

文章编号 1004-924X(2019)06-1354-08

非接触式呼吸与心率信号采集系统

郭 健^{1,2}, 陈雨行², 王丽荣³, 韦 阳², 郭 宇², 赵也明², 刘丽兰¹, 陈晓禾^{2*}

(1. 上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072;

2. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163;

3. 苏州大学 电子信息学院, 江苏 苏州 215006)

摘要:为实现卧床病员生命状态的无感实时监测,设计了一种非接触式呼吸率与心率监测系统。首先,根据心脏射血收缩过程的力学特性,选择灵敏度高、稳定性好的压电陶瓷传感器采集心冲击力学信号。对信号进行去噪,滤波放大等处理,通过数字化采集得到心冲击图(Ballistocardiogram,BCG)。其次,通过对心冲击图进行平滑滤波提取呼吸信号,利用快速傅氏变换(FFT)获取呼吸信号频率。采用带通滤波器去除 BCG 信号的呼吸包络以及高频干扰,获取 BCG 信号的单位时间 J 波波峰数,推算出心率值。最后,为验证系统的准确性与一致性,与 BIOPAC 采集的呼吸及心电图(Electrocardiogram,ECG)信号进行比对,结果表明本系统呼吸误差率小于 4.5%,心率误差率小于 9.7%。通过 Bland-Altman 分析,表明监测系统的心率测算准确度与 BIOPAC 具有较好的一致性。

关键词:非接触式;心率检测;呼吸率检测;Bland-Altman 分析

中图分类号:TP212 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20192706.1354

Non-contact respiratory rate and heart rate signal acquisition system

GUO Jian^{1,2}, CHEN Yu-hang², WANG Li-rong³, WEI Yang²,

GUO Yu², ZHAO Ye-ming², LIU Li-lan¹, CHEN Xiao-he^{2*}

(1. School of Mechatronics Engineering and Automation,
Shanghai University, Shanghai 200072, China;

2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology,
Chinese Academy of Sciences, Soochow 215163, China

3. School of Electronic and Information Engineering, Soochow University, Soochow 215006, China)

* Corresponding author, E-mail: chen.xh@sibet.ac.cn

Abstract: A non-contact respiratory and heart rate monitoring system was designed to monitor bedridden patients. Initially, according to the mechanical properties of the cardiac ejection contraction process, piezoelectric ceramic sensors with high sensitivity and good stability were selected to acquire ballistocardiography (BCG) signals. The collected signal was then desiccated, filtered and amplified; it was then digitized to obtain a heart impact diagram. A respiratory signal was then extracted from the cardiogram with smooth filtering, and the respiratory rate signal was obtained via an FFT transformation. The respiratory envelope and high-frequency interference of the BCG signal were

收稿日期:2018-12-24;修订日期:2019-02-25.

基金项目:国家重点研发计划资助项目(No. 2017YFC1001803)

removed using a band-pass filter, and the j-wave peak measurement of the BCG signal was obtained to calculate the heart rate. Finally, to verify the accuracy and consistency of the system, it was compared with respiratory data collected by BIOPAC and ECG signals. The respiratory error rate of the system is less than 4.5% and the heart rate error is 9.7%. A Bland-Altman analysis indicates that the heart rate measurement and accuracy computed by the monitoring system are consistent with those of BIOPAC.

Key words: non-contact; heart rate detection; respiratory rate detection; bland-altman analysis

1 引 言

医疗机构对普通病房的监护通常采取巡房机制,无法实现对卧床病员的实时监控。部分病患由于其年龄大、患病病程长等原因,对病房护理的及时性要求较高^[1]。此类需求主要通过本地生理参数监护仪器结合远程监护的方式实现,文献[2-3]论述了通过物联网技术进行病员监护的方法,文献[4]在普通病房中进行了可穿戴式设备持续生命体征监测的试点研究。以上不足之处在于,现有的监护方式多通过 ECG(Electrocardiogram,心电图)信号采集方式获取呼吸与心率信号,此方式需要通过接触电极来进行信号采集,对受试病员的束缚性较强,未能实现无感监测。文献[5]描述了一种记录心脏搏动时血液喷出与回流造成人体微弱颤动过程的信号,心冲击图(Ballistocardiography, BCG)信号。通过对 BCG 信号的处理,能够获取呼吸率、心率值^[6-7]、心房颤动情况^[8-9]等心脏生理状态信息。BCG 信号的发现提供了一种新的非接触式采集呼吸、心率信息的方法。近年来随着传感器技术及数字信号处理技术的发展,对 BCG 信号的采集与处理等研究逐渐成为研究热点。文献[10]通过联合采集 BCG 信号与 ECG 信号,对临床上的心力衰竭症状进行检测。值得注意的是,使用压电传感器测试的平躺时 BCG 信号的结果多被用作对定性分析或联合其他信号进行某项生理参数的测定。单独用于呼吸与心率信号提取的研究较少,已有研究对新方法测量结果与旧方法测量结果间一致性的评价^[11]较少。本文通过采用多传感器阵列式布局的方法,有效扩大采集系统检测范围,提高测试范围内检测灵敏度,在单一 BCG 信号获取方式下实现较准确地平躺位呼吸与心率信号提取;对信号采集系统测试结果进行了准确性与一致性评估,弥补了当前研究对测试结果准确性评价的不足。

文章选用压电陶瓷传感器获取卧床人员的

BCG 信号。对传感器获取的 BCG 信号,设计了具体的信号处理方法,有效提取出呼吸与心率信号。设计试验对呼吸与心率信号采集系统的呼吸率和心率结果误差率进行评估,通过 Bland-Altman 分析方法,比较了设计的信号采集系统与多导生理参数记录仪 BIOPAC 在心率计算结果上的一致性。对试验结果进行误差率检验,结果表明,设计的信号采集系统呼吸率计算误差率低于 4.5%,心率计算误差率低于 9.7%,符合心电图监护仪标准 YY1079-2008 对心率计算准确度的要求;对试验结果进行 Bland-Altman 分析,证明信号采集系统的心率计算结果与 BIOPAC 系统计算结果具有一致性。

2 系统设计

不同受试人员间的体型与习惯性平躺位置均可能存在不同,要求设计的采集系统具有较广的 BCG 信号有效采集范围。现有的 BCG 信号采集装置多采用压电薄膜式传感器进行测量^[12-13],大面积压电薄膜传感器存在制作成本较高的问题。本文采用压电陶瓷传感器作为 BCG 信号采集传感器,通过阵列式布局,实现对 BCG 信号有效采集范围的拓宽。

文章所述的信号采集系统主要由 BCG 信号预处理单元、模拟信号采集单元、数据转发单元、电源供电网络组成,图 1 所示为系统总体设计框图。

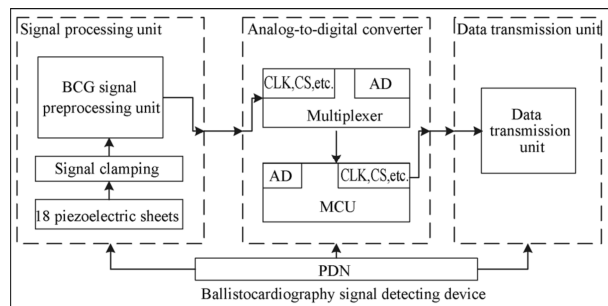


图 1 系统总体设计框图

Fig. 1 Acquisition system block diagram

采集系统通过前端布置的压电陶瓷传感器阵列采集原始的 BCG 信号,经信号预处理单元对采集的原始 BCG 信号进行放大、去噪等预处理操作;处理后的信号通过模拟-数字转换单元实现数字化采集;数字化采集信号以串口形式发送至数据转发单元,通过有线网络实现至上位机的数据传输。

2.1 传感器阵列设计

通过压电晶体的压电效应能够对冲击力进行有效检测^[14-15]。采集系统设计中,利用压电陶瓷的正压电效应检测 BCG 信号,实现对心率和呼吸率信号的非接触式采集。根据试验测试条件,选用黄铜基材(直径 27 mm)覆盖压电材料(直径 19 mm)结构的片状压电陶瓷传感器(华宇电子 ZX-27T4A1)作 BCG 信号采集传感器。

将单个片状压电陶瓷传感器嵌入到 PVC 基板上,并布置为阵列结构。阵列式布置的方式能够确保受试人员的 BCG 信号在垂直方向较好地作用到采集传感器上,有效扩大了采集系统的测试范围。在同等有效测试面积下,本文采用的传感器布局方式成本远低于传统的单片式压电薄膜传感器设计方式。同时各个传感器处于独立工作状态,采集到的信号可以用于进行每通道信号能量对比分析,获取在床运动状态、姿势等信息。布置的压电陶瓷传感器采集垫如图 2 所示。

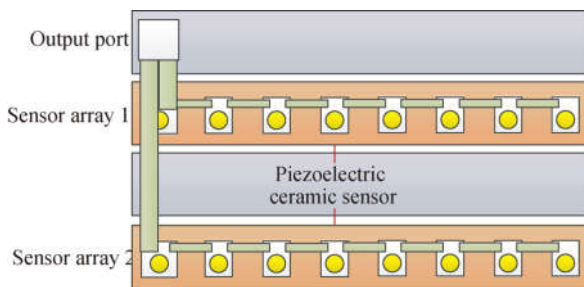


图 2 压电陶瓷传感器采集垫

Fig. 2 Piezoelectric ceramic sensor acquisition mattress

2.2 信号处理

压电陶瓷传感器采集的原始 BCG 信号中存在负电平输出部分,同时采集电路中存在工频噪声干扰,需要进行模拟信号处理。经过模拟信号处理后的 BCG 信号通过模拟-数字转换电路进行数字化采集,获得包含呼吸波与其他高频噪声成分的 BCG 信号,通过数字信号处理的方法提取心率、呼吸率参数。

模拟信号处理:包括电压偏置、信号放大、工频去噪等处理步骤。系统采集板上电源网络提供的 1.25 V 直流参考电平通过加法器电路与传感器采集的 BCG 信号进行相加,对传感器获取的 BCG 信号进行直流电平抬升,使输入信号中的负电平部分能够被单极性供电的运算放大器 MCP6004 处理,解决了压电陶瓷传感器采集的 BCG 信号中负电平输出部分未被处理的问题,并进行了前后级隔离;设计双 T 型滤波器,对电路中混杂的 50 Hz 工频噪声进行陷波处理,去除工频噪声干扰;对去除工频噪声后的模拟信号进行放大处理,输出可有效采样读取的原始 BCG 信号。

数字信号处理:包括呼吸率信息提取与心率信息提取两部分。对数字采样得到的 BCG 信号进行平滑滤波,提取频率较低的呼吸信号。通过 FFT 变换计算呼吸信号的频率,并且以 x 次/分钟的格式输出计算结果。通过对采集的多例原始 BCG 信号的频谱分析与结果统计,计算出 BCG 信号频谱峰值区间在 $[5, 10]$ Hz,使用 $[5, 10]$ Hz 带通滤波器处理得到的原始 BCG 信号以提取有效的 BCG 信号。通过计数有效 BCG 信号的 J 波波峰来计算心率结果。数字信号处理流程图如图 3 所示。

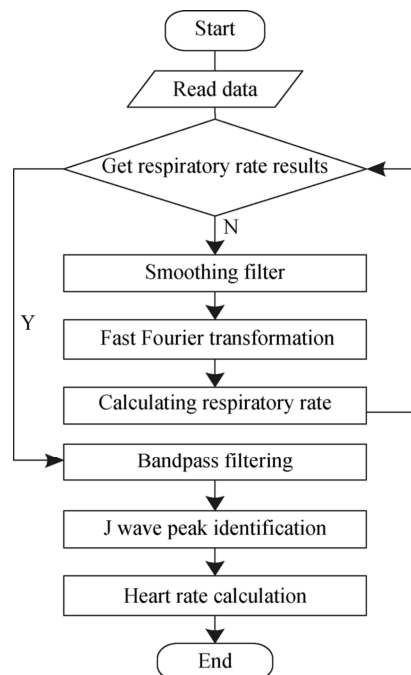


图 3 数字信号处理流程图

Fig. 3 Flowchart of digital signal processing

经过上述信号处理,可以从传感器采集到的 BCG 信号中提取出呼吸率与心率信息。图 4 描述了一组时长为 30 s 的原始信号在信号处理过程中提取出的呼吸信号与处理后的 BCG 信号的波形。其中处理后的 BCG 信号波形图中标注点为识别出的 J 波峰值点,用于后续计算心率结果。

2.3 固件设计

固件是运行在下位机微控制器中的程序,负责下位机电路的控制、采集及数据转发功能。采集系

统固件的工作流程图如图 5 所示。装置开机后,微控制器上电启动,经过 200 ms 延时后进入初始化配置。在初始化配置阶段进行使能 GPIO 端口、配置中断参数(定时器中断与外部中断)、配置 DMA 传输、配置 UART 传输、配置 ADC 采集参数等操作。初始化参数配置完成后进入主程序部分,按序执行初始状态判断、ADC 采集、DMA 传输等操作。下位机系统通过定时器中断控制采样,采样速率设置为 200 Hz。图 5 为下位机系统固件的运行流程图。

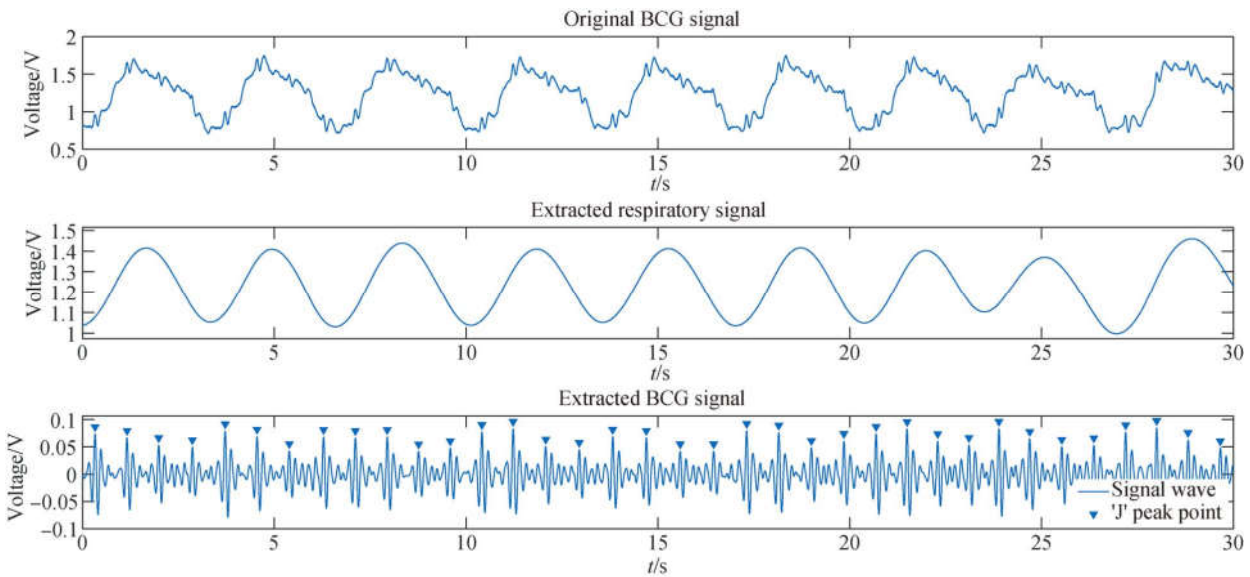


图 4 原始 BCG 信号,处理后的呼吸波信号,处理后的 BCG 信号
Fig. 4 Original BCG signal, extracted respiratory signal and extracted BCG signal

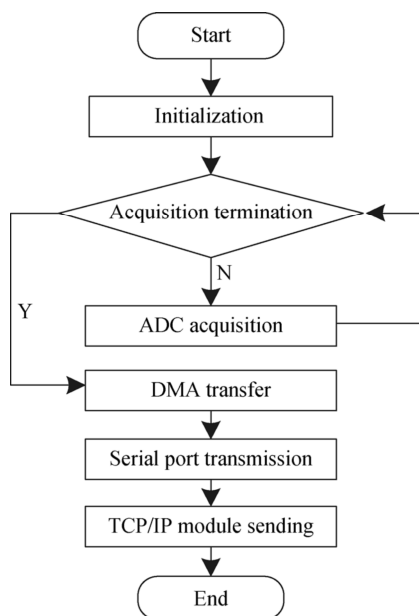


图 5 固件运行流程图
Fig. 5 Flowchart of firmware running

3 系统测试

本文设计了基于 BCG 信号采集和处理的呼吸、心率信号采集系统,与传统的依靠 ECG 信号获取呼吸、心率信号的测试方式不同,因此需要对所设计系统的准确性及其与现有方法相比的检测结果一致性进行评估。以传统的测试方式为标准方法设计试验,检验设计的非接触式信号采集系统的准确性,并评价其是否具备实际应用价值。

3.1 测试设备

试验中,以通过 ECG 信号检测获取呼吸与心率信号的方法为标准方法,利用专用分析仪器获取受试人员的同步 ECG 信号,计算同步呼吸率、心率结果。通过与标准方法(设备)的同步测试数据对比,评估设计的采集系统准确性与一致性。

用于进行同步 ECG 信号采集的系统为 MP150(Biopac system Inc., 美国)。BIOPAC 系

是一套应用广泛的多导生理记录系统,包含 ECG, EEG (Electro-encephalograph, 脑电图), EMG (Electromyography, 肌电图) 等生理电信号采集通道, 测试结果准确可信, 常用作提供标准检测结果^[16-17]。测试中对 ECG 信号的采集使用的信号放大器为 ECG100C, 设置增益为 1 000 倍, 高通截止频率为 0.5 Hz, 低通截止频率为 35 Hz。

3.2 测试方法

试验中, 将阵列式压电陶瓷传感器采集垫置于床垫下方, 受试者身上布置导联 ECG 电极并平躺于床垫上方进行卧床心率及呼吸率检测。测试过程中受试人员处于正常卧床状态(无体动), 每组测试持续时长为 100 s, 记录 BCG 信号监测装置的心率结果为 BHR, 呼吸率结果为 BRR。通过 MP150 同步读取受试者的 ECG 信号, 利用 BIOPAC 系统提供的分析工具进行 ECG 信号分析, 记录心率为 EHR, 呼吸率结果为 ERR。对每组记录的 BHR 与 EHR、BRR 与 ERR 进行对比分析, 评估设计的信号采集系统呼吸率、心率计算的准确性。试验测试的现场布置说明图如图 6 所示。

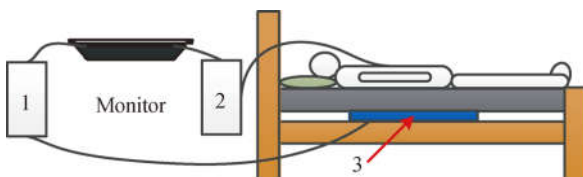


图 6 对比测试布置图

Fig. 6 Contrast test layout

图 6 中 1 表示设计的信号采集系统, 2 表示选用的 BIOPAC 系统, 3 表示设计的阵列式压电陶瓷传感器采集垫。

本次测试共计对 5 位受试人员进行了 6 组测试试验, 对 6 组测试试验的受试人员基本信息、平躺位置情况记录与最终测试误差率结果共同记录在表 1 中。

4 实验结果与分析

4.1 计算结果误差率评估

参照医疗器械心电监护仪检测标准 YY1079-2008 中对心率测量结果误差的计算公式(1)计算 BCG 信号监测装置的呼吸率与心率检测结果的误差率^[18]:

$$\delta_i = \frac{F_i - F_0}{F_0} \times 100\%, \quad (1)$$

其中: δ_i 为第 i 组测试结果的相对误差; 在呼吸计算误差率检测试验中, F_i 为第 i 组测试试验中 BCG 信号监测装置检测出的呼吸率结果, F_0 为第 i 组测试试验中受试人员标准呼吸率结果; 在心率计算误差率检测试验中, F_i 为第 i 组测试中 BCG 信号监测装置检测出的相对同步 ECG 信号检测心率结果偏差最大的心率值, F_0 为对应的同步 ECG 信号检测心率结果值。误差率取 5 s 后测量稳定数值进行计算。表 1 记录了设计的呼吸与心率信号采集系统在 6 组测试试验中呼吸率、心率计算误差率的结果。

表 1 BCG 信号监测装置准确度评估测试记录

Tab. 1 BCG signal monitoring device accuracy evaluation test records

试验组	受试人员	年龄	身高/cm	体重/kg	平躺位置	测试项	装置检测值	目标值	误差/%
1	女 1	23	158	45	正中	呼吸率	15	15	0
						心率	56	62	9.7
2	男 1	30	170	75	偏左	呼吸率	21	22	4.5
						心率	75	78	3.8
3	男 2	28	171	60	偏右	呼吸率	18	18	0
						心率	53	57	7.0
4	男 3	26	170	70	正中	呼吸率	14	14	0
						心率	77	82	6.1
5	男 4	31	180	70	正中	呼吸率	16	16	0
						心率	73	69	5.8
6	男 3	26	170	70	偏左	呼吸率	13	13	0
						心率	72	78	7.7

由表 1 可见,在不同体形受试人员、不同床上平躺位置的测试条件下,设计的呼吸心率信号采集系统呼吸率的计算误差率均低于 4.5%,心率的计算误差率均低于 9.7%,参照心电监护仪标准 YY1079-2008 中心电监护仪心率测量准确度要求(不超过输入心率的±10%或 5 BPM 中较大者),误差率性能满足标准要求。

4.2 心率测量结果一致性评价

测试分析结果显示,设计的信号采集系统对呼吸率的计算结果误差率较低,对心率的计算结果与标准测试方法相比存在一定的误差。针对这一情况,使用现有仪器得到的心率测量结果对所设计采集系统的心率测量结果进行一致性分析,评估新设计的系统是否能够替代现有仪器^[19,20]。

在医疗器械领域,常用相关性分析和 Bland-Altman 法进行测量结果一致性的评价。相关性分析用于评价两种测量结果间的相关性程度,采用 Pearson 相关系数进行计算,如公式(2)所示:

$$\rho_{x,y} = \frac{\text{cov}(x,y)}{\sigma_x \sigma_y}, \quad (2)$$

其中:cov(x,y)表示两组数据的协方差, σ_x, σ_y 分别表示两组数据的标准差。图 8 为对第 3 组测试数据进行相关性分析的结果,相关系数为 0.924,显示为强相关性。

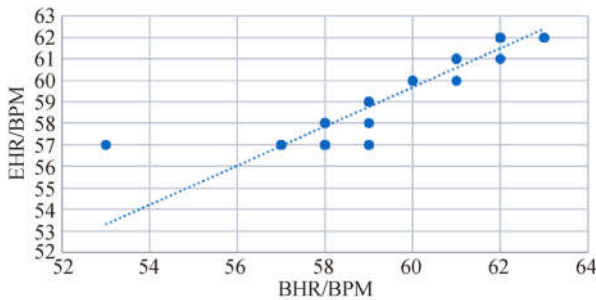


图 8 BHR 与 EHR 的相关性分析

Fig. 8 Correlation between BHR and EHR

相关系数的计算仅能表征两组数据间的对应关系密切程度,无法充分表述两组数据间的误差一致性关系。考虑到医疗器械对计算结果准确度的要求,引入 Bland-Altman 法再次进行测量结果一致性评价。

Bland-Altman 法通过绘制两组测量结果差值与均值对应的散点图,描述差值与均值的关系^[21]。定义记录的两组数据为 F_M 与 F_N ,计算 i

时刻两组数据间差值 $d_i = F_{Mi} - F_{Ni}$ 和均值 $a_i = (F_{Mi} + F_{Ni})/2$ 作为绘制散点图的 x 值与 y 值。对 Bland-Altman 图的评价主要关注 mean、lower、upper 3 条限值线。其中 mean 表示 d_i 的均值 \bar{d}_i , lower 和 upper 表示 d_i 的置信区间,试验中取 95% 置信区间 $\bar{d}_i \pm 1.96 S_d$ 。图 9 为测试中第 3 组对比测试的 Bland-Altman 分析结果。

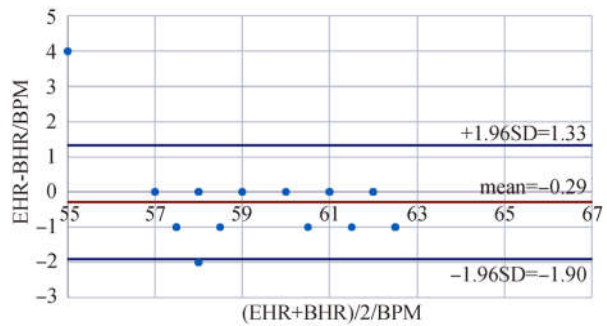


图 9 BCG 测试与 ECG 测试心率结果的一致性分析

Fig. 9 Consistency analysis of BCG test and ECG test heart rate results

由图 9 中统计结果可见,设计的呼吸与心率信号采集系统的心率测量结果与标准心电采集系统 BIOPAC 同步心率测量结果的差值点集中分布于差值的均值线附近,表明两组测量结果具有较好的一致性。统计数据的 95% 置信区间 ($1.96 S_d$) 计算结果为 1.90 BPM,满足 YY1079-2008 标准对误差限值的要求。证明设计的信号采集系统对心率的测量结果与标准心电采集系统测量结果具有较好的一致性,能够有效地应用于卧床病员的心率监测场景。

5 结 论

文章设计的呼吸与心率信号采集系统通过铺设于床垫下方的压电传感器以非接触式的方式获取 BCG 信号。自 BCG 信号中提取呼吸与心率信号,实现了对卧床病员生命状态的无感实时监测。以现有 BCG 信号与 ECG 信号在心率检测方面的研究为理论基础,结合 BCG 信号的冲击力特性,采用压电陶瓷传感器获取 BCG 信号;设计了信号预处理电路对传感器采集信号进行滤波、放大、去工频干扰等处理;通过平滑滤波的方式提取了呼吸信号,通过带通滤波的方式去除了采集的 BCG

信号的噪声干扰,计算了单位时间的 J 波波峰数;通过提取的呼吸信号与单位时间 J 波波峰数信息,计算了受试人员的呼吸率与心率数值。使用生理信号采集系统 BIOPAC 进行同步 ECG 信号采集,以 BIOPAC 呼吸和心率计算结果为标准值对设计的信号采集系统呼吸和心率计算结果进行误差率与一致性评估(Bland-Altman)。结果表

明,设计的信号采集系统呼吸率监测误差率小于 4.5%,心率监测误差率小于 9.7%,满足同类设备(心电监护仪)检测标准 YY 1079-2008 的要求。心率监测结果与 BIOPAC 采集系统计算结果具有较好的一致性,表明所设计的非接触式呼吸与心率信号采集系统能够替代现有标准设备进行心率测试,实现对卧床病员生命状态的准确监测。

参考文献:

- [1] 蔡娟. 床边责任制护理在心血管内科中的应用分析及对睡眠质量的影响[J]. 世界睡眠医学杂志, 2018, 5(6): 715-716.
CAI J. Application of bedside responsibility nursing in cardiovascular medicine and effect on sleep quality [J]. *World Journal of Sleep Medicine*, 2018, 5(6): 715-706. (in Chinese)
- [2] LAKSHMI D B, VISHVAKSENAN K S, SENTHAMIL S K, *et al.*. Patient monitoring system using cognitive internet of things [J]. *Journal of Medical Systems*, 2018, 42(11): 229.
- [3] ZHANG W P, KUMAR M, YU J F, *et al.*. Medical long-distance monitoring system based on internet of things [J]. *Eurasip Journal on Wireless Communications & Networking*, 2018, 1: 176.
- [4] WEENK M, VAN G H, FRIETMAN B, *et al.*. Continuous monitoring of vital signs using wearable devices on the general ward: pilot study [J]. *Jmir Mhealth & Uhealth*, 2017, 5(7): e91.
- [5] GANESAN M, LAVANYA R, SUMESH E P. A survey on ballistocardiogram to study the mechanical activity of heart [C]. 2017 *International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP)*, Chennai, India; IEEE, 2017: 557-561.
- [6] NEDOMA J, KEPAK S, FAJKUS M, *et al.*. Magnetic resonance imaging compatible non-invasive fibre-optic sensors based on the bragg gratings and interferometers in the application of monitoring heart and respiration rate of the human body: a comparative study [J]. *Sensors*, 2018, 18(11): 3713.
- [7] WUSK G, GABLER H. Non-invasive detection of respiration and heart rate with a vehicle seat sensor [J]. *Sensors*, 2018, 18(5): 1463.
- [8] BRUSER C, ZINK M D, WINTER S, *et al.*. A feasibility study on the automatic detection of atrial fibrillation using an unobtrusive bed-mounted sensor [C]. 2011 *Conference on Computing in Cardiology*, Hangzhou, P. R. Chian; IEEE, 2011: 13-16.
- [9] ZINK M D, BRUSER C, STUBEN B O, *et al.*. Unobtrusive nocturnal heartbeat monitoring by a ballistocardiographic sensor in patients with sleep disordered breathing [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1): 13175.
- [10] ETEMADI M, HERSEK S, TSENG J M, *et al.*. Tracking Clinical status for heart failure patients using ballistocardiography and electrocardiography signal features [C]. 2014 *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, USA; IEEE, 2014: 5188-5191.
- [11] NAZIYOK T P, ZELEKE A A, ROHRIG R. Contactless patient monitoring for general wards: a systematic technology review [J]. *Studies in Health Technology & Informatics*, 2016, 228: 707-711.
- [12] 张先文, 张丽岩, 丁力超, 等. 基于心冲击信号的心率检测[J]. 清华大学学报:自然科学版, 2017, 57(7): 763-767.
ZHANG X W, ZHANG L Y, DING L CH, *et al.*. Heartbeat detection based on ballistocardiograms [J]. *Journal of Tsinghua University (Science and Technology)*, 2017, 57(7): 763-767. (in Chinese)
- [13] 肖磊, 李红利, 张先文, 等. 一种可穿戴式心冲击信号-心电信号联合采集系统[J]. 生物医学工程学杂志, 2018, 35(5): 727-732.
XIAO L, LI H L, ZHANG X W, *et al.*. A wearable ballistocardiogram-electrocardiogram union acquisition system [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2018, 35(5): 727-732. (in Chinese)
- [14] DU G F, LI Z, SONG G B. A PVDF-based sensor for internal stress monitoring of a Concrete-Filled Steel Tubular (CFST) column subject to impact loads [J]. *Sensors*, 2018, 18(6): 1682.
- [15] 王明洋, 徐子章, 岳松林, 等. PVDF 压力计在相

- 似材料动态力学参数测试中的应用[J]. 北京理工大学学报, 2017, 37(10): 991-997.
- WANG M Y, XU Z ZH, YUE S L, *et al.*. Calibration of PVDF pressure gauge and its application in dynamic parameters tests of similar materials [J]. *Transactions of Beijing Institute of Technology*, 2017, 37(10): 991-997. (in Chinese)
- [16] 贾大功, 赵静, 张红霞, 等. 抗电磁干扰的心电信号监测系统[J]. 光学精密工程, 2018, 26(5): 1165-1174.
- JIA D G, ZHAO J, ZHANG H X, *et al.*. Anti-electromagnetic interference electrocardiogram monitoring system [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2018, 26(5): 1165-1174. (in Chinese)
- [17] DAS S, PAL S, MITRA M. Real time heart rate detection from PPG signal in noisy environment [C]. 2016 *International Conference on Intelligent Control Power and Instrumentation (ICICPI)*, Kolkata, India: IEEE, 2017: 70-73.
- [18] YY 1079-2008, 心电监护仪[S].
- YY 1079-2008, *Electrocardiographic Monitors* [S]. (in Chinese)
- [19] 李镒冲, 李晓松. 两种测量方法定量测量结果的一致性评价[J]. 现代预防医学, 2007, 34(17): 3263-3266.
- LI Y CH, LI X S. Evaluation on different assessment methods of consistency of quantitative measurements[J]. *Modern Preventive Medicine*, 2007, 34(17): 3263-3266. (in Chinese)
- [20] GIAVARINA D. Understanding bland altman analysis[J]. *Biochemia Medica*, 2015, 25(2): 141-151.
- [21] BLAND J M, ALTMAN D G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement[J]. *The Lancet*, 1986, 327(8476): 307-310.

作者简介:



郭健(1993—),男,江苏泰州人,硕士研究生,2012年于苏州大学获得学士学位,主要从事医用电子方面的研究。
E-mail: scguoj@i.shu.edu.cn

通讯作者:



陈晓禾(1976—),男,北京人,博士,研究员,2000年于清华大学获得学士学位,2003年于美国南伊利诺大学获得硕士学位,2007年于美国密苏里科技大学获得博士学位,主要从事高速电路设计和电子工程设计领域的研究。
E-mail: chenxh@sibet.ac.cn