

基于光纤传感的生理参数监测系统研究

赵荣建^{①②} 汤敏芳^{①②} 陈贤祥^① 杜利东^① 曾华林^③ 赵湛^{①②} 方震^{*①②}

^①(中国科学院电子学研究所传感技术国家重点实验室 北京 100080)

^②(中国科学院大学 北京 100049)

^③(中国科学院信息工程研究所 北京 100093)

摘要: 常规生理参数监测系统由于测量时接触皮肤, 因此舒适感差、个体依从性差。为解决上述问题, 该文基于生理的微弱运动可致光纤微弯曲变形进而致光强度发生变化的原理, 研制了新型的基于光纤传感的生理参数监测系统。该系统通过光探测器自适应地检测细小的光强变化获得心冲击图(BCG)信号, 利用信号处理算法获取心率、呼吸率和体动等信息; 把光纤嵌入床垫或坐垫设计为三明治结构, 既保护了光纤又增强了系统的可靠性和稳定性; 采用蛇形返折走线将光纤均匀地分布在垫子中间, 使系统具有高灵敏度。通过多家医院临床标准方法对比测试可得在95%的置信区间($\pm 1.96SD$)内该系统心率均值误差为 -0.26 ± 2.80 次/min, 与标准值之间的相关性为0.9984; 呼吸率均值误差为 0.41 ± 1.49 次/min, 与标准值之间的相关性为0.9971。实验表明, 研制的系统可在零负荷的状态下无感进行生理参数测量, 在健康医疗领域具有广泛的应用前景。

关键词: 光纤传感器; 心冲击图; 心率; 呼吸率

中图分类号: TP389.1; Q819

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2018)09-2182-08

DOI: 10.11999/JEIT170894

Research of Physiological Monitoring System Based on Optical Fiber Sensor

ZHAO Rongjian^{①②} TANG Minfang^{①②} CHEN Xianxiang^① DU Lidong^①
ZENG Hualin^③ ZHAO Zhan^{①②} FANG Zhen^{①②}

^①(State Key Laboratory of Transducer Technology, Institute of Electronics,
Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080, China)

^②(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

^③(Institute of Information Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100093, China)

Abstract: Conventionally, the physiological monitoring system obtains signal by electrode or bandage which is connected with skins and has disadvantages such as: uncomfortable and bad compliance to users. In order to overcome those problems, a new physiological monitoring system, which is based on the principle that micro bend of optical-fiber induced by weak movement of physiology can change the light intensity to get BallistoCardioGram (BCG) signal, is developed. In such system, the respiration rate, heart rate and body movement are obtained by self-adaption detecting the tiny variation of light intensity. In order to protect fiber and enhance the stability and reliability of system, the fiber is embedded into mattress or cushion with a sandwich structure. Simultaneously, it makes the system have high sensitivity that the fiber is uniformly routed with serpentine-curve shape in the middle of mattress or cushion. It is illustrated by the measurement in several hospitals that the mean error of heart rate is -0.26 ± 2.80 times/min within 95% the confidence interval ($\pm 1.96SD$) with a correlation 0.9984 to the standard values. It is exhibited as well that the mean error respiration rate is 0.41 ± 1.49 times/min within 95% the confidence interval ($\pm 1.96SD$) with a correlation 0.9971

收稿日期: 2017-09-21; 改回日期: 2018-06-15; 网络出版: 2018-07-12

*通信作者: 方震 zfang@mail.ie.ac.cn

基金项目: 北京市自然科学基金(Z16003), 国家重点研发计划(2016YFC1304302)

Foundation Items: The Key Project of Beijing Municipal Natural Science Foundation (Z16003), The National Key Research and Development Project of China (2016YFC1304302)

to the standard values. It is suggested that the developed system can be senselessly used under zero load and is promised in future.

Key words: Fiber optic sensor; Ballistocardiogram; Heart rate; Respiration rate

1 引言

远程健康监护提供了一种远程化、小型化、便携式的健康医疗服务,可为用户提供随时随地的健康监护、辅助治疗与康复锻炼。通过移动网络广泛覆盖,实现用户远程的贴身、贴心、即时的健康保健服务,能够应对日益增加的慢性疾病和亚健康等健康问题。远程健康监护顺应了医疗模式从先有病后治疗的治疗模式到早发现早治疗的预防模式的发展转变,使人们能够更加从容地应对即将到来的老龄化社会。

心肺功能的监测是健康监护的重要组成部分,其中心率和呼吸率的实时测量是心肺功能检测的前提。而目前心率和呼吸率获取有以下几种方法:如心电图(ElectroCardioGram, ECG)信号法^[1]、光电容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy, PPG)法^[2]和心冲击图(BallistoCardioGram, BCG)信号法^[2,3]等。基于ECG信号和PPG的生理参数监测方法,监测设备通过导线与使用者连接带来移动不便的弊端;同时检测电极需要与皮肤接触,粘贴过久会导致皮肤极不舒适,而且电极与皮肤接触会引入外界干扰降低信号获取的可信度;在一些特殊环境下,如强磁场,一般的设备会受到严重的干扰^[4],不利于广泛推广。而采用BCG信号方法大多采用非接触式无感测量,近年来逐渐受到研究者的青睐,BCG信号可以通过电磁波扫描反射^[5],压力敏感薄膜式传感器^[6]、光纤式传感器^[7,8]等方式获取。然而,电磁波扫描反射,容易受到外界环境影响,设备硬件和算法复杂,不易实现;压力敏感薄膜式传感器灵敏度比较差,生理信号测量精度差,同时电路上需要多级放大,会增加电路复杂度和成本;光纤传感器属于无感式测量,测试者在零负担下获取自身的生理参数信息,不会对受试者造成生理负担,而且光纤体积小能嵌入到床垫、椅子、枕头下,尤其是可使用在电磁恶劣的环境中,故基于BCG信号的光纤式生理参数监测方法具有很好的优势。

本文针对现有心率和呼吸率等生理参数测量需要测试电极或绷带接触皮肤,测试者舒适度较差,进而依从性差,不利于广泛推广的问题。设计了一种新型的基于光纤传感的生理参数监测系统,利用嵌入光纤的床垫或坐垫,采集BCG信号,通过对信号的实时分析获取心率、呼吸率、体动等信息。本文设计的生理参数监测系统完全是无感式测量,

对测试者是零负荷的,在健康监护和慢病管理领域具有很好的应用前景。本文的组织结构如下:第1节引言提出研究的意义和需要解决的问题;第2节是工作原理与系统结构;第3节是检测系统的设计和算法的实现;第4节是对整个系统的测试验证和临床应用;第5节是对本文的结束语。

2 工作原理与系统结构

在人体心脏搏动的过程中,血液会喷射进入全身各处的血管中,引起人身体的轻微振动,通过检测这种微弱的振动可以获取BCG信号,而光纤是一种对微弱振动敏感的器件,因此可以很好地检测出微弱振动,进而获得BCG信号。本文基于微弯型光纤设计实现了BCG信号的采集,传感器结构如图1所示,原理为:生理的微弱运动作用于微弯曲光纤材料,光纤微弯曲变形(当光纤的微扰、或者是光纤的弯曲程度大于它的直径时,光传输发生损耗,称为微弯曲),由于光纤微弯曲损耗特性,使得传输的光强度发生变化,用光探测器检测这细小的光强变化^[7,8],并将光信号转换成电信号,放大滤波处理经AD读取送给MCU,算法处理后得出心率、呼吸率等生理参数。

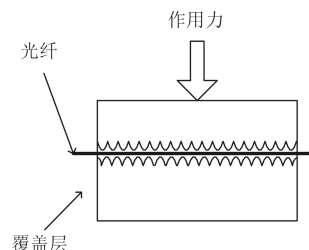


图1 微弯曲光纤式传感器结构图

图2是微弯曲光纤传导损耗图。在工作时,垫子放置在椅子或床上(测量后背)、枕头(测量头部),生理的微弱震动使得光纤微弯曲变形,进而影响光强度发生变化,通过探测这细小的光强变化,得出心率、呼吸率等生理参数。

系统的结构框图如图3所示。系统由内镶光纤传感器的睡垫、光发射器、光接收器、发射器驱动电路、信号放大电路、高精度AD采样模块、STM32F4主控电路、蓝牙和WIFI通信电路、外设控制和指示电路等。其中,光纤睡垫、探测器和发射器组成生理信号采集前端;探测器和发射器构成前端信号提取部分,将BCG信号转换成光信号,再将光信号转换成电信号;发射器驱动电路用于驱动激光发

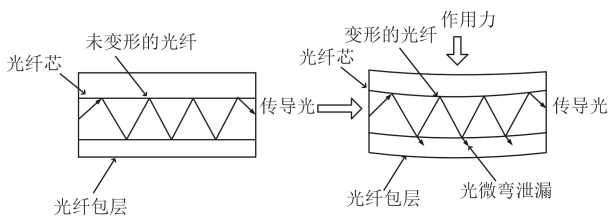


图2 微弯曲光纤传导损耗图

射器，而信号放大电路用于微弱电流转换成电压；高精度AD采集模块用于采集经信号放大电路后的电压信号并发送给MCU，MCU将采集到的电压信号进行算法分析；蓝牙和WIFI通信电路用于MCU和外设(手机或服务器等)进行通信，将计算好的生理信号通过串口透传发送；外设控制与指示包括按键、蜂鸣器、LED指示灯等，用于设备和外界交互。下一节将具体论述系统的设计与实现过程。

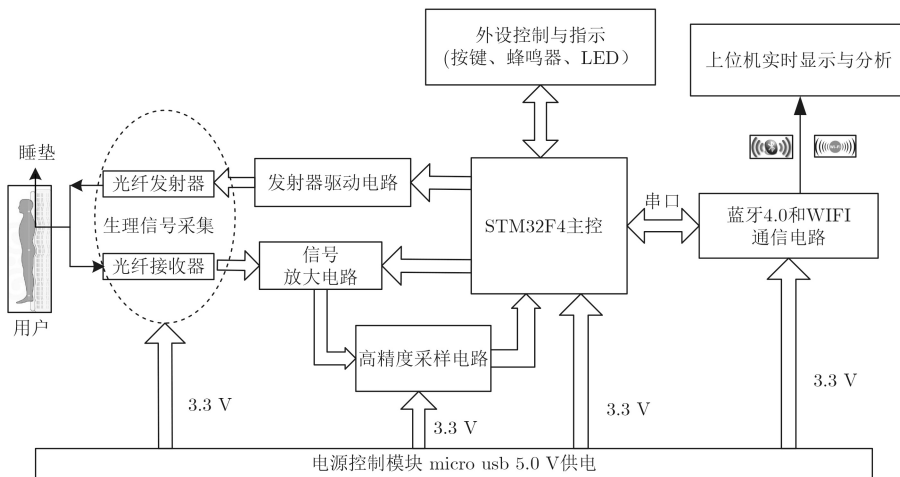


图3 系统结构框图

3 系统设计与实现

3.1 光纤式垫子

光纤式垫子位于系统的最前端，是采集用户微弱的BCG信号的关键部件，其敏感部分包括多模光纤(MultiMode Fiber, MMF)、微弯曲器、上下两层覆盖材料。其中，MMF位于整个结构的中心位置，紧贴着微弯曲器，上下两层柔软的覆盖材料将它们夹在中间，构成一个三明治的结构。三明治结构中上下覆盖的柔软材料，可以很好地保护光纤，提高垫子的可靠性和稳定性。同时，为保证光纤垫子具有高灵敏度，要求光纤均匀地分布在覆盖两层的中间位置。为达到上述要求，本设计采用蛇形返折走线将光纤传感器均匀地分布在垫子中间，同时采用MMF提高光耦合效率，增强了检测灵敏度，使检测信号的幅度增大10倍(交流幅值1 mV增大到10 mV左右)。光纤垫子结构如图4所示，由垫子(内部镶嵌微弯曲光纤传感器)、光纤入射端口、光纤接收端口组成，其中，光纤入射端口接发射器，光纤接收端口接光纤接收器，发射器发射的光源信号经过光纤垫子传送给光纤接收器。

3.2 信号的采集和预处理

接收器采集的信号十分微弱，直接检测难以实现设计要求，因此需要对信号进行预处理。同时，

由于使用者的体重不同，接收到的微弱信号幅度不一样，因此在设计电路时既要考虑信号的低噪声放大问题，又要考虑引入反馈消除由于个体差异带来的特性信号提取困难的问题。

对于低噪声微弱信号放大问题，首先需保证系统电流和电压噪声处在较低水平，因此本文采用跨阻放大器电路将微弱的电流信号初步放大成电压信号。为了屏蔽外界对光纤信号采集的干扰，光纤发射器和接收器外部覆盖金属屏蔽罩，发射和接收电路部分采用屏蔽环做了隔离措施。实际测试发现，光探测器的电流为nA级，采用一级跨阻放大得到的信号大约为40 mV，信号幅度难以满足特征提取的需求。当然，可以采用增大反馈电阻的方法来提高放大倍数，但这势必会引入更大的电阻噪声，因此弃用。考虑到系统的可扩展性，采用2级放大对微弱信号进行预处理，具体电路如图5所示。前两

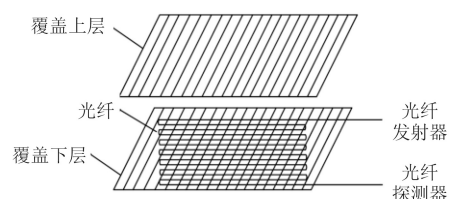


图4 光纤垫子的结构框图

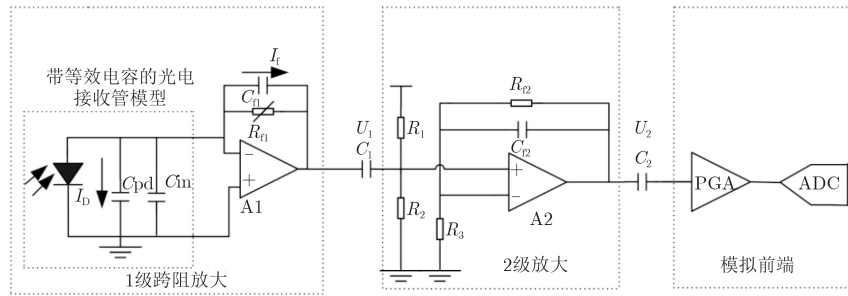


图5 光纤采集系统的电路图

级都是由OPA656(TI)组成的放大器电路，第3级是由Sigma delta ADC芯片ADS1115(TI)组成高精度AD采样电路。

对于个体差异问题，根据用户对光纤垫子的压力大小自动调整发射器驱动电路的驱动电压和跨阻放大器电路的放大倍数，形成光纤采集控制反馈环，动态地消除个体差异性。光纤采集控制反馈环的工作流程是：当用户躺在光纤垫子上时，初始阶段发射器驱动电压和跨阻放大电路的放大倍数为某一固定值，采样电路采集到原始数据送给主控芯片，主控芯片根据接收到交流信号的直流电压分量对发射器的驱动电压和跨阻放大器的放大倍数进行调整，将输出信号的直流分量稳定在合适的检测范围，方便下一步算法对特征信号的解析。具体地，STM32F407主控芯片通过I2C接收ADS1115的交流信号，根据交流信号直流分量的大小，分别由I2C控制DA5571模块的输出电压即发射器驱动电压 U_0 实现光纤发射电流可控和数字电位器AD5241的可变电阻 R_{f1} 来实现跨阻放大器放大倍数可控，最终组成一个采集控制反馈环，将输出稳定在最佳的检测范围内。图6是光纤采集控制反馈环。

实际工作时，高速AD的采样率设置为250 sps，获得的原始信号如图7所示，心率信号与呼吸信号叠加在一起，但呼吸信号比心率信号强，因此需要滤波将呼吸信号和心率信号分开，为下一步算法解析打下基础。图7中所示A点和B点波峰位置时间间隔为4.80 s，因此可以估算出呼吸率为12.5次/min。

成人的呼吸频率静止时在0.16 Hz和0.50 Hz

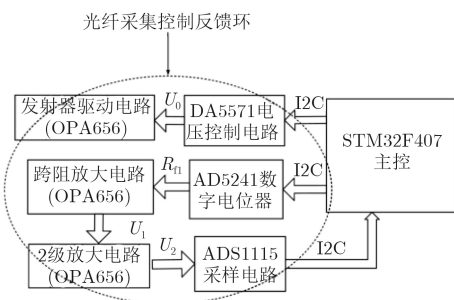


图6 光纤采集控制反馈环

之间，而心跳频率在0.50 Hz和3.00 Hz之间。基于这个特点，使用带通滤波器去除呼吸信号并抑制其他噪声。研究发现，采用带通滤波器能够将这两个信号分开^[9,10]。在本设计中采用0.50~20.00 Hz带通滤波器将呼吸信号和心率信号分开，滤波后的BCG信号如图8所示，可估算出心脏跳动时间为0.80 s，心率为75次/min。经过上述预处理后，即可采用算法进行精确的特征值提取。

3.3 算法

3.3.1 呼吸率 呼吸率的获取，实质是上是对图7采集的原始BCG信号两个波峰之间时间间隔的计算。为了精确地获取呼吸率参数，将时域信号变换到频域。为保证提取参数的有效性，必须满足两个条件，一个是频率的分辨率必须大于原始信号的峰值频率，另一个是数据的刷新速度须大于呼吸的变化周期^[10]。

呼吸率的频率在0.16~0.50 Hz范围内^[8]，为保证测量的准确性，进行FFT变换后频率的分辨率必须大于2.00 Hz(1 s最多呼吸2次)。本设计的AD的采样频率 f_s 为250.00 Hz，在频率轴上所能得到的最小频率间隔 $f_0 = f_s / N = 1 / NT_s = 1 / T = 1.00$ Hz，其中 N 为采样点数， f_s 为采样频率， T_s 为采样间隔，满足对呼吸率的判断。此外，FFT的数据的刷新速度要考虑两个方面：一个方面是呼吸信号的频率，另一个方面是算法的复杂度。正常呼吸周期最大为

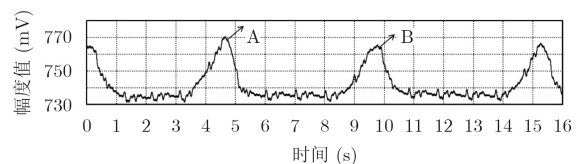


图7 智能光纤睡垫AD采集的原始BCG信号

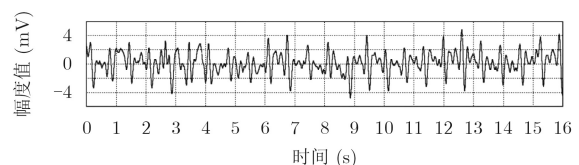


图8 经过滤波后的BCG信号

2.00 s, 本设计每隔128点(0.50 s)进行一次刷新, 满足对呼吸信号的计算。

呼吸率的具体计算流程如图9所示: (1)BCG信号通过梳状滤波器预处理; (2)放入256点动态FIFO, 进行256点FFT处理; (3)查找0.16~0.50 Hz范围内的频谱最大值点; (4)用公式 $R_r=60f_{\max}$ 即求对应的频率点的呼吸率。每隔128个点对数据进行一次刷新, 返回步骤(1)进行下一次计算。

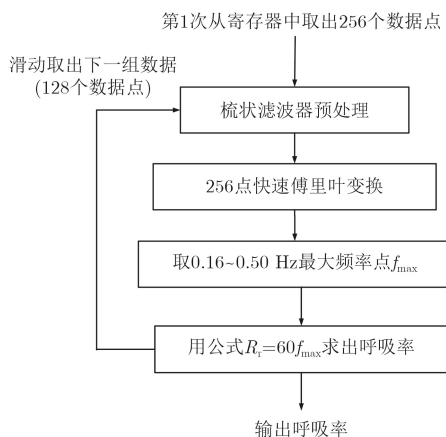


图9 呼吸率算法流程图

3.3.2 心率 心率的获取, 实质上是对图8经过滤波后的BCG信号两个信号波峰之间时间间隔的计算。本设计采用FFT变换将时域信号转换成频域信号, 进行频谱分析, 同样需要满足对频率的分辨率和刷新速度的要求。为了准确测量心率信号, 经过FFT变换后频率的分辨率必须达到0.33 Hz(即心率最大180次/min)^[11]。而AD采样率为250 sps, 进行FFT变化后, 频率分辨率为1.00 Hz。为了提高频率分辨率, 通常采用降采样(补零)操作。补零操作有以下优点: (1)使数据 N 为2的整次幂, 便于使用FFT; (2)补零后, 其实是对FFT结果做了插值, 克服“栅栏”效应, 使谱外观平滑化; (3)由于对时域数据的截短必然造成频谱泄露, 因此在频谱中可能出现难以辨认的谱峰, 补零在一定程度上能消除这种现象。本设计对滤波后信号进行8倍降采样后, 频率的分辨率可达到0.13 Hz, 满足对心率的采样要求。对心率数据的刷新每32个点动态刷新一次即0.13 s, 提取一次数据进行计算, 大于心率变化的最大周期(0.30 s)。

图10是心率算法流程图, 包括5个步骤: (1)提取32点DMA缓冲区中的采集数据并刷新动态256点FIFO缓冲区, 采用0.50~20.00 Hz的带通滤波器进行预处理; (2)进行8点降采样, 提高频率分辨率; (3)对降采样后的数据进行快速傅氏变换(FFT), 将时域信号转换成频域信号; (4)根据信号的频率幅

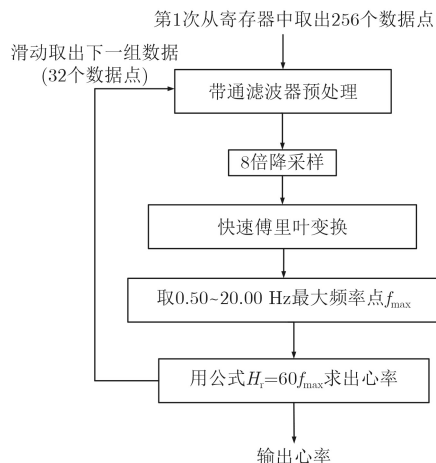


图10 心率算法流程图

度求出频率最大幅值的频率点 f_{\max} , 为下一步心率计算做准备; (5)根据步骤(4)求得的最大频率点, 运用公式 $H_r=60f_{\max}$ 即求得心率值。每隔32个点对数据进行一次刷新, 返回步骤(1)进行下一次计算。

3.3.3 体动 体动检测分为3种状态: 离床、波动、平静。当信号在一定时间范围内稳定输出最大的直流信号(即AD的满量程2.048 V)时, 将其判断为离床状态; 当BCG信号的3次谐波频谱功率大于阈值时, 将其判断为波动状态, 反之, 将其判断为平静状态。身体翻动时信号剧烈波动, 在频域上观察可得出3次谐波的功率上升^[12,13]。

3.4 系统实现

为了验证非接触光纤式BCG信号采集与处理方法的准确性, 我们采用上面的设计方法制作了原型样机, 如图11所示。为了方便使用, 将AD芯片采集的原始数据、滤波后的数据和计算后数据都通过蓝牙或WIFI串口透传至上位机软件, 方便对数据进行分析处理。该软件采用LABVIEW软件编写, 可以显示高精度AD采集到原始信号、经带通滤波器滤除噪声后的信号、实时FFT变换的频域信号及平均FFT变换信号, 并能够显示前1 s的心率、呼吸率、体动等参数。且该上位机软件能够在后台记

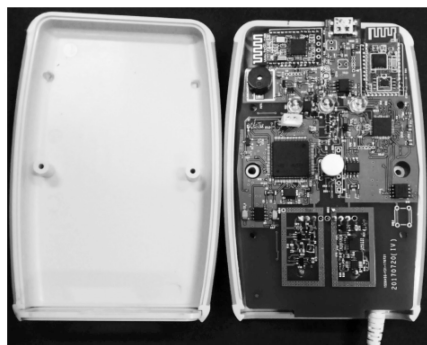


图11 原型机照片

录测得数据，并在数据中加入时间戳，方便下一步的分析。

4 测试验证和临床应用

系统的测试验证主要对本文设计的样机准确性验证，以检验设计的系统能否达到要求。在测试中，要求试验者在静息条件下平躺，尽量模拟人体在睡眠状态下的情况。系统在海军总医院、天坛医院等单位进行了现场测试，所有的测试数据自动在计算机后台存储，方便数据的分析。图12是后台存储的某用户连续20 min的心率和呼吸率的波形图。

心率和呼吸率与飞利浦公司的SureSigns VM6 医用监护仪测试对比，心率测试总共记录了215组

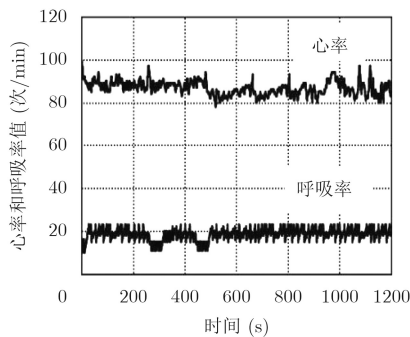


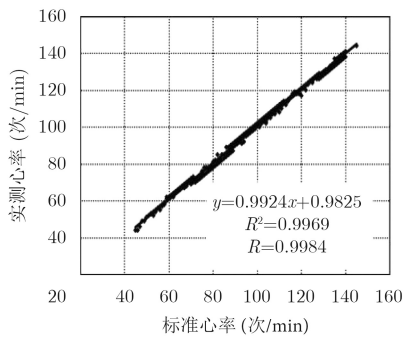
图 12 后台记录的某用户连续20 min的心率和呼吸率图

在不同强度下测到的数据，采用Bland-Altman图进行分析与评估，如图13所示，结果表明：在95%的置信区间($\pm 1.96SD$)内该系统心率均值误差为 -0.26 ± 2.80 次/min，与标准值之间的相关性为0.9984；呼吸率的测试总共记录了167组不同强度下测到的数据，采用Bland-Altman图进行分析和评估，如图14所示，结果表明：呼吸率均值误差为 0.41 ± 1.49 次/min，与标准值之间的相关性为0.9971。

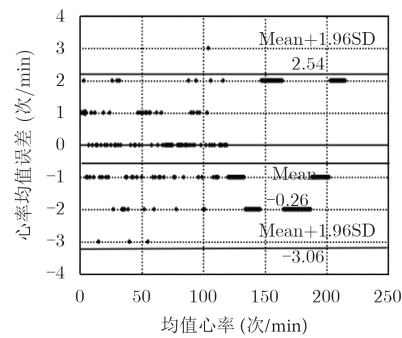
通过后台存储和记录数据，可以使用户和医生能够从心率、呼吸率和体动等参数变化的波形中提前发现疾病。该方法具有不需要进行校准和训练、用户使用方便的优点。

5 结束语

本文提出一种非接触光纤式BCG信号采集与处理方法。该方法不需要接触人体皮肤就可以进行BCG信号的提取，实时检测人体的心率、呼吸率、体动等与睡眠相关的参数。系统根据用户对光纤垫子作用力的大小自适应调整光纤发射器的发射强度和接收器的放大倍数，将采集到数据送给MCU进行心率、呼吸率和体动的计算。在算法实现上，通过时基信号进行频域分析获得呼吸率和心率参数，算法较文献[9~11]中的更简单。该方法在

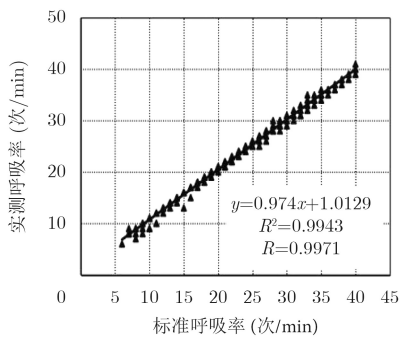


(a) 心率测量相关系数图

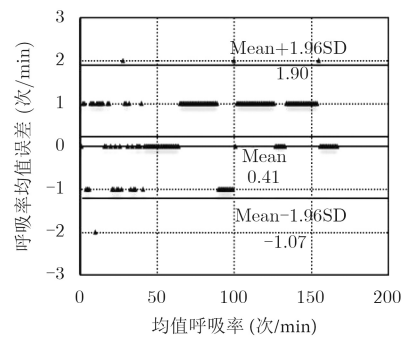


(b) 心率 Bland-Altman 图

图 13 心率测量相关系数图和心率Bland-Altman图



(a) 呼吸率测量相关系数图



(b) 呼吸率 Bland-Altman 图

图 14 呼吸率测量相关系数图和呼吸率Bland-Altman图

海军总医院、天坛医院等单位进行了医学临床测试, 测试结果表明, 研制的系统可在零负荷的状态下无感进行生理参数测量, 测得数据与当前医院中使用的医疗仪器所测得数据相关度很高, 在健康医疗领域具有广泛的应用前景^[14-18]。

参考文献

- [1] VROSENBERG W V, CHANWIMALUEANG T, GOVER DOVSKY V, *et al.* Smart helmet: Wearable multichannel ECG and EEG[J]. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2016: 270011. doi: [10.1109/JTEHM.2016.2609927](https://doi.org/10.1109/JTEHM.2016.2609927).
- [2] HASSAN M A, MALIK A S, FOFI D, *et al.* Heart rate estimation using facial video: A review[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 38(8): 346-360. doi: [10.1016/j.bspc.2017.07.004](https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.07.004).
- [3] LIU M, JIANG F, JIANG H, *et al.* Low-power, noninvasive measurement system for wearable ballistocardiography in sitting and standing positions[J]. *Computers in Industry*, 2017, 91(10): 24-32. doi: [10.1016/j.compind.2017.05.005](https://doi.org/10.1016/j.compind.2017.05.005).
- [4] FAUSTMAN D L. Methods of treating and diagnosing disease using biomarkers for bcg therapy: WIPO, WO2017059132A1[P]. 2017-04-06.
- [5] PETRINI V P, MATTIA V D M D, LEO A D L D, *et al.* Contactless Monitoring of Respiratory Activity Using Electromagnetic Waves for Ambient Assisted Living Framework: Feasibility Study and Prototype Realization[M]. London, UK, The Institution of Engineering and Technology, 2017: 30-40.
- [6] CHEN Z, LAU D, TEO J T, *et al.* Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, 19(5): 057001. doi: [10.1117/1.JBO.19.5.057001](https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.5.057001).
- [7] YANG X, CHEN Z, ELVIN C S M, *et al.* Textile fiber optic microbend sensor used for heartbeat and respiration monitoring[J]. *Sensors Journal IEEE*, 2015, 15(2): 757-761. doi: [10.1109/JSEN.2014.2353640](https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2353640).
- [8] DEEPU C J, CHEN Z, JU T T, *et al.* A smart cushion for real-time heart rate monitoring[C]. 2012 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, Hsinchu, China, 2012: 53-56. doi: [10.1109/BioCAS.2012.6418512](https://doi.org/10.1109/BioCAS.2012.6418512).
- [9] ZHU Y, ZHANG H, JAYACHANDRAN M, *et al.* Ballistocardiography with fiber optic sensor in headrest position: A feasibility study and a new processing algorithm[C]. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, 2013: 5203-5206. doi: [10.1109/EMBC.2013.6610721](https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610721).
- [10] CHEN Zhihao, TEO J T, NG S H, *et al.* Monitoring respiration and cardiac activity during sleep using microbend fiber sensor: A clinical study and new algorithm[C]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago, USA, 2014: 5377-5380. doi: [10.1109/EMBC.2014.6944841](https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944841).
- [11] NI Hongbo, HE Mingjie, XU Guxing, *et al.* Extracting heartbeat intervals using self-adaptive method based on ballistocardiography(BCG)[C]. International Conference on Smart Homes and Health Telematics, Paris, France, 2017: 37-47. doi: [10.1007/978-3-319-66188-9_4](https://doi.org/10.1007/978-3-319-66188-9_4).
- [12] 肖玲, 李仁发, 罗娟. 体域网中一种基于压缩感知的人体动作识别方法[J]. 电子与信息学报, 2013, 35(1): 119-125. doi: [10.3724/SP.J.1146.2012.00936](https://doi.org/10.3724/SP.J.1146.2012.00936).
XIAO Ling, LI Renfa, and LUO Juan. Recognition of human activity based on compressed sensing in body sensor networks[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2013, 35(1): 119-125. doi: [10.3724/SP.J.1146.2012.00936](https://doi.org/10.3724/SP.J.1146.2012.00936).
- [13] 高发荣, 王佳佳, 席旭刚, 等. 基于粒子群优化-支持向量机方法的下肢肌电信号步态识别[J]. 电子与信息学报, 2015, 37(5): 1154-1159. doi: [10.11999/JEIT141083](https://doi.org/10.11999/JEIT141083).
GAO Farong, WANG Jiajia, XI Xugang, *et al.* Gait recognition for lower extremity electromyographic signals based on PSO-SVM method[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2015, 37(5): 1154-1159. doi: [10.11999/JEIT141083](https://doi.org/10.11999/JEIT141083).
- [14] ZHAO W, NI H, ZHOU X, *et al.* Identifying sleep apnea syndrome using heart rate and breathing effort variation analysis based on ballistocardiography[C]. Engineering in Medicine and Biology Society, Milan, Italia, 2015: 4536-4539. doi: [10.1109/EMBC.2015.7319403](https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319403).
- [15] JOSE S K, SHAMBHARKAR C M, and CHUNKATH J. HRV analysis using ballistocardiogram with LabVIEW[C]. 2015 International Conference on Computing and Communications Technologies, Chennai, India, 2015:

- 128–132. doi: [10.1109/ICCCT2.2015.7292732](https://doi.org/10.1109/ICCCT2.2015.7292732).
- [16] ROSALES L, SU B Y, SKUBIC M, *et al.* Heart rate monitoring using hydraulic bed sensor ballistocardiogram[J]. *Journal of Ambient Intelligence & Smart Environments*, 2017, 9(2): 193–207. doi: [10.3233/AIS-170423](https://doi.org/10.3233/AIS-170423).
- [17] SHIN J H, HWANG S H, CHANG M H, *et al.* Heart rate variability analysis using a ballistocardiogram during Valsalva manoeuvre and post exercise[J]. *Physiological Measurement*, 2011, 32(8): 1239–1264. doi: [10.1088/0967-3334/32/8/015](https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/015).
- [18] NISHYAMA M, MIYAMOTO M, and WATANABE K. Respiration and body movement analysis during sleep in bed using hetero-core fiber optic pressure sensors without constraint to human activity[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, 16(1): 017002. doi: [10.1117/1.3528008](https://doi.org/10.1117/1.3528008).
- 赵荣建：男，1985年生，博士生，研究方向为生命信息感知技术。
汤敏芳：女，1996年生，博士生，研究方向为可穿戴式技术。
陈贤祥：男，1979年生，副研究员，硕士生导师，研究方向为可穿戴式技术。
杜利东：男，1981年生，助理研究员，研究方向为微纳制造技术。
曾华林：男，1974年生，副研究员，研究方向为光传感器技术。
赵 湛：男，1958年生，研究员，博士生导师，研究方向为微纳制造技术、无线传感器网络、生命信息感知与计算。
方 震：男，1976年生，研究员，博士生导师，研究方向为可穿戴式技术。