

文章编号: 1004-7220(2022)06-1114-05

# 正压通气下呼吸道气阻与顺应性在线测算方法改进

袁越阳<sup>1</sup>, 周理<sup>1</sup>, 解立新<sup>2</sup>, 胡兴硕<sup>2</sup>, 黄皓轩<sup>3</sup>, 徐勤鹏<sup>3</sup>, 戴征<sup>3</sup>

(1. 湖南城市学院 智能呼吸诊疗装备创新基地, 湖南 益阳 413099; 2. 中国人民解放军总医院 呼吸与危重症医学部, 北京 100853; 3. 湖南明康中锦医疗科技股份有限公司 研发部, 长沙 410205)

**摘要:**目的 采用气道正压对患者进行通气治疗,实现对通气患者呼吸道气阻(resistance,  $R$ )和顺应性(compliance,  $C$ )在线测算。方法 当呼气末气流为 0 时,在呼气支持压(expiratory positive airway pressure, EPAP)之上叠加 1 个负脉冲气压,使肺内气压在该脉冲期间高于体外气压,从而向外泄放气流,并对该泄放气流进行处理来测算  $R$  和  $C$ 。然后以正常成人、典型急性呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)患者和慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary disease, COPD)患者为实验对象,建立仿真实验平台,进行仿真实验来测算  $R$  和  $C$ 。结果 所测算的正常成人  $R$  和  $C$  误差分别为 3.398% 和 -3.288%, COPD 患者  $R$  和  $C$  误差分别为 1.265% 和 -1.348%, ARDS 患者  $R$  和  $C$  误差分别为 3.400% 和 -3.286%。结论 气道正压通气下,采用呼气末叠加 1 个负脉冲气压在 EPAP 上来测算  $R$  和  $C$  的方法具有良好的可行性,研究结果为智能调控通气、精准通气等技术打下坚实基础。

**关键词:** 机械通气; 气道正压; 呼吸道气阻; 肺顺应性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.022

## Improvement of Online Monitoring of Airway Resistance and Compliance under Positive Pressure Ventilation

YUAN Yueyang<sup>1</sup>, ZHOU Li<sup>1</sup>, XIE Lixin<sup>2</sup>, HU Xingshuo<sup>2</sup>, HUANG Haoxuan<sup>3</sup>, XU Qinpeng<sup>3</sup>, DAI Zheng<sup>3</sup>

(1. Innovation Base of Respiratory Diagnostic and Therapeutic Equipment, Hunan City University, Yiyang 413099, Hunan, China; 2. Department of Respiratory and Critical Care Medicine, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China; 3. Department of Research and Design, Hunan Micomme Medical Technology Co., Ltd., Changsha 410205, China)

**Abstract: Objective** To realize the online estimation of airway resistance ( $R$ ) by applying positive airway pressure in ventilation treatment. **Methods** At the end of expiration when the airflow was zero, with a negative pulse pressure superposed upon the expiratory positive airway pressure (EPAP), a discharged airflow in the airway was produced, and the  $R$  and  $C$  were calculated with the discharged airflow. Then, taking the simulated normal adult, typical patients with acute respiratory distress syndrome (ARDS) and patient with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) as experimental subjects, a simulated platform was established and the simulation experiments were conducted to calculate  $R$  and  $C$ . **Results** The errors in  $R$  and  $C$  were 3.398% and -3.288% for the simulated normal adult, 1.265% and -1.348% for the simulated patient with COPD, 3.400% and -3.286% for the simulated patient with ARDS, respectively. **Conclusions** The method with a negative pulse pressure superposed upon the EPAP to conduct the  $R$  and  $C$  is well practicable. This study lays solid foundation for the technology of intelligent and precision ventilation.

**Key words:** mechanical ventilation; positive airway pressure; airway resistance; lung compliance

收稿日期: 2021-12-27; 修回日期: 2022-01-09

基金项目: 国家重点研发计划项目(2021YFC0122500), 湖南省教育厅重点研究项目(19A093), 湖南省自然科学基金项目(2020JJ4159)

通信作者: 袁越阳, 高级工程师, E-mail: sunmoonanfen@163.com

气道正压支持通气 (pressure support ventilation, PSV)、正压控制通气 (pressure control ventilation, PCV) 已经广泛应用于对各类呼吸疾病患者的通气治疗。特别是 2003 年严重急性呼吸综合征 (severe acute respiratory syndrom, SARS)、2019 年末新型冠状病毒肺炎 (corona virus disease 2019, COVID-19) 等传染性呼吸病的出现, 呼吸机在拯救重症患者的生命方面发挥了重要作用。与此同时, 随着临床医师等应用该技术的不断深入和对一些并发症的重视, 个性化、智能化的通气方式将是重要的发展方向之一<sup>[1-2]</sup>。实现机械通气个性化、智能化最为关键的技术之一就是需要有效测定患者呼吸道气阻 (resistance,  $R$ ) 和顺应性 (compliance,  $C$ )。 $R$  和  $C$  的有效测定将有助于实时调整呼吸机输出通气压力和流量, 从而避免和减少气道压损伤、肺容积伤等并发症。对  $R$  和  $C$  检测, 目前主要有肺功能体积描记法、强迫震荡法 (forced oscillatory technology, FOT) 和脉冲震荡法 (impulse oscillometry, IOS)、食道测压法、最小二乘法等<sup>[3-6]</sup>。

实现肺功能体积描记法的具体方式是将被测试者置于特制箱体内, 被测者通过吸气口用力呼吸, 通过测量箱体外的压力和进出于箱体的气流, 分析计算被测者的呼吸力学参数<sup>[7]</sup>。肺功能体积描记法常用于疾病稳定期患者和健康体检者。食道测压法则需在被测试者的食道内插入特定压力监测装置, 测量气流经过呼吸道时传递到食道内的压力<sup>[8]</sup>。食道测压法虽然能实时监测患者的呼吸力学参数, 但易引起食道发炎等病症。FOS 和 IOS 是目前检测呼吸道阻力最为简便的方式之一, 但其却常常要求被测者坐直坐正、保持自然等配合, 难以适应一些自理能力有限的重症患者<sup>[9-10]</sup>。而目前在对动态测算法的研究过程中, 研究者发现自主呼吸用力等因素严重影响测算结果的可靠性和稳定性, 常常需要被测者处于麻醉状态下进行呼吸阻断获取数据<sup>[5, 11-13]</sup>。

随着精准、智能的机械通气模式的提出, 在线动态测算方法备受广大临床医师和专家学者的关注。为此, 基于呼气末呼吸肌松弛不做功的特征, 本文提出了一种在使用正压呼吸机进行通气时在线测算的方法。该方法的实现, 将有利于个体化、智能化通气的发展, 以及通气压力、流量等通气参数的实时调控<sup>[14-15]</sup>。

## 1 算法

人体呼吸道是一端开口与外界相通的组织, 是外部新鲜气体进入肺部参与血气交换和肺部废气排出体外的通道。而呼吸道内气流、气压是机械通气中重要的呼吸力学参数。为了探测呼吸道对气流的影响, 常用的方法之一是建立基于电学原理的气阻 (airway resistance) - 肺顺应性 (lung compliance) 模型 (RC 模型)<sup>[16]</sup>。

图 1 所示为呼吸机对呼吸病患者进行通气治疗的系统组成及电路学模型图。正压呼吸机输出气压  $p_a$  包括吸气压 (inspiratory positive airway pressure, IPAP) 和呼气压 (expiratory positive airway pressure, EPAP), 并经呼吸管路传递到呼吸道。在吸气阶段, 人体呼吸肌收缩做功 (Effort), 产生肺内负压  $p_m$ 。在  $p_m$  和 IPAP 作用下产生的吸气气流  $Q_a$  克服  $R$  和  $C$  进入肺部。在呼气阶段, 人体呼吸肌舒张, 肋骨与胸骨因本身重力及弹性而回位, 致使肺内气压高于 EPAP, 从而产生呼气流  $Q_a$  并克服  $R$  和  $C$  排到体外, 直至肺内压与 EPAP 达到平衡。

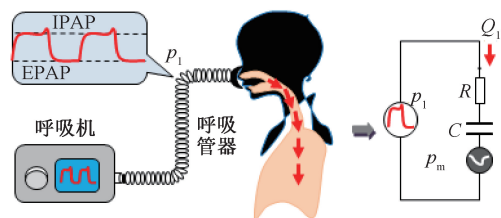


图 1 呼吸机通气系统及系统电学模型

Fig. 1 Ventilation system and electronic model

为了避免呼吸肌等在测算  $R$  和  $C$  时的影响, 鉴于呼气末呼吸肌不做功, 呼吸气流为 0 或接近 0 的特征, 对 EPAP 进行特定处理。如图 2 所示, 在通气压力  $p_a$  的 EPAP 处于呼气末时刻点叠加幅度为  $\Delta p$ 、宽度为  $\Delta t$  的负脉冲。在该负脉冲压的作用下, 产生从肺部经呼吸道向外的泄放气流  $\Delta Q$  叠加在呼吸气流  $Q_a$  之上。

$\Delta p$  与  $\Delta Q$  及  $R$  和  $C$  满足如下关系:

$$\Delta p = R \times \Delta Q + \frac{1}{C} \int_0^{\Delta t} \Delta Q dt, \quad t \in [0, \Delta t] \quad (1)$$

将式(1)两边除以  $\Delta Q$ , 得

$$\frac{\Delta p}{\Delta Q} = \frac{1}{C} \frac{1}{\Delta Q} \int_0^{\Delta t} \Delta Q dt + R \quad (2)$$

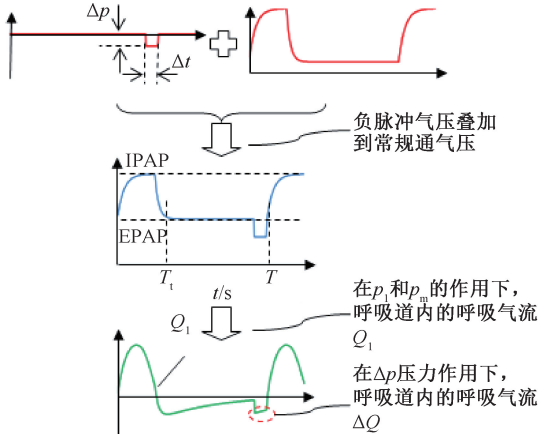


图 2 呼气末 EPAP 叠加负脉冲气压及产生的气流  
Fig. 2 Negative pulse pressure superposed upon EPAP to produce a discharged flow

令  $y = \frac{\Delta p}{\Delta Q}$ ,  $x = \frac{1}{\Delta Q} \int_0^{\Delta t} \Delta Q dt$ , 可得:

$$y = \frac{1}{C}x + R \tag{3}$$

式(3)为  $y$  关于  $x$  的一次线性方程,其常数项是  $R$ ,一次项系数是  $C$  的倒数。在负脉冲期间,读取 1 组样本数为  $n$  的气流数据  $\{\Delta Q \mid \Delta Q_1, \Delta Q_2, \dots, \Delta Q_n\}$ 。对应计算出  $\{y \mid y_1, y_2, \dots, y_n\}$  和  $\{x \mid x_1, x_2, \dots, x_n\}$ 。然后,建立基于最小二乘法的计算式来得到  $R$  和  $C$ 。

$$C = \frac{\left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i)^2 \right) - \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i) \right)^2}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i \cdot y_i) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i) \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i)}$$

$$R = \left| \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i) - \frac{1}{C} \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i) \right| \tag{4}$$

## 2 仿真实验

为了实现仿真通气实验来计算  $R$  和  $C$ ,在 MatlabR2016a (MathWorks 公司,美国)的 Simulink 下建立仿真通气实验平台。该平台主要包括呼吸机控制模块、自主呼吸控制模块、漏气控制模块和呼吸模型(见图 1)。

呼吸机控制模块实现呼吸机输出气压  $p_a$  的功能,具体描述如下:

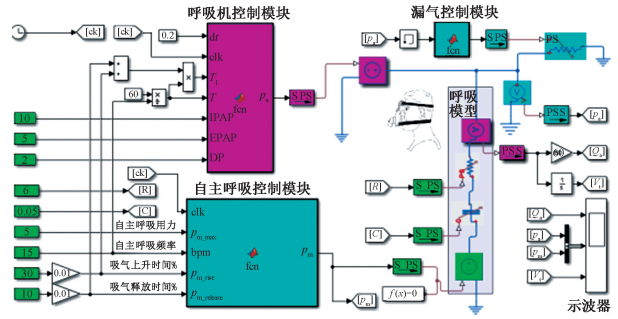


图 3 仿真实验平台  
Fig. 3 Simulation platform

$$p_a = \begin{cases} (IPAP-EPAP) \times (1-e^{-t/\tau}), & t \in [0, T_1] \\ (IPAP-EPAP) \times (e^{-(t-T_1)/\tau}), & t \in [T_1, T-\Delta t] \\ EPAP-\Delta p, & t \in [T-\Delta t, T] \end{cases} \tag{5}$$

通气时,  $t$  时刻在患者端施加(呼吸机输出)通气压力  $p_a$ 。吸气时间、呼吸周期、呼气末降压时间分别用  $T_1, T, \Delta t$  来表示。在吸气阶段 ( $0 < t < T_1$ ) 时,呼吸机输出吸气支持压  $p_a = IPAP$ ; 在呼气阶段 ( $T_1 < t < T$ ) 时,呼吸机输出呼气支持压  $p_a = EPAP$ ; 在呼气末泄压阶段 ( $T-\Delta t < t < T$ ) 时,呼吸机输出呼气支持压跳降至  $p_a = EPAP-\Delta p$ ;  $\tau = R \times C$  为时间常数。

自主呼吸控制模块模拟呼吸肌做功产生肺内负压  $p_m$ ,其具体描述如下式所示<sup>[5]</sup>:

$$p_m = \begin{cases} -p_{m\_max} \times \sin\left(\frac{2\pi t}{4 \times T_{pm\_rise}}\right), & 0 < t \leq T_{pm\_rise} \\ -p_{m\_max} \times \sin\left(\frac{\pi}{2} + \frac{2\pi(t - T_{pm\_rise})}{4 \times T_{pm\_release}}\right), & T_{pm\_rise} < t \leq T_{pm\_release} \\ 0, & T_{pm\_release} < t \leq T \end{cases} \tag{6}$$

吸气阶段 ( $0 < t < T_{pm\_rise}$  和  $T_{pm\_rise} \leq t < T_{pm\_release}$ ), 自主呼吸用力  $p_m$  产生的最大肺内负压为  $-p_{m\_max}$ 。在呼气阶段 ( $T_{pm\_release} < t < T$ ), 自主呼吸用力输出逐渐降至 0。

在无创通气过程中,有且必需一定的漏气流来保证呼出  $CO_2$  排放以防止  $CO_2$  滞留。通常  $t$  时刻的漏气气流  $Leak$  与该时刻面罩端压力  $p_a$  的关系为

$$Leak = \sqrt{p_a} \tag{7}$$

并通过漏气控制模块来加以实现。

为了测算其呼吸道阻力和顺应性,仿真参数设

置如表 1 所示,采用呼吸机输出 IPAP = 10 cmH<sub>2</sub>O、EPAP = 5 cm H<sub>2</sub>O 的双水平通气方式进行仿真通气 (1 cmH<sub>2</sub>O ≈ 98 Pa)。以正常成人、典型急性呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 患者和慢性阻塞性肺疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD) 患者为参考对象,其呼吸道  $R$  分别为 6、10、20 cm H<sub>2</sub>O · s · L<sup>-1</sup>,  $C$  分别为 50、30、50 mL · (cmH<sub>2</sub>O)<sup>-1</sup>[13,17]。

表 1 仿真通气参数设置

Tab. 1 Parameters of simulation ventilation

参数	正常人	ARDS	COPD
IPAP/cmH <sub>2</sub> O	10	10	10
EPAP/cmH <sub>2</sub> O	5	5	5
$\Delta p$ /cmH <sub>2</sub> O	2	2	2
$\Delta t$ /s	0.2	0.2	0.2
BPM/(次 · s <sup>-1</sup> )	15	24	18
$T_{pm\_rise}$ /s	0.3T	0.27T	0.35T
$T_{pm\_release}$ /s	0.1T	0.20T	0.23T
$R$ /(cmH <sub>2</sub> O · s · L <sup>-1</sup> )	6	10	20
$C$ /(L · cmH <sub>2</sub> O <sup>-1</sup> )	0.05	0.03	0.05
Effort/cmH <sub>2</sub> O	11	21	24

注:吸气时间  $T_1 = T_{pm\_rise} + T_{pm\_release}$ ;呼吸周期  $T = 60/BPM$ , BPM (breath per minute) 为呼吸频率。

读取  $\Delta t$  时间段内的部分时刻点  $t = 10、20、30、40、50、60、70、80、90$  ms 的气流数据(见表 2)。通过式(2)计算得出  $x$  和  $y$ (见图 4),然后通过式(3)计算得到  $R$  和  $C$ (见表 3)。

表 2  $\Delta t$  时间段内仿真通气气流Tab. 2 Simulation flow collected during  $\Delta t$  单位:L · (min)<sup>-1</sup>

$t/s$	仿真对象		
	正常	COPD	ARDS
0	-19.40	-8.04	-11.64
10	-18.76	-7.96	-11.26
20	-18.14	-7.88	-10.89
30	-17.55	-7.80	-10.53
40	-16.97	-7.72	-10.18
50	-16.42	-7.65	-9.85
60	-15.88	-7.57	-9.52
70	-15.36	-7.50	-9.22
80	-14.86	-7.42	-8.91
90	-14.37	-7.35	-8.62

注:进入呼吸道的吸气气流为“+”,呼出呼吸道的呼气气流为“-”。

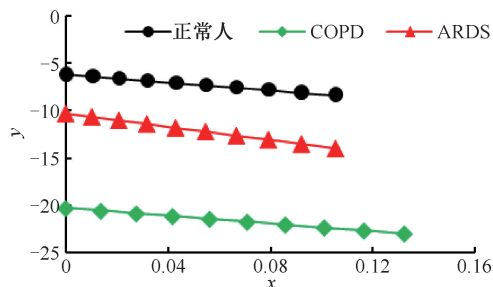
图 4 仿真得到  $x$  和  $y$  数据曲线Fig. 4 Output curve of  $x$  and  $y$  in simulations

表 3 基于仿真实验测算所得呼吸道气阻和肺顺应性

Tab. 3 Calculated  $R$  and  $C$  based on simulation experiments

仿真对象	测算值		误差/%	
	$R$	$C$	$R$	$C$
正常	6.20	0.048 4	3.398	-3.288
COPD	20.27	0.049 3	1.365	-1.348
ARDS	10.34	0.029 0	3.400	-3.286

注:误差 = (测算值 - 设定值) / 设定值。

### 3 实验结果分析与讨论

本文结果表明,基于仿真所得到的  $R$  和  $C$  与设定值之间的误差均在  $\pm 3.40\%$  以内(见表 3)。本文测算结果相较于文献[18]有很大的改善。该改善得益于本文所采用的两个措施:

(1) 气流是以负脉冲作用下起始时刻的气流为相对气流得到  $\Delta Q$ 。在呼气末,尽管理论上而言呼吸气流为 0,但是在测试过程中,鉴于误差、自主用力的配合不同步等因素,往往导致采集的气流数据不为 0。本文采用相对值后,有效降低了此类因素的影响程度。

(2) 通过 1 组数据采用最小二乘法来进行估算。文献[18]中采用负脉冲起始时刻点绝对气道压与绝对气道气流对  $R$  进行计算,容易受到读取误差、气压-气流相位差的影响。本文基于线性回归数学模型,采用以最小误差为计算目标的最小二乘法估算  $R$  和  $C$ ,能有效减小与实际值的误差。

相对于肺功能体积描记法、食道测压法、FOT 和 IOS 等,本文所提出的呼吸道  $R$  和  $C$  测算方法无需专门的测试设备,在使用具有该功能的呼吸机的情况下能实现在线测算患者的呼吸道  $R$  和  $C$ 。

随着智能化、精准化通气技术的发展需要,在线精确测算呼吸病患者的呼吸道  $R$  和  $C$  是实现智



能化、精准化通气最为关键的核心技术之一。接下来的主要工作是将所提方法在呼吸机上实现,并在实现过程中主要解决以下几点问题:

(1) 漏气流计算精度。无创通气下,呼吸管路及面罩端漏气流大小与面罩端内的压力相关,据此可以进行精确标定,标定通气压力范围内的每个压力对应的漏气流。

(2) 呼吸机输出压力的控制精度。通常在压力控制方面主要是采用传统的 PID 和模糊控制算法,但随着人工智能、数字孪生等技术的发展,将其应用于呼吸机压力控制,将可能大幅度提高呼吸机的压力输出精度。

(3) 快速响应压力切换。针对目前主要通过控制风机加速和减速来实现通气压力切换,采用控制比例气阀的方式来实现快速切换通气压力,值得深入研究。

## 4 结论

鉴于呼吸末人体呼吸肌不做功的特征,本文提出了气道正压通气下在线实时监测呼吸病患者呼吸道气阻和肺顺应性的方法:呼气末,在呼气支持压 EPAP 上叠加一定幅度和宽度的负脉冲气压,致使肺部气压瞬间(负脉冲宽期间)向人体外部放气,通过放气气流采用最小二乘法来进行估算。并建立和基于 Matlab 通气仿真实验平台进行实验验证。实验结果表明,该方法具有良好的可行性,为进一步研究与临床应用提供可行性方案和理论基础。

## 参考文献:

[ 1 ] 解立新, 王颖. 呼吸力学指导下的急性呼吸窘迫综合征个体化机械通气策略[J]. 中华医学杂志, 2018, 98(34): 2703-2705.

[ 2 ] NGUYEN TK, MAI DH, LE AN, *et al.* A review of intraoperative lung-protective mechanical ventilation strategy [J]. Trends Anaesth Crit, 2021, 37(4): 9-17.

[ 3 ] HENDERSON WR, SHEEL AW. Pulmonary mechanics during mechanical ventilation [J]. Resp Physiol Neurobi, 2012, 180(2-3): 162-172.

[ 4 ] ZANNIN E, AARLI BB, GOVONI L, *et al.* Effect of stimulating waveform and of data processing on respiratory impedance measurement [J]. Physiol Meas, 2020, 41(5): 1-10.

[ 5 ] 王哲, 乔惠婷, 许丽婵, 等. 针对有自主呼吸慢阻肺患者的无创动态呼吸力学参数估计[J]. 医用生物力学, 2019, 34(4): 404-410.

WANG Z, QIAO HT, XU LQ, *et al.* Noninvasive Dynamic

respiratory mechanics parameter estimation for chronic obstructive pulmonary patients with spontaneous breathing [J]. J Med Biomech, 2019, 34(4): 404-410.

[ 6 ] KHIRANI S, POLESE G, ALIVERTI AA, *et al.* On-line monitoring of lung mechanics during spontaneous breathing: A physiological study [J]. Resp Med, 2010, 104(3): 463-471.

[ 7 ] DUBOIS AB, BOTELHO SY, COMROE JH. A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: Values in normal subjects and in patients with respiratory disease [J]. J Clin Invest, 1956, 35(3): 327-335.

[ 8 ] HUDGEL DW, MARTIN RT, JOHNSON B, *et al.* Mechanics of the respiratory system and breathing pattern during sleep in normal humans [J]. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1984, 56(1): 133-137.

[ 9 ] 谢敏崇, 卢毅荣, 王华, 等. 新型阻抗式呼吸信号分析仪的实验和临床评价[J]. 中华生物医学工程杂志, 2014, 2(4): 302-308.

[ 10 ] 刘华珠, 杨海勇. 强迫振荡呼吸阻力监测仪数据采集系统设计[J]. 东莞理工学院学报, 2013, 20(3): 17-21.

[ 11 ] VOLTA CA, MARANGONI E, ALVISI V, *et al.* Respiratory mechanics by least squares fitting in mechanically ventilated patients: Application on flow-limited COPD patients [J]. Intens Care Med, 2002, 28(1): 48-52.

[ 12 ] ALBANESE A, VICARIO F, CHIOFOLO CM, *et al.* System and method for adaptive scheduling or pause maneuvers used for estimation of compliance and/or resistance during mechanical ventilation [P]. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty, WO2018130658A1, 2018-07-19.

[ 13 ] 陈宇清, 袁越阳, 张海, 等. 无创正压通气时呼气时间常数和呼气阻力的测算分析[J]. 中华生物医学工程杂志, 2020, 26(5): 385-391.

[ 14 ] BELONCLE F, AKOUMIANAKI E, RITTAYAMAI N, *et al.* Accuracy of delivered airway pressure and work of breathing estimation during proportional assist ventilation: A bench study [J]. Ann Intensive Care, 2016, 6(1): 30.

[ 15 ] 蔡春, 陈宇清, 袁越阳, 等. 应用 COPD 模型观察比例辅助通气时不同参数设置对人机同步及呼吸做功的影响[J]. 国际呼吸杂志, 2018, 38(21): 1635-1641.

[ 16 ] CALABRESE P, BACONNIER P, LAOUANI A, *et al.* A simple dynamic model of respiratory pump [J]. Acta Biotheor, 2010, 58(s2-3): 265-275.

[ 17 ] AMAL JM, GAMERO A, SAOLI M, *et al.* Parameters for simulation of adult subjects during mechanical ventilation [J]. Resp Care, 2018, 63(2): 158-168.

[ 18 ] 袁越阳, 胡兴硕, 罗鑫. 基于 Matlab 的无创正压通气下呼吸道气阻与顺应性的在线测算方法研究[J]. 医用生物力学, 2022, 37(2): 348-354.

YUAN YY, HU XS, LUO X, *et al.* Matlab-based study on online monitoring of respiratory resistance and compliance under noninvasive positive airway pressure ventilation [J]. J Med Biomech, 2022, 37(2): 348-354.