

基于涡轮式气体流量传感器的用力呼气容量计算方法

王辰硕^{①②} 何光强^{①②} 李玥琪^{①②} 赵荣建^{①②} 陈贤祥^①
杜利东^① 赵湛^{①②} 方震^{*①②}

^①(中国科学院电子学研究所传感技术国家重点实验室 北京 100190)

^②(中国科学院大学 北京 100049)

摘要: 涡轮式气体流量传感器在用力肺功能测试中用于记录人体呼气信号, 由于旋转惯性, 对于相同用力呼气容量(FVC)值, 测量结果因呼出气体流量而异, 且差异值通常不可接受。针对该问题, 该文通过在传统稳态涡轮流量计算模型的基础上引入速度惩罚项, 构建一种FVC速度惩罚模型, 与此同时, 提出使用过幅降采样涡轮旋转周数算法, 二者结合, 提高了FVC测试结果的可接受性。利用国际通用的标准3 L定标桶, 模拟真实用力肺功能测试过程, 对算法的有效性进行验证。实验结果表明: 所提方法能够有效降低前述差异, 在一定程度上满足美国胸科协会(ATS)和欧洲呼吸学会(ERS)所提出的用力肺功能测试可接受标准和准确度要求。

关键词: 用力肺功能测试; 涡轮传感器; 呼气信号处理; 用力呼气容量; 慢性阻塞性肺病

中图分类号: TN051

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2019)10-2396-06

DOI: 10.11999/JEIT190051

Calculation of Forced Vital Capacity Based on Turbine Air Flow Sensor

WANG Chenshuo^{①②} HE Guangqiang^{①②} LI Yueqi^{①②} ZHAO Rongjian^{①②}
CHEN Xianxiang^① DU Lidong^① ZHAO Zhan^{①②} FANG Zhen^{①②}

^①(State Key Laboratory of Transducer Technology, Institute of Electronics,
Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

^②(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Currently, the turbine air flow sensors are widely used to record the human exhalation signals in spirometry, but test results vary due to different expiratory flow for the same Forced Vital Capacity(FVC) measurements, and the differences are usually not in an acceptable range. To address this issue, a FVC velocity penalty model is proposed by introducing speed penalty items to the traditional mathematical model of turbine. Moreover, an over-amplitude drop sampling approach is used to calculate the rotations of the turbine due to the needs for the velocity penalty model to be able to accurately obtain the number of turbine rotations. The performance of the proposed approach is evaluated by using a syringe dispenser of 3L capacity, and results demonstrate that it can reduce the differences and meet the acceptable and accuracy criteria of the American Thoracic Society(ATS) and the European Respiratory Society(ERS) to some extent.

Key words: Spirometry; Turbine sensors; Respiratory signal processing; Forced Vital Capacity(FVC); Chronic Obstructive Pulmonary Disease(COPD)

1 引言

慢性阻塞性肺病(Chronic Obstructive Pulmonary

Disease, COPD)是常见的慢性呼吸道疾病^[1-3], 根据世界卫生组织(WHO)报告, COPD在目前全世界高致死率疾病排名中位列第4^[4]。相关研究表明, 90%的COPD死亡情况发生在中、低等收入国家^[5], 我国作为其中之一, COPD患者的死亡人数居高不下^[6]。

COPD的正确诊断与日常评估管理对于控制疾病发生发展, 降低患者死亡率至关重要^[4]。用力肺功能测试被称为COPD诊断的黄金标准, 肺功能仪

收稿日期: 2009-01-18; 改回日期: 2019-05-14; 网络出版: 2019-06-04

*通信作者: 方震 zfang@mail.ie.ac.cn

基金项目: 北京市自然科学基金重点研究专项(Z16003), 国家重点研发计划(2016YFC1304302)

Foundation Items: The Key Project of Beijing Municipal Natural Science Foundation(Z16003), The National Key Research and Development Project(2016YFC1304302)

是进行用力肺功能测试以及COPD日常评估管理的有力工具^[7]。ATS/ERS对用力肺功能提出了严格的测试标准,包括起始标准、结束标准、可接受标准、可重复标准等^[8]。作为其中之一,患者被要求在最深吸气后,用力、爆发、快速地呼气,同时满足一定的呼气时长,使得肺泡内残余气体被充分排出,方可测得FVC,该参数表示在最深吸气后,肺部排出的气体总量,是肺功能评估的核心指标^[9-11]。

我国医疗资源紧缺,技术相对落后,肺功能仪主要依赖进口,并且有经济能力配备的医院为数不多,加之COPD患者群体庞大,使得拥有肺功能仪的医院诊疗压力巨大^[12]。此外,COPD患者需要对病情进行日常管理和评估,经济负担沉重^[13,14]。因此,急需低成本、高精度的肺功能仪配备在社区级医院和患者家庭,分担医院诊疗压力,降低患者经济负担。

涡轮气体流量传感器具有灵敏度高、抗噪性好、气动阻力低(在流速为10 L/s时约为25~50 Pa·L/s),时间常数小于1 ms、生产成本低廉等特点^[15],在社区医院和家庭等欠专业或非专业场所,以及COPD日常评估和管理等医疗场景中具有广阔的应用前景。但是,由于涡轮存在旋转惯性,使得FVC测量结果的可靠性较差,具体表现为:对于相同FVC值,测量结果因呼气流量而异,且差异往往超出可接受范围(ATs/ERS标准规定可接受的差异值应小于0.15 L)^[16]。由此,Sokol等人^[17]提出了一种静态流量与动态流量相结合的涡轮流量计算模型,降低惯性带来的计算误差,但是该模型不仅复杂度高,而且动态项的选取可能因人而异,缺乏普适性。赵荣建等人^[18]提出了一种四线式涡轮呼气信号检测方法,意图减小惯性误差,但对所提出方法的有效性验证不足。

常规的涡轮流量计算模型是一种稳态模型,其成立的前提是假设涡轮处于匀速旋转状态^[19]。然而,在用力肺功能测试中,涡轮的旋转速度动态变化,因此,直接套用常规涡轮流量计算模型会带来较大误差。综上所述,本文研究提出一种基于涡轮流量传感器以及光电采集原理的用力呼气容量(FVC)计算方法,在常规涡轮流量计算模型的基础上增加速度惩罚项,构建FVC速度惩罚数学模型(FVC-velocity-punish model),降低旋转惯性所带来的误差,该模型计算简单,且不需要针对个人进行模型参数适应性调整,普适性强。此外,由于用力呼气容量的计算需要用到涡轮旋转周数 N 这一变量,本文同时提出使用过幅降采样涡轮旋转周数算法,该方法能够有效避免周数误检问题,二者结合,提高了用力呼气容量计算结果的准确性。

2 方法

2.1 FVC速度惩罚模型

常规气体涡轮体积流量模型假设气流处于稳态,是一个线性模型

$$Q_v = \frac{\omega}{\phi} \quad (1)$$

其中, Q_v 代表体积流量, ω 表示涡轮旋转角速度, ϕ 是涡轮的流量转换系数,根据文献^[19]可知

$$\phi = \frac{Z}{2\pi} \left(\frac{\tan \theta}{rA} - \frac{T_r}{\rho r^2 Q_v^2} \right) \quad (2)$$

其中, Z 为涡轮叶片数量; θ 为涡轮叶片角度; r 是叶片半径; ρ 表示流体密度; A 为流体截面积; T_r 是旋转阻力矩。

式(2)表明转换系数随流量而变化,但是,在实际应用中,该系数被用作常数,由实验标定而得。对式(1)进行积分,可以得到流经涡轮的气体体积

$$V = \int_0^t \frac{\omega}{\phi} dt = \int_0^t \frac{2\pi f}{\phi} dt = \frac{2\pi N}{\phi} \quad (3)$$

令

$$K = \frac{2\pi}{\phi} \quad (4)$$

代入式(3)得

$$V = KN \quad (5)$$

其中, f 为涡轮旋转频率; N 为涡轮在1次测试过程中旋转周数^[19]。

角动量定理

$$mrv = J\omega = 2\pi Jf \quad (6)$$

其中, m 是每秒流过横截面的气体质量; v 代表气体绝对速度的周向分量; J 为转动惯量。

式(6)表明,涡轮的旋转频率可以作为惯性大小的度量因子。在用力肺功能测试中,涡轮旋转频率随时间变化,并考虑到肺功能仪采集到的呼气信号是离散时间信号,因此,结合式(5),提出FVC速度惩罚数学模型

$$V = KN + \sum_{i=0}^N \alpha_i f_i + \eta \quad (7)$$

其中, f_i 表示涡轮旋转频率; α_i 是相应频率点的惩罚系数; η 为偏置常数。

2.2 过幅降采样周数算法

基于涡轮流量传感器以及光电采集原理的呼气信号是类正弦波的时间周期信号。涡轮的转动频率正比于所记录的信号频率,亦即涡轮旋转周数正比

于该时间信号的波峰或波谷数,基于这一思想,算法主要步骤如下:

步骤1 对采集到的原始呼气信号 $Q(t)$ 进行窗口滑动平均滤波得到滤波后的信号 $Q_f(t)$;

步骤2 对于信号 $Q_f(t)$ 进行过幅降采样处理。首先,设定两次采样允许的最大偏差阈值 T_h 。每次检测到新值 V_{new} 时判断:如果与上次值 V_{last} 之差大于 T_h ,即 $V_{new} - V_{last} \geq T_h$,则记录该值。如果 $V_{new} - V_{last} \leq T_h$,则丢弃。由此,形成新的信号序列 $Q_N(t)$;

步骤3 旋转周数计算。从 $Q_N(t)$ 的第3个采样点开始,对于每一个采样点 $Q_N(t_i)$,与其左右相邻的点进行对比,如果存在 $Q_N(t_{i-2}) < Q_N(t_{i-1}) < Q_N(t_i) < Q_N(t_{i+1}) < Q_N(t_{i+2})$,说明 $Q_N(t_i)$ 是峰值点,在 $Q_N(t)$ 中,这样的点的总数正比于涡轮旋转周数 N 。

3 实验

3.1 采集设备

采用意大利MIR公司的一次性涡轮流量传感器(MIR In.c, Rome, Italy)制造呼气信号采集设备,系统框图如图1所示。利用日本捷斯特3 L定标桶(Chest In.c, Tokyo, Japan)向涡轮机构推送气流,推动涡轮叶片旋转,切断光路,光敏2极管(ROHM In.c, Kyoto, Japan)将光信号转化成电信号,由STM32F103控制器内部集成的AD转换器采集信号,检测结果经由蓝牙模块传输到智能终端APP,系统采用锂电池供电。

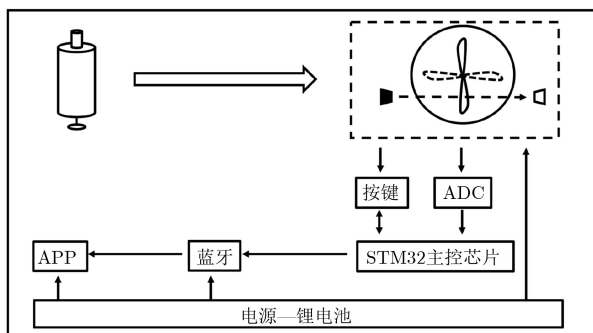


图1 呼气信号采集系统框图

3.2 实验方案

3.2.1 涡轮旋转周数检测算法的准确性评估

利用3 L定标桶,模拟真实用力肺功能测试,随机进行10组不同速度,不同容量的气体推进实验,同时利用数字示波器(KEYSIGHT In.c, Santa Rosa, US)记录由传感机构输出的电信号,通过对比数字示波器检测的波峰或波谷的数量与算法计算结果评估算法的准确性。

3.2.2 FVC速度惩罚模型的构建

利用3 L定标桶,模拟真实用力肺功能测试,快速爆发式地推送一定体积的气体,随后逐渐放慢速度将剩余气体推出。使用商用气体流量计(MIR In.c, Rome, Italy)监测经过涡轮机的体积流量,设置推进峰值流速范围0~14 L/s,步进值 1 ± 0.15 L/s向涡轮机构分别推送3 L, 2 L和1 L 3种体积的空气,共获取42条原始呼气信号数据。基于此数据计算出旋转周数 N 和各频点值 f_i 。

3.2.3 FVC速度惩罚模型的准确性验证

利用3 L定标桶,模拟真实用力肺功能测试,以3种不同的峰值流速2 L/s, 6 L/s和12 L/s分别推送3 L, 2.5 L, 1.8 L和1.3 L 4种体积的空气,重复实验20次,共获得240个样本数据,用于模型的准确度评估。

利用3 L定标桶,模拟真实用力肺功能测试,以随机速度和容量进行气体推进实验,共获得31组数据,采用Bland-Altman图,相关关系图验证模型性能。

4 结果与讨论

本文提出了一种基于涡轮流量传感器以及光电采集原理的FVC速度惩罚模型,由于准确地计算涡轮旋转周数是该模型能够被成功应用的前提条件,因此,本文同时提出使用过幅降采样涡轮旋转周数算法。接下来,对本文所提方法的有效性进行详细评估,为便于描述,以500 Hz为频率分界点,把1次用力肺功能测试过程中涡轮的旋转频率分为低频和高频2种状态。

4.1 过幅降采样算法性能评估

过幅降采样算法充分利用了在涡轮旋转周数计算中仅需关注波峰或波谷数量而忽略其它信号特征的优势,对所采集的涡轮旋转信号波形进行尖锐化处理,极大地降低了周数检测算法的复杂度,提高了准确度。图2和图3分别对比了涡轮在低速和高速旋转状态下经过幅降采样处理前后的峰值点检测效果。由于在1幅图中展示1次完整用力呼气测试过程中的全部信号会导致内容过于拥挤而无法分辨细节,因此,每张图中仅选取有代表性的部分信号进行展示。就整个用力肺功能测试而言,涡轮旋转频率是一个快速上升而后逐渐降低的过程。在低频情况下,峰值点多检的问题严重,在高频情况下,峰值点漏检问题严重,原因是波峰和波谷的锯齿现象明显,对峰值点检测形成干扰,一般滤波算法只能改善锯齿现象而无法彻底解决。由于在FVC的计算中,所关注的是峰值点的数量而不是峰值的大小,

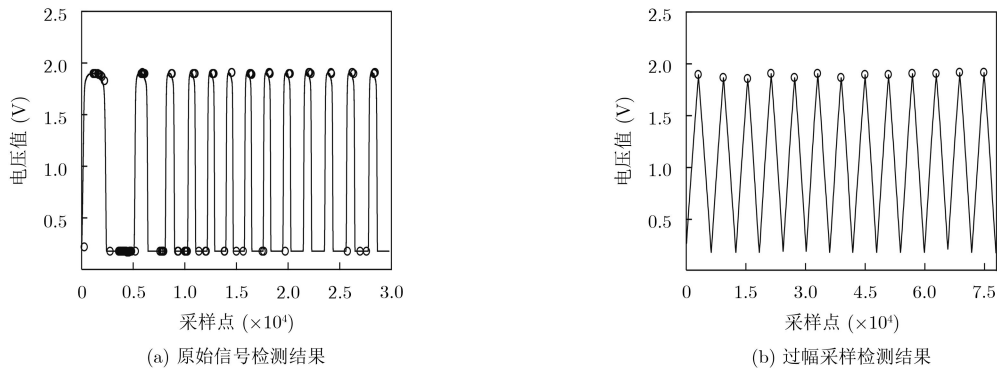


图2 低频信号检测

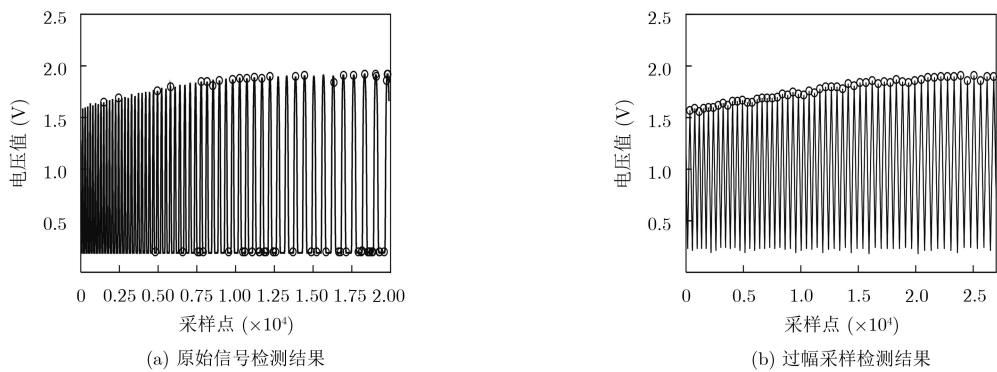


图3 高频信号检测

因此，提出使用过幅采样法对信号进行处理。这种方法使得采集的涡轮旋转信号在峰值点两侧呈单调递增或递减状态，彻底消除了锯齿现象，得益于此，后续峰值点检测算法的复杂度也大大降低。从图2(b)和图3(b)中可以看到，这种方法对于低频和高频信号，均能够实现准确检测。

表1列出了10次随机气体推进实验对涡轮旋转周数的测量值与真实值，误差的平均值(标准差)为3(2)。由此可见，过幅降采样算法能够较为准确地实现涡轮旋转周数的检测。可以观察到，各组测量值均低于真实值，这主要是由于程序采集信号起始阶段存在延迟，导致最初的旋转信号产生漏检。

表1 10次随机气体推进实验对涡轮旋转周数测量值与真实值对比

实验(次)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
真实值(周)	256	150	178	358	321	89	205	316	56	124
测量值(周)	253	148	172	354	316	87	204	310	56	122

4.2 FVC速度惩罚模型性能评估

本文所提出的FVC速度惩罚模型通过在稳态涡轮流量计算模型的基础上引入速度惩罚项，解决由于涡轮旋转惯性所导致的，对于相同FVC值，测量结果因呼出气体流量的不同而有所差异，且差异值通常不可接受的问题。利用3 L定标桶在3种峰值流速下对不同体积的20次测试结果的平均值如图4所示。对于3 L, 2.5 L和1.8 L，在3种速度下的测试结果均满足ATS/ERS对用力肺功能测试所提出的可接受性标准，即多次测试结果的差异在0.15 L以内。同时也满足了所提出的仪器准确度要求，即误差不超±3 %或±0.05 L，取两者最大值。其中，最

大的差异值为0.07 L，产生于12 L/s和2 L/s的速度下对2.5 L容量的测试，远小于所提出的0.15 L的差异限。最大测量误差为2%，产生于12 L/s速度下对1.8 L容量的测量。但是，在12 L/s速度下对1.3 L容量进行测试的结果为1.23 L，差异为0.07 L，超过了0.05 L的误差限，未满足准确度要求，说明算法对小容量高速情况下的计算准确度较低。这可能是因为涡轮在起始阶段的阻尼较大，致使初始阶段的非线性误差对小容量测量的影响相对于大容量测量更加明显。

模拟真实患者进行用力肺功能测试的过程，利用3 L定标桶采用随机的速度和体积进行气体推进

实验,以代表具有不同FVC值和呼气速度不同的患者,共采集31组FVC数据。采用Bland-Altman图评估算法的准确性(图5),结果显示所有实验结果均处于95%的一致性界限以内,测量值与真实值的相关系数为0.995(图6,95% CI:0.99~1.00, $P < 0.0001$),表明该算法的FVC计算结果与真实值具有良好的一致性和相关性。

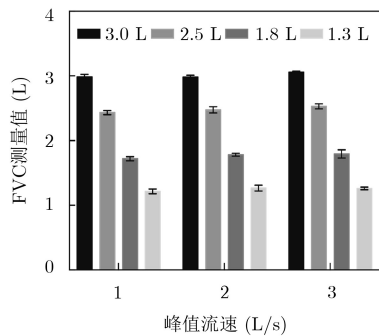


图4 3种峰值流速下对不同体积的20次测试结果

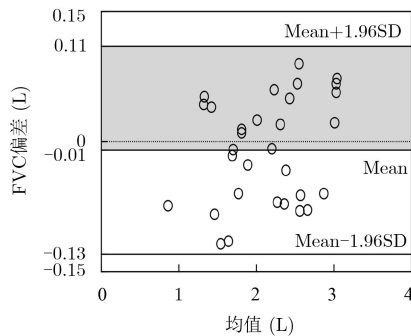


图5 Bland-Altman图

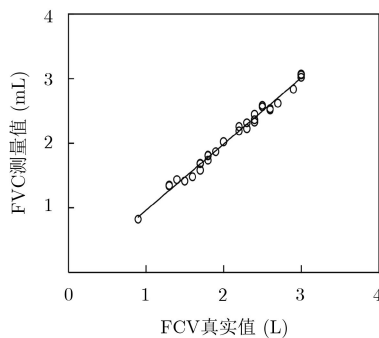


图6 测量结果与真实值的相关性

5 结束语

本文研究针对涡轮式气体流量传感器在肺功能测试场景下,由于存在旋转惯性,对于相同FVC值,测量结果因呼气流量而异,且差异不在可接受范围的问题,提出了一个FVC速度惩罚计算模型,结合基于光电检测原理的过幅降采样涡轮旋转周数算法,提高FVC计算结果的可靠性。实验结果表

明,在所设置的实验条件下,本文方法对较大的FVC测量结果能够满足ATS/ERS所提出的可接受标准和准确度要求,但是对于较小FVC的测量效果不好,有待进一步改进。

参考文献

- [1] VAN DER HEIJDEN M, LUCAS P J F, LIJNSE B, *et al.* An autonomous mobile system for the management of COPD[J]. *Journal of Biomedical Informatics*, 2013, 46(3): 458–469. doi: [10.1016/j.jbi.2013.03.003](https://doi.org/10.1016/j.jbi.2013.03.003).
- [2] POLVERINO F and CELLI B. The challenge of controlling the COPD epidemic: Unmet needs[J]. *The American Journal of Medicine*, 2018, 131(9 Suppl 1): 1–6.
- [3] WANG Chenshuo, CHEN Xianxiang, ZHAO Rongjian, *et al.* Predicting Forced Vital Capacity (FVC) using Support Vector Regression (SVR)[J]. *Physiological Measurement*, 2019, 40(2): 025010. doi: [10.1088/1361-6579/ab031c](https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab031c).
- [4] World Health Organization 2018. Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD)[EB/OL]. <https://www.who.int/respiratory/copd/en/>, 2018.
- [5] SHARAN R V, ABEYRATNE U R, SWARNKAR V R, *et al.* Predicting spirometry readings using cough sound features and regression[J]. *Physiological Measurement*, 2018, 39(9): 095001. doi: [10.1088/1361-6579/aad948](https://doi.org/10.1088/1361-6579/aad948).
- [6] ZHONG Nanshan, WANG Chen, YAO Wanzhen, *et al.* Prevalence of chronic obstructive pulmonary disease in china: A large, population-based survey[J]. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 2007, 176(8): 753–760. doi: [10.1164/rccm.200612-1749OC](https://doi.org/10.1164/rccm.200612-1749OC).
- [7] JOHNSON J D and THEURER W M. A stepwise approach to the interpretation of pulmonary function tests[J]. *American Family Physician*, 2014, 89(5): 359–366.
- [8] MILLER M R, HANKINSON J, BRUSASCO V, *et al.* Standardisation of spirometry[J]. *European Respiratory Journal*, 2005, 26(2): 319–338. doi: [10.1183/09031936.05.00034805](https://doi.org/10.1183/09031936.05.00034805).
- [9] WAN E S, FORTIS S, REGAN E A, *et al.* Longitudinal phenotypes and mortality in preserved ratio impaired spirometry in the COPDgene study[J]. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 2018, 198(11): 1397–1405. doi: [10.1164/rccm.201804-0663OC](https://doi.org/10.1164/rccm.201804-0663OC).
- [10] RAO M V A, KAUSTHUBHA N K, YADAV S, *et al.* Automatic prediction of spirometry readings from cough and wheeze for monitoring of asthma severity[C]. The 25th European Signal Processing Conference, Kos, Greece, 2017: 41–45.
- [11] SAHIN D, ÜBEYLI E D, ILBAY G, *et al.* Diagnosis of airway obstruction or restrictive spirometric patterns by multiclass support vector machines[J]. *Journal of Medical*

- Systems*, 2010, 34(5): 967–973. doi: [10.1007/s10916-009-9312-7](https://doi.org/10.1007/s10916-009-9312-7).
- [12] 何子军. 呼气信号分析方法及其在肺功能检查中的应用研究[D]. [博士学位论文, 中国科学技术大学, 2014: 17–22.
HE Zijun. The method for analyzing expiratory signals and its application in pulmonary function testing[D]. [Ph.D. dissertation], University of Science and Technology of China, 2014: 17–22.
- [13] CHEN Xiaoying, WANG Na, CHEN Yue, *et al.* Costs of chronic obstructive pulmonary disease in urban areas of China: A cross-sectional study in four cities[J]. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, 2016, 11(1): 2625–2632.
- [14] LOU P, ZHU Yanan, CHEN Peipei, *et al.* Vulnerability, beliefs, treatments and economic burden of chronic obstructive pulmonary disease in rural areas in China: A cross-sectional study[J]. *BMC Public Health*, 2012, 12: 287. doi: [10.1186/1471-2458-12-287](https://doi.org/10.1186/1471-2458-12-287).
- [15] BOSHPNYAK L L, BYZOV L N, KAZNACHEEV B A, *et al.* Calibration of turbo-tachometric flowmeters[J]. *Measurement Techniques*, 1962, 5(7): 592–596. doi: [10.1007/BF00989035](https://doi.org/10.1007/BF00989035).
- [16] LOPATA V, POPOV A, ELSHABBAH M, *et al.* Dynamic errors of forced expiration measurements by spirometers[C]. The 35th IEEE International Conference on Electronics and Nanotechnology, Kiev, Ukraine, 2015: 406–408.
- [17] SOKOL Y I, TOMASHEVSKY R S, and KOLISNYK K V. Turbine spirometers metrological support[C]. 2016 International Conference on Electronics and Information Technology, Odessa, Ukraine, 2016: 1–4.
- [18] 赵荣建, 周旺, 汤敏芳, 等. 四线涡轮式慢阻肺健康监护系统研究[J]. 电子与信息学报, 2019, 41(2): 469–476.
ZHAO Rongjian, ZHOU Wang, TANG Minfang, *et al.* Research of chronic obstructive pulmonary disease monitoring system based on four-line turbine-type[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2019, 41(2): 469–476.
- [19] 文红燕. 涡轮流量计在线监测系统的研究[D]. [硕士学位论文, 中国计量大学, 2016: 8–14.
WEN Hongyan. Research on the online monitoring system of turbine flow meter[D]. [Master dissertation], China Jiliang University, 2016: 8–14.
- 王辰硕: 男, 1993年生, 博士生, 研究方向为生命信息感知与计算.
何光强: 男, 1995年生, 硕士生, 研究方向为可穿戴式技术.
李玥琪: 女, 1990年生, 博士生, 研究方向为可穿戴式技术.
赵荣建: 男, 1985年生, 博士生, 研究方向为生命信息感知技术.
陈贤祥: 男, 1979年生, 副研究员, 硕士生导师, 研究方向为可穿戴式技术.
杜利东: 男, 1981年生, 助理研究员, 研究方向为微纳制造技术.
赵 湛: 男, 1958年生, 研究员, 博士生导师, 研究方向为微纳制造技术, 无线传感器网络, 生命信息感知与计算.
方 震: 男, 1976年生, 研究员, 博士生导师, 研究方向为可穿戴式技术.