

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2020.02.017

医学信号处理与医学仪器

可产生模拟呼吸曲线的智能肺功能仪检校系统

刘妮¹, 胡杰英¹, 郑则广¹, 钟丽红¹, 王欣妮¹, 陈荣昌¹, 何峰², 刘武根², 周平³

1. 广州医科大学附属第一医院呼吸内科/广州呼吸健康研究院/呼吸疾病国家重点实验室/国家呼吸系统疾病临床医学研究中心, 广东 广州 510120; 2. 忠信制模(东莞)有限公司, 广东 东莞 523499; 3. 暨南大学生物医学工程系, 广东 广州 510632

【摘要】目的:为适应肺功能检测仪检测校正的要求,设计并制作一款可产生模拟人体呼吸标准曲线并自动对肺功能仪作检测分析的智能肺功能仪检测校正系统。**方法:**系统的建立采用计算机智能操控伺服电机驱动的活塞气缸方式。**结果:**有关执行和应用检测结果表明,此系统可精准输出美国胸科协会推荐的24条标准用力肺活量及26条最大呼气流量波形曲线,还可提供被检测肺功能仪的详细数据。**结论:**本研究的智能肺功能仪检测校正系统可适用于智能测定分析被检测校正的肺功能仪的准确度和频率速度响应等情况,并可有助于医生对肺功能仪所测定的病人肺功能状况的数据指标作情况分析。

【关键词】慢性阻塞性肺疾病;高精度计算机操控伺服电机;肺功能;检校系统

【中图分类号】R318;R197.39

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)02-0231-06

Intelligent spirometer testing and calibrating system for generating standard respiratory curves

LIU Ni¹, HU Jieying¹, ZHENG Zeguang¹, ZHONG Lihong¹, WANG Xinni¹, CHEN Rongchang¹, HE Feng², LIU Wugen², ZHOU Ping³

1. National Clinical Research Center for Respiratory Disease/State Key Laboratory of Respiratory Disease/Guangzhou Institute of Respiratory Health/Department of Respiratory Medicine, the First Affiliated Hospital of Guangzhou Medical University, Guangzhou 510120, China; 2. Altrust Precision Tooling Co., Ltd, Dongguan 523499, China; 3. Department of Biomedical Engineering, Ji'nan University, Guangzhou 510632, China

Abstract: Objective To satisfy the requirements of the testing and calibration for spirometer by designing and producing an intelligent spirometer testing and calibrating system for generating standard respiratory curves of human and automatically testing and calibrating the spirometer. **Methods** The system was developed based on piston cylinder driven by a computer control servo motor. **Results** The tests on the executions and performances of the developed system showed that the system could not only precisely produce 24 standard forced expiratory vital capacity curves and 26 peak expiratory flow waveform curves which were recommended by American Thoracic Society, but also provide the detailed data of the tested spirometer. **Conclusion** The proposed system is suitable for intellectually testing and analyzing the accuracy and frequency-speed response of the tested and calibrated spirometers. Moreover, the system is also useful for doctors to investigate the pulmonary function indicators which were provided by the spirometry.

Keywords: chronic obstructive pulmonary disease; high-precision computer control servo motor; pulmonary function; testing and calibrating system

前言

慢性阻塞性肺疾病(COPD)是一种对人类健康

造成严重影响的多发、常见的疾病,致死率较高,其带来的沉重经济负担使得患者、家庭以及社会往往难以承受^[1-2]。特别是在我国常发生雾霾等空气污染环境下,对COPD的检测、预防与诊疗已是刻不容缓的问题^[3-4]。其中采用肺功能仪等设备对肺功能进行检查是对COPD的诊疗尤其是早期筛查的重要手段^[5]。

肺功能仪是医院诊断COPD患者等呼吸系统疾病的仪器,可以测定呼吸生理的许多指标,主要包括

【收稿日期】2019-09-11

【基金项目】广东省科技计划项目(2013A022100042)

【作者简介】刘妮,主治医师,研究方向:COPD、呼吸康复、呼吸力学, E-mail: liunini87@126.com

【通信作者】郑则广,主任医师,教授,研究方向:COPD、呼吸康复、呼吸力学, E-mail: zheng862080@139.com

肺活量、最大分钟通气量及用力肺活量等参数,对于早期检查出肺及气道的病变,诊断病变部位和评估疾病的严重程度具有重要的临床意义^[5]。但不同肺功能仪的生产厂家,由于其采用的仪器结构和工作原理不一样,导致性能也有较大差异^[6-7]。此外,有关仪器在使用过程中会磨损或受环境因素而影响其正常使用,使得检测结果不准确^[8]。因而在临床上常会发生同一个患者在不同医院所进行的肺功能测试结果有较大的偏差,给有关诊断造成很大的影响^[9]。因此,肺功能仪必须进行经常性的定期检测校正等质量控制和质量保证程序,以确保其测量的准确性^[10]。

肺功能仪的检测校正通常采用标准呼吸模拟器,即肺功能校准系统进行。肺功能校准系统要求能产生美国胸科协会(American Thoracic Society, ATS)推荐的标准用力呼吸肺活量(Forced Vital Capacity, FVC)及呼气峰值流量(Peak Expiratory Flow, PEF)波形曲线^[11],包括极高(如在50 ms内从0上升到最高流率近11.6 L/s)与极低的流速,特别是进行准确性测试和频率响应速度测试,以便充分地验证肺功能仪的性能。包括我国在内的一些国家已研发以机械驱动的活塞气筒为基础的肺功能仪校准系统,最初的系统主要结构和原理基本都是采用一步进电机通过涡轮驱动垂直放置的气筒活塞^[12]。此后才发展出以伺服电机通过丝杆驱动水平放置的气筒活塞^[13]。电机的驱动最初也是由单片机等操控驱动伺服电机^[14],按照有关标准波形曲线的容积随时间变化的数据,推出有关波形曲线,所以能输出的标准波形曲线有限,且准确度不够好^[15],输出的范围也不够大^[16-18]。此外还有采用唧筒电位计控制的系统^[19],效果也不理想,不能按AST标准曲线推出有关气流波形。后来才发展出以计算机控制的系统^[20-23],目前市面上的商用系统基本是采用这样的方式,但准确度、稳定性和重复率仍不能令人满意。

为此,我们拟研发一款基于计算机操控伺服电机驱动活塞气缸的肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统。相比起现有的肺功能仪校准系统,本系统的创新和特点在于不但可精准输出ATS的24条标准FVC及26条PEF波形曲线,还可用于智能检测分析被校正肺功能仪的准确度和频率速度响应情况,并有助于医生对肺功能仪所测定的病人肺功能状况的数据指标作判断。但是要精准地输出ATS推荐的24条标准FVC及26条PEF波形曲线,还是有相当的技术挑战性,需要有一个由活塞推动的精密气缸能模拟肺的基本运动模式,向肺功能仪提供标准的气体流动。首先气缸的机械加工精密度要求相当

高,且以电机通过丝杆带动的活塞,在气缸的运动要做到高度平顺,能模拟人的呼吸,在几秒内达到规定的流速同时输出足够的气体量。这就需要通过大量的研究,先将ATS推荐的有关标准呼气曲线的气体流速、加速度和气量转换成数字信息,然后根据这些信息进行计算机操控的电机运动轨迹的规划,包括脉冲数和方向信号等参数与气缸呼出气体体积以及呼出气流流量关系。确定这些关系后再研究决定怎样将ATS推荐的有关标准呼气曲线的气体流速、加速度和气量转换成有关计算机指令,输出适当的参数驱动电机带动活塞的运动以获得标准曲线所规定的气缸呼出气体体积以及呼出气流流量。所有这些动作,都需要通过研发出有关电机控制系统与气缸活塞机械系统等硬件及控制软件系统,才能快速准确地操控肺功能仪校准系统实现有关功能。

1 系统工作原理和设计

1.1 工作原理

整个肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统的结构如图1所示,其工作原理是由计算机控制的驱动板卡,以之驱动控制伺服电机。电机通过丝杆推动气缸活塞,从而在其出口产生呼气流量给待测肺功能仪。计算机通过给板卡输入不同频率与个数的脉冲,可以产生不同的电机转速、转动圈数与转动方向,使得伺服电机按有关要求以设定的速度和进度推动气缸活塞产生所需的呼气体积与流量,以模拟人体呼吸状态输出呼吸波形。

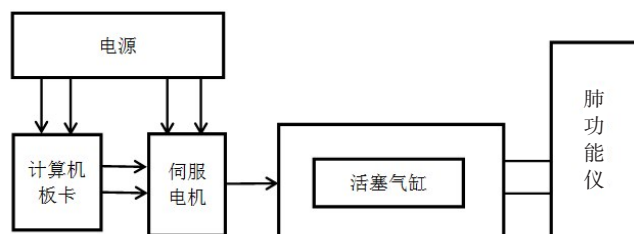


图1 计算机操控伺服电机驱动的活塞气缸结构流程图

Fig.1 Flowchart of the piston cylinder driven by a computer control servo motor

1.2 硬件设计

系统的硬件结构包括计算机操控的驱动板卡、伺服电机、活塞气缸以及电源(市电)。其中板卡采用的是固高公司生产的GT2-800-ACC2-V20-G型号运动控制器,它可以实现多轴协调运动和高速的点位运动,其核心由DSP和FPGA组成,可以实现高性能的控制计算。伺服电机为ECMA系列,与之配套的伺服驱动器使用台达ASDA-A2系列。具体型号

为 ASD-A2-1021-L 伺 服 驱 动 器 以 及 EMCA-C11010RS 伺 服 电 机, 其 输 出 功 率 为 1 kW, 额 定 转 速 为 3 000 r/min。丝 杆 采 用 的 是 MISUMI 公 司 的 C-BSS1210-532, 丝 杆 外 径 12 mm, 丝 杆 螺 距 10 mm, 导 程 长 532 mm, 采 用 标 准 螺 母。小 径 滚 珠 轴 承 采 用 的 是 MISUMI 公 司 的 C-B628ZZ, 丝 杆 支 座 组 件 采 用 的 是 MISUMI 公 司 的 C-BRW10, 联 轴 器 采 用 的 是 MISUMI 公 司 的 RAB32-8-14, 直 线 导 轨 采 用 的 是 MISUMI 的 C-SVR24-460。活 塞 气 缸 在 QGA200*390-LA 型 基 础 上 改 制, 使 其 增 加 内 膛 光 滑 度 而 减 少 摩 擦 系 数。其 标 称 容 量 约 12.2 L, 完 全 可 以 满 足 ATS 标 准 的 要 求。

高精度伺服控制是机械运动控制系统实现标准曲线的重要组成部分。由于传统步进电机精度的不足易导致质量缺陷等问题, 因此, 对高精度伺服电机控制系统的设计为本项目的重点。运动控制器响应闭环信号和接受控制系统的定位请求信号, 将上位机的指令以数字脉冲信号的形式送到电机驱动器中, 完成运动轨迹的规划, 包括脉冲和方向信号、升降速处理、限位开关以及原点等信号的检测。利用 DSP 对信号的高速处理, 能够实时完成所要求的极其复杂的运动轨迹规划, 同时使用反馈装置将检测到的位置或速度反馈到控制器中, 构成闭环控制。保障控制模型精度, 保持精准稳定的运行效果, 性能较为优越。

电机的控制模型为闭环控制。由于步进电机开环控制系统有精度不高、丢步等缺点, 故在精度要求较高的场合需要采用闭环控制模型。使用这种控制方式先要检测出转子的位置, 然后通过反馈和适当的处理, 自动地给出步进电机的驱动脉冲序列, 而且这些驱动脉冲序列还根据负载或转子的位置随时变化。这种控制模型在要求精度很高的场合, 可以实现很高的位置精度要求。

1.3 软件设计

计算机通过给伺服电机驱动板卡输入有关驱动脉冲, 运动控制器通过 C 语言函数库和 Windows 动态链接库, 实现复杂的控制功能, 使其驱动伺服电机按一定的速度转动一定的圈数, 从而推动活塞气缸的活塞前后运动, 以模拟人体呼吸状态输出呼吸波形。ATS 公布了 24 条标准 FVC(体积-时间)及 26 条 PEF(流量-时间)波形曲线, 包括其按 2 ms 间隔给出的各条曲线的具体数据。所以本肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统, 通过图 2 所示的流程给计算机输入这些标准波形曲线的数据, 以操控伺服电机驱动的活塞气缸。然后根据我们在研发实验过

程中获得的电机转动的脉冲数与气缸呼出气体体积关系以及电机转动的脉冲数与气缸呼出气流流量的关系推导出如下经验方程:

$$Q = 608.58 \sqrt{\frac{T}{P}} + \delta$$

(1)

其中, Q 为流量, T 为温度, P 为气压, δ 为补偿因子。计算对应于每 2 ms 间隔给出的具体数据所对应驱动电机转动的圈数和转速, 以及在不同温度、湿度情况下的修正系数, 从而由计算机通过有关软件程序进行操控。

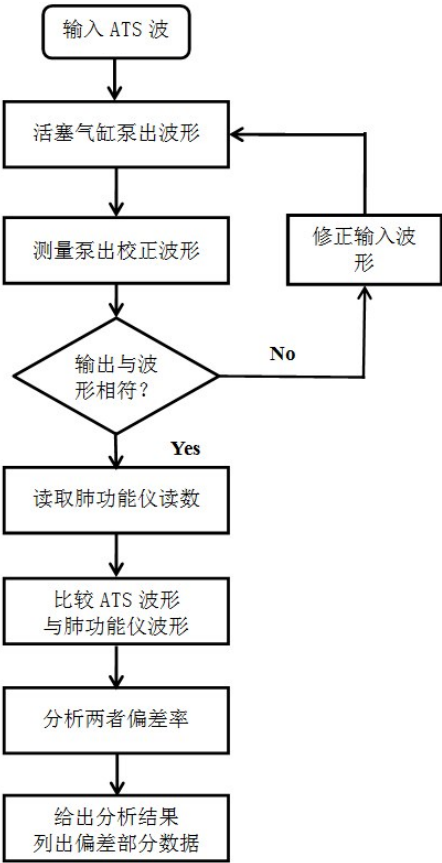


图 2 本肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统
工作流程图

Fig.2 Working flowchart of the intelligent spirometer
testing and calibrating system

具体的工作流程为: 计算机输入 ATS 的有关标准曲线, 并将其有关数据转换成对驱动板卡的驱动脉冲, 板卡驱动电机按一定的速度转动一定的圈数, 从而使活塞气缸泵出有关呼吸波形。然后系统会测量比较泵出波形与输入波形, 如两者不够吻合, 则修正对驱动板卡的输入驱动脉冲数据, 直至泵出曲线整体与理论标准曲线偏差不超过 1%。在此情况下, 测读被检测校正的肺功能仪所显示的波形并将其与 ATS 标准曲线作智能分析比较, 据此给出被检测校正的肺功能仪所测定

波形与ATS标准曲线的偏差情况,并可对有关偏差部分给出详尽的列表数据。此外,系统还能输出正弦波等波形。考虑到环境参数的影响^[24],系统可根据有关环境参数(温度、湿度、气压)进行定标修正处理。系统各个软件操作程序都是以LabVIEW软件平台按照这样的工作原理和次序,依照图2所示的工作流程进行编写。控制方法使用了固高运动卡中内置的PT运动模式,可以实现任意的速度曲线控制。PT模式使用一系列“位置、时间”数据点描述速度规划,用户需要将速度曲线分割成若干段,第1段起点速度为0,经过时间 T_1 运动位移 P_1 ,因此第1段的终点速度为 $v_1=2P_1/T_1$;第2段起点速度为 v_2 ,经过时间 T_2 运动位移 P_2 ,因此第2段的终点速度为 $v_2=2P_2/T_2-v_1$;后面每段的终点速度依此类推。PT模式的数据段要求用户输入每段所需时间和位置点。

2 使用方法

本研究所研发的肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统是一个自动智能系统,首先仅需通过本系统的使用界面左上角的“选择标准曲线”方框选择要输出的标准曲线。选择后按下“开始测量”键,计算机便会自动将标准曲线中每隔2 ms给出的呼气体积与流量数据转换成电机的转速与转动圈数随时间变化的指令,通过板卡操控伺服电机推动气缸活塞进行运作。其对应的呼气体积与流量随时间的变化也同时分别在两个曲线输出窗展示出来。在完成测量后,使用者可根据需要,在曲线感兴趣部分划出圈定区域,便可在界面的右下框中显示具体的数据。每天使用前要输入温度、湿度,并初始化板卡,以使整个系统进行自动校正。

3 系统执行结果与讨论

图3是本肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统的实物图。经过实验操作证明,本系统可产生ATS推荐的24条标准FVC(体积-时间)及26条PEF(流量-时间)波形曲线,用于分析比较被校正的肺功能仪的准确度和频率速度响应情况。测试传感器的参数性能对系统呼吸曲线的正确描记和控制有巨大的影响,因此我们使用澳大利亚的ADInstruments公司的PowerLab对系统的呼吸曲线进行测量。该PowerLab数据采集系统可以记录活体和离体实验的呼吸和气流研究数据,采用200 kHz的采样速率、16位采样精度以及16位输出精度,并配有适宜的呼吸放大器、高精度的压力差分放大器和呼吸流量头,可以准确测量呼吸流速和容积等数据,能精准反映所测量样机实际产生的流量。

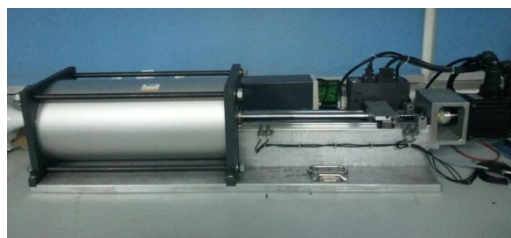


图3 本肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统实物图

Fig.3 Picture of the intelligent spirometer testing and calibrating system

图4是产生ATS第1号PEF曲线图,图中左边大框中红色曲线就是ATS第1号PEF理论标准波形曲线,黑色曲线为本系统根据输入的理论值产生的波形曲线,而绿色曲线是作为本研发系统的参比肺功能仪校正系统的德国Thor Medical Systems-Pulmonary Waveform Generator泵出的波形曲线。右上角小框给出的是对应的FVC(体积-时间)波形曲线。系统程序不仅给出这些波形曲线,还可根据需要,对波形曲线中任意感兴趣片段的详细数据进行列表查看。如图4中虚框部分是测定波形曲线与标准曲线偏差较大部分,在将其框出后,该段曲线的各个具体数据便以2 ms的间隔时间标出(图4中右下角表内数据)。以便于对该段偏差的具体情况进行分析,了解其准确度和频率响应情况,以及造成偏差的原因。同样的动作也可用于被检肺功能仪所显示的响应曲线,以及对病人在肺功能仪呼出的PEF等波形曲线,有助于医生详细分析病人呼吸中各段的具体情况。

PEF另一条标准波形曲线(PEF 25号)的执行情况如图5所示,其中各部分具体解释参见图4的说明。在以本系统按ATS标准数据泵出PEF等标准波形曲线进行肺功能仪检测校正时,还可智能分析所泵出波形曲线与理论波形曲线或被测肺功能仪所响应曲线的吻合度或误差率,误差率 δ 定义为:

$$\delta = \frac{\sum (O_k - S_k) / S_k}{N} \quad (2)$$

式中, O 值为泵出值, S 为理论标准值, k 取值为1~ N (即ATS为各推荐曲线给出的每隔2 ms的各个数值点), N 为取值总数。如图4所示的本系统泵出的第1号PEF波形曲线,全条曲线整体上与理论标准值的误差率仅为0.005(即0.5%)。而即使是像图5所示的第25号PEF波形曲线这样有最高峰速(14.2 L/s)且升速快(约240.6 L/s²)的情况下,泵出曲线与理论曲线的误差率也仅为0.008(即0.8%),比德国Thor Medical Systems-Pulmonary Waveform Generator(绿色曲线)要好,后者泵出同样的两个波形曲线的误差率约2%。

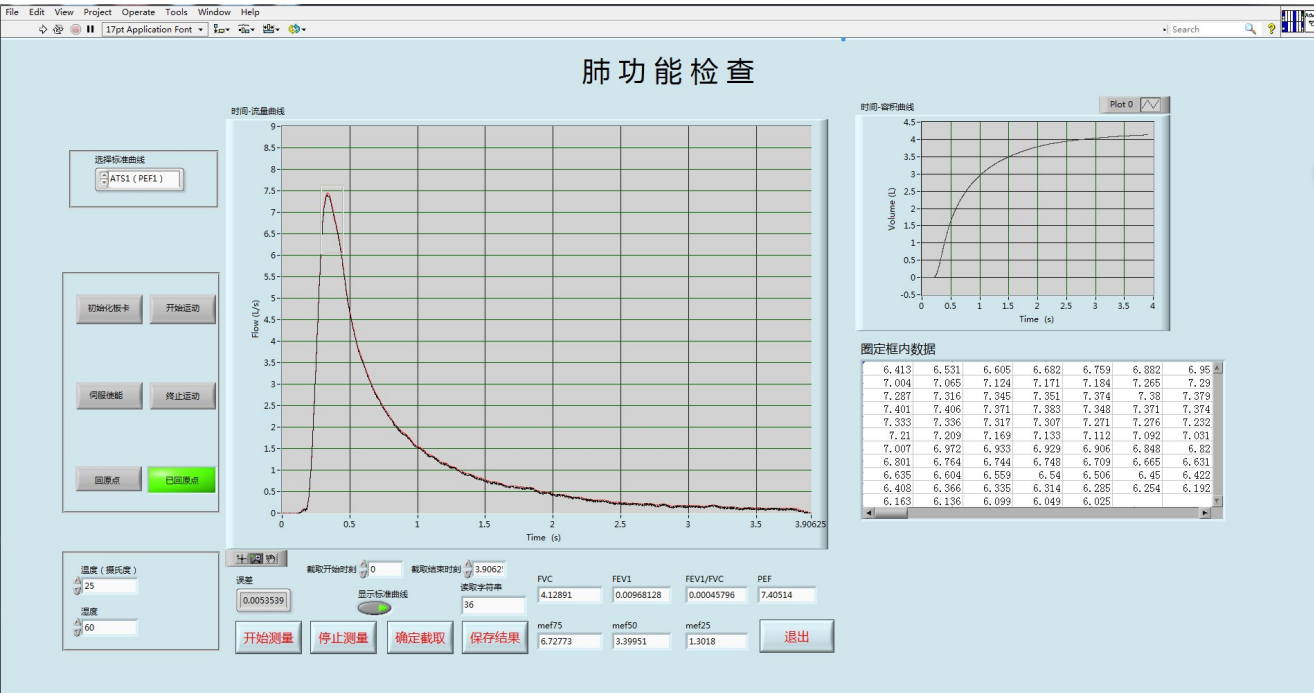


图4 肺功能标准波形曲线智能产生与检测分析系统显示界面及推出的ATS PEF 1号曲线图

Fig.4 ATS PEF 1 curve and the interface given by the intelligent spirometer testing and calibrating system

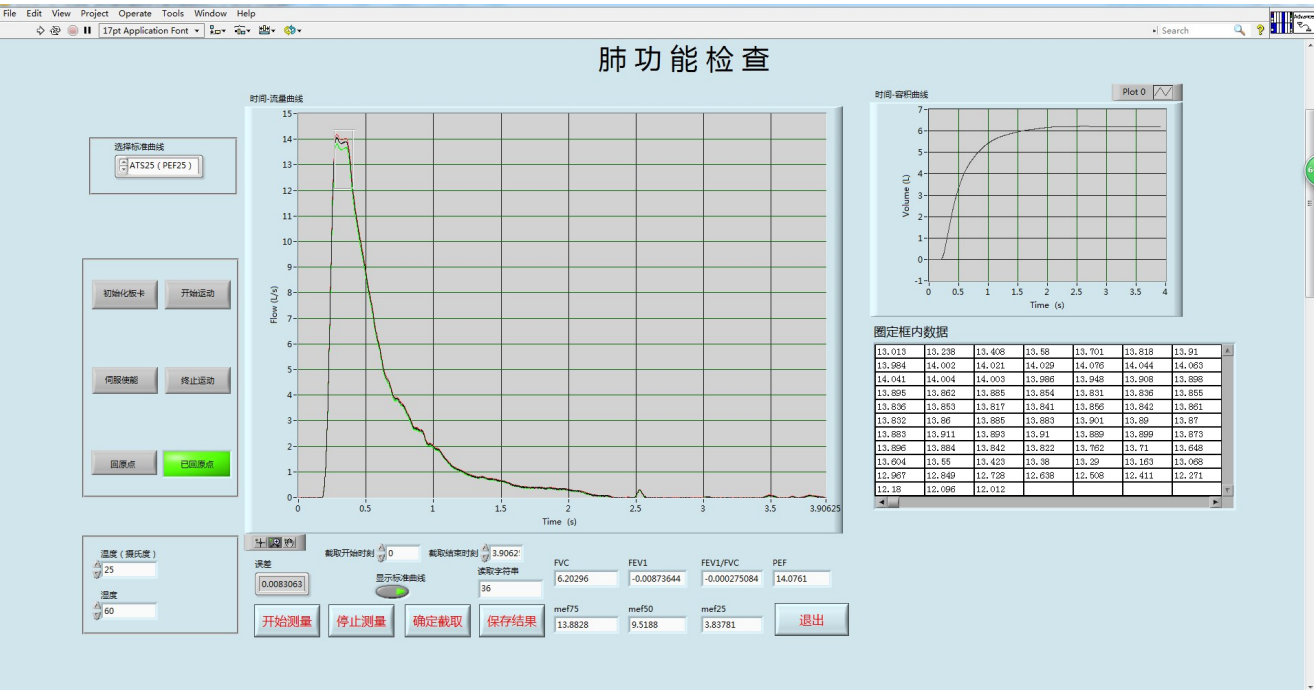


图5 肺功能标准波形曲线智能产生与检测分析系统显示界面及推出的ATS PEF 25号曲线

Fig.5 ATS PEF 25 curve and the interface given by the intelligent spirometer testing and calibrating system

在应用检测时,可将待测肺功能仪按图1所示与本肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统连接,然后按第2节所述方法选定几个典型的标准曲线,如上述ATS PEF 1号和25号曲线,驱动气缸推出有关呼气曲线给待测肺功能仪。随后对比待测肺功能仪读出的数据与标准曲线的数据,按照式(2)便可确定其误差。

总体来说,本研究所建立起的肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统各项技术指标与功能表现都达到设计水平,达到甚至超过国家JJF1213-2008《肺功能仪校准规范》^[10],以及欧洲呼吸学会和ATS提出的肺功能测试标准检测功能,误差在1%以内,并具有相当高的准确度和稳定度、重复率,满足对呼气流速仪和肺功能仪进行定标校准的检测要求。

4 结 语

本研究所研发的基于计算机操控伺服电机驱动的活塞气缸的肺功能标准呼吸曲线智能产生与检测分析系统,可精准地产生ATS推荐的24条标准FVC及26条PEF波形曲线,提供各个呼吸过程的具体数据,并能自动智能判断被检肺功能仪显示曲线与标准曲线的吻合度,分析其准确度和频率速度响应情况,是对肺功能仪作精准检测和校正的有力工具,而且还可协助医生对病人呼吸情况作详细分析。

本研究还需继续完善,下一步可考虑采用更高档次的伺服电机,提高其输出功率和转速,以使得系统可以进一步提高流量加速性能、最高流量速度以及延长在高流量区间的停留时间。

【参考文献】

- [1] MANNINO D M, BUIST A S. Global burden of COPD: risk factors, prevalence, and future trends[J]. *Lancet*, 2007, 370(9589): 765-773.
- [2] KHANIABADI Y O, HOPKE P K, GOUDARZI G, et al. Cardiopulmonary mortality and COPD attributed to ambient ozone[J]. *Environ Res*, 2017, 152: 336-341.
- [3] 林武洲, 彭德珍, 韦江红, 等. 不同型号肺功能仪对同一人群测试指标的比较分析[J]. *临床肺科杂志*, 2011, 16(1): 41-42.
LIN W Z, PENG D Z, WEI J H, et al. It is a comparative analysis about test indicators of the same crowd by different auto spirometer[J]. *Journal of Clinical Pulmonary Medicine*, 2011, 16(1): 41-42.
- [4] 王海彦. 肺功能仪对尘肺病患者进行肺功能诊断的应用[J]. *黑龙江医药科学*, 2014, 37(2): 109-110.
WANG H B. Application of pulmonary function instrument for pulmonary function diagnosis in patients with pneumoconiosis[J]. *Heilongjiang Medicine and Pharmacy*, 2014, 37(2): 109-110.
- [5] 中华医学会呼吸病学分会慢性阻塞性肺疾病学组. 慢性阻塞性肺疾病诊治指南[R]. 北京, 2017.
Chinese Medical Association Respiratory Diseases Society Chronic Obstructive Pulmonary Diseases Group. Guidelines for the diagnosis and treatment of chronic obstructive pulmonary disease[R]. Beijing, 2017.
- [6] KHANIABADI Y O, HOPKE P K, GOUDARZI G, et al. Cardiopulmonary mortality and COPD attributed to ambient ozone[J]. *Environ Res*, 2017, 152: 336-341.
- [7] 程淑群, 任在鸣. I期煤工尘肺患者肺功能的测定[J]. *现代预防医学*, 2005, 32(11): 1556-1557.
CHENG S Q, REN Z M. Study on lung function of 357 pneumoconiosis (I) among coalminers [J]. *Modern Preventive Medicine*, 2005, 32(11): 1556-1557.
- [8] HAYNES J M, RUPPEL G L. Should spirometer quality control be treated like other laboratory devices?[J]. *ERJ Open Res*, 2019, 5(1): 00249.
- [9] VELICKOVSKI F, CECCARONI L, MARTI R, et al. Automated spirometry quality assurance: supervised learning from multiple experts[J]. *IEEE J Biomed Health Inform*, 2018, 22(1): 276-284.
- [10] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. JJF1213-2008肺功能仪校准规范[S]. 北京: 中国标准出版社, 2008.
General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine of the People's Republic of China, China National Standardization Administration. JJF1213-2008 pulmonary function meter calibration specification[S]. Beijing: China Standard Press, 2008.
- [11] SOCIETY A T. Standardization of spirometry[J]. *Am J Resp Crit Care*, 1995, 152(3): 1107-1136.
- [12] 邹坤. 基于压差式流量传感器的便携式肺功能仪效度和重复性研究[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2013.
ZOU K. The validity and reproducibility of a portable spirometer based on differential pressure sensor [D]. Hefei: Anhui Medical University, 2013.
- [13] MILLER M R, DICKINSON S A, HITCHINGS D J. The accuracy of portable peak flow meters[J]. *Thorax*, 1992, 47(11): 904-909.
- [14] MILLER M R, JONES B, XU Y, et al. Peak expiratory flow profiles delivered by pump systems[J]. *Am J Respir Crit Care Med*, 2000, 161(6): 1887-1896.
- [15] PEDERSEN O F, RASMUSSEN T R, KJAERGAARD S K, et al. Frequency response of variable orifice type peak flow meters: requirements and testing[J]. *Eur Respir J*, 1995, 8(5): 849-855.
- [16] 李向东, 崔骊, 云庆辉, 等. 便携式肺功能仪校准装置的研制[J]. *中国医学装备*, 2013, 10(7): 18-21.
LI X D, CUI L, YUN Q H, et al. Development of calibrating device of portable pulmonary function test apparatus [J]. *China Medical Equipment*, 2013, 10(7): 18-21.
- [17] 崔骊, 李向东, 云庆辉. 医用肺功能仪校准装置的研制[J]. *医疗卫生装备*, 2013, 34(11): 7-9.
CUI L, LI X D, YUN Q H. Development of calibration device for medical pulmonary function instrument [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2013, 34(11): 7-9.
- [18] 张从华, 龚岚, 宿红, 等. 精确控制的模拟肺装置用于肺功能测量校准的实验研究[J]. *四川大学学报(工程科学版)*, 2008, 40(5): 188-192.
ZHANG C H, GONG L, SU H, et al. Experimental study on the precision-controlled lung simulator for spirometer calibration [J]. *Journal of Sichuan University (Engineering Science Edition)*, 2008, 40(5): 188-192.
- [19] TANG Y, TURNER M J, YEM J S, et al. Calibration of pneumotachographs using a calibrated syringe[J]. *J Appl Physiol*, 1995, 95(2): 571-576.
- [20] HANKINSON J L, REYNOLDS J S, DAS J O. Method to produce American thoracic society flow-time waveforms using a mechanical pump[J]. *Eur Respir J*, 1997, 10(3): 690-694.
- [21] MADSEN F. Validation of spirometer calibration syringes[J]. *Scand J Clin Lab Inv*, 2012, 72(3): 608-613.
- [22] MILLER M R, ATKINS P R, PEDERSEN O F. Inadequate peak expiratory flow meter characteristics detected by a computerised explosive decompression device[J]. *Thorax*, 2003, 58(5): 411-416.
- [23] GRAHAM B L, STEENBRUGGEN I, MILLER M R, et al. Thompson standardization of spirometry 2019 update[J]. *Am J Resp Crit Care Med*, 2019, 200: e70-e88.
- [24] 林武洲, 彭德珍, 曾锦荣. 不同环境因素对肺功能仪检测气体容积的影响[J]. *中国现代医学杂志*, 2011, 21(33): 4219-4220.
LIN W Z, PENG D Z, ZENG J R. Effects of different environmental factors on the volume of gas detected by pulmonary function meter[J]. *China Journal of Modern Medicine*, 2011, 21(33): 4219-4220.

(编辑:陈丽霞)