

# 基于 PVDF 的呼吸信号检测腰带研究

凌振宝<sup>1</sup>, 齐晓慧<sup>1</sup>, 李伟娜<sup>2</sup>, 辛毅<sup>1</sup>, 蔡靖<sup>1</sup>

(1. 吉林大学 仪器科学与电气工程学院, 吉林 长春 130021; 2. 长春医学高等专科学校药理学系, 吉林 长春 130031)

**摘要:**针对人体睡眠状态呼吸信号检测的重要性, 基于聚偏氟乙烯(PVDF)的正压电效应, 研制了一种呼吸信号检测装置。装置前端由 PVDF 压电薄膜和可伸缩腰带组成, 为获得稳定的呼吸信号, 在压电薄膜和腰带间引入弹性结构。针对传感器输出端呼吸信号提取, 设计了高品质、灵活的信号处理电路。测试结果表明, 该装置检测的呼吸信号波形以周期性形态呈现, 稳定性好, 满足实际检测需要。

**关键词:**聚偏氟乙烯(PVDF); 压电薄膜; 呼吸信号; 睡眠状态; 检测

**中图分类号:** TM282; TP212.3 **文献标识码:** A

## The Research of Breathing Signal Detection Belt Based on PVDF

LING Zhenbao<sup>1</sup>, QI Xiaohui<sup>1</sup>, LI Weina<sup>2</sup>, XIN Yi<sup>1</sup>, CAI Jing<sup>1</sup>

(1. School of Science and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130021, China;

2. Dept. of Pharmacy, Changchun Medical College, Changchun 130031, China)

**Abstract:** Considering the importance of the respiratory signal detection in the sleep state, a breathing signal sensor device for detecting respiratory signal is developed based on the piezoelectric effect of polyvinylidene fluoride (PVDF). The front part of the sensor device is composed of polyvinylidene fluoride (PVDF) piezoelectric film and scalable belt. To obtain a stable respiratory signal, a flexible structure is placed between the sensor and the belt. Flexible signal processing modules with high quality are designed for extracting output respiration signals from sensor. Test results show that the detected respiratory signal waveform presents with recurrent form with good stability, meeting the requirements of actual testing.

**Key words:** polyvinylidene fluoride; piezoelectric film; respiratory signal; sleep mode; monitoring

### 0 引言

人体呼吸信号所呈现的强度、形态、速率等多方面的信息, 很大程度上反映了人的心肺功能特征。通过对人体呼吸状况的监测, 可发现并预防呼吸道、肺部及心血管等部位的病变, 如睡眠呼吸暂停综合征(SAS)。患有 SAS 这种病的患者会在睡觉中短时间内发生呼吸异常乃至停止的现象, 反复发作的低血氧、高碳酸血症可致神经功能失调, 内分泌功能紊乱及血液动力学改变, 造成全身多器官多系统损害, 严重影响人体健康。若能及时了解病情和发展趋势, 就能对症治疗, 从而保持人体的健康和平衡。

目前在欧美、日本少数发达地区临床检测 SAS

的权威方法是采用多导睡眠图, 需在医院进行至少 7 h 的睡眠监测, 因其价格贵、体积大, 所以普及率不高。国内对人体呼吸检测的研究主要有几类:

1) 通过检测人体呼吸气流引起鼻腔周边温度变化实现对人体呼吸信号的检测, 如王志坚等研制的智能温感式呼吸监测系统<sup>[1]</sup>, 但此方法存在口鼻佩带不便的弊端。

2) 利用呼吸阻抗与肺容积间存在一定的对应关系定量地测量呼吸被称为阻抗式呼吸检测, 此方法最早由 L. A. Geddes 应用在呼吸测量上<sup>[2]</sup>。阻抗式呼吸检测不仅对电极要求较高, 还会因心动血流干扰引起比值不易确定的问题<sup>[3]</sup>。

3) 由心电信号获取呼吸信号是新兴的一种检

收稿日期: 2013-04-20

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51303062); 中国博士后科学基金面上资助项目(20110491297); 中国博士后科学基金特别资助项目(2012T50276); 吉林省科技厅重点项目基金资助项目(20100350)

作者简介: 凌振宝(1966-), 男, 河北唐山人, 教授, 硕士, 主要从事传感器与智能仪器的研究。通信作者: 辛毅(1981-), 女, 副教授, 博士, 主要从事传感器与微弱信号检测的研究。E-mail: yixin@jlu.edu.cn

测方法,具有无创实施动态监测等优点,如 S. Leanderson 从心电向量图中提取呼吸信号,并从呼吸信号的功率谱中估算出呼吸频率<sup>[4]</sup>。但此方法获取信号不具有直接性,且心电电极长时间佩戴会引起患者皮肤过敏。

如今亟待研发一种穿戴舒适,信号稳定,反应灵敏,能直接获取呼吸信号的检测装置。

### 1 系统的构成

#### 1.1 前端传感器简介

本装置传感器探头采用美国 MEAS 传感器公司(Sensor)生产的聚偏氟乙烯(PVDF)压电薄膜传感器。PVDF 压电薄膜具有以下特点<sup>[5]</sup>:

1) 相当宽的频率领域,室温下,在 0.1~100 MHz 范围内响应平坦。在准静态、低频、高频及超高频均有良好的压电效应。

2) 很高的内阻抗,一般高达  $10^{12} \Omega$ 。具有较高的压电系数  $d=15 \times 10^{-12} \text{C/N}$ 。

3) 机械强度高,柔软不脆,耐冲击,不易受水和化学药品污染、易加工。

PVDF 压电薄膜传感元件通常由金属电极、压电薄膜、引线 and 屏蔽层 4 部分组成。其结构如图 1 所示。

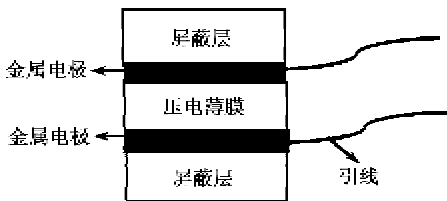


图 1 压电薄膜传感器结构示意图

#### 1.2 测量原理

根据流体力学原理,从呼吸力学要素中容积和压力这两方面来讲:人在吸入气体和呼出气体时具有一定的气体流量,同时胸腔节律性的扩大和缩小、交替改变会引起胸部、背部及腹部的起伏变化。这些变化都与呼吸有关,利用传感器可将这些变化情况转换成可利用的信号。

本文,将 PVDF 压电薄膜传感器放置在胸部或腹部,由于人体呼吸使其受力而产生周期性形变。根据压电材料的正压电效应,压电薄膜应变产生的面电荷经信号调理装置转化为电压量,电压信号经一系列放大滤波处理后即可获得呼吸信号。

正压电效应(见图 2),当压电薄膜受到一定方

向的作用力时内部压膜产生应变,压膜表面电荷发生相对移动,在相对的两个面感生出极性相反的面电荷。正压电效应中电位移和应力间的关系可用  $D=d\sigma$  表示,其中  $D$  为电位移张量, $\sigma$  为应力张量。

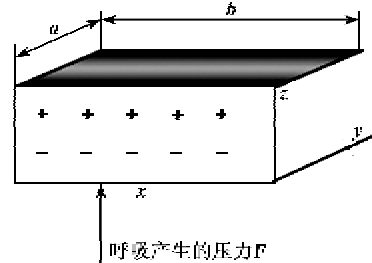


图 2 PVDF 薄膜应变示意图

根据第一类压电方程: $D_i = d_{ij} \cdot T_j, i=1, 2, 3, j=1, 2, \dots, 6$ ,其中  $i$  对应三维坐标  $(x, y, z)$ ,  $D_i$  为在  $i$  方向产生的电位移,  $T_j$  为  $j$  方向受到的应力,可推导出适用于 PVDF 薄膜的压电方程为  $D_3 = d_{31} \cdot T_1 + d_{32} \cdot T_2 + d_{33} \cdot T_3$ ,应用于呼吸监测时,仅考虑  $z$  轴方向受力,则压电方程  $D_z = d_z \sigma_z = (d_z F)/(ab)$  ( $\sigma_z$  为  $z$  方向受到的应力张量,  $a, b$  分别为受力面的长和宽)。PVDF 压电薄膜由于受到周期性的呼吸压力作用后产生的电荷量  $Q = D_z \cdot A = d_z \cdot \frac{F}{ab} \cdot ab = d_z \cdot F$  (其中  $A$  为受力面积,  $d_z$  为压电系数)。

#### 1.3 系统的结构

本设计使用可伸缩弹力腰带,腰带可随人体的腰围伸长或缩短,所以佩戴时人体不会产生不适感。随着呼吸作用,为使腹部起伏产生的压力集中在 PVDF 压电薄膜传感器上,在弹性腰带和传感器间引入一个带有弧度的弹性结构。

由于获取的呼吸信号微弱,信号频率一般在 0.1~10 Hz 之间,信号中夹杂着一些干扰噪声。为了获得清晰可检测的信号,设计了信号处理电路,如图 3 所示。

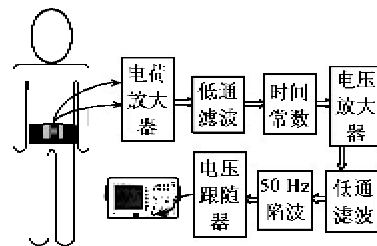


图 3 系统结构图

前端 PVDF 压电薄膜自身阻抗很大,一般在  $10^8 \Omega$  以上<sup>[5]</sup>,首先利用电荷放大电路将高阻抗输入变为低阻抗输出,并将微弱的电荷信号变成具有较高信噪比和一定抗干扰性的电压信号。为使呼吸信号中反映的病理性特征信息得到完整的保留,第一个低通滤波电路上限截止频率约为 1 kHz。设置时间常数下限截止频率为 0.053 Hz,保证呼吸波的低频分量不会失真<sup>[5]</sup>。电压放大器对输出的电压信号进行进一步放大且增益可调。此后的低通滤波器上限截止频率设置在 100 Hz 进行进一步滤波。作为抑制生物信号测量中的工频干扰,采用 50 Hz 陷波电路结构<sup>[6]</sup>。为防止后续电路对前级电路的影响,设计了一个电压跟随器,以达到电压稳定输出。

## 2 实验结果分析

一次完整的呼吸运动包括吸气和呼气,正常呼吸速率一般是 20 次/min,则呼吸周期为 3 s/次。通过对一位健康受试者进行测试,检测图像如图 4 所示,呼吸一次的时间约在 3.3 s。

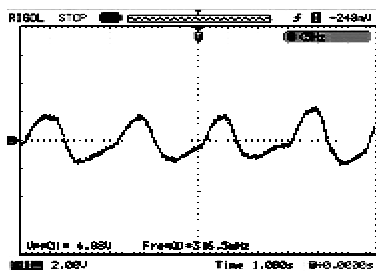


图 4 正常呼吸示波器信号图

本检测腰带测试波形与 3 种传统的呼吸检测方法测的波形<sup>[1,7-8]</sup>进行对比,如图 5 所示。

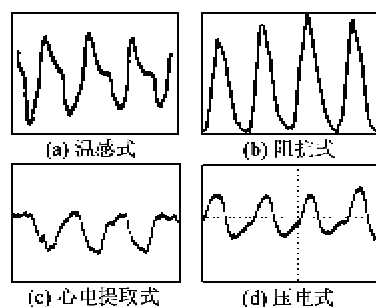


图 5 不同检测波形对比图

由图 5 可知,本文研究的装置获得的呼吸信号效果较前 3 种稳定清晰,没有出现放大、饱和失真等现象。信号波形几乎呈现周期性形态,可达到实际检测的要求。

正常情况下,呼吸肌能很好地协调呼吸运动,对于特殊情况下,如中枢性呼吸暂停发生时,呼吸驱动

暂时丧失,气流及胸腹呼吸运动全部消失。受试者正常呼吸一段时间后屏住呼吸,模拟患者在睡眠时发生呼吸停止,测试图像如图 6 所示。

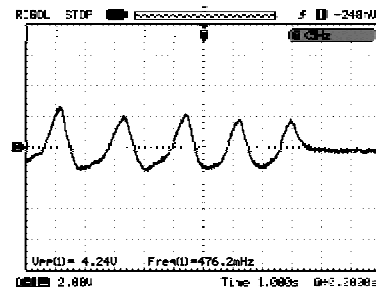


图 6 呼吸停止示波器信号图

阻塞性呼吸暂停发生时,上气道气流消失但胸腹部的呼吸运动依然存在,我们定义呼吸消失 5 s 以上为发生一次暂停。受试者屏住呼吸,模拟患者睡眠时发生呼吸暂停的测试图像如图 7 所示。

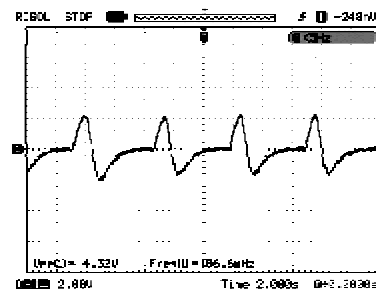


图 7 呼吸暂停示波器信号图

通过测试结果可看出,本装置满足较静止状态(如睡眠状态)下,对不同呼吸状态下(正常和呼吸异常)人体呼吸信号进行较精准的检测。

## 3 结束语

本文采用 PVDF 压电薄膜传感器研制了一种新型、稳定、实用的呼吸信号检测腰带。通过 PVDF 压电薄膜传感器检测人体呼吸时胸腹的起伏变化,可直接、便捷地获取稳定的呼吸信号;压电薄膜的柔性特点使该装置穿戴舒适,从而满足患者日常呼吸信号监测的需要,为人体呼吸信号分析及疾病预警系统的开发提供平台。

## 参考文献:

- [1] 王志坚,宁新宝. 智能温感式呼吸监测系统的研制[J]. 山西大学学报:自然科学版,2001,24(4):317-320. WANG Zhijian, NING Xinbao. Manufacture of an intelligent temperature sensitive breath monitoring system[N]. Journal of Shanxi University; Nat Sci Ed, 2001,24(4):317-320.
- [2] GEDDES L. A. Cardiac output using the saline-dilution

impedance technique[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1989, 8(1): 22-26.

- [3] 樊尚春, 田园, 郭占设. 呼吸力学参数检测方法评述[J]. 传感器与微统, 2010, 29(5): 9-17.  
FAN Shangchun, TIAN Yuan, GUO Zhanshe. Review of detecting method of respiratory mechanical parameters[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2010, 29(5): 9-17.
- [4] LEANDERSON S, LAGUNA P, SÖRNMO L. Estimation of the respiratory frequency using spatial information in the VCG [J]. Medical Engineering Physics, 2003, 25(6): 501-507.
- [5] 舒方法, 石俊. 基于 PVDF 压电薄膜的脉搏测量系统研究[J]. 压电与声光, 2008, 30(1): 124-126.  
SHU Fangfa, SHI Jun. Research on a measurement

system for human pulse using PVDF piezo film[J]. Piezoelectric and Acoustooptic, 2008, 30(1): 124-126.

- [6] 史源, 纪林海, 陈春红. 基于 PVDF 薄膜材料的脉搏传感器的研制[J]. 山西电子技术, 2012(2): 83-86.  
SHI Yuan, JI Linhai, CHEN Chunhong. Pulse sensor based on the PVDF film material[J]. Shanxi Electronic Technology, 2012(2): 83-86.
- [7] 汪洪彬, 周恒艳, 刘场. 基于电阻抗技术的多通道呼吸监测系统[C]//广州: 广州(国际)生物医学工程学术大会, 2012: 140-146.
- [8] 赵素文, 贾磊磊, 卢望. 基于心电信号中提取呼吸信号的探讨[J]. 桂林航天工业高等专科学校学报, 2012(1): 20-24.  
ZHAO Suwen, JIA Leilei, LU Wang. Investigate based on ECG extract respiratory signal[J]. Journal of Guilin College of Aerospace Technology, 2012(1): 20-24.

(上接第 71 页)

#### 参考文献:

- [1] 李庆祥, 王东生, 李玉和. 现代精密仪器设计[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.
- [2] 李黎, 刘向东, 侯朝桢. Preisach 逆模型补偿的压电陶瓷执行器自适应滑模控制[J]. 北京理工大学学报, 2008, 28(3): 237-240.  
LI Li, LIU Xiangdong, HOU Chaozhen. Adaptive sliding control of the piezoceramic actuator with the inverse preisach model compensation[J]. Transactions of Beijing Institute Technology, 2008, 28(3): 237-240.
- [3] KUHNEN K, JANOCCHA H. Inverse feedforward controller for complex hysteretic nonlinearities in smart-material systems[J]. Control and Intelligent Systems, 2001, 29(3): 74-83.
- [4] 董维杰. 压电自感知执行器理论与应用研究[D]. 大连: 大连理工大学, 2003.
- [5] 崔玉国, 孙宝元, 董维杰, 等. 基于坐标变换的压电陶瓷执行器迟滞非线性模型研究[J]. 大连理工大学学报, 2004, 44(2): 249-254.  
CUI Yuguo, SUN Baoyuan, DONG Weijie, et al. Study
- of coordinate transform model for hysteresis nonlinearity in piezoceramic actuator[J]. Journal of Dalian University of Technology, 2004, 44(2): 249-254.
- [6] 贾宏光, 吴一辉, 宣明, 等. 一种新的压电驱动器非线性数学模型[J]. 中国机械工程, 2002, 13(11): 929-932.  
JIA Hongguang, WU Yihui, XUAN Ming, et al. A new nonlinear mathematical model for a PZT actuator[J]. China Mechanical Engineering, 2002, 13(11): 929-932.
- [7] BOBBIO S, MIANO G, SERPICO C, et al. Models of magnetic hysteresis based on play and stop hysteron[J]. IEEE Trans Magnetics, 1997, 33(6): 4417-4426.
- [8] WANG Qingqing, SU Chunyi, TAN Yonghong. On the control of plants with hysteresis: Overview and a prandtl-ishlinskii hysteresis based control approach[J]. Acta Automatica Sinica, 2005, 31(1): 92-104.
- [9] 张栋, 张承进, 魏强. 压电工作台快速动态定位建模及其控制器设计[J]. 中国机械工程, 2009, 20(06): 673-682.  
ZHANG Dong, ZHANG Chengjin, WEI Qiang. Modeling and controller design of piezopositioning stage for high speed dynamic positioning[J]. China Mechanical Engineering, 2009, 20(6): 673-682.