

基于充气板的呼吸监护仪设计与实现*

姚少杰^{*,1} 丛明² 张历¹ 伯恩¹

(1. 天津大学精密测试技术及仪器国家重点实验室, 天津 300072;

2. 天津九安电子医疗股份有限公司, 天津 300100)

摘要:根据非接触式家庭生理监护的要求,设计了一种基于充气板的呼吸监护系统。系统采用压阻式压力传感器来采集呼吸信号,通过平衡管并进行差压测量来提高信号采集部分的信噪比;针对呼吸信号弱、噪声强、动态范围大等特点,设计信号调理电路和幅度的自动调整算法;在上位机利用 Visual C++ 设计了睡眠中呼吸状态判别和呼吸率提取算法。实验结果表明,该系统的信噪比最高可达 22 dB,呼吸率检测误差均在 10% 以内,无超过 15s 呼吸暂停漏报情况,能够实现呼吸率检测和呼吸暂停监护的功能。

关键词:非接触式监护;充气板;平衡管;Visual C++;呼吸率

中图分类号:TP212 **文献标识码:**A **doi:**10.3969/j.issn.1006-6055.2014.05.007

Design and Realization of Respiratory Monitor Based on Air-mattress*

YAO Shaojie^{*,1} CONG Ming² ZHANG Li¹ BO En¹

(1. State Key Laboratory of Precision Measuring Technology & Instruments,

Tianjin University, Tianjin 300072; 2. Andon Health Co., Ltd., Tianjin 300100)

Abstract: According to the non-contact request in home physiological monitoring, a respiratory monitor system based on an air-mattress is designed. In this system, the respiration signal is collected by a piezoresistive pressure transducer, with SNR of signal acquisition improved by the differential pressure measurement and balancing tube. Besides, a productive module for signal condition and amplitude regulation is designed for the weak signal with high noise and wide dynamic range. Algorithms for the extraction of respiratory status and respiration rate are achieved on a PC using Visual C++. Experiments show that the SNR is up to 22dB, with error of respiration rate less than 10%, and no sleep apnea for 15s detected. The designed system can achieve the function of respiration rate detection and sleep apnea monitoring.

Key words: non-contact monitoring; air-mattress; balancing tube; Visual C++; respiration rate

1 引言

人体睡眠过程呼吸暂停综合症^[1] (Sleep Apnea Syndrome, SAS) 是一种常见的潜在疾病。据我国临床统计,有高达四成半的人群存在睡眠障碍,约有 9% 的人群患有 SAS,但目前该疾病尚未引起人们的普遍重视。呼吸暂停对患者个人和社会都具有明显危害,不仅使患者长期感到疲劳,常常打扰周围人的睡眠,更重要的是,睡眠中长期缺氧会严重损害机体各脏器,可引起心律失常、血压增高、心肌梗塞、脑溢血、内分泌紊乱及精神神经疾病等,甚至发生猝死^[2]。这也是许多发达国家对睡眠医学发展十分重视的原因之一。我国有众多 SAS 患者,但是与发

达国家相比,在睡眠监护领域相关产品和服务方面存在巨大差距。同时,我国的睡眠监护设备价格昂贵,大多集中于医院,难以普及到家庭。

睡眠中的呼吸暂停监护主要通过采集、分析和处理呼吸、血氧和心电等生理信号实现,其中呼吸信号是最重要和直接的生理参数。目前,针对呼吸信号的常见检测形式有多导睡眠检测、可穿戴式呼吸检测、基于床垫式呼吸检测、呼吸气流式检测、生物雷达式检测等^[3-5]。从家庭生理监护的角度来说,非接触式监护是重要的发展方向之一^[6-9]。基于床垫式人体生理监护是该方向的研究热点,通过将特殊传感器嵌入床垫,在对人体自然睡眠无干扰的条件下对人体呼吸参数进行检测,通常采用的传感器有压电传感器、电容传感器及压阻式压力传感器等。Jae Hyuk Shin 等^[10,11]曾提出利用气垫床来检测呼吸心跳等生理信号,并通过平衡管连接两个测量的气室,成功实现睡眠中的呼吸和心跳等生理信号的分离和采集。但是这种气垫床需要定制,价格昂贵,

2014-04-16 收稿,2014-05-08 接受

* 教育部新世纪优秀人才支持计划 (NECT),天津市科技支撑计划重点项目 (11ZCKFGX03600)资助

** 通讯作者, E-mail: teen111@foxmail.com; Tel: 022-27890261

不适合家庭使用。

本文提出了一种基于充气板的家庭呼吸监护仪 (Respiratory Monitor Based on Air-mattress, RMBA)。首先,基于稳定性、经济性、准确性的综合考虑,选择压阻式压力传感器来检测呼吸信号;然后,根据呼吸信号的特点设计信号调理电路和呼吸率算法;最后在 PC 平台上实现呼吸状态判断、实时呼吸率监测、呼吸波形显示和呼吸暂停报警等功能,利用 MFC 完成睡眠中的呼吸监护和分析。

2 硬件平台

基于充气板的呼吸监护系统硬件平台如图 1 所示,包括充气板、传感器板及 PC 端三部分。充气板位于床垫和垫子之间,由十个小气室构成,每个气室尺寸为 $15\text{ cm} \times 6\text{ cm} \times 2\text{ cm}$;其中两个气室是测量气室,其余作为支撑气室,高灵敏度传感器通过橡胶导管与测量气室相连接。考虑到传感器接收的信号不仅有呼吸信号,还有人体体重、身体活动(如翻身动作等)、环境噪声等干扰,在信号采集部分采用差压测量来大幅提高采集系统的信噪比。本设计采用 Sensepa 公司的超微差压传感器 SDX-L15DX(一款硅压阻式差压传感器),最小分辨率达到 1 Pa ,响应时间 $\leq 2\text{ ms}$,低频响应良好,具有超高灵敏度、良好线性度和良好温度补偿特性。差压传感器通过两根 8 cm 的橡胶导管与两个测量气室相连。当测试者躺在充气板上时,气室的可伸缩性使测试者身体和测量气室的接触面积增大,从而提高了微小生理信号从测试者身体到测量气室的转化效率。

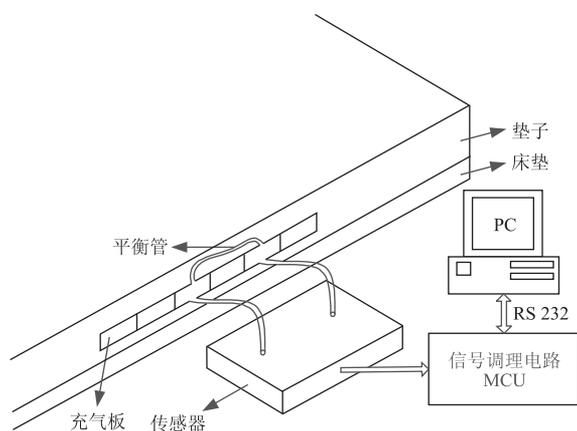


图 1 基于充气板的测量系统框架图

Figure 1 Overall structure of the measurement system using air-mattress

两个测量气室之间过大的初始气压差和身体运动带来的巨大气压变化,都可能导致差压传感器输

入饱和。为此,在 2 个气室之间添加一个内径 12 mm 、长度 8 cm 的橡胶导管——“平衡管”,以有效提高采集系统的信噪比并大量减少传感器输出饱和和现象。平衡管在此处相当于一个截止频率极低的高通滤波器,不仅能够减少体重带来的共模信号,还能平衡由于身体活动带来的 2 个气室内的大压差。但同时平衡管又会造成采集系统的响应时间增加和灵敏度降低。因此,平衡管不宜过长或者过短。

传感器板包括差压传感器 SDX-L15DX、信号调理电路、ARM 处理器 stm32f103 及 RS232 接口等。上位机分析和监护软件采用 Visual C++ 开发,与市场上常见的便携式睡眠监护仪相比,具有成本低、功能全面、用户界面友好等优点。

3 呼吸信号调理

传感器原始输出呼吸信号十分微弱,同时伴随着多种噪声信号,容易受到外界干扰。针对呼吸信号的以上特点,本文设计了信号调理电路,包括前置放大级、低通滤波电路、二级放大电路、模数转换及信号幅度的自动调整等。

3.1 前置放大级和滤波电路

前置放大级对呼吸信号的提取影响最大,其设计的优劣直接关系到监护系统的精度,应当具备高输入阻抗、高共模抑制比和低噪声、低漂移的特点。AD620 是一款高性价比的仪表放大器,内部主要由相当于 2 级差分的放大电路组成,如图 2 所示,在这里做前置放大非常合适。AD620 通过 1 个电阻即可方便地设置前置级增益。由于呼吸信号的能量集中在 $0.1 \sim 10\text{ Hz}$,属于微弱的低频信号,在前置放大级后设置二阶低通滤波器,抑制频带外的信号干扰。该滤波器为二阶 Butterworth 低通滤波器,截止频率为 10.45 Hz 。

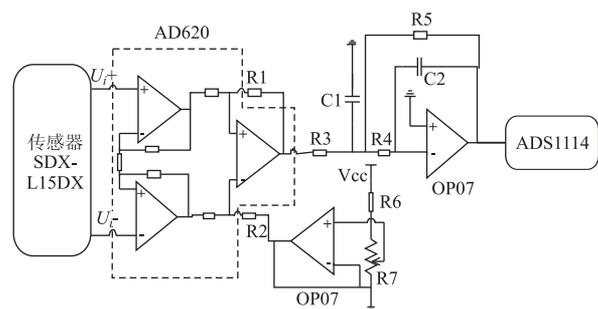


图 2 信号调理电路示意图

Figure 2 Signal-conditioning circuits

3.2 信号幅度的自动调整算法

由于测试者在床垫上的位置、睡眠姿势或呼吸深浅不同,模数转换器(ADC)接收到的信号动态范围较大,不利于后期数据处理和算法计算,因此需要下位机设置信号幅度的自动调整。ADC为TI公司的ADS1114,具有内部可增益设置寄存器(PGA)。信号幅度的自动调整流程如图3所示,分2个步骤完成:1)根据是否探测到完整的呼吸波形来设置ADC合适的PGA;2)根据60s内探测到的呼吸波“波峰”峰值平均值,与预设的阈值电压 V_{ref} 比较并设置比例系数,将信号幅度调整到预设值^[12]。

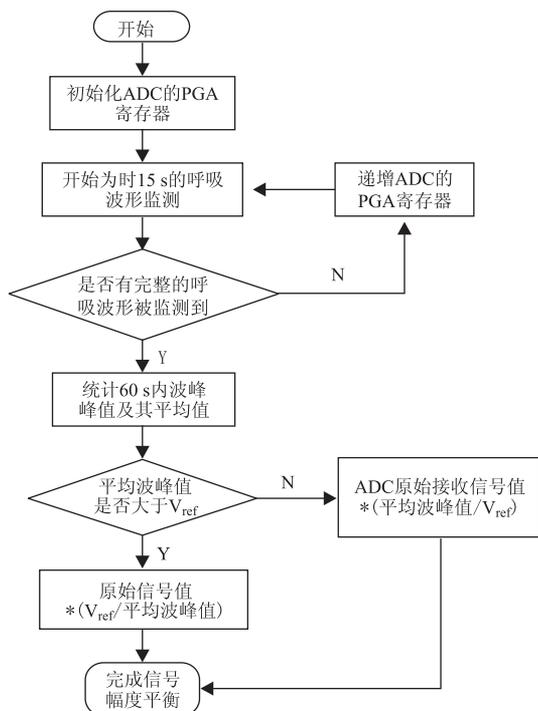


图3 信号幅值自动调整流程图

Figure 3 Flow chart of signal amplitude self-regulating

4 呼吸率算法

下位机采集的数据通过RS485串口发送至上位机PC端,然后利用Visual C++完成分析和监护^[13],其流程图如图4。上位机完成的主要功能有串口通信、数值转换、呼吸波形绘制、数据记录、呼吸暂停报警及呼吸率计算等。

传统的频率测量方法有测频法和测周法。由于人体呼吸频率很低且变化范围小,适用测周法。通常情况下,呼吸波形维持在稳定的范围内,且呈现周期性变化,但是在不同状态下测量到的呼吸波形并不十分规律。为了简化呼吸波模型,认为该系统下呼吸波形如图5(a)所示,每个呼吸波周期都有一个

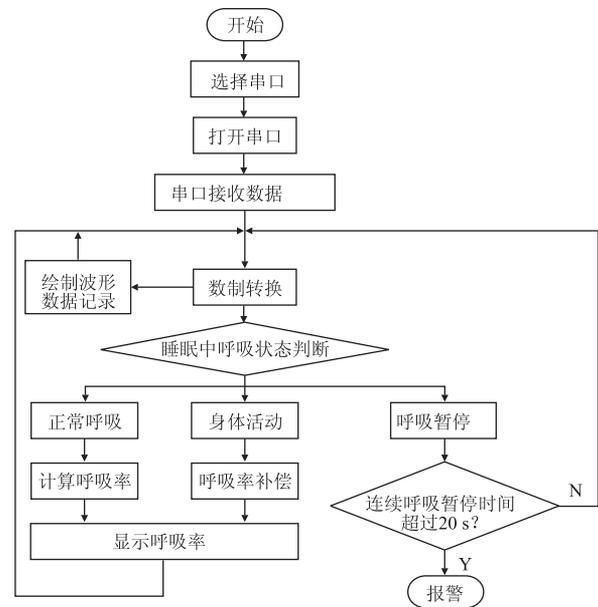


图4 上位机流程图

Figure 4 Flow chart of computer software

易于检测和定位的大波峰。因此,本设计采用特征点(波峰)的方法来计算呼吸波周期,不仅简单、运算量小、实时性较好,而且呼吸波漏判误判较少、可靠性较高。步骤如下:首先,寻找波形的极大值点。第二步,排除两类可疑极大值点,一类是两个时间间隔不大于1s的极大值点,排除峰值较小的极值点;另一类是不在预设范围内的极大值峰值。第三步,测量最近3个呼吸波的时间长 t_{3r} ,由式(1)得到呼吸率 N_{3r} (次/min),并在每次获取一个呼吸波后更新呼吸率数据。

$$N_{3r} = 180/t_{3r} \tag{1}$$

为了更精确地计算呼吸率,首先依据呼吸波的形态和幅度特征(标准差、平均值)对每秒呼吸状态进行初步判断^[14,15],分为正常呼吸、发生身体活动、发生呼吸暂停3种状态。如果其状态判断为正常呼吸,则采用上述特征点法直接计算测试者呼吸率;如果判断为发生身体活动,呼吸波受到干扰,甚至可能淹没在噪声中,采用上述特征点法无法正常计算出实时的呼吸率,需要引入补偿算法;如果判断为发生呼吸暂停,计算连续呼吸暂停时间,超过20s未检测到呼吸波则发出警报。

5 可靠性和准确性实验

5.1 充气板摆放位置实验

基于充气板的呼吸监护系统对充气板的摆放位置要求十分苛刻,不同的摆放位置对监护系统的测

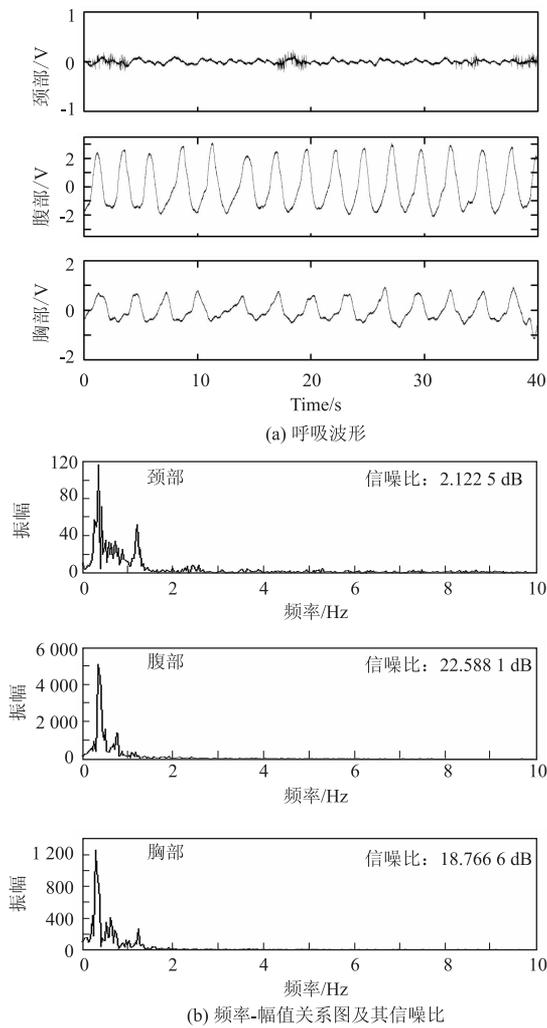


图 5 充气板放置于颈部、腹部、胸部所测得的呼吸波形、频率-幅值关系图和信噪比

Figure 5 Examples of the measured respiration signals, amplitude in frequency domain and SNR while air-mattress is at different locations under neck, abdomen and chest

量准确性影响十分大。为了寻找充气板的最佳摆放位置,本文采用信噪比(SNR)来评价和比较充气板位于不同位置时测量系统的可靠性和抗干扰能力。由图 5(a)可以明显看出,当充气板摆放位置不同时,信号的幅度和波形有比较明显的差异。进一步对上述呼吸波形做快速傅里叶变换(FFT)和信噪比(SNR;dB)分析。

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{SH}{NH} \right) \quad (2)$$

式中,SH 表示呼吸信号,其频带取值为 $f_{peak} \pm 0.2136 \text{ Hz}$ (因为人体呼吸频率并不恒定,在频率峰值 f_{peak} 左右取 0.2136 Hz 表示呼吸次数浮动在 1 分钟 12.81 次,基本能涵括呼吸信号);NH 表示 SH 频带以外的各种噪声信号。

图 5(b)为在 Matlab 平台上对图 5(a)中呼吸波形作 FFT 分析后频域的幅值图及其 SNR 值。FFT 算法采样点数为 8 196,采样率为 250 Hz。充气板放置于颈部以下位置时,测量系统的信噪比为 2.122 5 dB;位于腹部以下位置的信噪比为 22.588 1 dB;位于胸部以下位置的信噪比为 18.766 6 dB。以上结果表明,充气板摆放位置不同,虽然呼吸率相近,但是呼吸波形有较大差异,系统的信噪比差别较大。充气板特别是测量气室位于腹部以下时,测量系统的信噪比最佳,呼吸波形最清晰,测量结果最可靠。

5.2 监护系统的准确性实验

本实验是为了验证 RMBA 系统检测呼吸率准确率和监护呼吸暂停可靠性而设计,需要在安静环境下进行,要求测试者静卧在 RMBA 系统上,同时佩戴参考呼吸传感器。实验要求测试者模拟连续呼吸、轻微体动和屏住呼吸 3 种呼吸状态,并对每种呼吸状态采集不少于 30 min 的实验数据。测试者共计 10 组。在实验过程中,以华科的 HKH-11C 呼吸波传感器作为参考呼吸传感器。该传感器属于压电传感器,可与测试者直接接触,基本能排除轻微体动干扰,准确识别出呼吸暂停状态。呼吸率准确率(Acc)定义如式(3)所示。

$$A_{cc} = \frac{\sum_{i=1}^n |A_i - H_i|}{\sum_{i=1}^n H_i} \times 100\% \quad (3)$$

式中, A_i 表示 RMBA 系统每分钟采集到的呼吸波次数; H_i 表示参考呼吸传感器 HKH-11C 每分钟采集到的呼吸波次数。

表 1 不同呼吸状态下 RMBA 与参考传感器呼吸率检测对照(次/分钟)

Table 1 Respiration rate measured by RMBA and reference sensor in different respiration states(pm)

测试者编号	连续呼吸状态		伴随轻微体动状态		伴随呼吸暂停状态	
	RMBA	HKH-11C	RMBA	HKH-11C	RMBA	HKH-11C
1	13.4	13.6	14.3	13.7	10.4	10.9
2	14.5	14.9	15.9	14.8	10.6	11.2
3	15.0	15.6	15.9	15.4	10.9	11.6
4	17.2	17.9	18.0	17.3	13.7	14.0
5	15.2	15.0	15.4	15.0	11.7	12.3
6	13.7	13.1	14.0	13.5	10.8	11.7
7	19.6	19.7	19.1	18.7	13.5	14.2
8	18.2	18.8	18.5	18.2	13.4	13.7
9	17.1	17.6	17.6	17.1	12.8	13.1
10	16.6	16.1	17.1	16.5	12.0	12.6
准确率	97.6%	96.4%	95.4%			

10 组测试者的实验数据表明,正常呼吸状态下 RMBA 检测呼吸率准确率为 97.6%;伴随轻微身体

活动状态下准确率为96.4%；伴随呼吸暂停状态下准确率95.4%；没有出现误差超过10%的情况。同时，在模拟呼吸暂停检测过程中，没有检测到长时间（15 s）呼吸暂停漏报现象。这些数据证明，RMBA系统检测呼吸率的准确率较高，能够实现呼吸暂停监护的功能。

6 结论

本文提出了一种基于充气板的呼吸监护系统，采用高灵敏度的压阻式压力传感器进行信号采集，属于床垫式生理监护系统，对测试者的自然睡眠无干扰，满足了家庭监护非接触式监护的要求。研究关键点在于：

1) 采用压阻式压力传感器作为信号采集源，利用差压测量和平衡管，既克服了“单点测量”易受干扰的缺点，又能够有效滤除体重和身体活动等大噪声，大幅提高信号采集的信噪比；

2) 针对不同监护者和睡眠呼吸状态，提出通过软件方法实现信号幅值的自动调整；针对呼吸波形特点，用特征点法测量呼吸频率，并以此形成呼吸暂停的评价标准，这种方法简单易行，同时具有较高准确性；

3) 利用VC++设计监护仪分析和监护软件，节省成本，便于显示呼吸波形和用户管理测量数据。

此系统不仅实现了呼吸率检测和呼吸暂停监护的基本功能，而且针对上述关键问题的研究，在电子医疗领域具有较强的实用性和通用性。

参考文献

- [1] 尹琦,任涛. 睡眠呼吸暂停低通气综合征概述[J]. 临床内科杂志,2012,29(4):221-223.
- [2] 王士雯,张文莉. 睡眠呼吸紊乱与多器官疾病[J]. 中华老年多器官疾病杂志,2004,3(2):84-86.
- [3] 张鹏飞,张华,拜军,等. 呼吸信号检测技术研究现状[J]. 国际生物医学工程杂志 ISTIC,2012,35(6):365-368.
- [4] 吴丹,徐效文,王磊,等. 穿戴式动态睡眠呼吸监测系统的设计[J]. 传感技术学报,2010,23(3):322-325.
- [5] 王乐,王镛,於锦,等. 基于谐振型SAW传感器的呼吸检测系统设计[J]. 传感技术学报,2011,24(4):498-502.
- [6] 张家安,于晓明,张开生,等. 嵌入式睡眠监测分析系统研究与设计[J]. 计算机测量与控制,2011,19(1):71-73.
- [7] 戴鹏,曹忠丽,陈飞鸣,等. 一种非接触式人体生理信号监测方法[J]. 传感器与微系统,2013,32(3):49-52.
- [8] WATANABE K, WATANABE T, WATANABE H, et al. Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method[J]. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2005, 52(12):2 100-2 107.
- [9] YAMANA Y, TSUKAMOTO S, MUKAI K, et al. A sensor for monitoring pulse rate, respiration rhythm, and body movement in bed[C]. Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2011:5 323-5 326.
- [10] SHIN J H, CHEE Y J, JEONG D U, et al. Nonconstrained sleep monitoring system and algorithms using air-mattress with balancing tube method[J]. Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, 2010, 14(1):147-156.
- [11] KURIHARA Y, WATANABE K. Suppression of Artifacts in Biomeasurement System by Pneumatic Filtering[J]. Sensors Journal, IEEE, 2012, 12(3):416-422.
- [12] 王琛磊. 基于DSP的睡眠监测系统设计与实现[D]. 广州:华南理工大学,2013.
- [13] 朱彩兵,宋艳涛,魏兰兰,等. 微型睡眠监护评价系统的研究[J]. 中国医疗器械杂志,2013,37(6):414-416,431-432.
- [14] 朱莹莹,安山,杨军,等. 一种基于床垫式睡眠监测系统的呼吸波补偿算法[J]. 电子测量与仪器学报,2009,23(4):55-59.
- [15] 朱莹莹. 微动敏感床垫信号中体动信息的分类识别[D]. 济南:山东大学,2009.

作者简介

姚少杰(1989-),男,硕士在读,主要研究方向:电子技术应用与医疗器械。