

四线涡轮式慢阻肺健康监护系统研究

赵荣建^{①②} 周旺^{①②} 汤敏芳^{①②} 陈贤祥^① 杜利东^①
赵湛^{①②} 杨汀^③ 詹庆元^③ 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)

^③(中日友好医院 北京 100029)

摘要: 针对传统涡轮式肺活量计存在检测精度不高、可靠性差的问题, 该文提出一种新颖的四线涡轮式检测方法, 研制了一款高精度、高可靠性的慢阻肺监护系统。在硬件上, 根据四线涡轮式检测方法设计了四线式呼气采集电路, 提高了光路接收分辨率, 并通过合理的元器件布置, 减少了发光-光敏二极管相互间串扰, 提高了系统的可靠性; 在软件上, 采用线性回归算法对其脉冲计数与分析得到用力肺活量、峰值流速等早期筛查与诊断指标。该系统利用标准Fluke气流分析仪的进行了数据标定, 与传统医用涡轮式肺功能仪测试对比: 用力肺活量平均相对误差由1.98%降低至1.47%; 峰值流速平均相对误差由2.04%降低至1.02%。实验表明, 四线涡轮式慢阻肺监护系统的呼气指标比传统慢阻肺系统检测精度更高, 可靠性更好, 适用于慢阻肺疾病的早期筛查与精准诊断, 结合血氧饱和度、呼气末二氧化碳等指标, 能实现对慢阻肺患者的医疗监护, 特别对于中度和重度慢阻肺患者能起到预警和控制病情的作用。

关键词: 四线涡轮式; 慢阻肺; 用力肺活量; 峰值流速

中图分类号: TP389.1; Q819

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2019)02-0469-08

DOI: 10.11999/JEIT180315

Research of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Monitoring System Based on Four-line Turbine-type

ZHAO Rongjian^{①②} ZHOU Wang^{①②} TANG Minfang^{①②} CHEN Xianxiang^①
DU Lidong^① ZHAO Zhan^{①②} YANF Ting^③ ZHAN Qingyuan^③ 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)

^③(China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China)

Abstract: To improve accuracy and reliability of the traditional turbine-vital capacity meter, a novel four-line turbine-detection method is presented for the high precision and high reliability Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) monitoring system. On the hardware, a four-line breath signal acquisition circuit is designed following the four-line turbine-type detection method, which improves the resolution of the optical path through reasonable components arrangement. On the software, a linear regression algorithm is used to obtain early screening and diagnostic indicators such as Forced Vital Capacity (FVC), Peak Expiratory Flow (PEF) and so on. The standard Fluke air flow analyzer is used for data calibration, compared with the traditional medical turbine-type lung function meter: FVC average relative error is reduced from 1.98% to 1.47% and PEF average relative error is reduced from 2.04% to 1.02%. It is showed that the expiratory parameters of the four-line turbine-type COPD monitoring system is more accurate and reliable than that of

收稿日期: 2018-04-03; 改回日期: 2018-08-14; 网络出版: 2018-09-13

*通信作者: 方震 zfang@mail.ie.ac.cn

基金项目: 北京市自然科学基金(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)

the traditional COPD system which is suitable for early screening and accurate diagnosis of COPD. Combined with pulse oxygen saturation, End-tidal CO₂, it can be used to achieve the medical care for COPD and play an important role to early detect and control of disease for moderate or severe COPD patients.

Key words: Four-line turbine-type; Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD); Forced Vital Capacity (FVC); Peak Expiratory Flow (PEF)

1 引言

由于我国空气污染严重、吸烟人群庞大以及人口老龄化等因素,慢性阻塞性肺疾病简称“慢阻肺”,(Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD)高居我国疾病死因排名第3位^[1]。慢阻肺的主要表现为持续性气流受限和呼吸道症状,其原因与有害气体或颗粒使气道或肺泡产生异常相关^[2]。当吸入支气管扩张剂后,第1秒用力呼气量(Forced Expiratory Volume in one second, FEV₁)/用力肺活量(Forced Vital Capacity, FVC)<0.7,可认为存在气流受限^[3]。气流受限可以通过肺通气功能进行检测。目前,由于公众知晓率低下,慢阻肺漏诊情况较为严重,仅有约1/3慢阻肺患者做过诊断。此外,慢阻肺患者不仅需要院内的治疗,在院外的家庭监护也必不可少,可慢阻肺疾病监护管理市场在我国几乎空白,急需对慢阻肺进行诊断、分级治疗和监护管理,并形成一整套治疗方案^[4,5]。因此,市场上急需低成本、高精度和高可靠性的适于家庭和社区医疗机构的慢阻肺健康监护系统。

国外的便携式慢阻肺健康监护系统,起步早,技术成熟,检测参数多,功能全面,可价格昂贵,操作复杂。国内便携式医疗系统,检测参数少,精度低,不能完全满足监测患者慢阻肺病情的要求。慢阻肺健康监护系统,核心部件是呼气采集装置(即流量计)。流量计从原理上可以分为:热敏式^[6]、差压式^[7]、超声波式^[8]与涡轮式^[9]。热敏式流量计是依据流速与热量耗散的成正比关系来测量对应的流速。其关键器件是热敏器件,但该器件易受外界环境因素的影响,特别在低流量测量时,线性相关性很差。差压式流量计是通过检测与流量成比例的差压信号来获得流速。它的优点是体积小、结构简单,但存在监测动态范围窄的缺点。有学者提出双差压结构^[10],但这将大大增加设备的成本。超声波式流量计是利用超声波顺逆流的时间差与气体流速成正比进行测量。其优势是无可动部件,可靠性好,但它存在受周围噪声敏感,且成本高的缺点。涡轮式流量计是依据涡轮转动速度与气体流速成正比、涡轮转动圈数与流量成正比进行参数测量。其优势是功耗低、可靠性高、成本低,但精度较低。综合各方面因素考虑,涡轮式流量计在成本、可靠

性等方面具有很好的优势。

因而,在结合慢阻肺疾病监护仪的现状以及应用需求出发,本文提出一种新颖的四线涡轮式检测方法,并运用该方法研制了一款慢阻肺监护系统,提升了传统慢阻肺监护系统的测量精度和可靠性,并一定程度上减少涡轮转动惯性带来的误差。本文设计了四线式呼气采集电路替代传统的两对发光-光敏二极管电路设计,在一个涡轮旋转周期内检测四路脉冲信号,通过线性回归算法对计数后的脉冲信号与频率进行分析得到FVC、峰值流速(Peak Expiratory Flow, PEF)等参数。FVC, PEF等呼气指标的测量,能实现慢阻肺疾病的早期筛查与诊断,集成血氧饱和度(pulse oxygen Saturation, SpO₂)^[11,12]模块、呼气末二氧化碳(End-Tidal CO₂, ET-CO₂)^[13,14]模块,能实现对慢阻肺患者进行医疗监护,特别对于中度/重度慢阻肺患者,能够及时发现病情,防止进一步恶化,起到提前预警的作用。

2 系统原理和结构

根据文献^[15,16]涡轮式流量计的数学模型,仪表系数 K 与流体体积流量 Q_v 的关系为

$$K = \frac{Z}{2\pi} \left(\frac{\tan \theta}{rA} - \frac{T_{rm}}{\rho r^2 Q_v^2} - \frac{T_{rf}}{\rho r^2 Q_v^2} - \frac{T_{re}}{\rho r^2 Q_v^2} \right) \quad (1)$$

其中, Z 为涡轮叶片个数, Q_v 为体积流量(ml/s), A 为流通截面积(m²),叶片与气流方向夹角为 θ , ρ 为流体密度(kg/m³), r 为叶片的平均半径(m), T_{rf} 为流动阻力矩(N·m), T_{re} , T_{rm} 分别为电磁阻力矩(N·m)与机械摩擦阻力矩(N·m)。

在实际中,涡轮开始旋转时需要克服静摩擦力矩,刚转动时 T_{rf} 很小,可以忽略,根据式(1)可得实际情况下仪表系数:

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

假设涡轮进入了线性区域,即已经克服了静摩擦力矩开始旋转,在忽略 T_{rm} 与 T_{rf} 时,仪表系数为

$$K = \frac{Z}{2\pi} \left(\frac{\tan \theta}{rA} \right) \quad (3)$$

此时, K 为常数,时间一定时,流量 y (ml)与旋转圈数 N 成正比关系。因此,人体呼气带动涡轮旋转时,涡轮转动速度与气体流速成正比、涡轮转

动圈数与流量成正比，通过测量涡轮旋转速度和旋转圈数达到间接测量呼气流量与流速等参数。

本文的涡轮式流量计对呼气流速与流量的采集原理^[17]如图1所示：测试者呼出的气体通过涡轮，推动涡轮叶片旋转，叶片的旋转会对光敏-发光二极管的光路进行遮挡，经过整形滤波后得出脉冲信号送给微处理器(MCU)处理，运用一定软件算法后就可以测量的呼气流量与流速参数，同时利用MCU的定时器精准地计算时间，从而得到FVC, PEF, FEV₁等指标，最后数据通过蓝牙发送至APP终端设备或者直接在液晶上进行显示。

本文设计的系统结构框图如图2所示。内置涡轮(FlowMir, 意大利MIR国际医疗研究中心)、一次性纸筒和呼气信号采集单元组成了呼气信号采集端，

可以将物理气流信号转换为脉冲电信号，从而采集到呼气流量与流速指标。一次性采样管与呼气末CO₂单元组成呼气末CO₂采集端，MCU可直接读出ETCO₂、呼吸率等生理指标。同样，透射式血氧探头与血氧测量单元组成血氧采集端，MCU亦可直接读出脉率与SpO₂等生理指标。电源供电单元与充电单元保证了系统正常地供电，蓝牙通信单元负责MCU与外界的交互，指示灯、液晶显示单元与按键单元可以为用户提供友好的人机交互。

3 系统设计与实现

3.1 方法设计

传统涡轮式流量计(图3(a))采用两对发光-光敏二极管，一对用于计数，另一对用于对涡轮旋转方

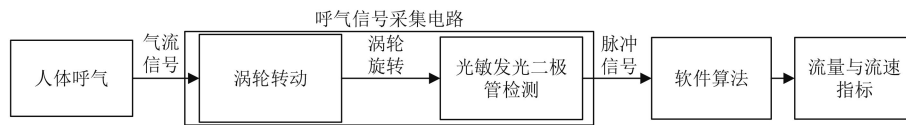


图1 呼气信号采集原理图

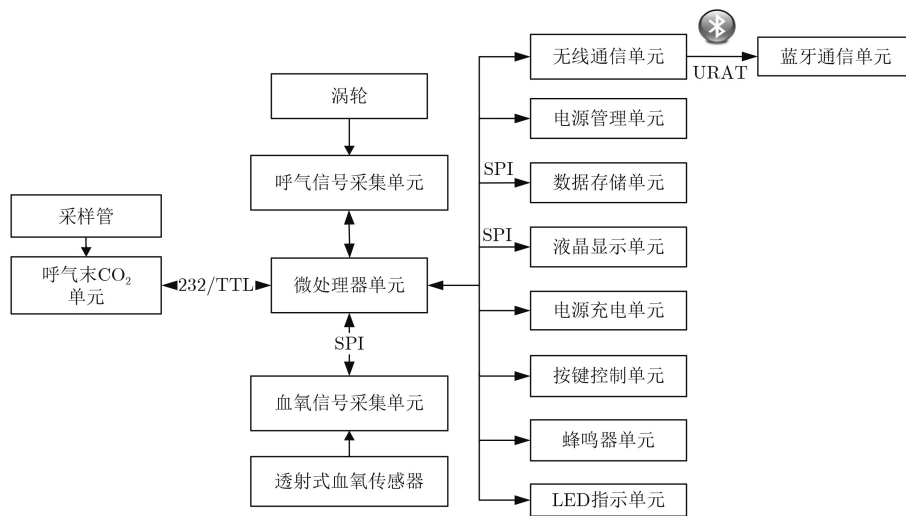


图2 系统结构框图

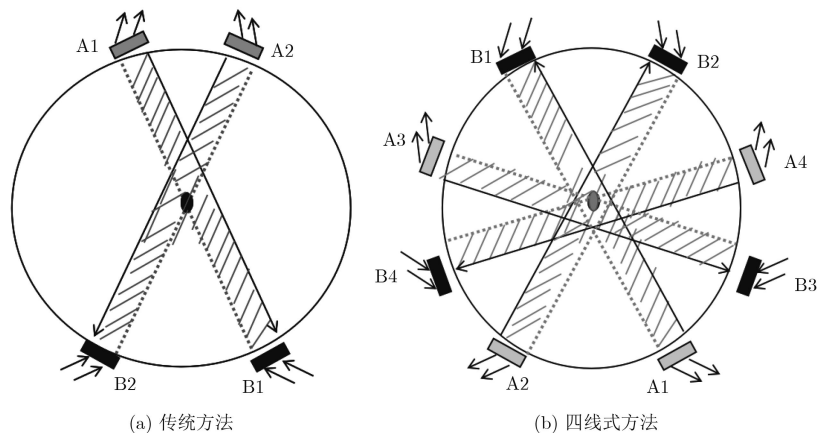


图3 采用传统方法与四线式方法二极管分布示意图

向的判定。当涡轮旋转时，每旋转超过180°可以被计数1次，涡轮旋转1圈计数2次。因此，当涡轮旋转角度小于180°时，不能够被检测到，这样就会造成测量的误差。这种情况在低流速时，由于计数量较少，带来的误差将更为显著。为了获取更准确的呼气指标，要求涡轮本身材质更轻更薄，这将增加涡轮流量计的成本。另外，当其中一对管出现故障时，系统将不能进行计数或不能判定方向，可靠性比较差。为提高检测的精度，本文提出四线涡轮式检测方法，利用4对发光-光敏二极管组成对称分布结构，提高检测的精度和系统的可靠性。

图3(b)为本文设计的四线涡轮式二极管分布示意图，A1与B1, A2与B2, A3与B3, A4与B4各为一对发光-光敏二极管(A为发光二极管, B为光敏二极管)，假设B1为起始计数点，则计量顺序为B1-B2-B4-B3-B1-B2-B4-B3。发光二极管发出红外光束，当涡轮转动时，内部叶片旋转，阻断光束，根据光束被切断的次数(或频率)即可求得叶片转动次数(或频率)，进而得到流量与流速指标。

在理论上，增加叶片个数与增加光路数具有同等提高分辨率的效应。本文采用增加光路数的方法来提高分辨率，其理由如下：涡轮设计复杂、制作困难且成本较高，而发光-光敏二极管价格低廉，易于获取。本文采用的发光-光敏二极管(GL100MN1MP和PT100MF0MP，夏普日本电子电器有限公司)在±20°的接收区域内可以接收到绝大部分光，而在接收区域外理论上最多可以接收到20%的光，这部分光可能导致接收管受旁光串扰，为屏蔽这部分光路，电路采用了合理的布局并采用遮光板来屏

蔽旁光。若采用4对以上发光-接收二极管会出现两两对管间隔过小，出现较大的旁光串扰，严重影响测量的准确度。图4是本设计的四线式方法二极管光路接收分布示意图，本设计在每一个发光二极管处制作一对遮光板，用于遮挡±20°的接收区域外的发射光，4对发光-光敏二极管涡轮将圆周分为8等份，旋转角度超过45°时，可以被计数1次，旋转1圈可计数8次。与传统方法相比，四线涡轮式检测方法检测灵敏度提高了4倍，从而提高了光路接收分辨率。

3.2 信号的采集和预处理

图5是采用四线涡轮式检测方法设计的呼气指标采集电路。电路由4对对称分布的发光-光敏二极管组成，每一个发光二极管都可以由MCU的IO口进行控制关断，可以根据需要开启或关闭任意一对。当发光管发出的红外光被遮挡时，光敏二极管截止，IO口输出高电平，而当红外光没有被遮挡时，光敏二极管导通，IO口输出低电平。

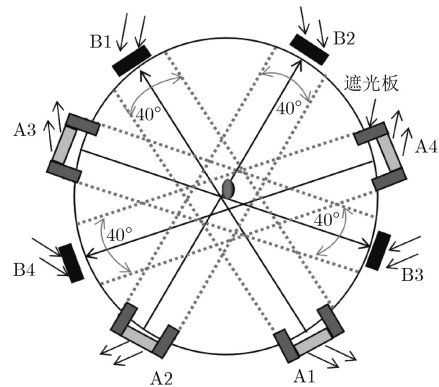


图4 四线式方法二极管光路分布示意图

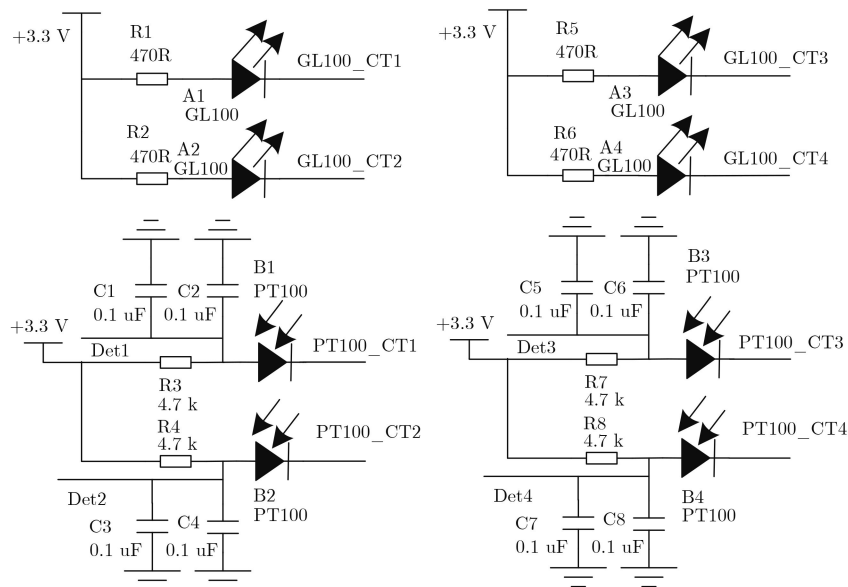


图5 呼气信号采集电路图

当用户吹气测量时，气流带动涡轮的旋转不断遮挡光路产生脉冲电信号。图6是涡轮在低流速与高流速下得到的波形图，信号采集电路经滤波后可以得到规则的脉冲信号。当接收的信号电压幅值大于2 V时，单片机检测为高电平；当接收的信号电压幅值小于0.8 V时，单片机检测为低电平。系统软件对接收到高低电平进行计算，可以得出脉冲信号高低电平的次数及频率，结合下面的算法可算出呼气容量与呼气流速等指标。

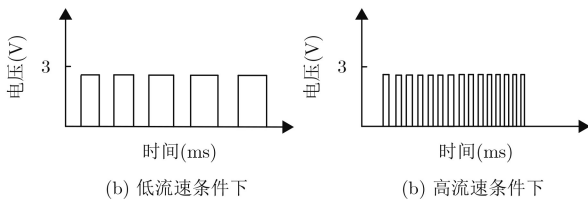


图6 在不同转速下呼气信号采集的波形图

3.3 算法

在系统启动时，涡轮存在静摩擦力，此时的仪表系数 K 不是一个常数，流量 y 与旋转圈数 N 不成正比例关系。在吹气结束后，由于存在旋转惯性，涡轮不会立即停止转动。如果此时系统仍然继续计数，就会导致测试的不准确。因此，在算法的设计中，为了保证算法结果的准确性，必须仔细考虑系统启动和结束点的处理。

在系统启动时，涡轮转的圈数超过1圈后才开始计数，这样就避免了启动时的涡轮的静摩擦力带来的非线性误差。在慢阻肺监测中，呼气测试时需要被测者呼气时间达6 s，所以软件上，对于6 s后的涡轮旋转不计入脉冲数，减少了由于惯性引起的误差。

在采用四线涡轮式检测方法后，系统可以同时得到每一对发光-光敏二极管测得的信号脉冲总数 N 和脉冲间隔的频率 F ，下面以流量计算举例说明。设 N_1, N_2, N_3, N_4 分别为4对发光光敏二极管记录的脉冲数，根据脉冲总数 N 与流量 y 成正比的关系可得：

$$y = \beta_0 + \beta_1 \times N_1 + \beta_2 \times N_2 + \beta_3 \times N_3 + \beta_4 \times N_4 + \xi \quad (4)$$

其中， $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ 为回归系数， ξ 为随机变量，即随机误差。 ξ, y 符合正态分布， σ 为标准差： $\xi \sim N(0, \sigma^2), y \sim N(\beta_0 + \beta_1 \times N_{11} + \beta_2 \times N_{12} + \beta_3 \times N_{13} + \beta_4 \times N_{14}, \sigma^2)$ ，为了估计 $\beta_i (i=0, 1, 2, 3, 4)$ ，系统独立观测得 n 组数据：

$$\left. \begin{aligned} y_1 &= \beta_0 + \beta_1 \times N_{11} + \beta_2 \times N_{12} + \beta_3 \times N_{13} + \beta_4 \times N_{14} + \xi_1 \\ y_2 &= \beta_0 + \beta_1 \times N_{21} + \beta_2 \times N_{22} + \beta_3 \times N_{23} + \beta_4 \times N_{24} + \xi_2 \\ &\vdots \\ y_n &= \beta_0 + \beta_1 \times N_{n1} + \beta_2 \times N_{n2} + \beta_3 \times N_{n3} + \beta_4 \times N_{n4} + \xi_n \end{aligned} \right\} (5)$$

运用参数的最小二乘估计，要求误差平方和 R 最小，对参数 $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ 进行估计得：

$$\begin{aligned} R(\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4) &= \sum_{i=1}^n \xi_i^2 \\ &= \sum_{i=1}^n (y_i - \beta_0 - \beta_1 \times N_{i1} - \beta_2 \times N_{i2} - \beta_3 \times N_{i3} - \beta_4 \times N_{i4})^2 \end{aligned} \quad (6)$$

对 $R = R(\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4)$ 求偏导，整理后得：

$$\left. \begin{aligned} \sum_{i=1}^n y_i &= \sum_{i=1}^n (\beta_0 + \beta_1 \times N_{i1} + \beta_2 \times N_{i2} + \beta_3 \times N_{i3} + \beta_4 \times N_{i4}) \\ \sum_{i=1}^n N_{i1} \times y_i &= \beta_0 \times \sum_{i=1}^n N_{i1} + \sum_{i=1}^n N_{i1} \times (\beta_1 \times N_{i1} + \beta_2 \times N_{i2} + \beta_3 \times N_{i3} + \beta_4 \times N_{i4}) \\ \sum_{i=1}^n N_{i2} \times y_i &= \beta_0 \times \sum_{i=1}^n N_{i2} + \sum_{i=1}^n N_{i2} \times (\beta_1 \times N_{i1} + \beta_2 \times N_{i2} + \beta_3 \times N_{i3} + \beta_4 \times N_{i4}) \\ \sum_{i=1}^n N_{i3} \times y_i &= \beta_0 \times \sum_{i=1}^n N_{i3} + \sum_{i=1}^n N_{i3} \times (\beta_1 \times N_{i1} + \beta_2 \times N_{i2} + \beta_3 \times N_{i3} + \beta_4 \times N_{i4}) \\ \sum_{i=1}^n N_{i4} \times y_i &= \beta_0 \times \sum_{i=1}^n N_{i4} + \sum_{i=1}^n N_{i4} \times (\beta_1 \times N_{i1} + \beta_2 \times N_{i2} + \beta_3 \times N_{i3} + \beta_4 \times N_{i4}) \end{aligned} \right\} (7)$$

Y, N, β 分别是式(7)中系数矩阵。令

$$Y = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix}_{n \times 1}, N = \begin{bmatrix} 1N_{11} \cdots N_{14} \\ 1N_{21} \cdots N_{24} \\ 1N_{31} \cdots N_{34} \\ \vdots \\ 1N_{n1} \cdots N_{n4} \end{bmatrix}_{n \times 5}, \beta = \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \beta_2 \\ \beta_3 \\ \beta_4 \end{bmatrix}_{5 \times 1}$$

假设系数矩阵满秩，则解式(7)中的矩阵方程，即可得系数的最优估计：

$$\beta = (N^T \times N)^{-1} \times N^T \times Y \quad (8)$$

4 数据标定与测试验证

从系统硬件需求与实用性及便携性角度出发，制作了原型样机3HAcare，如图7所示。外形设计上，符合人体工学模式，便于手持式便携测量；外接接口上，含有可拆卸的涡轮、血氧和呼末CO₂测量接口，可以根据检测需要进行血氧与呼末CO₂接口的安装与拆卸；工作模式上，含有多种工作模式，且模式可以自由切换；数据展示上，主体采用

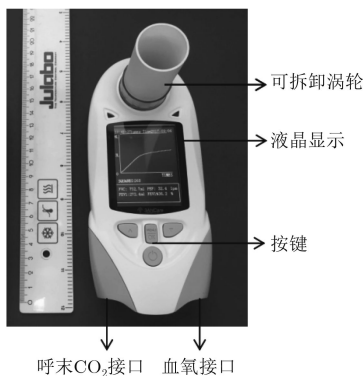


图7 原型机照片

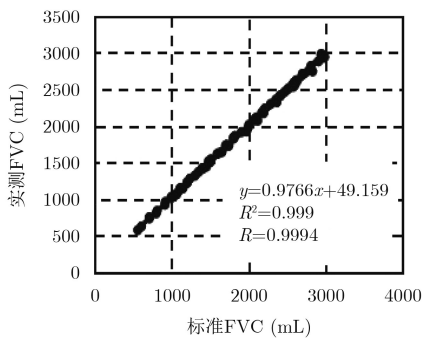
液晶显示，同时支持蓝牙无线数据传输模式和USB串口数据传输；供电模式上，采用5000 mA锂电供电，支持USB充电。

4.1 数据标定

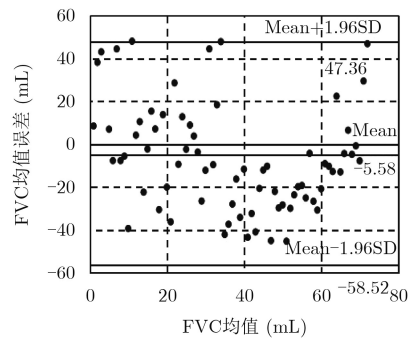
系统数据标定主要对本文设计的原型机准确性进行验证，以检验设计的系统能否达到要求。在数据标定和测试验证的过程中，保证环境条件在常温(17~40 ℃)，相对湿度(30%~95%)，大气压力(80~106 kPa)，无对流风的条件下，且保证接口紧密连接，无任何漏气之处。FVC指标和PEF指标与标准设备Fluke气流分析仪(VT PLUS, Fluke Biomedical Corporation)进行测试比对，FVC平均相对误差为1.47%(小于3%)，PEF平均相对误差为1.06%(小于5%)，结果符合医疗检验标准。FVC测试总共记录了72组在不同流量下测到的数据，采用Bland-Altman图进行分析与评估，如图8所示。结果表明：在95%的置信区间(±1.96SD)内研制的设备均值误差为-5.58±27.01 mL，与标准值之间的相关性为0.9994；PEF的测试总共记录了95组不同流速下测到的数据，采用Bland-Altman图进行分析和评估，如图9所示。结果表明：PEF均值误差为0.05±1.301 pm，与标准值之间的相关性为0.9992。

4.2 测试验证

图10是四线涡轮式与二线涡轮式(系统只使用

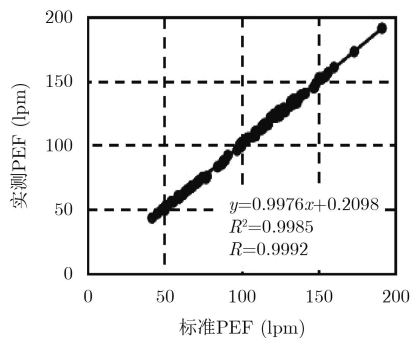


(a) FVC测量相关系数图

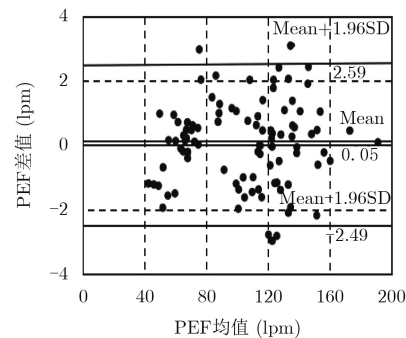


(b) FVC测量Bland-Altman图

图8 FVC测量相关系数图和测量Bland-Altman图



(a) PEF测量相关系数图



(b) PEF测量Bland-Altman图

图9 PEF测量相关系数图和测量Bland-Altman图

两对管时)相对误差对比结果。实验流程如下：首先连接好研制设备与美国Fluke气流分析仪，保证连接处无漏气，接着使用标准定标筒(3L定标筒，日本捷斯特)对本文研制的设备进行测试。本文研制设备可以得到4路脉冲数据，也可以用开关进行控制得出两路脉冲数据。系统分别使用4组数据进行拟合与只使用其中两组数据进行拟合，比较两种方法的相对误差($\text{abs}(\text{标准值}-\text{实测值})/\text{标准值} \times 100$)，共测试完成了72组实验，从图10中可以看出：FVC指标平均相对误差由3.35%降低至2.59%，

PEF平均相对误差由5.69%降低至3.79%。

图11分别是四线涡轮式慢阻肺设备与医用级肺功能设备(远程便携式肺功能仪SP10BT，橙意家人科技(天津)有限公司)检测的FVC和PEF指标相对误差对比结果，共测试完成了50组实验。从图11中可以看出：FVC指标与PEF指标平均相对误差都比医用设备低，其中医用级设备的FVC平均相对误差为1.98%，四线涡轮式慢阻肺设备的平均相对误差为1.47%；医用级设备的PEF平均相对误差为2.04%，而四线涡轮式慢阻肺设备的平均相对误差为1.02%。

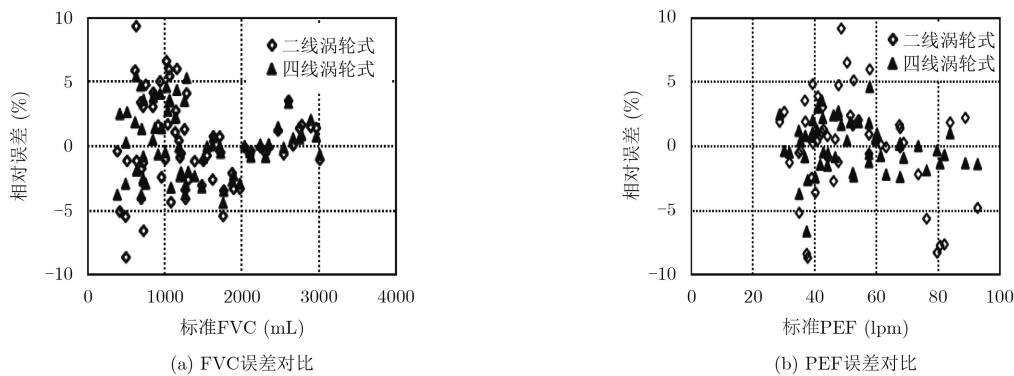


图 10 四线涡轮式检测方法与二线涡轮式检测方法误差对比图

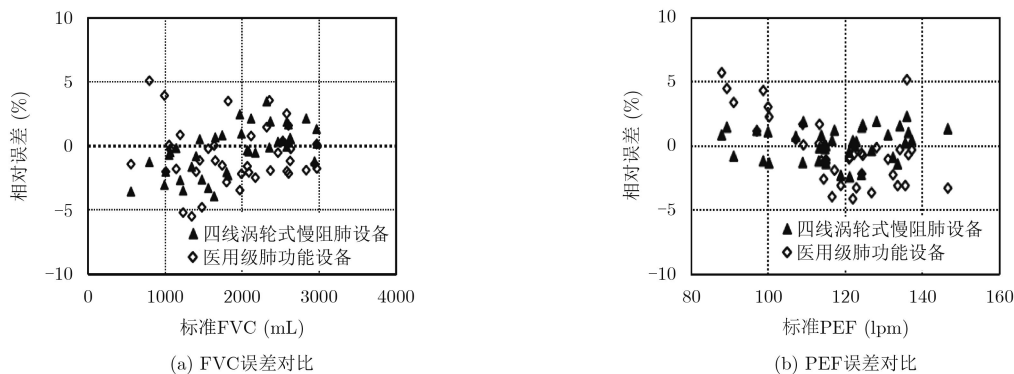


图 11 四线涡轮式慢阻肺设备与医用慢阻肺设备误差对比

5 结束语

本文提出一种新颖的四线涡轮式检测方法，解决传统涡轮式肺活量计存在检测精度不够高、可靠性差的问题，研制了一款高精度、高可靠性的慢阻肺监护系统。该方法利用4对发光-光敏二极管组成对称分布结构，在一个涡轮旋转周期内能检测到4路脉冲信号，提高了光路接收分辨率，通过合理的元器件选择与放置减少其相互间的串扰，经过整形电路后形成较为规则的方波信号。在软件上，采用回归算法对计数后的脉冲量与频率进行分析得到FVC, PEF等指标。利用该方法制作的原型样机与标准设备Fluke气流分析仪进行分析对比，FVC和

PEF平均相对误差测试结果符合医疗检验标准。利用该方法制作的四线涡轮式设备与二线涡轮式设备和医用级的慢阻肺设备测试结果对比，流量和流速测量精度有一定的提升，系统的稳定性更好。因此，该设备可实现医疗级的慢阻肺疾病的早期筛查与精准诊断，综合 SPO_2 与 ETCO_2 指标，对于监护患者慢阻肺恶化有着重要的预警意义，并可以指导患者术后用药及自身病情监护，具有广阔的应用前景。

参考文献

- [1] ALLINSON J P, HARDY R, DONALDSON G C, *et al.* Combined impact of smoking and early-life exposures on adult lung function trajectories[J]. *American Journal of*

- Respiratory and Critical Care Medicine*, 2017, 196(8): 1021–1030. doi: [10.1164/rccm.201703-0506OC](https://doi.org/10.1164/rccm.201703-0506OC).
- [2] VOGELMEIER C F, CRINER G J, MARTINEZ F J, *et al*. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive lung disease 2017 report: GOLD executive summary[J]. *American Journal of Respiratory & Critical Care Medicine*, 2017, 195(5): 557–582. doi: [10.1183/13993003.00214-2017](https://doi.org/10.1183/13993003.00214-2017).
- [3] ROBERTS S D, FARBER M O, KNOX K S, *et al*. FEV1/FVC ratio of 70% misclassifies patients with obstruction at the extremes of age[J]. *Chest*, 2006, 130(1): 200–206. doi: [10.1378/chest.130.1.200](https://doi.org/10.1378/chest.130.1.200).
- [4] BAKER E and FATOYE F. Clinical and cost effectiveness of nurse-led self-management interventions for patients with COPD in primary care: A systematic review[J]. *International Journal of Nursing Studies*, 2017, 71: 125–138. doi: [10.1016/j.ijnurstu.2017.03.010](https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2017.03.010).
- [5] LI Yi, FENG Jing, LI Yuechuan, *et al*. A new pulmonary rehabilitation maintenance strategy through home-visiting and phone contact in COPD[J]. *Dove Press journal*, 2018, 12: 97–104. doi: [10.2147/PPA.S150679](https://doi.org/10.2147/PPA.S150679).
- [6] 顾宇, 叶寒生, 冯超, 等. 一种恒功率热式气体流量计温度补偿实现[J]. *仪表技术与传感器*, 2015(10): 38–39. doi: [10.3969/j.issn.1002-1841.2015.10.012](https://doi.org/10.3969/j.issn.1002-1841.2015.10.012).
- GU Yu, YE Hansheng, FENG Chao, *et al*. Temperature compensation for constant power thermal gas flowmeter[J]. *Instrument Technique and Sensor*, 2015(10): 38–39. doi: [10.3969/j.issn.1002-1841.2015.10.012](https://doi.org/10.3969/j.issn.1002-1841.2015.10.012).
- [7] FANG Lide, WANG Xiaojie, *et al*. Wet gas over-reading characteristic research of inside and outside tube differential pressure flowmeter[J]. *Applied Mechanics & Materials*, 2013(241-244): 168–171. doi: [10.4028/www.scientific.net/AMM.241-244.168](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.241-244.168).
- [8] PILLOW J J, LJUNGBERG H, HÜLSKAMP G, *et al*. Functional residual capacity measurements in healthy infants: Ultrasonic flow meter versus a mass spectrometer[J]. *European Respiratory Journal*, 2004, 23(5): 763–771. doi: [10.1183/09031936.04.00091504](https://doi.org/10.1183/09031936.04.00091504).
- [9] 贾天震, 杨汀, 魏建磊, 等. 新型涡轮便携式肺功能仪的研制与开发[J]. *电子技术应用*, 2017, 43(11): 62–65. doi: [10.16157/j.issn.0258-7998.171411](https://doi.org/10.16157/j.issn.0258-7998.171411).
- JIA Tianzhen, YANG Ting, WEI Jianlei, *et al*. The research and development of a novel portable turbine pulmonary function meter[J]. *Application of Electronic Technique*, 2017, 43(11): 62–65. doi: [10.16157/j.issn.0258-7998.171411](https://doi.org/10.16157/j.issn.0258-7998.171411).
- [10] 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.
- [11] CLARKE M, GOKALP H, FURSSE J, *et al*. Dynamic threshold analysis of daily oxygen saturation for improved management of COPD patients[J]. *IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics*, 2015, 20(5): 1352–1360. doi: [10.1109/JBHI.2015.2464275](https://doi.org/10.1109/JBHI.2015.2464275).
- [12] 韩庆阳, 王晓东, 李丙玉, 等. EEMD在同时消除脉搏血氧检测中脉搏波信号高频噪声和基线漂移中的应用[J]. *电子与信息学报*, 2015, 37(6): 1384–1388. doi: [10.11999/JEIT141390](https://doi.org/10.11999/JEIT141390).
- HAN Qingyang, WANG Xiaodong, LI Bingyu, *et al*. Using EEMD to eliminate high frequency noise and baseline drift in pulse blood-oximetry measurement simultaneously[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2015, 37(6): 1384–1388. doi: [10.11999/JEIT141390](https://doi.org/10.11999/JEIT141390).
- [13] VERONEZ L, PEREIRA M C, da SILVA S, *et al*. Volumetric capnography for the evaluation of chronic airways diseases[J]. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, 2014, 9: 983–989. doi: [10.2147/COPD.S62886](https://doi.org/10.2147/COPD.S62886).
- [14] BRIDGEMAN D, ZHAO D, TSOW F, *et al*. A non-invasive and inexpensive capnography device for the monitoring of COPD and other pulmonary diseases[C]. 2014 IEEE Healthcare Innovation Conference, Seattle, USA. 2014: 1–4. doi: [10.1109/HIC.2014.7145572](https://doi.org/10.1109/HIC.2014.7145572).
- [15] ZHONG Xingfu, WU Yingxiang, TIAN Shuxiang, *et al*. Flow rate measurement in multiphase flow using turbine flow-meter[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2002, 23(Suppl): 858–859.
- [16] 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.
- [17] 周旺, 方震, 陈贤祥, 等. 获取呼气指标的装置及方法[P]. 中国专利, CN107569233A. 2018-01-12.
- ZHOU Wang, FANG Zhen, CHEN Xianxiang, *et al*. Obtaining expiration indicator device and method[P]. China Patent, CN107569233A. 2018-01-12.
- 赵荣建: 男, 1985年生, 博士生, 研究方向为生命信息感知技术.
- 周 旺: 男, 1992年生, 硕士生, 研究方向为可穿戴式医疗检测技术.
- 汤敏芳: 女, 1996年生, 博士生, 研究方向为可穿戴式医疗检测技术.
- 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医疗检测技术.
- 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.
- 杨 汀: 女, 1968年生, 主任医师, 博士生导师, 研究方向为呼吸与危重症医学.
- 詹庆元: 男, 1970年生, 主任医师, 博士生导师, 研究方向为呼吸与危重症医学.
- 方 震: 男, 1976年生, 研究员, 博士生导师, 研究方向为可穿戴式医疗检测技术.