

基于体动射频信号的睡眠分期

徐礼胜^{1,2},薄红瑞²,赵金野²,窦元珠³

(1. 东北大学 中荷生物医学与信息工程学院,辽宁 沈阳 110169 ;2. 东北大学 教育部医学影像
计算重点实验室,辽宁 沈阳 110169 ;3. 熙康阿尔卑斯科技有限公司,辽宁 沈阳 110179)

摘 要 : 为了减轻传统接触式睡眠生理监测系统对人体造成的负担 ,设计了一种基于微波技术的非接触式睡眠生理信号采集与分析系统 ,提出一种基于体动射频信号的睡眠分期识别算法 . 通过小波变换对射频运动传感器(RFMS)采集的体动信号进行预处理 ,再计算出体动信号的能量值 ,最后通过判别式处理和阈值法实现了睡眠分期 . 醒觉期、浅睡期、中睡期、深睡期 . 实验采集分析了 8 个实验者为期 46 天的睡眠生理信号 ,同时同步采集视频信息、TANITA 水床睡眠信息、接触式呼吸脉搏信号 . 与视频结果比较发现醒觉期正确率达到 90% ;与 TANITA 水床睡眠结果相比 ,本系统的结果与其吻合程度达到 70% ;与不同睡眠状态下呼吸率、心率的变化相比 ,本系统的结果吻合度达到 80% .

关 键 词 : 非接触 ;睡眠监测 ;睡眠分期 ;体动 ;射频

中图分类号 : TP 274. 1 文献标志码 : A 文章编号 : 1005 - 3026(2016)08 - 1079 - 05

Identification of Sleep Stages Based on Body Movement Signals from RFMS

XU Li-sheng^{1,2} ,BO Hong-rui² ,ZHAO Jin-ye² ,DOU Yuan-zhu³

(1. Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School , Northeastern University , Shenyang 110169 , China ;2. Key Laboratory of Medical Image Computing (Northeastern University) , Ministry of Education , Shenyang 110169 , China ;3. XIKANG ALPS Technology Co. , Ltd. , Shenyang 110179 , China. Corresponding author : XU Li-sheng , E-mail : xuls@ bmie. neu. edu. cn)

Abstract : To reduce the burden of the traditional sleep monitoring system on human body , a non-contact sleep monitoring system based on microwave technique was developed , and a sleep stages recognition algorithm was proposed based on body movement signals from radio frequency motion sensors (RFMSs). The RFMS signals were processed by wavelet transform , then , the energy of signals was calculated by integral algorithm. Finally , the sleep stages such as wakefulness , light sleep , moderate sleep , deep sleep were recognized by discriminant analysis and threshold processing. The RFMS signals from 8 normal subjects , whose sleep were monitored for 46 days , were acquired , with their video information , TANITA sleep information , pulse wave , and respiration signals gathered synchronously. Compared with videos , the staging results of this system match 90% in wakefulness stage. In comparison with the results of TANITA , the results of the RFMS match 70% in other sleep stages. The results match 80% in comparison with the change modes of respiratory rate and heart rate at different sleep stages.

Key words : non-contact ; sleep monitoring ; sleep stage ; body movement ; RF

在生活和工作压力逐渐增大的现代社会 ,随着新的睡眠障碍疾病的不断发现 ,新的治疗方法的不断应用 ,睡眠医学领域也得到了快速发展^[1] . 目前 ,市场上睡眠监测系统主要分为接触式睡眠监测系统和非接触式睡眠监测系统 . 接触式睡眠监测系统运用最广泛的主要是多导睡眠监

收稿日期 : 2015 - 05 - 19

基金项目 : 国家自然科学基金资助项目(61374015 61202258) ; 辽宁省自然科学基金资助项目(201102067) ; 教育部高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(20110042120037) ; 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(N110219001 , N130404016) .

作者简介 : 徐礼胜 (1975 -) 男 ,安徽安庆人 ,东北大学教授 ,博士生导师 .

测仪(polysomnography , PSG)^[2] ,其监测脑电图、眼动图、肌电图、口鼻气流等信号 ,监测费用昂贵且操作复杂 ,其他接触式睡眠监测系统包括由美国 Zeo 公司推出 Zeo 个人睡眠教练 ,日本百利达 (TANITA)推出的睡眠水床 ,这些接触式睡眠监测系统在监测人体睡眠的同时对人体生理、心理造成了负担 ,带来了新的睡眠问题 ,并且接触式睡眠监测系统无法诊断 93% 的男性和 82% 的女性中的重度睡眠障碍患者^[3] .

非接触式睡眠监测系统采用微波技术监测人体的生理信息 . 相关研究表明 ,微波技术可以用于监测人体的睡眠状况 ,该方案不会对人体的日常行为生活造成影响^[4] ,而且大量临床实验表明 ,微波技术可以精确地监测人体的心肺活动并可以替代常规的心肺监测产品^[5] . 2012 年欧姆龙发布的 HSL - 101 ,利用微波技术监测人体的体动、呼吸信号从而实现对人体睡眠的监测 ,但是其采用 10. 5 GHz 微波 ,在一定程度上增加了高频技术的难度以及芯片、电路板等硬件设备的成本 .

本研究采用 2. 4 GHz 微波技术(目前市场常见的公共频段 ,主要进行近距离的无线通信 ,开放性好、资源丰富并且无需申请专用频段^[6])实现了非接触式睡眠监测系统^[7-8] ,并且提出了一种基于体动射频信号的睡眠分期识别算法 ,利用微波技术探索睡眠质量 ,实现在低生理和心理负荷下监测睡眠 .

1 睡眠监测系统介绍

本研究对传统接触式睡眠监测系统进行改进 ,利用射频运动传感器(radio frequency motion sensor , RFMS)采集射频体动信号 ,对睡眠进行监测 . 目前 RFMS 能感知环境中 10 m 内运动的物体 . 利用微波技术采集人体的体动信号 ,通过单片机实现信号的 AD 转换 ,再将信号送入计算机进行处理 . 本研究设置监测距离在 1. 5 m 以内 ,因此信号的可靠程度较高 . 图 1 为信号采集示意图 ,射频运动传感器监测人体在睡眠中的生理信息 ,同时采用视频、TANITA 水床、接触式脉搏传感器和呼吸传感器同步记录人体睡眠时的生理信息 .

本研究采集了 8 个男性健康青年为期 46 天的睡眠数据 ,受试者信息见表 1 ,其中 28 组数据样本有效 ,本文对有效数据样本进行了数据分析 .

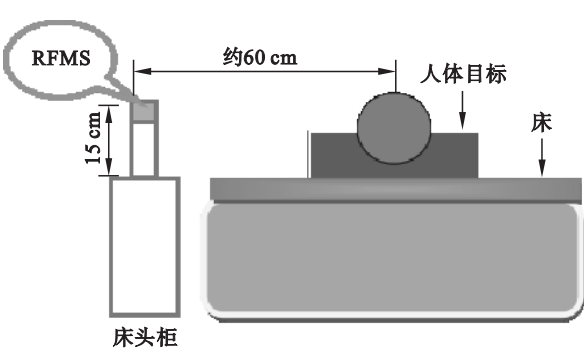


图 1 睡眠监测示意图
Fig. 1 Diagram of sleep monitoring

表 1 系统研究的受试者情况
Table 1 Basic information of volunteers

实验编号	1	2	3	4	5	6	7	8
年龄	24	24	23	24	24	22	25	26
体重/kg	60	70	65	72	60	58	69	67
采集天数	8	8	4	15	3	2	3	3
有效天数	5	4	3	9	2	2	1	2

2 睡眠生理信息的分析

2. 1 睡眠过程中的信息

正常成年人的睡眠具有周期性 ,周期长约 90 ~ 120 min ,包括快速眼动期 (rapid eye movement , REM)和非快速眼动期(non-rapid eye movement , NREM). NREM 包括浅睡、中睡、深睡三种状态 ,NREM 和 REM 交替出现 . 睡眠过程包括 4 ~ 6 个周期^[9] ,并且随着睡眠状态的改变 ,机体内也发生着相应的生理变化 ,如心率、呼吸率、消化液分泌、肌紧张度、体温等 . 除了以上表现 ,体动、血氧等也发生着变化^[10] . 对于体动信号而言 ,周期性腿动信号和翻身信号比较显著 . 不同睡眠状态下周期性腿动的特征有明显差异 ,其相对频率、持续时间和引起醒觉的效应都随睡眠的逐渐加深而下降 ,而腿动的间隔时间增加 . REM 的腿动持续时间最短 ,间隔时间最长^[11] .

2. 2 RFMS 信号分析及睡眠分期

图 2a 所示为整晚 RFMS 信号 ,主要包含了人体的翻身、周期性腿动等体动信息 . 图 2b 记录了某段时间的 RFMS 信号 ,其中包含不同类型的体动信号(大、中、小、无体动) .

通常情况下 ,醒觉期体动的幅度和频度均较大 ,一般表现在腿部和身体的翻转 ,而睡眠状态中的体动 ,偶有翻身动作 ,多见身体局部的动作 ,通常较为短促 ,幅度较小 ,发生频度低 . 相关研究表明 ,体动信息对于确定入睡时间、晨醒时间 ,辨别

深/浅睡、醒觉都有所帮助^[11]。

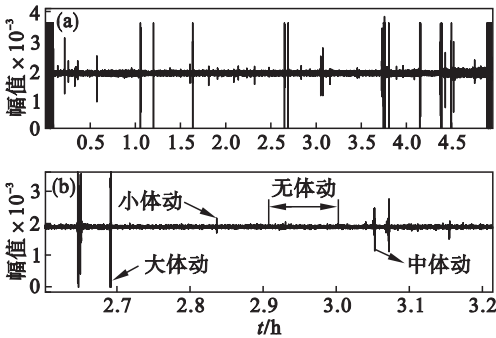


图2 整晚 RFMS 信号和体动信号

Fig. 2 RFMS signals for a whole night

(a)—整晚 RFMS 信号 ; (b)—典型体动的标定.

根据上述特征 ,本文提出一种基于体动射频信号的睡眠分期识别算法 ,如图 3 所示. 首先利用小波变换对信号进行去噪处理 ,这是比较常见的一种去噪方法^[12].

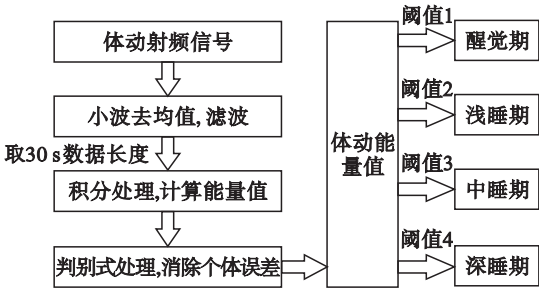


图3 睡眠分期算法

Fig. 3 Algorithm for sleep stages

RFMS 信号(体动信号)以 30 s 时长的数据为一段 ,计算本段信号的积分 ,实现体动能量 BDM 计算 :

$$BDM(n) = \int_1^{30} |s(30n + t - 1)| dt, \quad (1)$$
$$n = 1, 2, \dots, \frac{\text{length}(s)}{30f_s}.$$

式中 :s 是原始信号 ,length(s)为 s 的长度 ,f_s 为采样频率. 对 BDM 取对数 ,建立判别函数 :

$$SS(n) = \lg(BDM(n - i)). \quad (2)$$

式中 n 是以 30 s 为一个积分区间的点. 通过判别式的信号得到体动信号结果如图 4b 所示.

对 28 天的有效数据进行处理 ,采用式(2)得到体动值在 50 ~ 70 之间 ,因此本研究采用固定阈值实现睡眠分期. 结合视频比对结果和 28 天体动信号的特征值 ,本研究的体动阈值设置为 53, 55, 65 ,从而实现了醒觉期和 NREM 的分期. 如图 5 所示 0, 1, 2, 3 分别表示深睡期、中睡期、浅睡期、醒觉期.

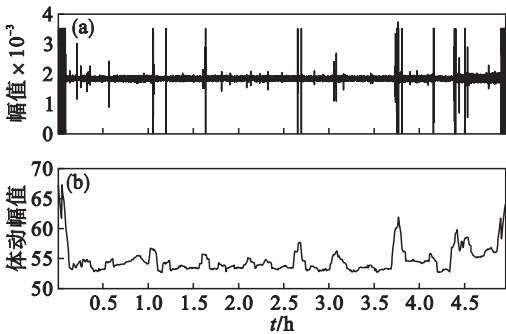


图4 RFMS 信号和通过判别式的体动值

Fig. 4 RFMS signals and body movement values through criterion

(a)—RFMS 信号 ; (b)—通过判别式的体动值.

正常成年人的睡眠具有周期性 ,NREM 和 REM 交替出现 ,睡眠过程包括 4 ~ 6 个周期^[9]. 如图 5 所示 ,整晚睡眠分期中有 4 个睡眠周期 ,如图中黑色线条所示. 醒觉期是入睡前、凌晨 4:00 前后和起床时 ,浅睡、深睡交替进行 ,每段持续时间约为 50 ~ 100 min.

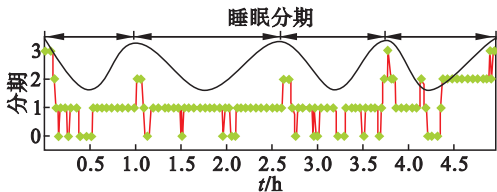


图5 睡眠分期

Fig. 5 Signals of sleep stages

3 睡眠分期结果分析比较

3.1 TANITA 水床和视频监控分析验证

睡眠具有周期性 ,一般以 90 ~ 120 min 为一个睡眠时间段 ,平均每个睡眠时段有 4 ~ 6 个睡眠周期^[9]. 醒觉—浅睡—中睡—深睡. 另外 ,一般情况下 ,睡眠周期在前半夜较长 ,后半夜较短. 图 5 所示的睡眠周期也有如此特点. 在对醒觉期的识别中 ,通过视频监控可以较清晰观察到识别率达到 90% .

图 6 是 TANITA 水床同步监测的睡眠分期结果 ,TANITA 水床将睡眠分成醒觉期、REM、浅睡期、深睡期 ,将 NREM 分为浅睡期和深睡期 ,本文并没有划分 REM 期 ,因为相关研究表明 REM 和醒觉期的脑电图相似 ,难以区分^[13].

比较图 5 和图 6 ,睡眠分期在醒觉期的吻合度达到 90% ,浅睡期的吻合度达到 75% .但在深睡期有一定差异 ,这是由于 TANITA 水床是接触式测量 ,通过监测人体的体动(对水床的压力)对

睡眠进行分期, 所以会受到被褥、衣服等外界因素的干扰, 而本系统采用的微波技术具有很好的穿透性^[7], 可以更加准确地检测到人体微小的体动, 而且本文将 NREM 划分为浅睡、中睡、深睡, 更加有利于研究睡眠障碍疾病, 从而提高人的睡眠质量. TANITA 水床对于入睡和起床时醒觉期的判断是准确的, 但是在睡眠过程中对于睡眠分期的判断, 本系统有着明显的优势.

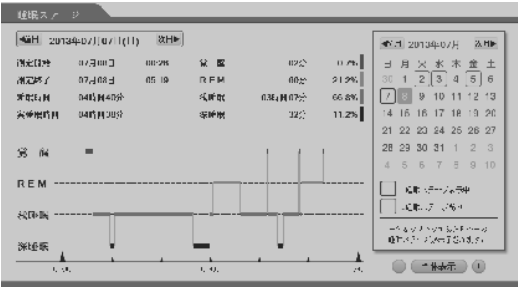


图6 TANITA 睡眠监测仪分期结果
Fig. 6 Sleep staging of TANITA sleep monitor

3.2 呼吸率和心率验证

本文同时通过接触式采集了受试者整晚睡眠状态下的脉搏信号与呼吸信号, 设计了相应的算法分析整晚睡眠状态下呼吸率与心率的变化规律, 从而进一步验证本文睡眠分期算法的正确性.

方法为 检测 R 波. 通过查找整段信号的最大值 S_m 和最小值 S_n , 使得 $S_{mn} = S_m - S_n$, 对信号在某一点邻域 (一般取前后 0.5 s) 范围内搜索极大值 S_i , 并且满足 $S_{mn} - S_i > G$, 其中 $G = 0.4S_{mn}$, 此时 S_i 就是 R 波所对应的峰值, 且同时得到所对应的 t_i . R 波检测到后, 通过 R 波的峰值所对应的时间间隔就能得到瞬时心率 $60/(t_i - t_{i-1})$, 计算瞬时呼吸率的方法与此类似.

通过上述方法得到心率、呼吸率之后, 为了使每一秒都有对应的心率值, 将该时刻的时间邻域内的平均心率作为当前心率值, 本研究基于大量实验结果的综合分析, 选取了 45 s 的平均心率和呼吸率进行分析, 结果如图 7 所示.

心率在睡眠中的变化可总结为: ①在整个睡眠过程中心率总体有下降趋势; ②NREM 向 REM 转换时, 心率先是迅速升高, 然后在 REM 中逐渐降低; ③REM 的心率变异性 (短时分析) 比 NREM 要高; ④不同 REM 的心率变异性有随睡眠时间增加而增大的趋势^[14]. 图 7 所示为整晚心动周期随心率的变化, 总体趋势呈现减弱, 即心率减慢. 由于在整晚睡眠中使用指尖脉搏传感器采集数据, 所以睡眠过程中手指的活动、翻身等会对信号产生干扰, 所以本信号包含了身体运动的干

扰. 图 7 标记了整晚心率和呼吸率的变化趋势.

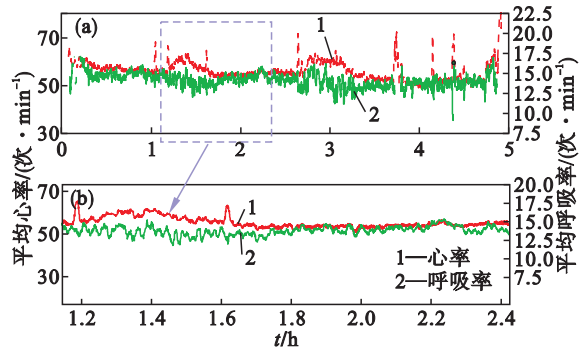


图7 平均心率、呼吸率
Fig. 7 Curves of average heart rate and respiration rate
(a)—整晚呼吸率、心率 (b)—局部放大图.

对呼吸信号而言, 呼吸率随着 NREM 和 REM 的更替起伏变化, REM 呼吸急促并且非常不平衡, NREM 较慢且平稳^[15], 尤其在深睡期呼吸最为平稳. 通过图 7 可以发现呼吸率和心率具有大致相同的趋势, 从入睡到起床都有逐渐减小的大趋势, 同时心率总体趋势变化较为明显.

对比图 7 和图 5 所示的结果可以发现, 心率、呼吸率的变化趋势与图 5 所示的睡眠分期图有着很大的关系. 在醒觉期呼吸率和心率明显有变大的趋势, 相反, 在深睡期二者的变化都趋于平稳且幅值较低. 为了进一步验证本系统睡眠分期结果的准确性, 本文在计算出的呼吸率的基础上实现了睡眠分期 (呼吸率通过呼吸绑带采集的呼吸信号计算得出, 相对于心率受人体体动的干扰小), 具体方法为: 以 45 s 为周期对整晚的呼吸率进行积分运算, 得到呼吸率的能量值, 结合 28 天有效数据的处理、提取的呼吸率特征值以及上述不同睡眠期呼吸率的特点, 采用固定阈值实现睡眠分期, 结果如图 8 所示.

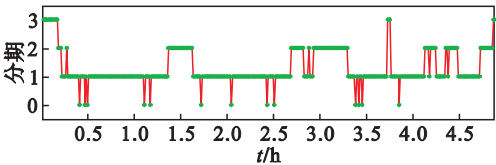


图8 呼吸率睡眠分期
Fig. 8 Sleep staging based on respiration rate

通过图 8 可以发现: 整晚的睡眠具有 4 个周期, 并且醒觉期发生在入睡前、凌晨 4:00 左右和起床前, 这与图 5 所示的结果是相吻合的, 其他睡眠阶段的判断与图 5 的吻合度为 80%. 但是也有一定差异, 主要来源于: ①呼吸率的提取是基于接触式采集的呼吸信号, 所以信号中包含了体动信号的干扰; ②呼吸率随着 NREM 和 REM 的更替

起伏变化,REM 呼吸急促并且非常不平稳, NREM 较慢且平稳^[15].

4 结 论

本系统采用 8 个健康青年为期 46 天的数据, 经过基于体动射频信号的睡眠分期识别算法的处理, 将实验结果与视频录像比较可知, 本文算法在醒觉期的识别率达到 90%, 同时对于睡眠过程中深睡、中睡、浅睡的判断也是比较准确的. 与 TANITA 水床相比, 本文算法在醒觉期吻合度达到 90%, 浅睡期吻合度达到 75%, 而且 TANITA 水床只对入睡时和起床时的醒觉识别较准确, 在睡眠过程中对于深睡、中睡、浅睡的判断, 本系统具有一定的优势. 与不同睡眠状态下呼吸率、心率的变化相比, 本系统的结果吻合度达到 80%.

参考文献：

[1] Kryger M H ,Roth T ,Dement W C ,等. 睡眠医学——理论与实践[M]. 张秀华 ,韩芳 ,张悦 ,等译. 北京 :人民卫生出版社 2010 1 -23 ,102 -167.
(Kryger M H ,Roth T ,Dement W C ,et al. Principles and practice of sleep medicine[M]. Translated by Zhang Xiu-hua ,Han Fang ,Zhang Yue ,et al. Beijing :People 's Medical Publishing House 2010 1 -23 ,102 -167.)

[2] DeChazal P ,Fox N ,O ' Hare E , et al. Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor[J]. *Journal Sleep Research* 2011 20(2) 356 -366.

[3] Young T ,Palta M ,Dempsey J et al. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults[J]. *The New England Journal of Medicine* ,1993 ,328(17) :1230 -1235.

[4] Li C ,Lin J ,Xiao Y. Robust overnight monitoring of human vital signs by a non-contact respiration and heartbeat detector [C]//Engineering in Medicine and Biology Society 2006. 28th Annual International Conference of the IEEE. New York :IEEE 2006 2235 -2238.

[5] Kiriazi J E ,Boric-Lubecke V M. Dual-frequency technique for assessment of cardiopulmonary effective RCS and displacement[J]. *IEEE Sensors Journal* ,2012 ,12(3) :574 -582.

[6] 吕涛 ,周燕媚 ,郑启亮 ,等. 基于 2.4G 的检测数据无线传输模块设计[J]. 仪器仪表学报 2006 27(6) 2060 -2063.
(Lyu Tao ,Zhou Yan-mei ,Zheng Qi-liang ,et al. Design of a 2.4 GHz wireless transmission module using in detection system[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument* 2006 27

(6) 2060 -2063.)

[7] Zhao J ,Zheng L ,Xu L ,et al. Analysis and design of a printed Yagi antenna working at the frequency of 2.4GHz for monitoring physiological parameters[C]//The 11th World Congress on Intelligent Control and Automation. Shenyang , 2014.

[8] 范应威 ,徐礼胜 ,章星 ,等. 低成本非接触生理参数监测系统研究[J]. 信号处理 2013 29(12) 1733 -1738.
(Fan Ying-wei ,Xu Li-sheng ,Zhang Xing ,et al. Affordable non-contact vital signs monitoring system[J]. *Journal of Signal Processing* 2013 29(12) 1733 -1738.)

[9] 杨军 ,俞梦孙 ,杨秀岩 ,等. 睡眠生理参数的中医解读初探 [J]. 国际生物医学工程杂志 2013 36(2) 74 -75.
(Yang Jun ,Yu Meng-sun ,Yang Xiu-yan ,et al. A preliminary study on understanding the multiple physiological parameters during sleep in light of traditional Chinese medicine[J]. *International Journal of Biomedical Engineering* ,2013 ,36 (2) 74 -75.)

[10] 江丽仪. 睡眠过程心率变异性分析及睡眠呼吸暂停综合征的判别研究[D]. 广州 :华南理工大学 2011.
(Jiang Li-yi. Heart rate variability analysis during sleep apnea syndrome detection[D]. Guangzhou :South China University of Technology 2011.)

[11] 吴峰 ,成奇明 ,周玉彬 ,等. 多导睡眠图仪选择性监测与分析系统研制[J]. 中国生物医学工程学报 ,2011 ,30(1) :88 -92.
(Wu Feng ,Cheng Qi-ming ,Zhou Yu-bin ,et al. The polysomnography research with a flexible signal monitoring and analysis system[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering* 2011 30(1) 88 -92.)

[12] Bhatnagar G ,Wu Q ,Raman B ,et al. A new fractional random wavelet transform for fingerprint security[J]. *IEEE Transactions on Systems ,Man ,and Cybernetics. Part A : Systems and Humans* 2012 42(1) 262 -275.

[13] 刘婷. 基于 EEG 和 EMG 信息融合自动分期[D]. 兰州 :兰州大学 2014.
(Liu Ting. Automatic sleep stages system based on information fusion of EEG and EMG[D]. Lanzhou :Lanzhou University 2014.)

[14] Rajagopal M K ,Rodriguez-Villegas E. Towards wearable sleep diagnostic systems for point-of-care applications[C]//IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies. Bangalore , 2013 26 -29.

[15] 童茂荣 ,裴兰 ,童茂清 ,等. 多导睡眠图学技术与理论[M]. 北京 :人民军医出版社 2004.
(Tong Mao-rong ,Pei Lan ,Tong Mao-qing ,et al. Textbook of polysomnogramology [M]. Beijing :People 's Military Medical Press 2004.)