

脉搏与呼吸信号检测系统设计

张瑞, 邢丽冬, 张笑, 钱志余

引用本文:

张瑞, 邢丽冬, 张笑, 等. 脉搏与呼吸信号检测系统设计[J]. 中国医疗器械杂志, 2024, 48(2): 167-172.

ZHANG Rui, XING Lidong, ZHANG Xiao, et al. Design of Pulse and Respiratory Signals Detection System[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2024, 48(2): 167-172.

<https://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.230288>

收稿日期: 2023-05-12

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于光电容积脉搏波的呼吸信号提取及其系统的研制

Development of Respiratory Signal Extraction System Based on Photoplethysmography

中国医疗器械杂志. 2021, 45(2): 136-140 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2021.02.004>

基于ADS125H02的自适应宽动态范围的脉搏信号采集系统设计

Design of Pulse Signal Acquisition System of Adaptive Wide Dynamic Range Based on ADS125H02

中国医疗器械杂志. 2021, 45(3): 284-287 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2021.03.011>

基于Android平台的脉搏信号干扰检测及其质量评估方法研究

Interference Detection and Quality Assessment of Pulse Signal on Android Platform

中国医疗器械杂志. 2018, 42(5): 321-325 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2018.05.003>

基于特征分类的便携式异常ECG信号分析仪器的设计与实现

Design and Implementation of Portable Abnormal ECG Signal Analysis Instrument Based on Feature Classification

中国医疗器械杂志. 2018, 42(2): 99-102 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2018.02.006>

基于ADS1298R的ECG信号采集终端的设计

Design of ECG Signal Acquisition Terminal Based on ADS1298R

中国医疗器械杂志. 2017, 41(1): 23-25,47 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2017.01.007>

基于表面肌电信号的椎旁肌监测系统研制

Design of Paravertebral Muscle Monitoring System Based on Surface Electromyography

中国医疗器械杂志. 2019, 43(5): 318-321 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2019.05.002>



微信公众号



网站二维码

文章编号: 1671-7104(2024)02-0167-06

脉搏与呼吸信号检测系统设计

【作者】张瑞, 邢丽冬, 张笑, 钱志余

南京航空航天大学 自动化学院, 南京市, 210016

【摘要】设计了脉搏和呼吸同步检测系统, 用于探究不同情形下生理信号的变化情况。系统通过STM32控制脉搏和呼吸采集电路获取相应信号, 测算后实时显示心率、呼吸频率等参数, 将数据传输至上位机, 并保存到数据库。实验测试结果表明, 该系统可监测不同情形下的脉搏和呼吸波形, 波形状态良好; 与医用脉搏血氧仪相比, 测算出的心率、血氧饱和度误差在3%以内, 呼吸频率与实际数值相比误差在5%以内, 验证了系统信号采集的准确性。该系统体积小、成本低、穿戴舒适, 可应用于与脉搏和呼吸信号相关的实验研究。

【关键词】脉搏信号; 呼吸信号; 同步采集; 特征参数提取

【中图分类号】R318; R197.39; TH77

【文献标志码】A

doi: 10.12455/j.issn.1671-7104.230288

Design of Pulse and Respiratory Signals Detection System

【Authors】ZHANG Rui, XING Lidong, ZHANG Xiao, QIAN Zhiyu

College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, 210016

【Abstract】A pulse and respiration synchronous detection system is designed to explore the changes of physiological signals in different situations. The system obtains the corresponding signal through STM32 control pulse and respiratory acquisition circuit, calculates and displays real-time parameters such as heart rate and respiratory rate, and transmits the data to the upper computer for storage in the database. The experimental test results show that the system can monitor pulse and respiratory waveform in different situations, and the waveform is in good condition. Compared with medical pulse oximeter, the error of measured heart rate and blood oxygen concentration is less than 3%, and the error of respiratory rate is less than 5% compared with the actual value, which verifies the accuracy of system signal acquisition. The system is small in size, low in cost, and comfortable to wear, and can be applied in experimental research related to pulse and respiratory signals.

【Key words】pulse signal, respiratory signal, synchronous acquisition, feature parameter extraction

0 引言

脉搏和呼吸信号是人体重要的生理信号, 其包含多种生理信息如心率、血氧饱和度及呼吸频率等, 通过这些信息可以诊断人体呼吸道、肺部、心血管部位的病变情况, 也可以通过这些信息识别人的内在情感和心理状态^[1-4]。因此, 能及时检测人体脉搏和呼吸信号, 对诊断及预防早期心理疾病、心血管疾病以及呼吸道疾病等具有重要意义。

目前临床上主要使用心电监护仪或多导睡眠

仪监测脉搏和呼吸信号, 虽然准确度高, 且可同时测量多个生理信号, 但设备导线、电极较多, 操作复杂, 佩戴不适, 不易携带且价格昂贵。市场上现有的生理参数监护仪可以同时监测脉搏和呼吸信号, 但大多监护仪通过提取心电信号获得呼吸信号, 电极、探头过多, 操作复杂, 准确率有限; 手环等穿戴式设备虽然便携, 但是只能监测单一脉搏信号, 不能同时获得呼吸信号, 而且大多穿戴式设备保存的数据信息有限, 无法进行长时间的信号分析。

鉴于此, 本研究设计了一款穿戴舒适、成本低、功耗低、可同时监测脉搏和呼吸信号并可长期存储历史数据的系统。系统可实现信号采集、软件滤波、心率血氧计算、呼吸频率计算、数据显示、通信以及数据保存等功能。用户可通过对历史监测

收稿日期: 2023-05-12

基金项目: 江苏省自然科学基金 (BK20190387); 江苏省大学生创新创业训练项目 (202010287208T)

作者简介: 张瑞, E-mail: 2101045163@qq.com

通信作者: 邢丽冬, E-mail: xldnuaa@nuaa.edu.cn

数据展开分析,研究与脉搏、呼吸信号有关的生理、心理疾病,从而通过监测脉搏和呼吸信号实现疾病预测,提早预防。

1 检测原理及参数提取方法

1.1 检测原理

脉搏波是心脏周期性地沿动脉向外周传播而形成的一种压力波^[5]。传统的脉搏检测方法主要有3种:心电信号提取、压力传感器检测压力变化、光电容积法。前2种方法导线电极过多,会限制人体活动,增加不适感,而光电容积法测量简单,且穿戴舒适,成本低。

根据朗伯-比尔定理^[6]可知,不同物质对光的吸收度不同。选择特定波长的光束透过人体血管,当心脏搏动时,人体的肌肉、骨骼、静脉以及其他连接组织对光的吸收是不变的,但是动脉血液容积会随着心脏跳动而呈现规律性变化,从而引起光吸收量的变化。由光电传感器接收经人体组织反射回来的光线,并将其转化为电信号放大输出后由A/D转换芯片转化为数字信号输出。脉搏检测原理如图1所示。

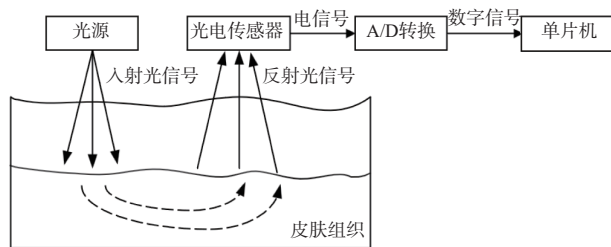


图1 脉搏检测原理
Fig.1 Pulse detection principle

呼吸是由于呼吸肌的舒张和收缩而造成胸腔有规律地扩大与缩小交替的运动^[7]。目前采集呼吸的方式大体上可分为接触式和非接触式^[8-9],接触式呼吸检测是直接身体进行测量,具有更高的准确性。接触式测量的原理大多根据口鼻处的呼吸气流变化或胸腹部压力变化来检测呼吸信号,考虑到舒适性,选择通过检测呼吸时腹部产生的压力变化来获取呼吸信号。

利用压电效应^[10],当压电传感器上的某些电解质,受到呼吸过程中腹部压力的作用变形时,内部产生极化,表面产生电荷;当外力去掉后,又重新回到不带电的状态。在此过程中,呼吸时产生的腹部压力信号转化为电信号,将此电信号放大滤波后转化为数字信号输出,获得呼吸波形。

1.2 参数提取方法

系统可以检测脉搏和呼吸信号,输出相应波形

进行存储,以便对人体健康状态和心理状态变化进行长期分析。为了便于检测时就可对自身健康状态进行初步判断,提取一些基本生理参数,如心率、血氧饱和度、呼吸频率等实时显示。

心率(heart rate, HR)指单位时间内心脏跳动的次数,成年人静息时的心率为60~100次/分。心率过高或过低都不正常,可能患有心脏衰竭、心房纤颤等心血管疾病^[11]。系统检测到脉搏波形后,计算心率:

$$HR = \frac{60 \times (n-1)}{\sum_{i=1}^{n-1} (t_{i+1} - t_i)} \quad (1)$$

其中, $t_i (i=1, 2, \dots, n)$ 表示一定时间内 n 个周期的脉搏峰值横坐标。

血氧饱和度(SpO_2)即血液中血氧的浓度,反映了血红蛋白的携氧能力^[12],其正常范围为95%~100%。血氧饱和度低于90%,存在低氧血症情况;低于80%,机体严重缺氧,甚至出现酸中毒,危及生命。血氧饱和度的计算如式(2)所示。

$$V_{SpO_2} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\% \quad (2)$$

式中: C_{HbO_2} 为血液中氧合血红蛋白(HbO_2)含量, C_{Hb} 为血液中还原血红蛋白(Hb)含量。

呼吸频率(respiratory rate, RR)指每分钟呼吸的次数,正常情况下成人呼吸频率为12~20次/分。监测呼吸频率对呼吸系统疾病的判定意义重大。颅内压过高会引起呼吸频率过低;甲亢、心力衰竭会使呼吸加快;呼吸道狭窄、胸腔疾病、呼吸中枢抑制等情况也会导致呼吸出现异常情况^[13]。根据呼吸波形计算呼吸频率,计算式如下:

$$RR = 60 \times (n-1) / \sum_{i=1}^{n-1} (t_{i+1} - t_i) \quad (3)$$

式中: $t_i (i=1, 2, \dots, n)$ 表示一定时间内 n 个周期呼吸波波峰的横坐标。通过计算相邻波峰的间隔时间,获得呼吸一次的平均时间,从而计算60 s内的呼吸次数,得到呼吸频率。

2 系统硬件设计

脉搏与呼吸同步采集系统的硬件设计框架如图2所示,主要包括采集模块、微控制器、显示模块以及电源模块。采集模块分为呼吸采集模块和脉搏采集模块,负责信号采集;微控制器负责将呼吸信号进行模数转换,同时对2路信号进行数据处理,提取心率、血氧饱和度、呼吸频率等生理参数,

并进行数据打包、通信任务；显示模块实时显示被试者的心率、呼吸频率等参数；电源模块负责给整个硬件系统供电；上位机系统可以长期储存历史数据，便于研究者探究脉搏和呼吸信号与某些疾病的相关性，以便通过监测脉搏和呼吸信号即可实现疾病诊断与预防。

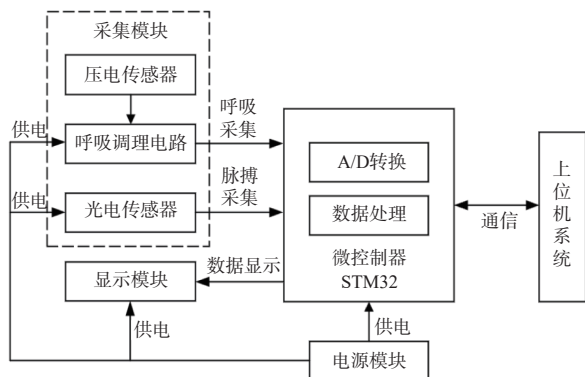


图2 系统硬件设计框架

Fig.2 System hardware design framework

2.1 呼吸采集电路

呼吸采集电路主要包括传感器和调理电路，传感器选用HKH-11B型压电传感器，呼吸传感器如图3(a)所示。该传感器会将呼吸时腹部压力变化转化为模拟电压信号输出。传感器采用高分子压电材料，体积小、功耗低，且配有弹性腰带，佩戴舒适。

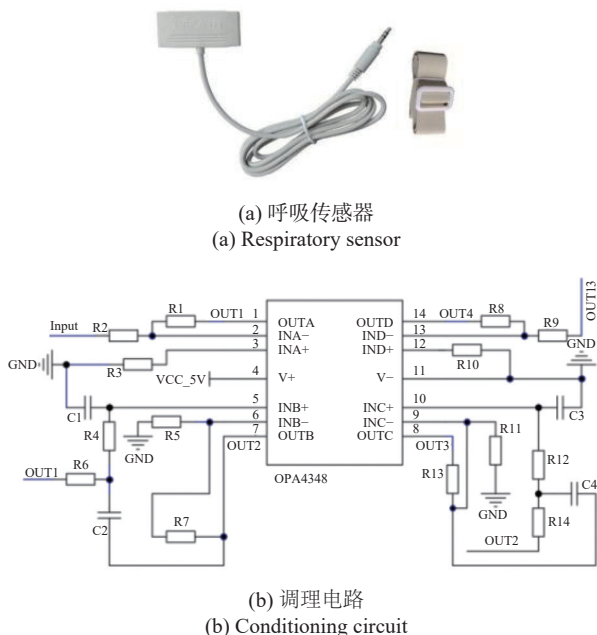


图3 呼吸采集电路

Fig.3 Respiratory acquisition circuit

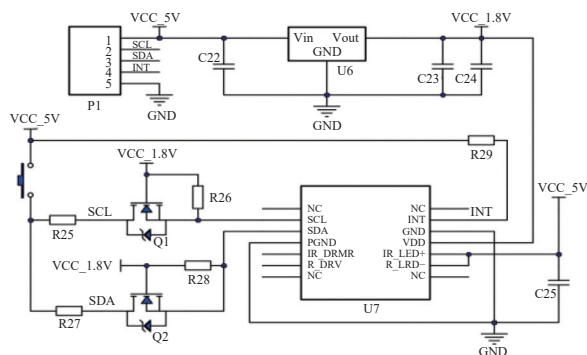
传感器输出的电压信号很微弱，为0~20 mV，不易检测且易受环境噪声的影响^[14]，需要进行放大滤波。调理电路由前置放大、低通滤波和主放大电

路组成，如图3(b)所示。前级放大5倍后选择四阶低通滤波器去除高频噪声，截止频率设为10 Hz，最后后级放大电路将电压抬升至STM32内部A/D转换器最大采样电压的1/3~2/3。

整个调理电路选用单电源供电的OPA4348运算放大器，其输入阻抗高、噪声和温漂低，能减少对微弱信号的影响；功耗低，具有四通道，能减小系统设计体积。

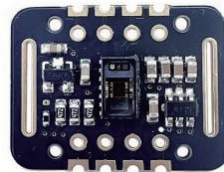
2.2 脉搏采集电路

脉搏采集选择MAX30102反射式光电传感器，该传感器内部集成红光（660 nm）LED和红外光（880 nm）LED，2路LED光源交替照射到指尖，部分光源经皮肤组织吸收，部分发生反射由光电接收器接收并转化为电信号。接收的信号放大后进行A/D转换并存放至FIFO存储器中，通过IIC接口传送至微控制器。MAX30102芯片待机电流仅为0.7 μ A，功耗极低，体积小，仅为20 mm×15 mm，MAX30102电路和实物图如图4所示。



(a) MAX30102电路

(a) MAX30102 circuit



(b) MAX30102实物图

(b) MAX30102 physical image

图4 MAX30102电路及实物图
Fig.4 MAX30102 circuit and physical image

2.3 微控制器和显示模块

微控制器选择意法半导体公司的STM32F103ZE T6芯片，该芯片有先进的系统架构Cortex-M3，运算速度快，A/D转换精度高而且有多个通信接口，可以满足呼吸信号模数转换、数据处理、实时显示以及与上位机的通信等需求。

显示部分采用OLED显示屏，分辨率为128×64像素，5 V电压供电，可实时显示被试者当前的心率、

血氧参数。显示模块选择SSD1306作为驱动芯片,该芯片是一款功耗低、对比度高的显示屏驱动芯片,具有内部升压功能,使用IIC与STM32进行通信。

2.4 电源模块

硬件系统中呼吸调理模块、光电传感器、显示模块以及微控制器都需要电源供电才能运行。电源模块电路如图5所示,选择12 V锂电池作为输入以减少工频干扰。TPS5430芯片具有宽输入电压、低静态功耗、高转换效率的优点,因此选用TPS5430芯片将12 V电压转换为5 V电压输出,给微控制器以及呼吸调理模块供电。AMS1117是一款高效稳压器芯片,具有低压差、低功耗和高精度等优点,可将5 V电压降压为3.3 V电压输出,给光电传感器和显示模块供电。整个供电电路通过按钮控制开关。

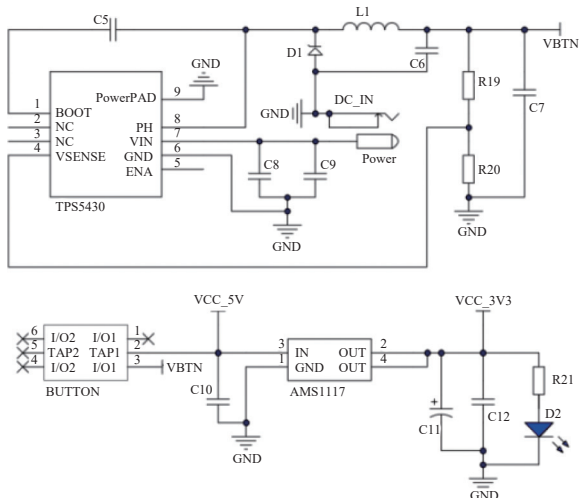


图5 电源模块电路
Fig.5 Power module circuit

3 系统软件设计

3.1 微控制器程序设计

微控制器软件程序在Keil5环境下开发,系统软件流程如图6所示。首先系统上电进行初始化,包括系统时钟、中断分组、串口、传感器、显示器以及IO口等进行初始化配置;上位机发送采集指令后根据指令信息对MAX30102光电传感器和HKH-11B压电传感器的采样频率、脉冲宽度进行配置,使用IIC接口读取脉搏信号、AD通道采集呼吸信号并进行A/D转换;以5 s为一个周期对波形进行预处理以及特征点提取,计算当前的心率、血氧以及呼吸频率, OLED显示屏会实时显示并进行异常检测,通过串口发送数据至上位机;上位机发送

结束指令后系统断电,结束采集任务。

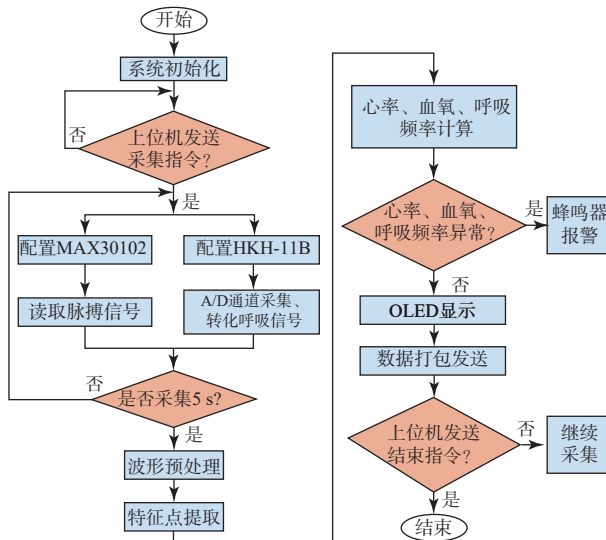


图6 系统软件流程
Fig.6 System software flow chart

3.2 上位机程序设计

LabWindows/CVI基于ANSI C语言,具有丰富的函数库、集成化的开发环境以及丰富的面板功能等^[15]。系统上位机程序采用LabWindows/CVI来编写,利用其RS-232函数库实现与下位机的实时通信。

上位机程序流程如图7所示,首先进行初始化并选择合适的串口,串口连接成功后发送采集指令,下位机接收指令后将已经采集到的信号数据按照自拟定的通信协议打包发送至上位机,上位机数据校验无误后显示波形并存储数据。

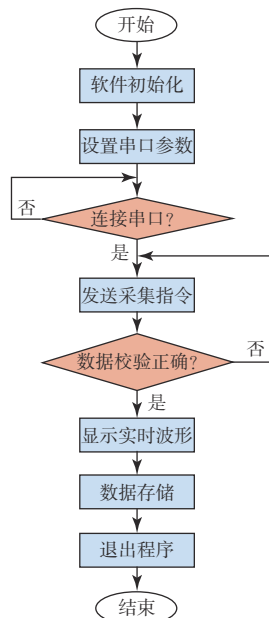


图7 上位机程序流程
Fig.7 Upper computer program flowchart

4 系统测试

为验证系统能否准确采集不同情形下的脉搏和呼吸信号并测算出心率、血氧饱和度、呼吸频率等参数,选择10名测试者(6男4女),针对静息、屏住呼吸、剧烈运动后和悲伤情绪的情况进行实验,将系统测算值同医用脉搏血氧仪YX306测算值做对比,用人工方法进行呼吸频率测试^[16-17]。

任意挑选4组实验采集数据绘制的部分脉搏和呼吸波形,不同状况下的脉搏波形和呼吸波形如图8和图9所示,(a)、(b)、(c)、(d)分别是受试者静息、屏住呼吸、剧烈运动后和悲伤情绪4种状态下测得的数据波形。

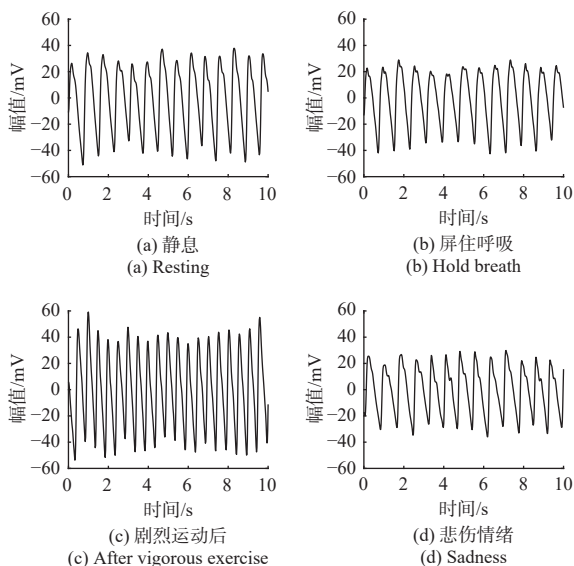


图8 不同状况下的脉搏波形

Fig.8 Pulse waveforms under different conditions

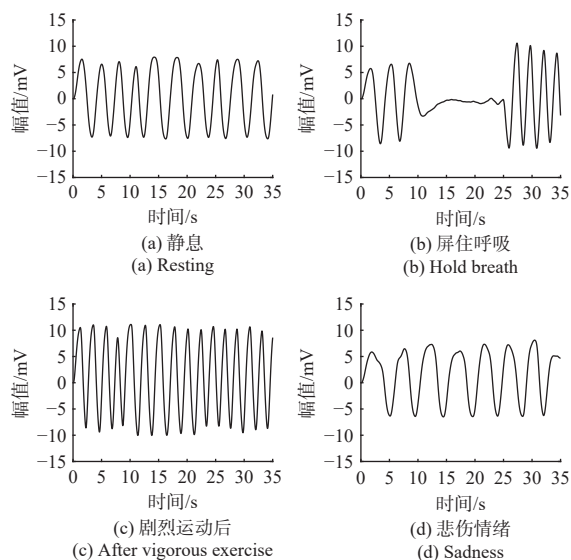


图9 不同状况下的呼吸波形

Fig.9 Respiratory waveforms under different conditions

由图8(a)、图9(a)可以看出,处于静息状态时脉搏和呼吸波形平稳,心率约为82次/分,呼吸频率为18次/分,而理论上静息时成人呼吸频率为12~20次/分,心率为60~100次/分,属于正常范围。屏住呼吸是为了模拟呼吸暂停,屏息前的呼吸波形与正常状态下的呼吸波形在幅度和频率上基本一致;屏息时呼吸幅值变为0,呼吸暂停,脉搏幅值较小,心跳变慢,这可能与屏息初期迷走神经兴奋对心脏表现出抑制作用有关;屏息结束后人体处于缺氧状态,呼吸明显加快加深。剧烈运动会使人体新陈代谢增强,耗氧量增加,交感神经处于兴奋状态,由图8(c)、图9(c)可以看出剧烈运动后脉搏幅值变大,心跳明显加快,呼吸幅度变大,呼吸加快。悲伤时情绪低落,迷走神经活性降低,唤醒度较低,脉搏幅值比正常状态下略有降低,心跳变慢,呼吸频率下降。

表1为本系统测算的心率、血氧饱和度、呼吸频率与实际数值的相对误差,数据分析结果。

表1 数据分析结果

Tab.1 Heart rate comparison test results

状态	心率相对误差 (%)	血氧饱和度相对误差 (%)	呼吸频率相对误差 (%)
静息	2.51	0.26	1.75
屏住呼吸	2.73	0.51	4.34
剧烈运动后	2.06	0.40	2.81
悲伤情绪	2.33	0.56	3.59

由表1可以看出,本系统测算的心率、血氧饱和度与YX306医用脉搏血氧仪相比,心率相对误差不超过3%,血氧饱和度相对误差不超过1%;与真实呼吸频率相比,本装置测算的呼吸频率相对误差不超过5%,均在可接受范围,可以满足实际测量要求。

由图8、图9给出的波形以及表1给出的数据对比可知,本研究设计的同步采集装置可以监测不同情形下的脉搏和呼吸信号,并准确测算出心率、血氧饱和度、呼吸频率等参数,满足测试条件。

5 结语

本设计以STM32为核心,控制传感器实时采集原始脉搏和呼吸信号,并提取心率、血氧饱和度和呼吸频率等参数进行显示,将数据传输至上位机进行保存,便于进一步分析。经实验验证可知,系统可以准确采集不同情形下的脉搏和呼吸信号,并测算出心率、血氧饱和度、呼吸频率等参数,误差在5%之内,可以满足检测需要。系统体积小、成本低、佩戴舒适,可同时检测脉搏和呼吸信号,通过脉搏和呼吸信号提早判断并预防某些心理、生理疾病。本

设计的缺点是便携性仍有欠缺,对日常生活监测仍有不足。监测的信号只有脉搏和呼吸,较为单一,将在进一步的研究设计中加以改进。

参考文献

- [1] 徐智俊,韩国强.呼吸信号检测用PVDF压电薄膜传感器设计[J].机械制造与自动化,2017(5):185-187,218.
- [2] CHEN G R, AU C, CEN J. Textile triboelectric nanogenerators for wearable pulse wave monitoring[J]. *Trends Biotechnol*, 2021, 39(10): 1078-1092.
- [3] 杨捷鸿,焦学军,曹勇,等.多生理信号信息融合技术的情绪识别发展[J].生物医学工程研究,2021,40(4):420-427.
- [4] CRETIKOS M A, BELLOMO R, HILLMAN K, et al. Respiratory rate: the neglected vital sign[J]. *Med J Aust*, 2008, 188(11): 657-659.
- [5] 富蕴琪,凌晓彤,梁颖欣,等.便携式中医脉搏波采集系统[J].*电子测试*, 2022(21): 102-104.
- [6] KOCSIS L, HERMAN P, EKE A. The modified Beer Lambert law revisited[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(5): N91-98.
- [7] 许文燮,高永瑞,丁延峰.生理学[M].北京:人民军医出版社,2003.
- [8] 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*, 2012, 35(6): 365-368, 380.
- [9] 郝连旺,宋涛.呼吸信号检测方法的研究[J].*微纳电子技术*, 2007, 44(7): 12-16.
- [10] DAI M J, ZHENG W, ZHANG X, et al. Enhanced piezoelectric effect derived from grain boundary in MoS₂ monolayers[J]. *Nano Lett*, 2020, 20(1): 201-207.
- [11] 许金鹏,蒋钟吉,廖碧红.静息心率与心血管疾病关系研究进展[J].*内科*, 2022, 17(2): 180-183.
- [12] 白鹏飞,刘强,段飞波,等.基于MAX30102的穿戴式血氧饱和度检测系统[J].*激光与红外*, 2017, 47(10): 1276-1280.
- [13] 刘畅.基于PPG信号的呼吸频率提取系统设计[D].桂林:桂林电子科技大学,2022.
- [14] 李宏恩,周晋阳,郝文延.一种可穿戴呼吸实时监测系统的设计[J].*科技通报*, 2017, 33(6): 78-81.
- [15] 纪晓佳,冯威,胡前乐.基于LabWindows/CVI的温度实时采集系统设计[J].*现代电子技术*, 2016, 39(1): 105-107.
- [16] 石聪,刘小华,孔令琴,等.基于STM8的士兵心率呼吸率监测预警装置设计[J].*传感器与微系统*, 2017, 36(4): 90-93.
- [17] 邱天爽,马济通,张彪,等.基于Android智能手机的心电与呼吸监测系统[J].*中国医疗设备*, 2015(10): 9-13.