N = \frac{B \cdot S_R}{B - S_R} (t_{idle} + t_{connecting}) \quad (5)$$

由式(2)和式(5)有:

$$\bar{P}_{ISP} = \frac{P_{active} \cdot S_R}{B} + \frac{(B - S_R) \cdot (P_{idle} \cdot t_{idle} + P_{connecting} \cdot t_{connecting})}{B \cdot (t_{idle} + t_{connecting})} \quad (t_{idle} > 0) \quad (6)$$

式(6)作为优化后蓝牙功耗的理论值.

3.3 系统能耗优化算法

现有蓝牙模块的工作模式转换大多通过其串口 AT 命令实现,即通过单片机向蓝牙模块串口写入 AT 命令来实现其工作模式、工作状态的转换:这样的实现思路需要事前知道该蓝牙模块的控制命令集,因此不具备通用性;同时,用户可能需要多个蓝牙模块同时传输,通过单片机控制的分布式方案会造成信道的拥挤及接收端用

于区分蓝牙设备的高复杂度运算,可扩展性很差。

鉴于现有蓝牙控制方案的弊端,我们提出了智能手机蓝牙设为 Master 节点、前端蓝牙模块设置为 Slave 节点、智能手机控制蓝牙工作模式的实现方案。该方案不仅克服了各异的蓝牙模块控制命令集的局限性,而且能够集中的调度多个蓝牙模块进行传输,增强信道利用率并降低接收端算法复杂度,其通用性和可扩展性都得到了极大的提升,是一种新颖的蓝牙控制方案。

这种基于智能手机的系统能耗优化算法工作流程如图 4 所示。

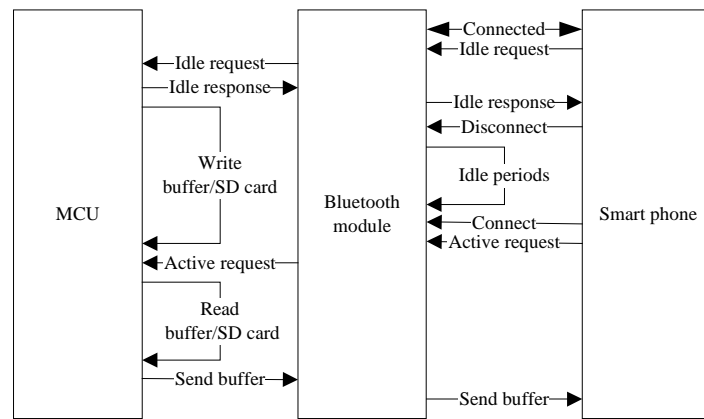


Fig.4 Algorithm for system energy saving

图 4 系统能耗优化算法

- 1) 当系统决定一个蓝牙模块进行休眠时,首先由智能手机通过蓝牙向单片机发送 Idle 请求,单片机捕捉到该请求并回复 Idle 响应,同时将收到的传感器数据写入 buffer 进行备份(若单片机 SRAM 较小则写入 SD 卡进行备份)。智能手机收到该 Idle 响应后,断开与蓝牙模块的 socket 连接并释放手机端蓝牙 Adapter 信息,之后蓝牙模块就工作在协议默认的 Idle 模式了。此时,传感器数据在单片机 buffer 或 SD 卡进行备份。
- 2) 在等待一个由能耗优化算法决定的 Idle 间隔之后,智能手机连接蓝牙模块并建立 socket 通信,之后通过蓝牙模块向单片机发送 Active 请求,此时蓝牙模块 Idle 模式结束并进入 Active 模式;单片机收到该 Active 请求后,读取在 buffer(或 SD)内备份的传感器数据并以目标波特率通过蓝牙模块发送该 buffer 至其清空。这样我们实现了缓存数据的极限速率发送。
- 3) 为了实现上述系统工作流程,单片机应设置至少 3 个线程来保证控制信令的接收与传感器数据的无损备份:线程 1 用于不间断的接收传感器数据;线程 2 用于将传感器数据写入 buffer 或 SD 卡;线程 3 用于接收 Active 请求、读取 buffer 并发送。单片机还需要保证线程之前数据的同步已保证数据可靠性。

3.4 系统能耗优化效果

我们选择心电传感器采样频率为 250Hz、8 位编码、蓝牙波特率为 9 600Baud 的场景进行蓝牙模块功耗测试,在智能手机上实现上述提到的系统能耗优化算法,通过智能手机控制单片机和蓝牙模块的工作状态,并与理论模型进行比较,如图 5 所示。

图 5 展示了蓝牙模块的平均功率随其休眠时间的关系图,图中顶部的“+”线表示蓝牙持续工作场景下功耗测量值为 105.4mW,底部的虚线表示理论模式中推导的极限最低功耗为 37.7mW(对应着 Idle Period 为正无穷的情形),“*”点为在不同 Idle Period 场景下实际测量的蓝牙模块平均功耗,实线表示当前配置下的蓝牙功耗理论值。可以看出,我们的优化算法实现效果与模型的理论值基本吻合,实现了通过智能手机控制蓝牙工作模式进而优化系统能耗的目标。

在优化算法的实现过程中,我们需要在单片机设置缓存(或将数据存储于 SD 卡),以便备份蓝牙休眠时单片

机接收到的传感器数据.鉴于单片机的 SRAM 一般较小,为了分析该方案的存储需求,我们统计了在不同蓝牙休眠时间下单片机所需的缓存大小,如图 6 所示.

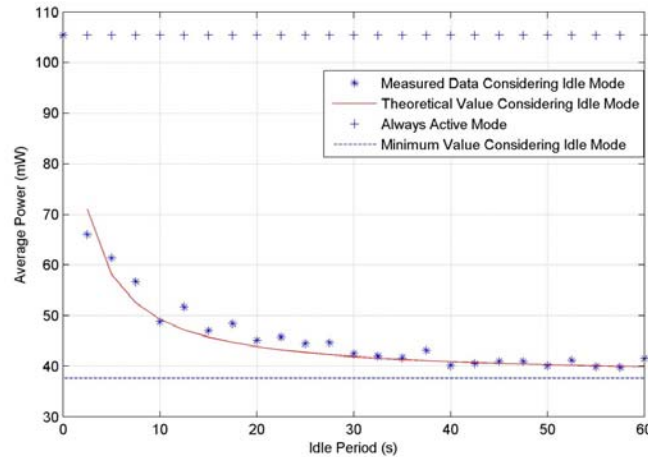


Fig.5 Average power of Bluetooth module with different idle periods

图 5 蓝牙模块的平均功率与待机时间的关系

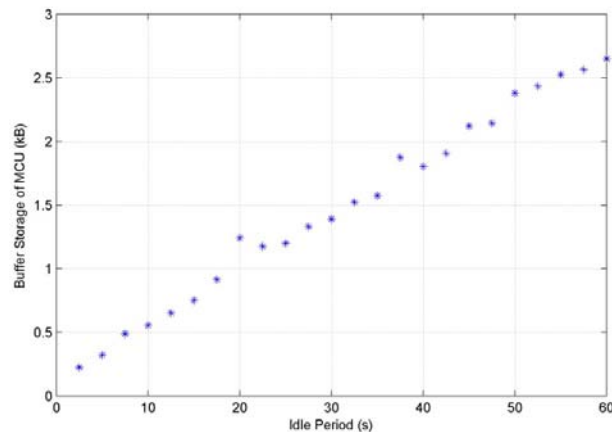


Fig.6 Buffer storage of MCU in different idle periods of Bluetooth module

图 6 单片机缓存与蓝牙模块休眠时间的关系

图 6 为单片机的缓存与蓝牙模块休眠时间的关系图.当缓存大小超过单片机的 SRAM 容量时,我们将传感器数据备份与 SD 卡.图 6 提供了通用设计方案的器材选型依据及可靠性支持.

值得注意的是,图 5 说明了随着蓝牙模块休眠时间的增长,蓝牙模块的平均功率呈双曲线状递减,且在休眠时间增长到一定程度后,平均功率下降的极为缓慢;与之相对应的是图 6 中单片机缓存呈线性增长,休眠时间越长,所需要的缓存空间越大.由图 5 和图 6 可知,需要在单片机内存和降低能耗之间做相应的折中.考虑到诊断的精确度及时间要求,30s 也是一个可以接受的休眠时间^[22].因此,在本文述及的系统设计中,考虑将 30s 作为休眠时间长度.

按照上述的方案对系统能耗做出优化设计,经测量,优化之后的蓝牙模块功率消耗为 42.5mW.与正常工作模式下的蓝牙模块 105.4mW 相比较,整个蓝牙模块的总能耗节省了 60%.在此基础之上,整个前端的使用时间由原来的 21h 提高到 32h,这意味着系统现在可以供电 4 个晚上.

根据前文所述,我们的建议是:

- 1) 为了节省系统功耗,系统的功耗瓶颈——蓝牙模块应该被周期性地置为待机休眠状态,但其付出的待机是单片机的内存应该能够支持额外的数据缓存;
- 2) 待机时间应尽量长,但是当其超过一定程度后,节省的能耗将比不上为其付出的代价——单片机所需内存的增加,所以,应该在这二者中做出折中,以实现经济的低功耗方案.

4 系统实现

4.1 系统原型

基于 OSAS 的家庭电子医疗系统实现原型如图 7 所示.由心电传感器(ECG)和血氧传感器(SpO₂)采集患者的心电及血氧生理信号,经过单片机数据编码及滤波等预处理后经由蓝牙传给手机.患者可以通过手机屏幕实时看到目前的身体数据指标.手机通过 Wi-Fi 或 3G 网络与后台服务器连接,将生理数据实时传输至后台并利用服务器建立的强大数据库对数据进行分析,以实现病情的详尽诊断.在手机与后台的网络连接较弱或者没有时,手机也可以利用由患者自身的身体数据组成的小型数据库进行病情的诊断.系统各个模块之间采用无线传输通信协议,使得患者不必受到地理位置的束缚.

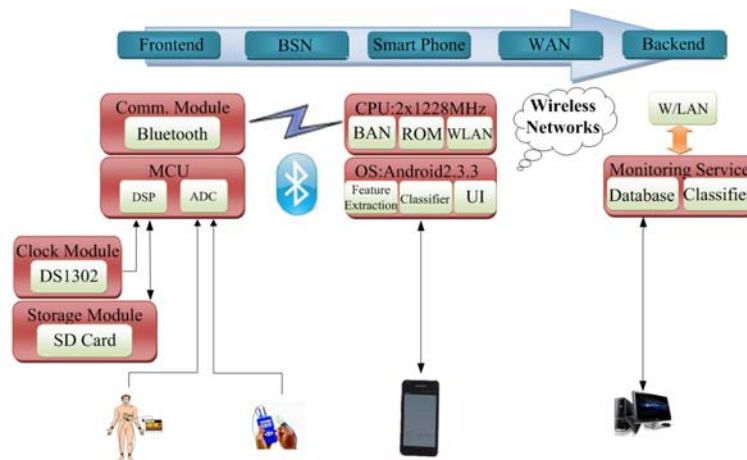


Fig.7 System prototype

图 7 系统原型

为了实现本文设计的低功耗算法,单片机需要连接 SD 卡模块以实现蓝牙处于 Idle 模式时传感器数据的备份;同时连接时钟模块以统计系统读写、传输时延.下一步,系统将考虑由传输时延反映的信道速率以及读写时延反映的系统配置,实现基于负载均衡的、由智能手机集中控制的、系统存储传输计算任务动态分配的通用低功耗解决方案.

4.2 系统器材选型及示意图

在器材的选型上,除了满足基本的功能需要以外,还应将体积和功耗作为参考因素,以使系统方便小巧、便于携带且尽量节能.表 2 展示了器材选择情况.其中,MCU、蓝牙模块和两种传感器均为低功耗设计,厂家标定额定功率均在同类产品中较小,满足了系统的使用需求,也为我们的低功耗方案做了很好的参照.

图 8 为系统的示意图.由血氧传感器和心电传感器采集的人体数据由单片机解析、滤波处理后经蓝牙模块发给手机,手机将数据实时显示在屏幕上.

Table 2 System components

表 2 系统选材

模块		说明
前端	单片机	Arduino Pro Mini (5V,16MHz) ATmega 328
	蓝牙	GC-02 from Nanjing Guochun Tech Inc, 9600Baud
	血氧传感器	60Hz 采样率
	心电传感器	单导联 250Hz 采样率
	电池	1 200mAh 锂电池
智能手机		三星 I9100 (Android 2.3.4 操作系统)
后端服务器		Windows Server PC

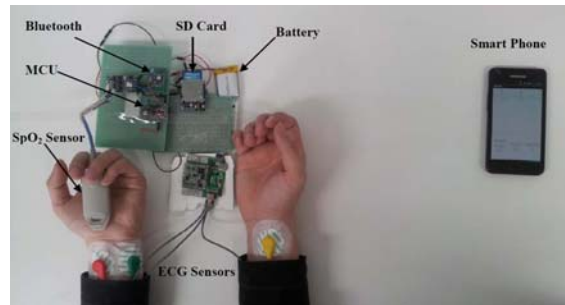


Fig.8 Implementation of OSAS e-health system

图 8 OSAS 电子医疗系统示意图

5 结束语

本文针对阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(简称 OSAS)提出并设计了一个以智能手机为中心的便携式家庭电子医疗系统,并在其基础上着重考虑系统的能耗问题。

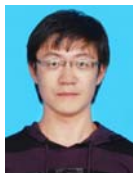
基于详细的实验和分析,本文论证了该系统的能耗瓶颈——蓝牙模块,并利用蓝牙低功耗休眠模式,使其间歇性地发送数据以实现系统低能耗.本文建立了休眠时间与系统能耗及单片机存储的分析模型.根据测试结果显示,优化后的系统使用时间提高了 50%以上。

与蓝牙工作模式的传统切换方法相比,本文提出的基于智能手机的蓝牙控制算法提升了系统通用性及可扩展性,并为实现系统全局低能耗的存储、传输、计算负载均衡调度提供了技术支持。

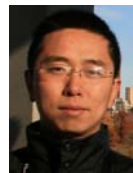
References:

- [1] American Academy of Sleep Medicine Task Force. Sleep-Related breathing disorders in adults: Recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. *Sleep*, 1999,22(5):667-689.
- [2] Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Badr S. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. *New England Journal of Medicine*, 1993,328(17):1230-1235.
- [3] Ronald J, Delaive K, Roos L, Manfreda J, Bahammam A, Kryger MH. Health care utilization in the 10 years prior to diagnosis in obstructive sleep apnea syndrome patients. *Sleep*, 1999,22(2):225-229.
- [4] Ancoli-Israel S, DuHamel ER, Stepnowsky C, Engler R, Cohen-Zion M, Marler M. The relationship between congestive heart failure, sleep apnea, and mortality in older men. *Chest*, 2003,124(4):1400-1405.
- [5] Lee W, Nagubadi S, Kryger MH, Mokhlesi B. Epidemiology of obstructive sleep apnea: A population-based perspective. *Expert Review of Respiratory Medicine*, 2008,2(3):349-364.
- [6] Rechtschaffen A, Kales A. A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Bethesda: National Institutes of Health, 1968.
- [7] 什么是多导睡眠监测(PSG). http://www.fshospital.org.cn/dept/document/2010_2/dept8047.htm
- [8] 睡眠呼吸障碍(SDB)与心血管疾病. <http://www.doc88.com/p-648858016910.html>

- [9] Oliver N, Flores-Mangas F. HealthGear: A real-time wearable system for monitoring and analyzing physiological signals. In: Proc. of the Wearable and Implantable Body Sensor Networks. 2006. Redmond, 2006. 61–64.
- [10] Lam SCK, Wong KL, Wong KO, Wong WX, Mow WH. A smartphone-centric platform for personal health monitoring using wireless wearable biosensors. In: Proc. of the 7th Int'l Conf. on Information, Communications and Signal Processing. Macau, 2009. 192–198.
- [11] Dobrescu R, Dobrescu M, Popescu D, Coanda HG. Embedded wireless homecare monitoring system. In: Proc. of the eTELEMED 2009. Cancun, 2009. 66–71.
- [12] Rasid MFA, Woodward B. Bluetooth telemedicine Processor for multichannel biomedical signal transmission via mobile cellular networks. IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, 2005,9(1):35–43.
- [13] Burgos A, Goñi A, Illarramendi A, Bermudez J. Real-Time detection of apnea on a PDA. IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, 2010,14(4):995–1002.
- [14] Bsoul M, Minn H, Tamil L. Apnea MedAssist: Real-Time sleep apnea monitor using single-lead ECG. IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, 2011,15(3):416–427.
- [15] Omeni O, Wong A, Burdett AJ, Toumazou C. Energy efficient medium access protocol for wireless medical body area sensor networks. IEEE Trans. on Biomedical Circuits and Systems, 2008,2(4):251–259.
- [16] Zhong L, Sinclair M, Bittner R. A phone-centered body sensor network platform cost, energy efficiency & user interface. In: Proc. of the Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2006). Redmond, 2006. 179–182.
- [17] Matsuoka G, Sugi T, Kawana F, Nakamura M. Automatic detection of apnea and EEG arousals for sleep apnea syndrome. In: Proc. of the ICCAS-SICE 2009. Fukuoka, Japan, 2009. 4651–4654.
- [18] Xie B, Minn H. Real-Time sleep apnea detection by classifier combination. IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, 2012,16(3):469–477.
- [19] Yan L, Zhong L, Jha NK. Energy comparison and optimization of wireless body-area network technologies. In: Proc. of ICST the 2nd Int'l Conf. on Body Area Networks. Florence, 2007.
- [20] Lee JS, Su YW, Shen CC. A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi. In: Proc. of the 33rd Annual Conf. IEEE Industrial Electronics Society, 2007. 46–51.
- [21] Monsoon power monitor. <http://www.msoon.com/LabEquipment/PowerMonitor/>
- [22] Coito ALS, Sanches J. Assessment of Obstructive Sleep Apnea Syndrome by spectral analysis of physiological parameters. In: Proc. of the Bioengineering (ENBENG 2011). Lisbon, 2011.



高睿鹏(1988—),男,内蒙古呼和浩特人,博士生,主要研究领域为移动互联网,无线医疗.



王韬(1978—),男,博士,副研究员,主要研究领域为计算机系统结构,可重构逻辑体系结构,可重构计算,无线网,并行计算.



杨丽琼(1989—),女,博士生,主要研究领域为操作系统.



吕松武(1968—),男,博士,教授,主要研究领域为网络,云计算,移动系统,无线网安全,物联网安全.



吴欣宇(1991—),男,主要研究领域为移动互联网,无线医疗.



韩芳(1968—),男,博士,主任医师,主要研究领域为睡眠医学.