

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.03.015

医学信号处理与医学仪器

基于体表生理信号的呼吸功能监测仪研制

宋鑫¹, 李韵池¹, 张伟光², 李永勤¹

1. 陆军军医大学生物医学工程与影像医学系, 重庆 400038; 2. 陆军军医大学第一附属医院重症医学科, 重庆 400038

【摘要】目的:研制一款基于体表心电图、膈肌电和胸阻抗信号的呼吸功能监测仪原理样机,可在家庭、医疗急救等场合实现对呼吸功能的持续监测。**方法:**以STM32F411VET6单片机开发系统为平台,用一对Ag/AgCl电极作为高频激励信号的输出和心电图、胸阻抗信号的检测电极,另一对Ag/AgCl电极作为膈肌电信号检测电极,两对电极同时检测心电图、膈肌电和胸阻抗信号。系统硬件主要包括心电图信号检测电路、胸阻抗信号检测电路、膈肌电信号检测电路、恒流源激励电路以及微控制器。系统采用12V可充电锂电池供电,模拟信号通过单片机A/D转换成数字信号,通过SDIO接口存储于SD卡。在完成样机制作和性能测试之后,采集13例因呼吸功能障碍实施机械通气患者和13例健康成年人的信号,计算15个与呼吸功能相关的参数,比较机械通气患者与健康对照组参数之间的差异,验证了呼吸功能监测仪的可靠性。**结果:**样机采集信号的信噪比>10 dB、共模抑制比>80 dB,样机漏电流<30 μ A。机械通气患者的吸气时间、呼气时间、潮气量、胸阻抗峰值、胸阻抗1 s变化量、膈肌电低频功率、膈肌电高频功率、高频比低频、膈肌放电面积、膈肌放电时间、膈肌电峰峰值和心肺耦合指数值均显著小于健康对照组($P<0.05$);机械通气患者心率显著高于健康对照组($P<0.05$);两组的呼吸率、吸呼比无显著差异($P>0.05$)。**结论:**本呼吸功能监测仪样机有较高的安全性和工作性能,可用于对呼吸功能的实时连续无创监测。

【关键词】膈肌电;心电图;胸阻抗;呼吸功能监测;原理样机

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)03-0353-08

Design of a respiratory function monitor based on surface physiological signals

SONG Xin¹, LI Yunchi¹, ZHANG Weiguang², LI Yongqin¹

1. Department of Biomedical Engineering and Imaging Medicine, Army Medical University, Chongqing 400038, China; 2. Department of Critical Care Medicine, the First Affiliated Hospital of Army Medical University, Chongqing 400038, China

Abstract: Objective To design a principle prototype of respiratory function monitor based on surface electrocardiography (ECG) signals, diaphragm electromyography (DiEMG) signals and thoracic impedance signals that can continuously monitor the respiratory function at home, medical emergency and other occasions. **Methods** With the STM32F411VET6 microcontroller system as platform, a pair of Ag/AgCl electrodes was used as the output electrodes of high-frequency excitation signals, and the detection electrodes of ECG signals and thoracic impedance signals, while another pair of Ag/AgCl electrodes was adopted to detect the DiEMG signals. The simultaneous detection of ECG signals, DiEMG signals and thoracic impedance signals was realized using the two pairs of Ag/AgCl electrodes. The system hardware mainly included ECG signal detection circuit, thoracic impedance signal detection circuit, DiEMG signal detection circuit, constant current source excitation circuit and microcontroller. The system was powered by the rechargeable lithium battery of 12 V. The analog signals were digitalized by the A/D mode of MCU, and the digitalized signals were stored in SD memory card through the secure digital input and output protocol. After completing the prototype design and performance test, the signals of 13 patients in mechanical ventilation due to respiratory dysfunction and 13 healthy adults were collected, and 15 respiratory function parameters were calculated for comparing the differences between mechanically ventilated patients and healthy controls, thereby verifying the reliability of the respiratory function monitor. **Results** The signal-to-noise ratio and common mode rejection ratio of the signal acquired by the prototype were >10 dB and >80 dB, and the leakage current of the prototype was <30 μ A. The following parameters in mechanically ventilated patients were lower than those in healthy adults: inspiratory time, expiratory time, tidal volume, peak-to-peak value of thoracic impedance signal, variation of thoracic

【收稿日期】2022-11-21

【基金项目】国家重点研发计划(2021YFC0122404)

【作者简介】宋鑫, 硕士研究生, 研究方向: 生物医学信号检测与处理, E-mail: sphere_song@163.com

【通信作者】李永勤, 教授, 博士生导师, 研究方向: 生物医学信号检测处理、现代医学仪器关键技术, E-mail: lyq@tmmu.edu.cn

impedance signal in 1 s, low-frequency (LF) and high-frequency (HF) power of DiEMG signal, HF to LF ratio, DiEMG discharge area and time, peak-to-peak value of DiEMG signal, and cardiopulmonary coupling values ($P<0.05$), but the heart rate was significantly higher in mechanically ventilated patients than in healthy adults ($P<0.05$). In addition, there were no significant differences between two groups in respiratory rate and inspiration to expiration ratio ($P>0.05$). **Conclusion** The designed respiratory function monitor prototype is demonstrated to be safe and reliable, and it can be used for continuously and non-invasively monitoring respiratory function in real-time.

Keywords: diaphragm electromyography; electrocardiography; thoracic impedance; respiratory function monitoring; principle prototype

前言

呼吸是人体最基本的生命活动,其主要功能是吸入氧气和排出二氧化碳,维持体内酸碱平衡和正常新陈代谢。呼吸疾病是我国最常见的疾病之一,据《中国卫生健康统计年鉴 2020》数据显示,呼吸系统疾病在 2019 年城乡居民主要疾病死亡率中处于第 4 位^[1]。在现代医学监护技术中,人体呼吸功能监测越来越成为常规监测中必不可少的一部分^[2]。呼吸功能监测有助于为疾病诊断和分型提供依据,有助于评估疾病状态和进展快慢,有助于指导机械通气治疗^[3]。理想监测系统应具有监测结果能指导治疗、灵敏度和特异度高、简单便携等特点。目前临床医生主要通过评价皮肤颜色、鼻翼扇动、辅助呼吸肌用力、异常呼吸音(喘息、喘鸣)等体格检查对呼吸功能进行评估^[3]。该方法简单易行,在临床上应用也较为广泛,但对患者的呼吸功能仅是粗略了解,因此不够准确。为了精准评估呼吸功能,需要采用灵敏度及特异度高的肺功能检查仪,关注受试者肺通气功能、动态肺容量及残气量等变化^[4]。肺功能检查仪得到的参数相较于临床医生体格检查,其结果更有说服力。但需受试者做吹气试验,对于急危重症患者,很难满足试验要求。胸部 X 线和影像学检查是肺部诊断的得力手段,但费用昂贵且不能反映即时病变,因此不适合做实时监测。呼吸力学监测是呼吸功能评估、治疗反应评估和优化呼吸机应用的有效工具,但力学监测普及率低和无创的呼吸力学监测方法不够完善,因此在临床工作中还没有常规应用^[5]。

以上各种呼吸功能监测方法均存在不足之处。因此,研制基于体表生理信号的呼吸功能监测仪样机,具备了连续无创监测、简单便携、适用范围广等优点,非常适用于呼吸功能实时监测。人体胸阻抗的变化会间

接反映呼吸相关参数的变化,通过监测阻抗变化对呼吸功能进行评估^[6]。膈肌是最主要的呼吸肌,连续监测膈肌电信号,可以间接反映机械通气患者呼吸功能改善情况^[7]。本研究用两对 Ag/AgCl 电极作为信号检测电极,实现信号同步采集、存储,并在对信号进行离线分析的基础上,实现对呼吸功能的无创、连续、定量监测。

1 系统设计

呼吸功能监测系统主要包括硬件系统和软件系统两大部分。硬件系统分为硬件电路设计和嵌入式程序设计,主要完成心电、膈肌电和胸阻抗信号同步采集与存储。软件系统主要完成数据离线分析及信号特征参数提取。系统设计原理图如图 1 所示。电源模块为数字电路提供 3.3 V 直流电压,为模拟电路提供 ± 5 V 直流电压;模拟电路主要由膈肌电检测电路、心电检测电路和胸阻抗检测电路 3 部分组成;数字电路由单片机 STM32F411 及基本外设电路构成。模拟电路采集的膈肌电、心电和胸阻抗信号通过单片机的 A/D 接口转换成数字信号,然后通过 SDIO 接口将数据存储于一张 32 GB 的 SD 卡中。数据由 Type-C 接口导入 PC 主机,通过软件分析系统提取信号特征参数。

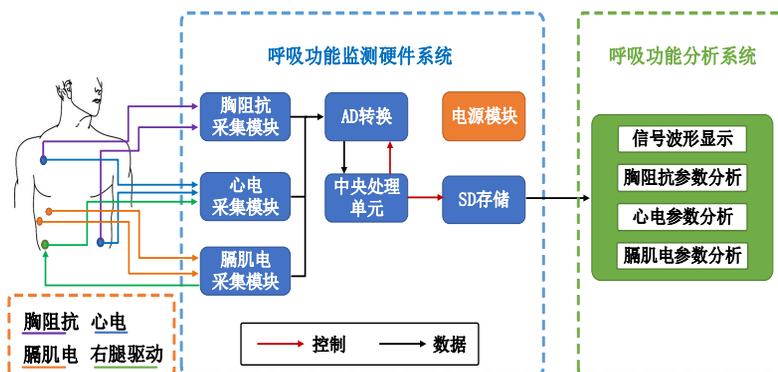


图1 系统设计原理图

Figure 1 System design schematic diagram

1.1 电源模块

本系统需要3种不同的供电电压,分别是 $\pm 5\text{ V}$ 和 3.3 V 。电源模块采用DC12V可充电锂电池供电,其容量为 $2\ 800\text{ mAh}$ 。以锂电池供电的电源模块有短路保护、输入过压保护、防过充过放等功能。通过DC-DC电压隔离转换模块(DW5-12D05A1)和LDO稳压芯片(H7650-33GR)分别为模拟电路提供 $\pm 5\text{ V}$ 电压、数字电路提供 3.3 V 电压。

1.2 膈肌电信号检测电路

膈肌电信号检测电路主要由前置放大电路、高通滤波、低通滤波、 50 Hz 陷波和后级放大电路组成^[8]。针对膈肌电信号微弱、易引入共模干扰的特点,前置放大电路采用OPA2277UA和AD620组成双运放集成仪表放大电路,提高输入阻抗及共模抑制比^[9]。在前置电路中加入右腿驱动,即通过电阻网络取出的平均交流共模电压,送入右腿驱动放大器反相放大,经限流电阻加到右腿电极,能有效抑制工频干扰^[10]。高通滤波电路截止频率为 8 Hz ,低通滤波电路截止频率为 194 Hz ^[11];电路包括3级放大,前置放大100倍、第2级放大20倍、第3级放大4倍,电路总增益为12 500倍。 50 Hz 陷波器采用可以独立调节品质因数、性能更好的双T双跟随陷波电路^[12]。后级放大电路选择具有低噪声、低漂移、高增益的仪表运算放大器AD620。

1.3 心电信号检测电路

心电信号检测电路主要由前置放大电路、滤波电路和后级放大电路组成。在信号的双输入端,加入对地滤波电容,以消除导联线所带来的射频干扰。射频干扰输入高频信号,而人体的电阻相当于无穷大,所加滤波电容在 100 pF 以下即可^[10]。前置运放输入端并联双向瞬态抑制二极管P6KE20CA,不论正负瞬态高压脉冲都可以获得保护,并且不影响电路的正常工作^[13]。该设计激励恒流源输出电极又用作心电检测电极,为了降低高频激励信号对心电信号的干扰,前置运放输入端接入截止频率为 1.59 kHz 的

一阶无源低通滤波器,初步滤除高频信号的干扰^[14]。采用集成仪表放大器AD620构成心电前置放大电路^[15]。采用二阶有源高通滤波滤除呼吸运动引起的基线漂移,其截止频率为 0.5 Hz ;采用二阶有源低通滤波滤除高频干扰,其截止频率为 159 Hz ;采用 50 Hz 陷波器滤除工频干扰。心电信号放大电路分为3级,前置放大10倍、第2级放大13倍、第3级放大4倍,电路总增益为1 000倍^[16]。

1.4 胸阻抗信号检测电路

胸阻抗信号检测电路主要由恒流源激励电路、前置放大电路、解调电路、滤波电路和后级放大电路组成^[17]。本研究选用MAXIM公司生产的MAX038CPP集成芯片,具有高精度、低输出阻抗、驱动能力强等特点,能产生高品质高频正弦波信号。信号经过AD620精密V-I转化电路产生 $50\text{ kHz}/0.5\text{ mA}$ 恒流源信号^[18]。双向瞬态抑制二极管与大功率电阻构成高压保护回路。前置放大电路采用AD620构成差分运放电路,电路放大10倍;采用有效值转换器AD637将呼吸信号从载波中解调出来,解调信号第2级放大9倍;然后经过带宽为 $0.15\text{ Hz}\sim 25.00\text{ Hz}$ 带通滤波器滤除直流阻抗和高频干扰^[19];第3级放大28倍,电路总增益为5 000倍。

1.5 数字电路及控制程序设计

本设计采用STM32F411单片机,是一款低功耗、高性能的微处理器,内部含有独立的12位A/D转换模块,可以同时采集16路模拟信号。本系统将PA1、PA2、PA3口作为3路模拟信号输入端口,ADC工作模式为DMA同步采集。根据奈奎斯特采样定理,利用定时器Timer2设定采样频率为 500 Hz 。控制程序架构如图2所示。在MDK KEIL V5.0软件环境中对单片机程序进行编写与调试。程序设计主要包括时钟初始化、ADC模块初始化、SD卡存储模块初始化、墨水屏初始化、系统控制等。采集的数据经过SDIO接口存到一张 32 GB 的SD卡,然后通过Type-C接口导入到PC机,在MATLAB编译平台上离线提取信号特征参数。

应用程序层	膈肌电、心电和胸阻抗信号采集	Fatfs文件管理系统	USB协议栈	液晶屏显示
硬件驱动层	ADC驱动	SD卡驱动	USB驱动	液晶屏驱动
硬件抽象层	ADC	SDIO	USART	LCD

图2 控制程序架构

Figure 2 Framework of control procedure

2 性能测试

2.1 电气安全测试

采用电气安全分析仪(FLUKE ESA620),按照

GB 9706.1-2007《医用电气设备第1部分:安全通用要求》规定的要求对呼吸功能监测仪样机进行漏电流测试。漏电流测试结果见表1。

表1 漏电流测试结果

Table 1 Leakage current test results

测试项	正常状态 ^a /mA	单一故障状态 ^a /mA	正常状态 ^b /μA	单一故障状态 ^b /μA
接地漏电流	≤0.5	≤1.0	0.7	0.8
外壳漏电流	≤0.1	≤0.5	0.3	0.3
患者漏电流	≤0.1	≤0.5	21.0	0.3

a表示标准要求的电流大小;b表示测试的电流值

2.2 技术参数测试

采用信号发生器(RIGOL DG3061A)、双通道示波器(Agilent DSO-X3052A)对呼吸功能监测仪样机

测试放大倍数、输入阻抗、信噪比、共模抑制比和带宽等参数。参数的测试方法参考YY0885-2013^[20]和YYT1095-2015^[21]标准进行。技术参数测试结果见表2。

表2 技术参数测试结果

Table 2 Technology parameters and test results

信号类别	理论放大/倍	实际放大/倍	输入阻抗/MΩ	信噪比/dB	共模抑制比/dB	带宽/Hz
膈肌电信号	12 500	12 800	5.0	10.4	110	20.00~185.00
心电信号	1 000	973	10.4	14.7	90	0.50~100.00
胸阻抗信号	5 000	4 873	5.5	11.2	85	0.15~25.00

3 临床试验

在完成样机系统设计和性能测试之后,通过临床试验初步验证了该样机的可靠性。试验方案经中国人民解放军陆军军医大学第一附属医院医学伦理委员会批准同意(批件号:KY2020148)和受试者书面知情同意。

3.1 试验对象

本研究招募了重症医学科呼吸功能衰竭患者13例,其中男5例,女8例;年龄(55.62±2.77)岁;身高(166.77±2.10)cm;体质量(69.08±2.43)kg。另招募了本年度体检正常的健康成年人13例,其中男9例,女4例;年龄(46.38±2.69)岁;身高(164.08±1.29)cm;体质量(65.77±2.12)kg。经统计学检验,两组年龄、身高、体质量、性别均无统计学差异($P>0.05$)。

3.2 试验方法

心电、胸阻抗信号检测电极位置为胸骨右缘第二肋间隙及左侧第五肋间与腋中线交界处^[22]。膈肌电信号检测电极位置为右锁骨中线与腋前线之间的第六肋间隙和第八肋间隙。具体位置如图1所示。受试者静息仰卧5 min后开始测试,每名受试者记录3 min。数据采集完成之后,运行MATLAB R2020a

平台编译的应用程序对存储的数据进行读取、预处理及特征参数计算。参数具体含义见表3。

表3 参数的具体含义

Table 3 Description of parameters

参数	单位	描述
RR	f/min	受试者每分钟呼吸频次
Inspi time	s	吸气时间
Expi time	s	呼气时间
It:Et		吸呼比
VT	L	潮气量
Imped P-P	Ω	胸阻抗信号峰峰值
Imped Vari	Ω	胸阻抗信号1 s的变化量
DiEMG LF	mV ² /Hz	膈肌电信号低频段功率(20~40 Hz)
DiEMG HF	mV ² /Hz	膈肌电信号高频段功率(150~350 Hz)
HF/LF		膈肌电信号高频段功率与低频段功率比值
DiEMG Area	mV*s	膈肌放电面积
DiEMG time	s	膈肌放电时间
DiEMG P-P	mV	膈肌电信号峰峰值
HR	f/min	受试者每分钟心跳次数
CPC		心肺耦合指数

3.3 统计学方法

使用SPSS23.0软件进行统计学分析,服从正态分布的计量资料用均数 \pm 标准差表示,采用独立样本 t 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

4 结果与分析

4.1 样机

系统原理样机如图3所示。本研究分别采集了呼吸功能衰竭患者和健康成年人的信号,然后将数据由Type-C接口导入本地PC机,由MATLAB应用程序绘制原始信号波形如图4所示。



图3 系统样机

Figure 3 System prototype

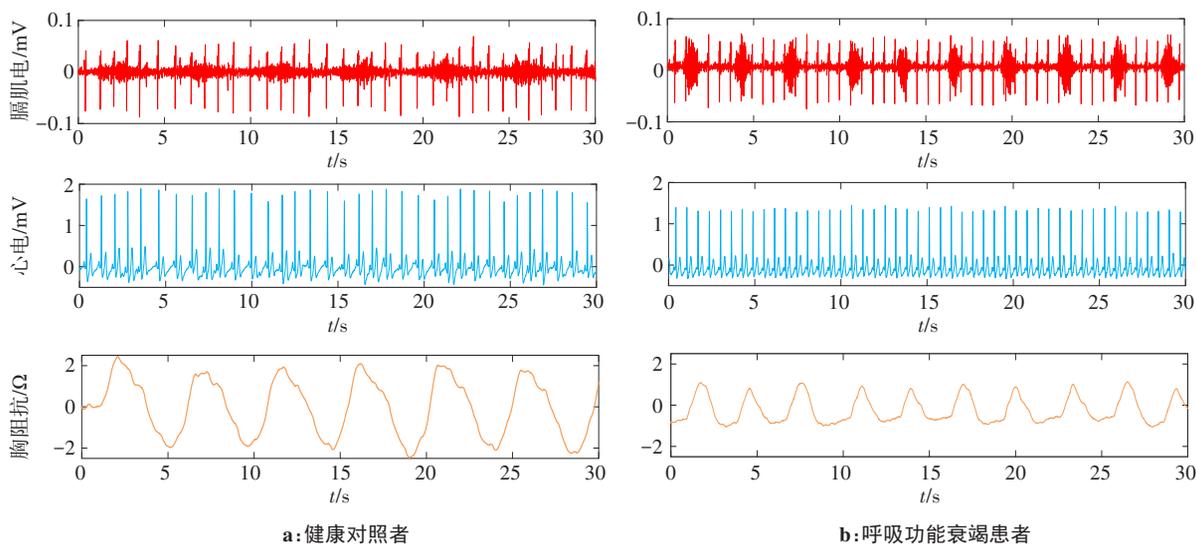


图4 健康对照者和呼吸功能衰竭患者信号波形图

Figure 4 Signals waves of healthy controls and the patients with respiratory dysfunction

序列及EDR信号;(3)调整采样频率,对(2)得到的两个信号插值重采样后,对每个窗口基于快速傅里叶变换计算NN间期序列信号与EDR信号的互功率谱和相干性,将互功率谱值的平方与相干性的乘积作为心肺耦合指数。

4.4 胸阻抗信号分析处理

胸阻抗信号处理具体过程如下:(1)采用100

4.2 膈肌电信号分析处理

体表膈肌电信号含有大量心电成分。膈肌电信号预处理示意图如图5所示。膈肌电信号处理具体过程如下:(1)采用稳态小波变换滤除膈肌电信号中的心电干扰^[23];(2)对滤波后的膈肌电信号按顺序逐个计算均方根值,求得与计算前膈肌电信号等密度的包络曲线;(3)根据包络曲线求得膈肌放电时间、膈肌电信号峰峰值、膈肌放电面积等参数^[24];(4)根据滤波后的膈肌电信号计算膈肌电高频段功率、膈肌电低频段功率、HF/LF等参数^[25]。

4.3 心电信号分析处理

研究表明,心电信号R波幅度变化与人体呼吸运动存在一定的联系,从心电中导出的呼吸信号(ECG-Driven Respiration, EDR)与测得的呼吸信号具有较高的一致性^[26]。心肺耦合指数(Cardiopulmonary Coupling index, CPC)综合分析了心电和呼吸信号,能很好地反映机体自主神经系统对心血管系统和呼吸系统的影响^[27]。心电信号处理具体过程如下:(1)对QRS波群进行识别,计算得到R峰发生时刻、幅值等相关参数;(2)将NN间期(N-N interval)信号序列中异常情况(如早搏)剔除,获得正常窦性的NN间期

点平滑滤波滤除胸阻抗信号中心电干扰;(2)利用动态差分阈值法检测信号波峰波谷位置^[28];(3)计算5个呼吸相关参数^[29]。波峰与波谷之差则为胸阻抗信号峰峰值;本系统采样频率为500 Hz,则每个采样点之间的时间间隔0.02 s,采集500个点间隔1 s,所以波峰点往后数500个点便是1 s后的阻抗值,两者差值则为胸阻抗1 s的变化量;两相邻波的

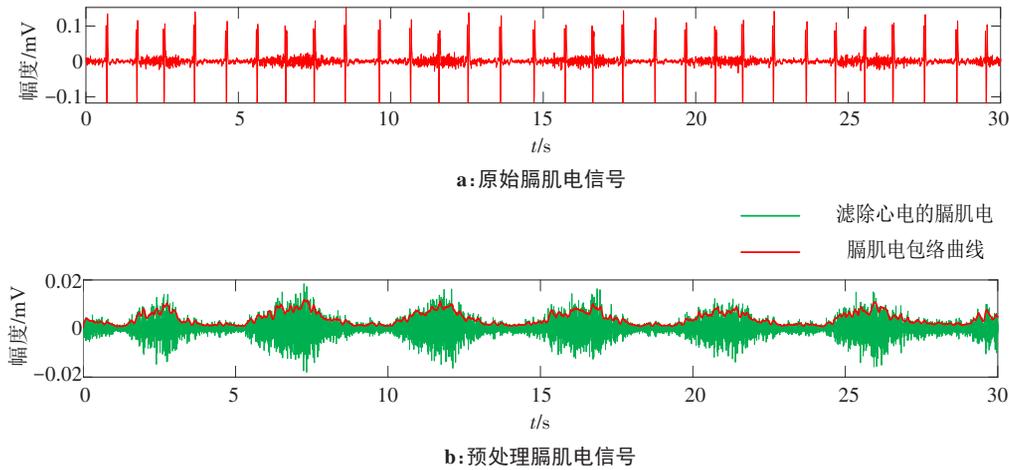


图5 膈肌电信号预处理示意图

Figure 5 Diaphragm electromyography signal preprocessing

波谷到后一波峰的时间为吸气时间,前一波峰到相邻波谷的时间为呼气时间;1 min里检测出的波

峰数则为呼吸率。胸阻抗信号参数示意图如图6所示。

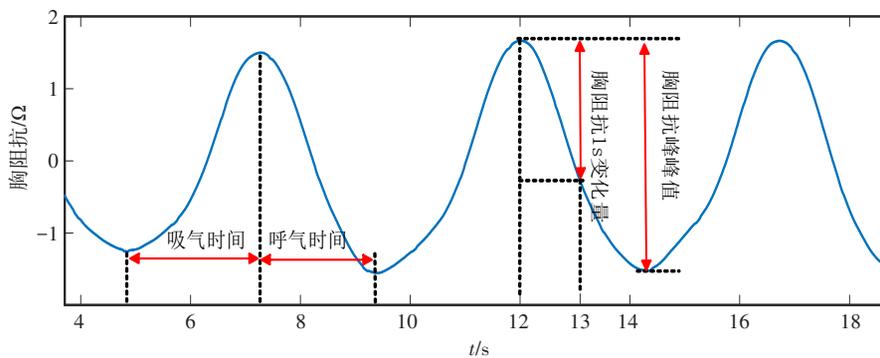


图6 胸阻抗信号参数示意图

Figure 6 Thoracic impedance signal parameters

4.5 患者与健康对照者呼吸相关参数的差异性比较

呼吸功能衰竭患者的吸气时间(Inspi time)、呼气时间(Expi time)、潮气量(VT)、胸阻抗信号峰峰值(Imped P-P)、胸阻抗信号1 s变化量(Imped Vari)、膈肌放电面积(DiEMG Area)、膈肌电信号低频段功率(DiEMG LF)、膈肌电信号高频段功率(DiEMG HF)、高频比低频(HF/LF)、膈肌放电时间(DiEMG time)、膈肌电信号峰峰值(DiEMG P-P)和心肺耦合指数(CPC)均显著小于健康对照组($P < 0.05$);患者心率(HR)显著高于健康对照组($P < 0.05$);两组呼吸率(RR)、吸呼比(It:Et)无显著差异($P > 0.05$)。患者与健康对照组呼吸相关参数分析见表4。

5 讨论

本研究完成了基于体表生理信号的呼吸功能监测仪样机设计,实现了对膈肌电、心电和胸阻抗信号同步采集、存储。经过临床试验验证,该系统工作稳

定,能够在复杂电磁场环境中采集到信噪比较高的生理信号,为开展呼吸功能研究提供临床数据。

呼吸中枢兴奋信号通过膈神经传导至膈肌,引起膈肌兴奋,由兴奋-收缩耦联机制使膈肌收缩,进而产生膈肌电信号^[30]。人体呼吸活动与呼吸肌活动密切相关,而呼吸肌中膈肌尤为重要,为成人正常吸气提供60%~80%的通气动力^[31]。因此通过采集膈肌电信号来监测受试者的呼吸功能,在理论上是可靠和准确的。由临床试验结果可知,呼吸功能衰竭患者的膈肌放电时间、膈肌电信号峰峰值、膈肌放电面积均低于健康对照组($P < 0.05$)。因为患者呼吸变快,所以膈肌收缩时间及幅度明显降低。机械通气患者的膈肌活动减弱,因此膈肌电信号高、低频段功率均低于健康成年人($P < 0.05$)。长时间机械通气会引起膈肌功能受损、膈肌疲劳度增加,膈肌疲劳时膈肌电信号低频成分增多,高频成分减少,因此机械通气患者的HF/LF显著低于健康成年人($P < 0.05$)。

表4 患者与健康对照者呼吸相关参数分析

Table 4 Analysis on respiratory function parameters analysis between patients and healthy controls

参数	呼吸功能衰竭组(n=13)	健康对照组(n=13)	t值	P值
RR/f·min ⁻¹	16.150±2.151	11.770±0.455	-1.043	0.297
Inspi time/s	1.241±0.146	1.934±0.069	-3.462	0.001
Expi time/s	1.291±0.132	2.154±0.101	5.172	0.000
It:Et	1.004±0.096	0.930±0.068	-0.626	0.555
VT/L	0.497±0.051	0.984±0.098	-3.359	0.001
Imped P-P/Ω	1.185±0.191	6.404±0.720	-4.334	0.000
Imped Vari/Ω	1.189±0.225	3.690±0.566	-3.359	0.001
DiEMG LF/mV ² ·Hz ⁻¹	5.666±1.787	19.126±3.355	-3.154	0.002
DiEMG HF/mV ² ·Hz ⁻¹	0.435±0.161	12.709±4.280	-4.333	0.000
HF/LF	0.161±0.074	0.658±0.211	-3.520	0.000
DiEMG Area/mV*s	64.664±13.561	158.966±21.102	-3.359	0.001
DiEMG time/s	2.184±0.264	2.783±0.118	-2.128	0.033
DiEMG P-P/mV	29.905±4.932	57.253±7.545	3.034	0.006
HR/f·min ⁻¹	89.620±4.406	69.920±3.500	-3.499	0.002
CPC	0.425±0.207	0.604±0.091	-2.282	0.011

呼吸运动时,人体胸廓形态会发生相应变化,心电电轴会因此发生偏转,心电信号R波幅值起伏变化。具体变化为呼气时R波幅值变大,吸气时R波幅值变小^[32]。Helfenbein等^[33]提出通过对单导联心电图进行自适应滤波获得呼吸信号的方法,即根据呼吸运动引起的心电R波最大振荡的起伏变化来提取的。利用心电NN间期序列信号和其导出的EDR计算出的心肺耦合指数,患者显著低于健康成年人($P<0.05$)。心肺耦合指数反映出患者的心肺协调性降低,心肺功能有所下降。

呼吸肌收缩和舒张引起胸廓节律性扩大和缩小,胸廓表面分布电阻也会随之变化。检测表面电阻的变化,就能够判断人体呼吸活动、呼吸快慢和幅度。与健康成年人比较胸阻抗信号参数是否存在差异,就能判断受试者呼吸功能是否存在异常现象^[34]。由临床试验结果可知,呼吸功能障碍患者的吸气时间、呼气时间、胸阻抗信号峰峰值和1s内阻抗的变化量均显著低于健康对照组($P<0.05$)。患者呼吸运动一般是浅而快,每次吸气量较少,但频率很快。健康成年人每次吸气量相对较多,频率较慢。两组受试者吸入的气体容量不同,引起胸廓形态不一致,胸阻抗信号参数存在差异。

呼吸功能监测是临床监测重要内容之一,广泛应用于急诊医学、远程医疗、运动医学以及重症监护等领域。研究结果显示监测系统能够实时采集膈肌电、心电和胸阻抗信号,能够长时间连续工作,而且

稳定性较好。呼吸功能相关参数在两组间存在显著差异,表明该样机能够评估被监测者的呼吸功能。但本系统仍然存在一些不足:监测仪体积仍比较大,便携性需提高;初步临床试验样本量小,不足以充分验证系统的工作性能。后续也将针对上述不足继续改进电路设计、采集更多的临床样本。

【参考文献】

- [1] 张学高. 中国卫生健康统计年鉴2020[R]. 北京: 中国协和医科大学, 2020: 4.
Zhang XG. China health statistical yearbook 2020[R]. Beijing: China Union Medical College, 2020: 4.
- [2] 黄志伟, 杨国城, 尹德辉. 基于ARM7的呼吸力学参数检测系统的设计[J]. 微计算机信息, 2010, 26(17): 114-115.
Huang ZW, Yang GC, Yin DH. Design of ARM7-based respiratory mechanics parameter detection system [J]. Microcomputer Information, 2010, 26(17): 114-115.
- [3] 刘长文, 徐淑秀. 危重症脏器支持与护理[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001: 33-34.
Liu CW, Xu SX. Critical care organ support and care[M]. Beijing: People's Health Publishing House, 2001: 33-34.
- [4] 中华医学会呼吸病学分会肺功能. 肺功能检查指南(第一部分)-概述及一般要求[J]. 中华结核和呼吸杂志, 2014, 37(6): 402-405.
Pulmonary Function of Respiratory Branch of Chinese Medical Association. Guidelines for pulmonary function examination (Part I) -overview and general requirements [J]. Chinese Journal of Tuberculosis and Respiratory Medicine, 2014, 37(6): 402-405.
- [5] 李柳村, 罗红, 张晗, 等. 机械通气患者进行呼吸力学监测的临床意义[J]. 国际呼吸杂志, 2017, 37(17): 1320-1323.
Li LC, Luo H, Zhang H, et al. Clinical significance of mechanical ventilation with respiratory mechanics monitor [J]. International Journal of Respiration, 2017, 37(17): 1320-1323.
- [6] 刘光达, 王宪忠, 蔡靖, 等. 基于胸阻抗法的穿戴式呼吸检测方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(6): 1103-1109.
Liu GD, Wang XZ, Cai J, et al. Research on wearable breathing detection method based on thoracic impedance method [J]. Journal of

- Biomedical Engineering, 2016, 33(6): 1103-1109.
- [7] 刘火根, 吴爱萍, 杨毅, 等. 膈肌电活动的监测与应用[J]. 中国呼吸与危重监护杂志, 2010, 9(4): 447-450.
Liu HG, Wu AP, Yang Y, et al. Monitoring and application of diaphragmatic electrical activity[J]. Chinese Journal of Respiratory and Critical Care, 2010, 9(4): 447-450.
- [8] 吴晓维. 基于膈肌肌电的呼吸机关键技术研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2013.
Wu XW. Research of key technology of ventilator based on EMGdi [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2013.
- [9] 周乐. 基于膈肌肌电的呼吸机同步算法研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2011.
Zhou L. Research of ventilator synchronization algorithm based on EMGdi[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2011.
- [10] 吕英俊, 杨雪. 生物电前置放大器研究与设计[J]. 仪器仪表学报, 2005(z2): 77-79.
Lü YJ, Yang X. Research and design of bioelectric preamplifier[J]. Journal of Instrument and Instrument, 2005(z2): 77-79.
- [11] Gu XY, Shi Y, Li X, et al. Evaluation of correlation between surface diaphragm electromyography and airflow using fixed sample entropy in healthy Subjects[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2022, 30: 238-250.
- [12] 王涛. 静电传感器放大滤波电路设计及其电磁兼容性研究[D]. 西安: 西安理工大学, 2018.
Wang T. Design of electrostatic sensor amplification filter circuit and its electromagnetic compatibility research[D]. Xi'an: Xi'an University of Technology, 2018.
- [13] 林熙. 瞬态抑制二极管(TVS)的基本知识[J]. 电子制作, 2000(11): 40-41.
Lin X. Basic knowledge of transient suppression diode (TVS)[J]. Electronic Manufacturing, 2000(11): 40-41.
- [14] Van Steenkiste T, Groenendaal W, Dreesen P, et al. Portable detection of apnea and hypopnea events using bio-impedance of the chest and deep learning[J]. IEEE J Biomed Health Inf, 2020, 24(9): 2589-2598.
- [15] 贺政州. 基于蓝牙通信的心电信号采集系统设计[D]. 哈尔滨: 哈尔滨理工大学, 2019.
He ZZ. Design of ECG acquisition system based on bluetooth communication [D]. Harbin: Harbin University of Science and Technology, 2019.
- [16] Wasimuddin M, Elleithy K, Abuzneid AS, et al. Stages-based ECG signal analysis from traditional signal processing to machine learning approaches: a survey[J]. IEEE Access, 2022, 8: 177782-177803.
- [17] 高梓恒. 便携式生物电阻抗监测系统的设计与实现[D]. 大连: 大连理工大学, 2021.
Gao ZH. Design and implementation of portable bioelectrical impedance monitoring system [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2021.
- [18] 卓超男. 基于双电极的微型心功能监测仪的研制[D]. 重庆: 重庆大学, 2015.
Zhuo CN. Development of a miniature cardiac function monitoring device with two electrodes[D]. Chongqing: Chongqing University, 2015.
- [19] Istanbul M, Avci M. An ANN-based single calibration impedance measurement system for skin impedance range[J]. IEEE Sens J, 2021, 21(3): 3776-3783.
- [20] YY 0885-2013, 医用电气设备第2部分: 动态心电图系统安全和基本性能专用要求[S].
YY0885-2013, Medical electrical equipment Part 2: particular requirements for safety and basic performance of Holter monitoring systems[S].
- [21] YYT 1095-2015, 肌电生物反馈仪[S].
YYT 1095-2015, EMG Biofeedback Instrument[S].
- [22] Martinsen ØG, Nordbotten B, Grimnes S, et al. Bioimpedance-based respiration monitoring with a defibrillator[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(6): 1858-1862.
- [23] Luo G, Qiu PY, Huang WS, et al. Applying stationary wavelet transform for locating and cancelling electrocardiogram interference interval in diaphragmatic electromyography [C]//2018 IEEE Symposium on Product Compliance Engineering-Asia (ISPCE-CN). 2018: 1-5.
- [24] 王云霞, 董慧, 张成, 等. 机械通气对大鼠膈肌放电的影响[J]. 中国呼吸与危重监护杂志, 2016, 15(6): 602-606.
Wang YX, Dong H, Zhang C, et al. Effects of mechanical ventilation on diaphragm discharge in rats[J]. Chinese Journal of Respiratory and Critical Care, 2016, 15(6): 602-606.
- [25] Gross D, Grassino A, Ross WR, et al. Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue[J]. J Appl Physiol, 1979, 46(1): 1-7.
- [26] 孙兴国, 刘红星. 心电图学信息提取呼吸波[J]. 中国循环杂志, 2015, 30(s1): 158.
Sun XG, Liu HX. Respiration wave extraction from electrocardiographic information [J]. Chinese Journal of Circulation, 2015, 30(s1): 158.
- [27] 张政波, 王步青, 柴晓珂, 等. 渐进性引导呼吸下的心血管变异性分析[J]. 电子科技大学学报, 2014, 43(6): 934-938.
Zhang ZB, Wang BQ, Chai XK, et al. Cardiovascular variability analysis under progressive guided breathing[J]. Journal of University of Electronic Science and Technology of China, 2014, 43(6): 934-938.
- [28] 张爱华, 王平, 丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏信号峰值检测算法[J]. 吉林大学学报(工学版), 2014, 44(3): 847-853.
Zhang AH, Wang Y, Chou YX. Peak detection of pulse signal based on dynamic difference threshold [J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2014, 44(3): 847-853.
- [29] 杨建明, 钟胜河, 梁妃学, 等. 基于胸阻抗的人体肺功能参数测量方法[J]. 南方医科大学学报, 2013, 33(9): 1352-1356.
Yang JM, Zhong SH, Liang FX, et al. Measurement method of human lung function parameters based on thoracic impedance[J]. Journal of Southern Medical University, 2013, 33(9): 1352-1356.
- [30] Bertrand PM, Futier E, Coisel Y, et al. Neurally adjusted ventilatory assist vs pressure support ventilation for noninvasive ventilation during acute respiratory failure: a crossover physiologic study[J]. Chest, 2013, 143(1): 30-36.
- [31] Yu X, Jiang HY, Zhang CX, et al. The role of the diaphragm in postural stability and visceral function in Parkinson's disease[J]. Front Aging Neurosci, 2021, 23(13): 785020.
- [32] 柴晓珂. 心肺耦合分析研究[D]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2015.
Chai XK. Study on cardiopulmonary coupling analysis [D]. Beijing: Chinese People's Liberation Army Medical College, 2015.
- [33] Helfenbein E, Firoozabadi R, Chien S, et al. Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: a review[J]. J Electrocardiol, 2014, 47(6): 819-825.
- [34] Lien RV, Schutte NM, Meijer JH, et al. Estimated preejection period (PEP) based on the detection of the R-wave and dZ/dt-min peaks does not adequately reflect the actual PEP across a wide range of laboratory and ambulatory conditions[J]. Int J Psychophysiol, 2013, 87(1): 60-69.

(编辑:陈丽霞)