

一种新型生命体征信号采集设备的研制

朱鹏志^{1,2},徐红蕾¹,刘勇³,陈澎彬⁴,何山童⁴

1. 广东省医疗器械质量监督检验所, 广东 广州 510663; 2. 中山大学工学院, 广东 广州 510006; 3. 广东工业大学艺术与设计学院, 广东 广州 510006; 4. 广州中科新知科技有限公司, 广东 广州 511400

【摘要】介绍一种新型的生命体征信号采集设备,该设备由传感单元和软件组成。使用时将传感单元放置于卧床枕头正下方,以收集人体睡眠时的体震信号,并通过无线方式传输至软件进行存储和分析,从而实现对心率和呼吸率两种生命体征的长期连续监测。通过使用人工测算、已上市的监护产品及本设备采集8位受试者的心率和呼吸率指标,初步验证该设备的监测指标有一定的准确性。

【关键词】生命体征;信号;心率;呼吸率;设备

【中图分类号】R197.39

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)07-0739-04

Development of a novel vital signs acquisition device

ZHU Pengzhi^{1,2}, XU Honglei¹, LIU Yong³, CHEN Pengbin⁴, HE Shantong⁴

1. Guangdong Medical Devices Quality Surveillance and Test Institute, Guangzhou 510663, China; 2. School of Engineering, Sun Yet-sen University, Guangzhou 510006, China; 3. School of Art and Design, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China; 4. Guangzhou SENVIV Technology CO.,LTD, Guangzhou 511400, China

Abstract: A new vital signs signal acquisition device which is composed of sensing unit and software is introduced in this paper. The sensing unit is placed in the bed under the pillow to collect human body vibration signals during sleep. Through the wireless transmission, the vibration signals are transmitted to the software for storage and analysis, achieving the long-term continuous monitoring for the two vital signs (heart rate and respiratory rate). The heart rate and respiration rate of 8 subjects collected by artificial estimation, marketed monitoring products, and the new vital signs signal acquisition device, separately, are compared. The comparison shows that the introduced vital signs signal acquisition device had satisfactory accuracy.

Keywords: vital signs; signal; heart rate; respiration rate; device

前言

生命体征是体内生命活动的基本表现,在一定范围内相对稳定,当其出现较大变化时,人体可能出现病理变化。因此,生命体征是判断患者病情变化的最直接指标^[1]。通过对生命体征信号的长期连续监测和分析,可以及时了解身体情况,甚至可能预测某些疾病的发生,从而及早进行防治。随着人们健康观念的日益发展,医疗模式逐步从治疗向预防转变,如何在日常生活中实现对生命体征信号进行长期连续的采集越来越受到各方关注。

然而,传统的生命体征监测设备,如心电监护仪等,大多通过直接与人体接触的电极或传感器采集数据,一方面使用时需要一定的专业知识,另一方面对患者的行动等日常行为造成不便。因此,无电极的生命体征监测逐渐成为研究热点。目前,无电极测量生命体征信号的主要方法包括:非接触生物雷达监测和微动敏感床垫监测^[2-3]。生物雷达监测系统是基于微波多普勒雷达^[4]的人体微动探测方法,具有穿透性好、抗干扰能力强等优势。但目前消除运动伪影^[5]是制约该技术的关键,使其相关研究仅限于单个静止人体的检测,并且要限制受试者的活动范围。微动敏感床垫监测装置于1999年研制成功,并应用于睡眠监测^[6-7]。其基本原理是在自然睡眠条件下通过微动敏感传感器来检测人体的体动、心搏和呼吸对床垫的压力变化,从而测量出胸冲击、腿冲击、呼吸、心率和翻身等信号^[8]。这种监测方式具有低生理和心理负荷、信号敏感度高等优势,但其需要

【收稿日期】2017-05-06

【基金项目】广东省科技计划项目(2016A020220022)

【作者简介】朱鹏志,男,硕士/在读博士,工程师,从事医疗仪器的研制、医疗器械检验和标准化工作,E-mail:zpz_4321@163.com

【通信作者】徐红蕾,女,教授级高级工程师,从事医疗器械专业相关工作,E-mail:xhl-88@163.com

与人体有较大的感应面积,并且体动状态下,其测量准确性大大降低^[9]。

基于以上现状,我们研制一种新型的无电极、非直接接触式的生命体征信号采集设备(以下简称“研制设备”)。该设备使用压电传感器采集人体睡眠时头部的体震信号,并将其通过无线通讯方式传送至智能平台软件进行储存和分析,从而计算出心率、呼吸率等生命体征信号,具有感应面积小、使用简单舒适、准确性高等优势。

1 仪器设计

1.1 仪器整体设计方案

在睡眠过程中,人体产生的体震信号实际为心跳、呼吸及其他身体机械运动的综合信号^[10]。研制设备利用放置于枕头正下方的传感单元来收集人体睡眠时的体震信号,应用压电传感器的正压电效应将体震信号转换为电信号,电信号由控制单元进行滤波、放大处理后,经无线通讯协议传输到安装有数据分析与记录软件的智能设备,由软件实现信号去噪、不同体征信号的分离、生理信息(心率、呼吸率)的提取。其原理框图如图1所示。

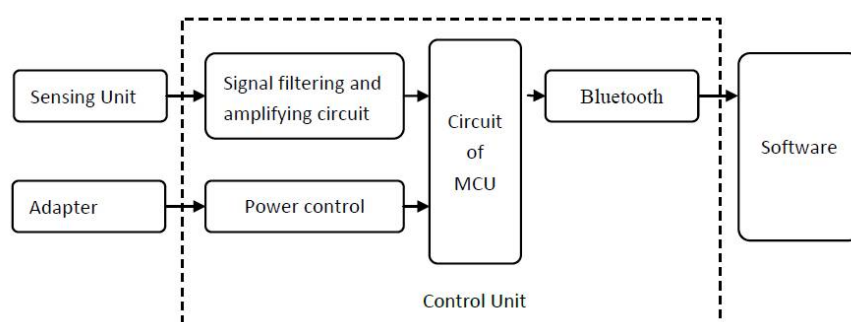


图1 原理框图

Fig.1 Schematic diagram

1.2 传感单元结构设计

设备的传感单元由两层结构组成:内层结构为压电传感器的封装,由两块聚碳酸酯塑料板嵌合组成,压电传感器固定在两片塑料板间,内层结构对压电传感器起保护作用,并与外层结构有效衔接确保信号的稳定接收;传感单元的外部结构主要有面板和底盖两部分,面板和底盖均由铝合金制成。

1.3 信号处理模块

信号处理模块电路原理图如图2所示。传感单元采集的信号先经过滤波电路滤波,然后经放大电路对信号进行两级放大,接着以2.5 V基准电压,将放大信号抬升,最后将输出信号转换成数字信号,由蓝牙模块传输到智能终端。

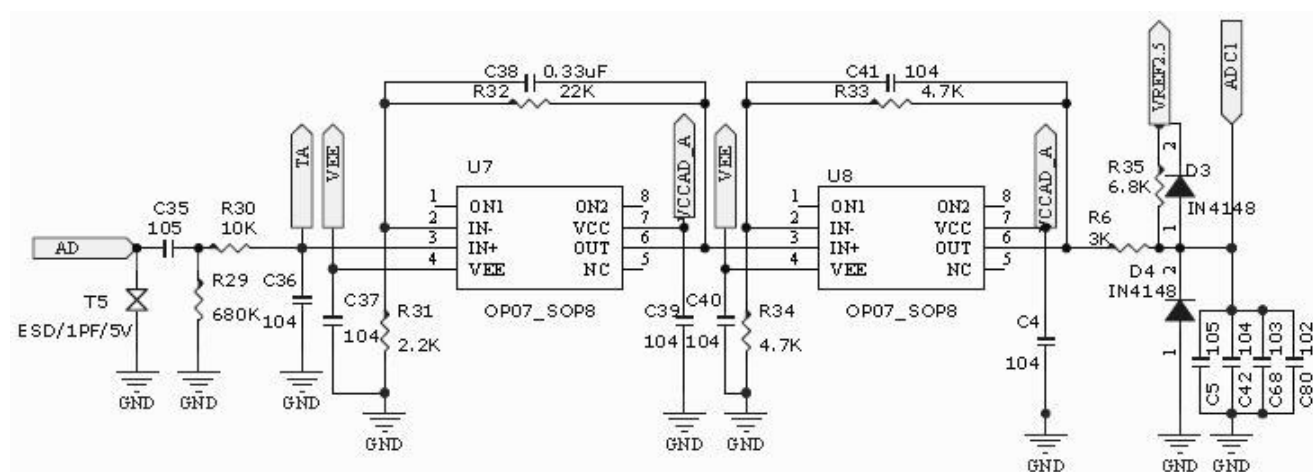


图2 信号处理模块电路原理图

Fig.2 Circuit diagram of signal processing module

1.4 软件的设计与实现

设备软件可安装和运行在基于 Android 4.4 或以上系统平台的智能终端(如智能手机、平板电脑),其整体结构分为服务层、算法层和展示层:服务层包括体征数据获取服务和蓝牙连接服务模块,主要是实现无线通讯获取传感单元采集的信号;算法层包括心率算法、呼吸算法和体动算法模块,主要实现对采集信号的提取和分析;展示层包括实时监控、检测报表、用户信息、基础信息和蓝牙设置模块,主要将运算得到的体征数据以波形形式展示给用户,并进行用户和设备信息相关的管理和配置。

设备软件的核心在于生命体征信号的提取,其流程图如图3所示。根据采集卡的采样频率,建立5 s 信号处理缓存空间,采集卡每秒传输的数据先经过一个50 Hz的陷波器,滤除信号的工频干扰,然后将信号存入缓存空间。当缓存空间存满后,根据人体的呼吸和脉搏频率,分别设计一个0.1~0.5 Hz的巴特沃斯带通滤波器^[11-12]和40 Hz的低通滤波器^[13],对原始信号进行处理。然后,通过信号变化的幅度和持续时间,识别信号中的离床和体动信息。在排除掉体动信号的干扰后,对脉搏信号和呼吸信号的特征进行提取处理^[14-16]。

2 仪器的验证

本文主要对设备所采集的心率、呼吸率信号的准确性进行初步验证。共选取8名受试者,受试者在模拟睡眠状态下进行测试。测试过程中,传感单元置于棉芯枕头下方,受试者仰卧平躺在床上,头部在

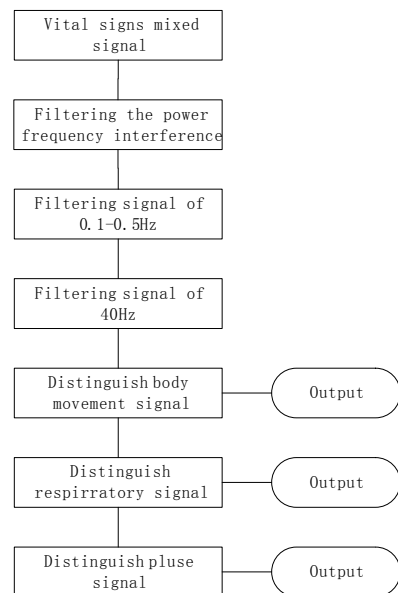


图3 软件流程图

Fig.3 Software flow chart

传感单元中心正上方。分别通过人工测算(把脉)、监护仪(CMS8000)、生命体征信号采集设备对每位受试者采集10组生命体征信号数据,并对3种方式收集的受试者监测数据进行分析。

图4为受试者的人工把脉、研制设备的每分钟心率值与对应时刻的监护仪显示心率值的对比曲线,从图中可以看出研制设备心率值与人工测算值基本重合。经过统计,人工测算值与研制设备心率值的平均误差在 ± 2 bpm内,个体最大偏差在 ± 4 bpm内,与CMS8000监护仪相比,研制设备所得心率值更接近人工测算的心率值。

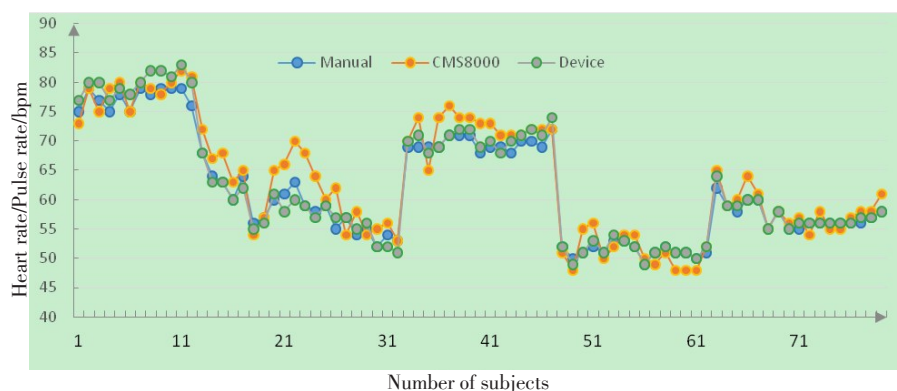


图4 受试者心率/脉率汇总

Fig.4 Heart rate/pulse rate of subjects

图5为受试者的人工把脉、研制备的每分钟呼吸率数值和对应时刻的监护仪呼吸率值的对比曲线。通过统计,人工测算的呼吸率值与研制设备所得呼吸率值的平均误差在 ± 3 rpm范围内,个体最大偏差

在 ± 7 rpm范围内,与CMS8000监护仪相比,研制设备相较于人工测算的呼吸值误差较大,需要后续算法进行改进,但整体的准确率保持在95%以上。

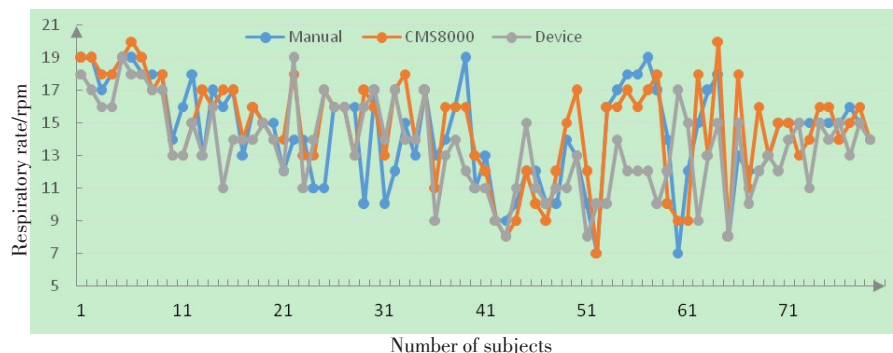


图5 受试者呼吸率汇总

Fig.5 Respiratory rate of subjects

3 结论与展望

根据以上初步验证,所研制生命体征信号采集设备在安装和使用上更为便利,同时采集输出的心率和呼吸率也达到一定的准确性,可以应用于院内轻度护理,也可以应用于院外健康管理、慢性病防治、院后康复和居家养老。

在测试和验证过程中,我们发现由于该设备采用无接触无扰的使用方式,用户在非睡眠状态下的一些动作或活动可能会影响算法对于生命体征信号的分析。在后续的优化中,增强算法对无效信号的识别和排除能力是一个重要的方向。

【参考文献】

- [1] 吕怀娟. 生命体征测量方法的争议及展望[J]. 护理学报, 2013, 20(4B): 24-25.
LÜ H J. Controversy and prospect of vital signs measurement[J]. Journal of Nursing, 2013, 20(4B): 24-25.
- [2] 王曦泽, 胡巍, 王云峰, 等. 非接触式体征监测及智能移动终端算法的实现[J]. 北京生物医学工程, 2014, 33(3): 258-263.
WANG X Z, HU W, WANG Y F, et al. Non-contact detection of vital signs and algorithm implementation based on smart mobile terminal[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2014, 33(3): 258-263.
- [3] 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: 1-86.
ZHU Y Y. Classification and recognition of body movement based on signals from micro-movement sensitive mattress sleep monitoring system[D]. Jinan: Shandong University, 2009: 1-86.
- [4] LI C Z, JULIE C, JEFFREY L, et al. Radar remote monitoring of vital signs[J]. IEEE Microw Mag, 2009, 10(1): 47-55.
- [5] LI C Z, LIN J S. Radnom body movement cancellation in doppler radar vital sign detection[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 2008, 56(12): 3143-3152.
- [6] 张宏金, 杨军, 俞梦孙, 等. 一种鉴定飞行员睡眠呼吸暂停低通气综合征的新方法[J]. 中华航空航天医学杂志, 2004, 15(2): 102-104.
ZHANG H J, YANG J, YU M S, et al. A new method for detecting sleep apnea/hypopnea syndrome in pilots[J]. Chinese Journal of Aerospace Medicine, 2004, 15(2): 102-104.
- [7] 张宏金, 杨军, 俞梦孙, 等. 微动敏感床垫式睡眠监测系统与多导睡眠图的比较研究[J]. 实用诊断与治疗杂志, 2004, 18(6): 476-478.
HANG H J, YANG J, YU M S, et al. Comparative study between the

polysomnography (PSG) and micromovement sensitive mattress sleep monitoring system[J]. Journal of Practical Diagnosis and Therapy, 2004, 18(6): 476-478.

- [8] 郑慧君. 微动敏感床垫式睡眠监测系统相关生理参数提取[D]. 济南: 山东大学, 2010: 1-61.
ZHENG H J. Detecting physiological parametrs based on micro-movement sensitive mattress sleep monitoring system[D]. Jinan: Shandong University, 2010: 1-61.
- [9] 郑慧君, 俞梦孙, 曹征涛, 等. 基于微动敏感床垫式睡眠监测系统的心率检测[J]. 北京生物医学工程, 2009, 28(5): 486-489.
ZHENG H J, YU M S, CAO Z T, et al. Detecting heart rate based on micro-movement sensitive mattress sleep monitoring system[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2009, 28(5): 486-489.
- [10] 周玉彬, 俞梦孙. 用无电极的方法测量人体生理信号[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(2): 91-94.
ZHOU Y B, YU M S. The measurement of physiological signals without electrodes[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(2): 91-94.
- [11] 王大伟, 贾蓉丛, 王划一. 基于Matlab的巴特沃斯滤波器设计[J]. 现代电子技术, 2012, 35(21): 71-72.
WANG D W, JIA R C, WANG H Y. Design of Butterworth analog filter based on Matlab[J]. Modern Electronics Technique, 2012, 35(21): 71-72.
- [12] HARADA T, SATO T, MORI T. Estimation of bed-ridden human's gross and slight movement baed on pressrue sensors distribution bed [C]//Proceedings of 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation, 2002: 3795-3800.
- [13] HSIEH L H, CHANG K. Compact elliptic-function low-pass filters using microstrip stepped-impedance hairpin resonators[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 2003, 51(1): 193-199.
- [14] ONO Y, MOHAMED D, KOBAYASHI M, et al. Piezoelectric membrane sensor and technique for breathing monitoring [C]// Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, 2008: 795-798.
- [15] 郑慧君, 王海涛, 曹征涛, 等. 利用心率的去趋势波动分析提取睡眠呼吸暂停低通气综合征患者的睡眠结构信息[J]. 中国生物医学工程学报, 2009, 28(5): 647-651.
ZHENG H J, WANG H T, CAO Z T, et al. Detrended fluctuation analysis of heart rate to detect sleep stage for patients with sleep apnea hypopnea syndrome[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2009, 28(5): 647-651.
- [16] CHEN W, ZHU X, NEMOTO T, et al. Unconstrained detection of respiration rhythm and pulse rate with one under-pillow sensor during sleep[J]. Med Biol Eng Comput, 2005, 43(2): 306-312.

(编辑: 陈丽霞)