

## 基于角速度的人体呼吸信号研究

赵君豪<sup>1</sup>, 杨环宇<sup>1</sup>, 但果<sup>1,2</sup>

1. 深圳大学医学部生物医学工程学院, 广东 深圳 518060; 2. 深圳市神经科学院研究院, 广东 深圳 518057

**【摘要】**利用惯性传感器的角速度信息研究一种方便且低成本的呼吸信号采集方法, 并使用呼吸二氧化碳浓度采集装置搭建同步采集信号的验证平台。采用中值滤波的方法从原始信号中提取出呼吸波形, 并通过交点检测技术提取出呼吸频率和呼吸相位参数。所获取的呼吸角速度波形与呼吸二氧化碳浓度波形进行对比分析, 验证参数的有效性。测试结果表明, 本方法可以较准确地检测呼吸波形并提取呼吸参数, 为呼吸监测提供了一种有效的方法。

**【关键词】**呼吸检测; 呼吸运动; 角速度; 呼吸频率; 呼吸相位

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)12-1261-06

## Research of human respiratory signal based on angular velocity

ZHAO Junhao<sup>1</sup>, YANG Huanyu<sup>1</sup>, DAN Guo<sup>1,2</sup>

1. School of Biomedical Engineering, Health Science Center, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China; 2. Shenzhen Institute of Neuroscience, Shenzhen 518057, China

**Abstract:** We studied a convenient and low-cost respiratory signal acquisition method using the angular velocity information of an inertial sensor, and established a verification platform to acquire synchronous signals, with a respiratory carbon dioxide concentration acquisition device as the reference platform. The median filter method was applied to extract the respiratory waveform from the original signal, and the respiratory rate and respiratory phase parameters were extracted by intersection detection technique. The validity of the parameters was verified by comparing the obtained respiratory angular velocity waveforms with the respiratory carbon dioxide concentration waveforms. The test results show that the proposed system can accurately detect the respiratory waveform and extract the respiratory parameters, providing an effective method for respiratory monitoring.

**Keywords:** respiratory detection; breathing motion; angular velocity; respiratory rate; respiratory phase

### 前言

随着科技的发展和人们对健康重视程度的加深, 新的技术越来越多地应用到传统的生理参数监测中<sup>[1]</sup>。呼吸是机体与外界环境进行气体交换的过程, 它的有序进行保证了人体正常的新陈代谢过程<sup>[2]</sup>。呼吸监测有重大的意义, 通过对呼吸的监测可以发现呼吸道、肺部和心血管上的异常, 比如慢性阻塞性肺疾病。此外, 通过长期的呼吸监测和大数据分析, 可以发现潜在的呼吸疾病, 使得疾病能够得到尽早的治疗, 减少疾病晚期治疗带来的风险。

国内外的科研人员对呼吸检测做了大量的研究。曹细武等<sup>[3]</sup>研制出阻抗式呼吸监护系统, 该方法可以与心电监护共用一对电极, 但是使用电极来采集呼吸信号, 电极与测试者长期接触会产生不舒适感, 降低用户体验。高力军等<sup>[4]</sup>使用二氧化碳检测法获取呼吸波形来反映人体的呼吸状况, 但是该方法需要在病人鼻下放置导管, 在便捷性和舒适感上都有降低。Leino等<sup>[5]</sup>使用呼吸体积描记技术来获取呼吸, 但是该方法动态适应性较弱, 且在长期采集呼吸信号时易产生漂移。Hung等<sup>[6]</sup>使用加速度传感器来评估呼吸波形, 将传感器放置在胸腔部位, 验证了正常呼吸、呼吸暂停和深呼吸状态下该方法获取呼吸波形的可行性。但是, 基于Rendón等<sup>[7]</sup>论文, 该位置并不是最适宜的位置, 胸骨上切记采得的呼吸波形在幅度和鲁棒性上更强<sup>[8]</sup>, 并且胸腔位置采集的数据在性别上有较大差异, 传感器放在胸骨上切记能够减小信号采集的位点对信号质量的影响。因此, 基于呼吸信号采集的便携性, 本研究选择了

**【收稿日期】**2017-11-05

**【基金项目】**广东省公益研究与能力建设专项(2015B020214007); 广东省科技厅(2016A020220002); 深圳市基础研究(学科布局)项目(JCYJ20160608173106220)

**【作者简介】**赵君豪, 男, 硕士研究生, 研究方向: 康复医学工程, E-mail: zhaojh159@126.com

**【通信作者】**但果, E-mail: danguo@szu.edu.cn

惯性传感器来获取呼吸信号,并研究了传感器放置在男女都适用的胸骨上切迹时,获取可靠的呼吸信号的可行性。

## 1 呼吸运动信号的检测理论

### 1.1 呼吸运动的生理基础

人体的呼吸运动是指机体同外界环境进行气体交换时产生的运动,它由胸廓的节律性扩大和缩小,以及由此引起的肺被动扩张(吸气)、回缩(呼气)而实现<sup>[9]</sup>。胸前壁正中的胸骨,在吸气时伴随着呼吸肌的牵动向上向外运动。胸骨上切迹位于胸骨的上侧,该区域上侧靠近气管处的皮肤,下侧与胸骨上切迹处皮肤接近,呼吸运动时该区域的运动呈现上侧微弱下侧幅度较大的趋势,易于监测呼吸运动<sup>[10]</sup>。且该位置对性别不敏感,适用于呼吸信号的采集。

### 1.2 基于角速度的呼吸信号测量原理

使用角速度作为呼吸信号的优势在于,角速度精度高、噪声干扰小、信号幅度相对于加速度有更好的表现,所以本文使用角速度来研究呼吸。呼吸时,胸骨上切迹处的惯性传感器跟随着旋转,产生旋转角度的变化,进而输出角速度信号<sup>[11]</sup>。如图1所示,传感器的ZOY面与人体表面皮肤贴近,呼吸时传感器沿着Y轴旋转。当吸气时,X轴随Y轴旋转向上转动,与静止时的X轴成 $\theta_1$ 角度,此时的角速度方向沿着Y轴方向。当呼气时,X轴随Y轴旋转向下转动,与静止时的X轴成 $\theta_2$ 角度,此时的角速度方向沿着Y轴反方向。正常人呼吸和吸气时分别对应于不同方向的角速度,通过对呼吸角速度方向的判断可以找出吸气相和呼气相。人体的呼吸运动处于静止状态(即憋气状态)时,对应的呼吸角速度为所采集角速度信号的基线,随着呼吸运动的进行,信号将随着时间绕着基线上下波动。

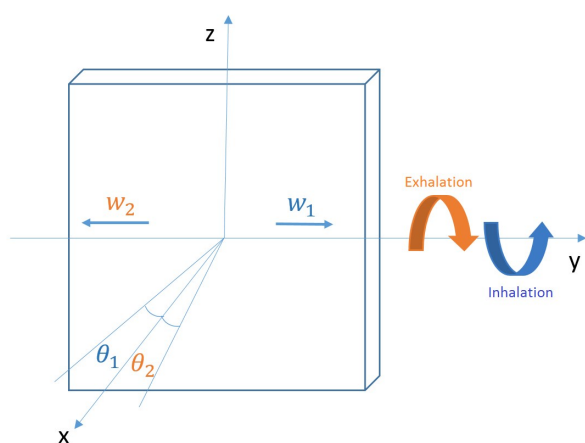


图1 惯性传感器运动示意图

Fig.1 Motion diagram of an inertial sensor

## 2 平台的搭建和数据采集

### 2.1 平台搭建

搭建平台时,惯性传感器平台和参考平台需满足同步采集要求,以获得同步数据。参考平台使用呼吸二氧化碳浓度作为金标准<sup>[12]</sup>,验证呼吸参数的准确性。仪器使用 Witleaf 公司的 RESPLIVE/TiniStream 二氧化碳气体测量模块,该模块使用旁路式获取信号,采样频率为 25 Hz,通过串口与上位机通讯。惯性传感平台作为目标数据采集平台,使用 INVENSENORS 公司的 MPU6050 惯性传感器作为前端呼吸信号采集装置,采样频率设置为 50 Hz,该传感器具有体积小、功耗低和成本低等优点。系统读取 MPU6050 中 Y 轴角速度寄存器中的数据,无需考虑多轴传感器数据的融合问题,加快了数据处理速度。图2为呼吸数据的同步采集平台示意图。惯性传感器通过双面胶粘贴在受试者的胸骨上切迹位置,并用两道医用胶带进行固定。二氧化碳浓度采集平台通过将鼻导管放置在鼻腔下侧呼吸气流的正对气路上获取呼吸信号。数据传输到上位机(电脑)后,通过上位机软件获得同步信号,用作后续处理<sup>[13]</sup>。

### 2.2 波形含义介绍

呼吸角速度的含义根据传感器所选择的位置有不同的表述。胸骨上切迹处的惯性传感器将会随着呼吸绕与人体冠状轴平行的Y轴旋转。吸气时,胸腔随着气体的进入逐渐变大直至吸气结束,对应的角速度先逐渐变大再变小。呼气时,Y轴的角速度变化类似,方向相反。吸气和呼气之间的转折点对应着基线,与憋气时的状态一致。综上,呼吸角速度波形如图3所示,横坐标为时间,纵坐标为Y轴角速度,基线上侧为吸气相,下侧为呼气相,随着呼吸的进行波形将沿着基线上下波动。

呼吸末二氧化碳浓度的波形如图4所示,波形包括4个相位:一相,吸气基线;二相,呼气上升支;三相,肺泡平台期;四相,吸气下降支。呼气时,先同时呼出肺泡和无效腔的混合气,即肺泡和肺泡上部的呼吸道中的气体,之后进入平台期,呼出的仅有肺泡气,吸气时,二氧化碳浓度曲线迅速而陡直下降至基线新鲜气体进入气道<sup>[14]</sup>。呼气上升支的起点即为呼气起点,吸气下降支的起点即为吸气起点。通过呼气和吸气起点信息,可获取参考呼吸波形的频率和相位,用于对比验证。

### 2.3 数据采集

为了验证呼吸角速度信号的准确性,实验同步采集了10名健康受试者的呼吸信号,包括5男5女,

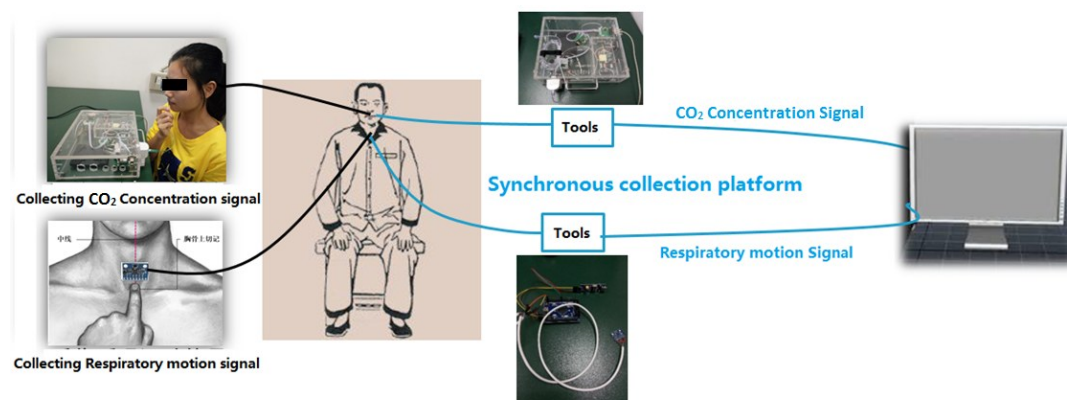


图2 呼吸数据同步采集平台

Fig.2 Platform for synchronously collecting respiratory data

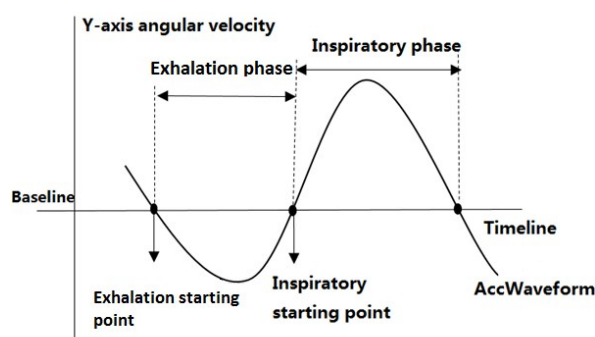


图3 呼吸角速度波形示意图

Fig.3 Respiratory angular velocity waveform

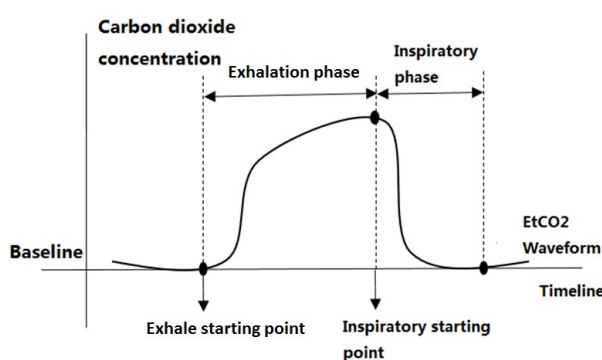


图4 呼吸二氧化碳浓度示意图

Fig.4 Respiratory carbon dioxide concentration

设为0.40 Hz。实验中,受试者被要求呼吸10次后憋气10 s,每种呼吸如此重复3次。为减少不同频率呼吸之间的干扰,每个受试者在频率切换之间有2 min 休息时间,以保证数据的可靠性。

### 3 算法介绍

获取的数据需要经过预处理和参数提取后再用于评估。通过预处理去除噪声干扰和相位上的总体差异,供后续寻找目标信号和参考信号的吸气点和呼气点获取相关参数用作评估。数据处理框图见图5。

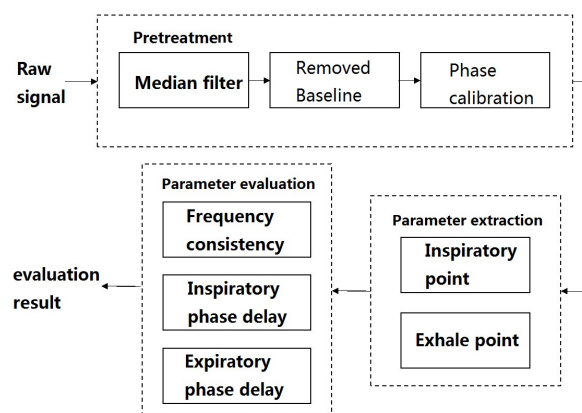


图5 呼吸信号处理框图

Fig.5 Block diagram for processing respiratory signals

年龄( $25.00 \pm 3.25$ )岁,身高( $168.00 \pm 5.62$ ) cm,体重( $65.00 \pm 15.12$ ) kg。所有受试者在实验前都明白并同意该实验内容。实验使用单通道的角速度信号采集模块采集受试者胸骨上切记处的呼吸信号作为样本信号,使用有线装置确保信号传输的稳定性。

每个人的快慢呼吸有差别,根据研究显示,不同频率的呼吸相位会在准确性上有差异<sup>[15]</sup>。本实验选用3种不同频率的呼吸做研究,分别为正常频率、高频和低频。在实验中,通过设置节拍器来控制呼吸频率,正常频率设为0.25 Hz,低频设为0.15 Hz,高频

#### 3.1 预处理

预处理首先经过重采样处理使得两路信号的频率都为25 Hz。传感器的特殊位置使得信号中的噪声除了系统随机噪声外,还有心跳引发的尖峰噪声。中值滤波通过将固定窗口中的数据用其中值代替来滤除噪声,对脉冲噪声和尖峰噪声点有很好的滤除作用,此方法较简单,也利于硬件实现。经过测试,中值滤波窗口大小选为20。滤波后进行了去基线处理以便区分吸气相和呼气相。选取憋气状态下



固定时长的信号取中值作为基线。将去噪后的信号减去基线值,得到的呼吸角速度信号与坐标轴的交点即为寻找的吸气和呼气起点位置。参考呼吸信号相对于呼吸角速度信号有整体延时。由于呼吸二氧化碳浓度采集仪器采用的是旁路式,需将呼吸气体采集到小气室中进行分析处理,系统存在着整体性的延时,所以需进行去相移处理。这里通过选取待处理信号第一次憋气之前的呼吸波形,获取平均延时来进行整体的呼吸延时校准。相位校准基于呼气的起点,根据数据测试结果,系统的延时均值为41个数据点,方差为4个数据点,即 $(1.64 \pm 0.16)$  s。

### 3.2 呼吸参数计算

通过交点法探测法来寻找呼吸角速度波形与横轴的交点,得到吸气和呼气起点信息。根据波形含义,波形的上升支与横轴的交点为吸气起点,波形的下降支与横轴的交点为呼气起点。吸气起点的探测通过找到前一个数据点小于等于零,后一个数据点大于零的方式获取;呼气起点的探测通过找到前一个数据点大于等于零,后一个数据点小于零的方式获取。对于参考呼吸波形,通过手动标识获取波形的吸气和呼气起点位置。根据波形含义,呼气上升支的起点即为呼气起点,吸气下降支的起点即为吸气起点。求相位点的算法流程图见图6,其中 $T\_IN$ 和 $T\_EX$ 分别表示存放吸气和呼气起点时刻。

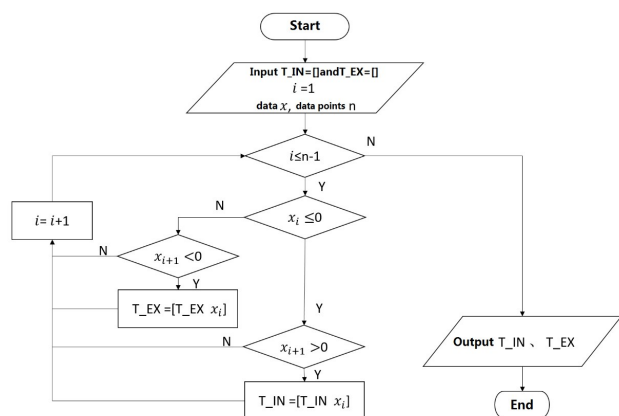


图6 相位点求解流程图

Fig.6 Flow chart for identifying phase points

本设计中选取的呼吸验证参数为呼吸频率、吸气相延时和呼气相延时。计算公式如下<sup>[16]</sup>:

$$RR = \frac{1}{\left\{ \sum_{i=1}^{n-1} \frac{|T_{INi+1} - T_{INi}|}{(n-1)} \right\}} \quad (1)$$

$$\Delta T_{IN} = \sum_{i=1}^{n-1} \frac{(T_{Acc_{EX}i+1} - T_{EtCO2_{EX}i})}{(n-1)} \quad (2)$$

$$\Delta T_{EX} = \sum_{i=1}^{n-1} \frac{(T_{Acc_{EX}i+1} - T_{EtCO2_{EX}i})}{(n-1)} \quad (3)$$

其中,RR为呼吸频率, $\Delta T_{IN}$ 为吸气相延时, $\Delta T_{EX}$ 为呼气相延时, $T_{IN}$ 为吸气时间, $T_{Acc_{IN}}$ 为角速度吸气起点时刻, $T_{EtCO2_{IN}}$ 为呼吸二氧化碳浓度波形吸气起点时刻, $T_{Acc_{EX}}$ 为角速度呼气起点时刻, $T_{EtCO2_{EX}i}$ 为呼吸二氧化碳浓度波形呼气起点时刻。

## 4 结果分析

### 4.1 呼吸率评估分析

不同含义的参数其评估方法也有差别。根据参数的含义,呼吸频率选取一致性评估方法,通过Bland-Altman图来展现呼吸角速度和参考信号获取的呼吸频率之间的一致性,通过图7可以看出在统计意义内能否用呼吸角速度获取的呼吸频率代替参考呼吸波形获取的呼吸频率。图7为两种信号的Bland-Altman图,分别对应正常频率呼吸、高频呼吸、低频呼吸和3种频率混合处理的一致性评估图,图中横坐标代表两种方法测量的呼吸频率平均值,纵坐标表示两种方法测量呼吸频率的差值。图中可以看出,在3种不同类型的呼吸频率下,呼吸角速度和参考呼吸的频率都位于置信区间内。在分散度上,两种信号的高频呼吸更分散些,通过3种频率的混合处理结果可以看出,有一个高频数据点处于置信区间外。总的来说,呼吸角速度获取的呼吸频率对于正常频率和高低频率的呼吸都能获得满足要求的呼吸频率,可以用呼吸角速度采集装置来获取呼吸频率。

### 4.2 呼吸相位评估分析

使用呼吸角速度信号相对于参考信号在吸气起点和呼气起点的延时作为呼吸相位的评估,可通过延时值的箱线图来分析数据。箱线图能提供有关数据位置和分散情况的关键信息,本课题里比较了3种不同呼吸和混合呼吸频率的吸气相和呼气相延时的统计信息(图8)。从图8可以看出,吸气相和呼气相的起点都存在延迟,且对于3种频率来说呼气起点的延迟普遍小于吸气起点的延迟,这是由于信号在校准时是以呼气起点作为参考点,所以将延迟时间都集中到了吸气起点时间上。从箱线图的中位置上可以看出,呼气延时的中位值几乎位于零附近,吸气延时的中位值普遍都低于0.5 s。在分散度上,高频信号和低频信号的吸气起点和呼气起点延时值所占的范围都比正常频率的大,说明呼吸角速度信号采集装置对于正常的呼吸信号能获取更稳定的呼吸相位信息。总的来说,呼吸相位的延时在可接受范围内。

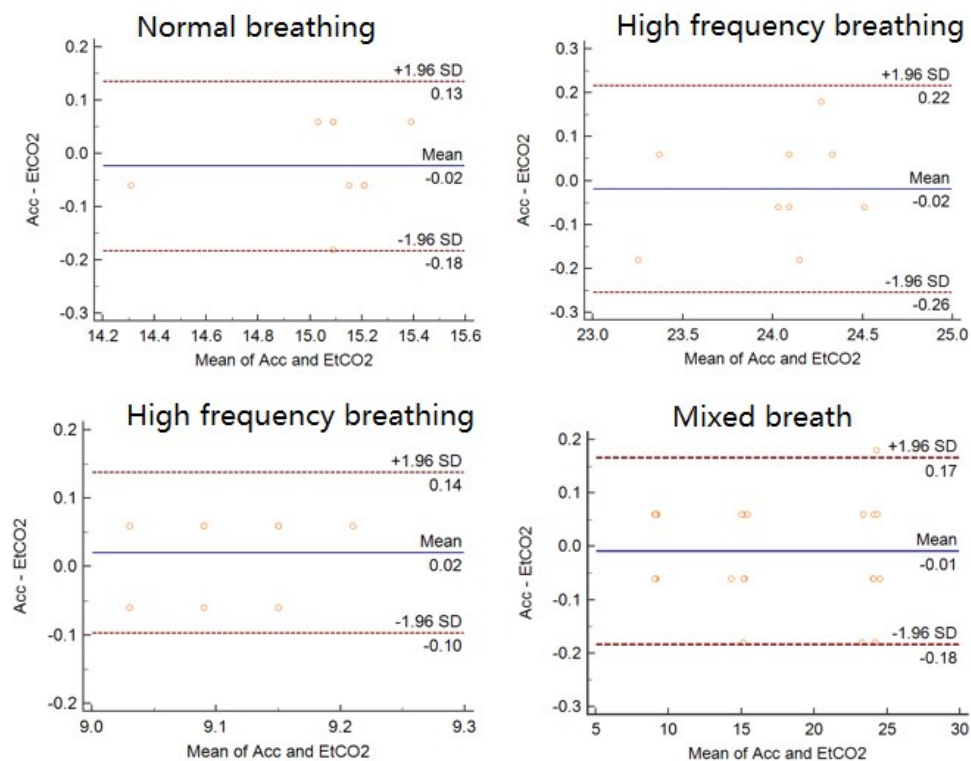


图7 呼吸频率评估图

Fig.7 Respiratory frequency assessment chart

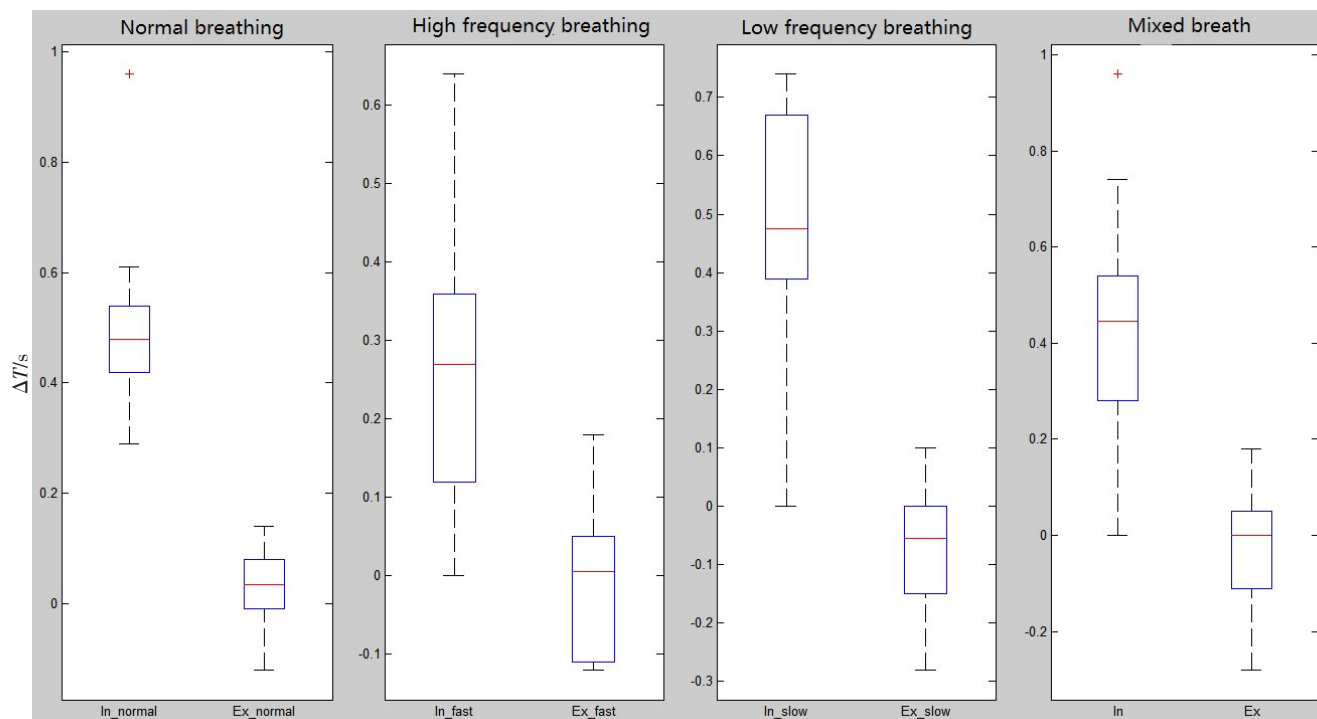


图8 呼吸相位评估图

Fig.8 Respiratory phase assessment chart

## 5 结论

实验结果表明,放置于人体胸骨上切记位置的惯性传感器采集的角速度信号能够准确地检测人体的呼

吸,可以从中提取出人体的呼吸波形,计算出呼吸频率,获取准确的呼吸相位信息。与传统的呼吸测量方法相比,该方法具有低成本、便携、测量结果准确等优点,且没有使用场合的限制,适合长时间的呼吸检测。

## 【参考文献】

- [1] BUDHIRAJA R, GOODWIN J L, PARTHASARATHY S, et al. Comparison of nasal pressure transducer and thermistor for detection of respiratory events during polysomnography in children[J]. Sleep, 2005, 28(9): 1117-1121.
- [2] 谢瑛瑛. 基于生物反馈的呼吸训练系统研究与设计[D]. 北京: 北京交通大学, 2010.  
XIE Y Y. Research and design of respiratory training system based on biofeedback[D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2010.
- [3] 曹细武, 邓亲恺, 罗丽辉. 阻抗式呼吸监护系统的研制[J]. 中国医学物理学杂志, 2000, 17(4): 213-214.  
CAO X W, DENG Q K, LUO L H. Development of impedance respiratory monitoring system [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2000, 17(4): 213-214.
- [4] 高力军, 钟仕科, 袁骏. CO<sub>2</sub> 气体浓度测试系统[J]. 南昌大学学报, 1994, 18(2): 181-185.  
GAO L J, ZHONG S K, YUAN J. A measuring system for concentration of CO<sub>2</sub> gas[J]. Journal of Nanchang University, 1994, 18(2): 181-185.
- [5] LEINO K N, VALTA P. Validation of a new respiratory inductive plethysmograph[J]. Acta Anaesthesiol Scand, 2001, 45(1): 104-111.
- [6] HUNG P D, GUILLEMAUD R. Estimation of respiratory waveform using an accelerometer[J]//5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging. Paris: IEEE, 2008: 1493-1496.
- [7] RENDÓN D B, ROJAS OJEDA J L, CRESPO FOIX L F, et al. Mapping the human body for vibrations using an accelerometer. Proceedings of the 29th Annual International[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007: 1671-1674.
- [8] MORILLO D S, OJEDA J L, FOIX L F, et al. Monitoring and analysis of cardio respiratory and snoring signals by using an accelerometer[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007: 3942-3945.
- [9] 赵伟, 李嫚, 李俊杰. 八段锦初级练习中的呼吸方式探讨[J]. 搏击·武术科学, 2014, 11(1): 90-91.  
ZHAO W, LI M, LI J J. On the breathing ways in the beginning practice process of Ba Duan Jin[J]. Boji · Wushu Kexue, 2014, 11(1): 90-91.
- [10] 黄曾明. 人体呼吸运动模型的设计[J]. 温州大学学报(自然科学版), 1996(6): 87-88.  
HUANG Z M. Design of human respiratory movement model[J]. Journal of Wenzhou University (Natural Science Edition), 1996 (6): 87-88.
- [11] BATES A L, MANN J. Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data[C]//2010 International Conference on Body Sensor Networks. Singapore: IEEE, 2010: 144-150.
- [12] 王亚林. 便携式呼气末二氧化碳监测仪的研制[D]. 北京: 中国人民解放军军事医学科学院, 2015.  
WANG Y L. Development of a portable end-tidal carbon dioxide monitor [D]. Beijing: Academy of Military Medical Sciences, 2015.
- [13] 孙潇宇. 基于 Windows Mobile 的人体生理参数监测系统研究[D]. 长春: 吉林大学, 2012.  
SUN X Y. Research on monitoring system of human physiological parameters based on Windows Mobile [D]. Changchun: Jilin University, 2012.
- [14] 侯海佳, 谭伟, 代冰, 等. 不同呼气法呼气末二氧化碳动态监测的临床应用价值比较[J]. 山西医药杂志, 2014, 43(18): 2123-2126.  
HOU H J, TAN W, DAI B, et al. Comparison of clinical application value of end-tidal carbon dioxide dynamic monitoring in different expiratory methods[J]. Shanxi Medical Journal, 2014, 43(18): 2123-2126.
- [15] KOTANI K H, YAMAMOTO Y. Analysis of respiratory sinus arrhythmia with respect to respiratory phase[J]. Methods Inf Med, 2000, 39(2): 153-156.
- [16] PHAN D H, GUILLEMAUD R, CASTELLI E, et al. Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer[C]//30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vancouver: IEEE, 2008: 4916-4919.

(编辑:陈丽霞)