

文章编号: 1004-7220(2024)04-0750-06

# 无创气道正压通气下呼气末测算气道阻力和肺顺应性实验研究

袁越阳<sup>1</sup>, 解立新<sup>2</sup>, 陈宇清<sup>3</sup>, 胡兴硕<sup>2</sup>, 黄皓轩<sup>4</sup>, 李立雄<sup>1</sup>, 徐强<sup>1</sup>

(1. 湖南城市学院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. 上海市胸科医院呼吸内科, 上海 200030; 4. 湖南明康中锦医疗科技股份有限公司, 长沙 410000)

**摘要:**目的 采用呼气末压力短暂释放的方式, 测算无创正压通气(non-invasive positive pressure ventilation, NPPV)条件下的气道阻力( $R$ )和肺顺应性( $C$ ), 并评估其测算精度。方法 首先, 将测算方法程序移植到NPPV呼吸机的控制器, 设计基于主动模拟肺ASL5000的通气实验平台。然后, 模拟正常成人( $R=5\text{ cmH}_2\text{O}$ ,  $C=50\text{ mL/cmH}_2\text{O}$ ),  $1\text{ cmH}_2\text{O}=0.098\text{ kPa}$ )、急性呼吸窘迫综合征成人患者( $R=10\text{ cmH}_2\text{O}$ ,  $C=30\text{ mL/cmH}_2\text{O}$ )和慢性阻塞性肺疾病成人患者( $R=20\text{ cmH}_2\text{O}$ ,  $C=50\text{ mL/cmH}_2\text{O}$ )的 $R$ 和 $C$ 进行实验。结果 测算所得 $R$ 最大相对误差达到-12.67%, 出现在对正常成人的测定;  $C$ 最大相对误差达到17.37%, 出现在对急性呼吸窘迫综合征成人患者的测定。采用均值配对双样本 $t$ 检验法对每组测试数据进行分析, 差异没有统计学意义( $P>0.05$ )。结论 实验所得 $R$ 、 $C$ 与在ASL5000上的设置值相一致。NPPV下呼气末 $R$ 、 $C$ 的测算方法具有良好的可行性, 其实现与应用有助于呼吸机通气治疗的精准化和个体化。

**关键词:** 无创通气; 气道阻力; 顺应性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.027

## Calculating Airway Resistance and Lung Compliance at Expiration End under Non-invasive Positive Pressure Ventilation: An Experimental Study

YUAN Yueyang<sup>1</sup>, XIE Lixin<sup>2</sup>, CHEN Yuqing<sup>3</sup>, HU Xingshuo<sup>2</sup>, HUANG Haoxuan<sup>4</sup>, LI Lixiong<sup>1</sup>, XU Qiang<sup>1</sup>

(1. Innovation Base of Diagnostic and Therapeutic Respiratory 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 Respiratory Medicine, Shanghai Chest Hospital, Shanghai 200030, China; 4. Hunan Micomme Medical Technology Co., Ltd., Changsha 410000, China)

**Abstract: Objective** Airway resistance ( $R$ ) and lung compliance ( $C$ ) under non-invasive positive pressure ventilation (NPPV) conditions were measured using a brief pressure release at the end of expiration, and the measurement accuracy was also evaluated. **Methods** An NPPV respirator was developed by programming a method for calculating  $R$  and  $C$ . An experimental platform based on the active servo lung ASL5000 was designed.

收稿日期: 2023-10-01; 修回日期: 2023-11-02

基金项目: 国家重点研发计划项目(2021YFC0122500), 国家级大学生创新训练项目(S202311527084)

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

By simulating a healthy adult ( $R=5 \text{ cmH}_2\text{O}$  and  $C=50 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$ ,  $1 \text{ cmH}_2\text{O}=0.098 \text{ kPa}$ ), an adult patient with acute respiratory distress syndrome ( $R=10 \text{ cmH}_2\text{O}$  and  $C=30 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$ ), and an adult patient with chronic obstructive pulmonary disease ( $R=20 \text{ cmH}_2\text{O}$  and  $C=50 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$ ), a series of experiments for calculating the  $R$  and  $C$  were conducted. **Results** The maximum relative error of  $R$  was  $-12.67\%$ , which occurred in calculating the  $R$  of an average adult. The maximum relative error of  $C$  was  $17.37\%$ , which occurred when calculating the  $C$  values of patients with acute respiratory distress syndrome. Each group of data was analyzed using a paired  $t$ -test, which showed statistically significant differences ( $P>0.05$ ). **Conclusions** The calculation method for  $R$  and  $C$  at the end of expiration during NPPV is feasible, and its realization and application will be beneficial for achieving precise and personalized respiratory ventilation.

**Key words:** non-invasive positive ventilation; resistance in respiratory tract; compliance

影响人体呼吸的重要呼吸力学参数之一是气流流经呼吸道时克服黏性阻力(resistance,  $R$ )和肺泡膨胀过程中气流需克服的肺弹性阻力(elastic force,  $E$ ),其中肺弹性阻力常用顺应性(compliance,  $C$ )来表示<sup>[1-3]</sup>。 $R$ 和 $C$ 的计算公式如下:

$$\begin{cases} R = \left| \frac{\Delta p}{Q_a} \right| \\ C = \left| \frac{V - V_0}{\Delta p} \right| \end{cases} \quad (1)$$

式中: $\Delta p$ 为压力差; $Q_a$ 为进出于呼吸道的呼吸气流; $V_0$ 和 $V$ 分别为肺容积变化时和变化后的肺容量。在相对压力的压力差 $\Delta p$ 的作用下,呼气气流或吸气气流克服 $R$ 和 $C$ 排出或流入肺部,肺容积由容积 $V_0$ 增大或缩小到 $V$ (见图1)。

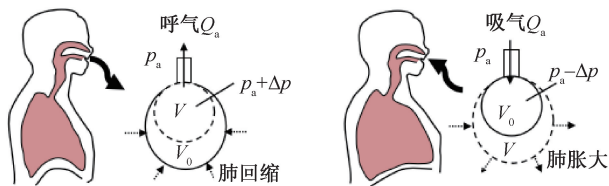


图1 压力、气流和肺容积变化示意图

Fig. 1 Illustration of pressure, flow and changed volume in the lung

呼吸系统疾病患者,如常见的慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary disease, COPD)、呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)等,最为明显的呼吸生理学改变表现为 $R$ 增大和/或 $C$ 减小,致使患者呼吸困难,难以维持呼吸生理对新鲜空气的需求和对二氧化碳等废气的有效排出<sup>[4-8]</sup>。

采用正压机械通气进行通气治疗是救治呼吸

系统疾病患者的一种重要治疗手段。目前,无创气道正压(noninvasive positive airway pressure ventilation, Ni-PAPV)呼吸机已得到广泛应用,在拯救患者生命方面发挥了重要作用。而正确了解呼吸系统疾病患者呼吸道 $R$ 和 $C$ ,是保障合理设置通气参数、减少呼吸机相关肺损伤(ventilator-associated lung injury, VALI)等通气并发症,提高通气疗效和通气舒适度的关键所在。自20世纪中期以来,研究者们先后提出了肺功能体积描记法、食道测压法、强迫震荡法(forced oscillation technique, FOT)、脉冲震荡法(impulse oscillometry, IOS)、动态测算法<sup>[9-13]</sup>,以期实现对 $R$ 和 $C$ 的准确测算。然而,此类方法均存在不足之处:肺功能体积描记法需将被测试者置于特制箱体内才能得以实现;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;强迫震荡法和脉冲震荡法常常要求被测者深度配合;动态测算法则因自主呼吸用力等因素影响测算结果的可靠性和稳定性。根据分析,上述方法均难以实现对患者进行通气治疗时测算 $R$ 和 $C$ 的功能。

本文在前期研究的基础上<sup>[14-15]</sup>,设计物理实验平台,测试和评价无创正压通气下呼气末(即通气对象呼气过程快要结束的时间段)测算气道阻力和肺顺应性方案的可行性。

## 1 实验平台设计及实验

将自行研发的呼吸末测算 $R$ 和 $C$ 的算法程序嵌入Ni-PAPV呼吸机控制单元中,使呼吸机控制单元探测到通气对象处于吸气和呼气阶段时分别输出吸气支持压(inspiration positive airway pressure, IPAP)和呼气支持压(expiration positive airway

pressure, EPAP),并在呼气末期输出时长为  $\Delta T$ 、低于 EPAP 的负脉冲气压  $\Delta p$ 。然后,基于自行研发的呼吸机(功能测试样机)和主动模拟肺 ASL5000 (IngMar Medical 公司,美国)设计如图 2 所示实验平台:呼吸机输出口通过 1 根呼吸管路( $L \times \Phi = 182 \text{ cm} \times 2.2 \text{ cm}$ ) (北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司)与口鼻面罩(Cf-10C-L,湖南明康中锦医疗科技股份有限公司)进气口相连;面罩戴在树脂假人头上;采用另 1 根呼吸管路( $L \times \Phi = 50 \text{ cm} \times 2.2 \text{ cm}$ )一端插入树脂人头内部模拟上气道,另一端接到 ASL5000;利用 USB 数据线将 ASL5000 内部的数据上传至电脑端进行处理(见图 2)。

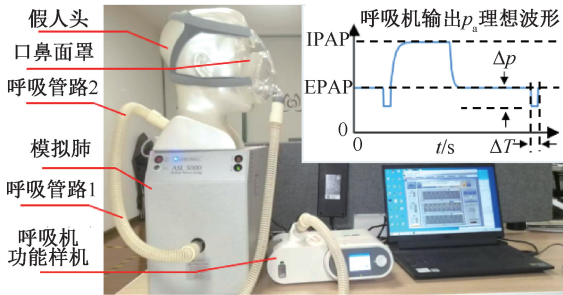


图 2 基于 ASL5000 和功能样机的实验平台

Fig. 2 Experiment platform based on ASL5000 and function prototype

实验时,设置 ASL5000 模拟正常成人、ARDS 成人患者和 COPD 成人患者。模拟对象的主要呼吸力学参数设置如表 1 所示<sup>[3,14-15]</sup>。其中,为了保障

通气对象呼吸末呼气气流充分接近于 0,在 ASL5000 上设置模拟通气对象的呼吸频率适当降低,以延长呼气末的时间,便于  $\Delta p$  的输出。

表 1 模拟对象主要呼吸力学参数设置

Tab. 1 Main parameters setting for subjects

参数	正常	ARDS	COPD
	成人	患者	患者
气道阻力/ $[(\text{cmH}_2\text{O}) \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}]$	5	10	20
肺顺应性/ $(\text{mL} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1})$	50	30	50
呼吸频率/ $(\text{次} \cdot \text{min}^{-1})$	10	20	12
自主呼吸用力/ $\text{cmH}_2\text{O}$	-5	-21	-24

注:自主呼吸用力为自主呼吸产生的胸内压最大值,1  $\text{cmH}_2\text{O} = 0.098 \text{ kPa}$ ,下同。

在呼吸机端设置通气模式为自主呼吸触发(S)模式,也即呼吸机输出跟随通气对象的自主呼吸。呼吸机在通气对象呼气末输出脉宽时间  $\Delta T$  的负脉冲气压  $\Delta p$ 。本文设置模拟正常成人、ARDS 成人患者和 COPD 成人患者通气时  $\Delta p$  分别为 2、2、3  $\text{cmH}_2\text{O}$ ,  $\Delta T$  分别为 0.8、0.4、0.8 s。每次实验进行 10 min 以上,并随机获取一段时间为 20 s (>3 个通气对象的呼吸周期)的通气数据。

## 2 实验结果与分析

针对模拟正常成人、ARDS 成人患者和 COPD 成人患者的实验所得通气数据如图 3 所示。根据图 3 中虚线椭圆框所标识的  $\Delta p$  和  $\Delta Q$  数据采集区域,为每个模拟对象获得 3 组  $\Delta p$  和  $\Delta Q$ 。

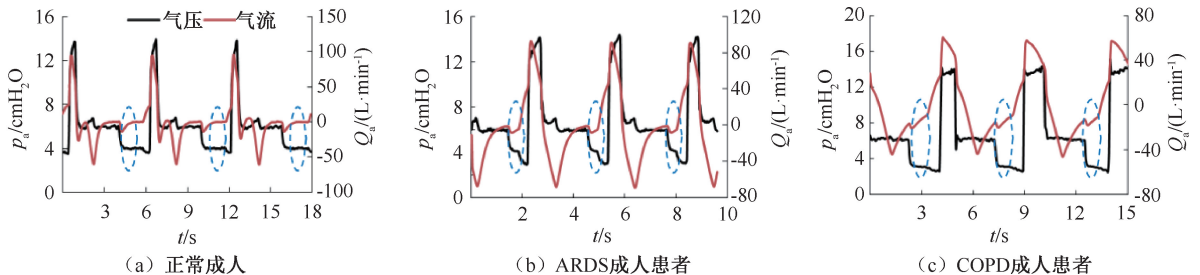


图 3 实验所得气压  $p_a$  和气流  $Q_a$  数据曲线

Fig. 3 Waveforms of pressure and flow from different simulated subjects (a) Normal adult, (b) Adult patient with ARDS, (c) Adult patient with COPD

注:蓝色虚线椭圆框标识区为  $\Delta p$  和  $\Delta Q$  采集区域。

运用式(2)~(4)计算得出正常成人、ARDS 成人患者和 COPD 成人患者  $R$  和  $C$  的结果为<sup>[15]</sup>:

$$\Delta V(i) = \sum_1^i (\Delta Q(i) \cdot \Delta t) \quad (2)$$

$$\begin{cases} x(i) = \frac{\Delta V(i)}{\Delta Q(i)} \\ y(i) = \frac{\Delta p(i)}{\Delta Q(i)} \end{cases} \quad (3)$$

$$\left\{ \begin{aligned} \frac{1}{C} &= \frac{\frac{1}{n} \sum_1^n (x(i) \cdot y(i)) - \frac{1}{n} \sum_1^n x(i) \cdot \frac{1}{n} \sum_1^n y(i)}{\frac{1}{n} \sum_1^n x^2(i) - \left(\frac{1}{n} \sum_1^n x(i)\right)^2} \\ R &= \frac{1}{n} \sum_1^n y(i) - \frac{1}{C} \sum_1^n x(i) \end{aligned} \right. \quad (4)$$

式中: $\Delta p(i)$ 、 $\Delta V(i)$ 和 $\Delta Q(i)$ 分别表示采集到第*i*个( $i=1,2,\dots$ )数据时的气压、气容量和流量。 $\Delta t$ 为

数据采样的时间间隙。

将实验结果导入 Excel 表格,采用均值配对双样本 *t* 检验法对每组测试数据与设定值进行对比分析,得到模拟对象正常成人、ARDS 成人患者、COPD 成人患者 *R* 和 *C* 的 *P* 值分别为 0.13 和 0.31、0.06 和 0.06、0.44 和 0.09。所有 *P* 值均大于 0.05,表明测算结果与设定值之间的差异没有统计学意义,测算结果与设定值具有良好的一致性(见表 2)。

表 2 数据  $\Delta p(i)$  和  $\Delta Q(i)$  及测算所得 *R* 和 *C* 结果

Tab.2 Data of  $\Delta p(i)$ ,  $\Delta Q(i)$  and the calculated results of *R* and *C*

模拟对象		$\Delta p / \text{cmH}_2\text{O}$	$\Delta Q / (\text{L} \cdot \text{min}^{-1})$	$R / [(\text{cmH}_2\text{O}) \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1}]$		$C / (\text{mL} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1})$		
				测算值	误差/%	测算值	误差/%	
正常成人	#1	-1.80, -1.78, -1.90, -2.02	-13.92, -14.12, -12.25, -10.18	4.37	-12.67	49.50	-0.99	
		-2.03, -1.99, -2.00, -2.03	-8.91, -7.13, -5.16, -3.90,					
		-2.04, -2.08, -2.06	-3.19, -2.75, -2.27					
	#2	-1.73, -1.91, -1.99, -2.08	-14.09, -13.27, -11.79, -9.61	4.72	-5.63	50.25	0.50	
		-1.97, -2.01, -2.05, -2.06	-7.83, -6.05, -4.99, -3.89					
		-2.08, -2.06, -2.03	-3.06, -2.48, -1.89					
	#3	-1.74, -1.95, -1.92, -2.00	-13.54, -12.64, -11.03, -8.89	4.95	-0.99	48.78	-2.44	
		-2.01, -2.04, -2.04, -2.05	-7.32, -5.69, -4.44, -3.42					
		-2.07, -2.12, -2.01	-2.55, -2.03, -1.51					
ARDS 患者	#1	-1.71, -1.86, -1.86, -1.92	-6.95, -6.66, -6.22, -5.54	10.38	3.83	31.06	3.52	
		-1.91, -1.92, -1.91, -1.92	-5.01, -4.39, -3.90, -3.40					
	#2	-1.71, -1.78, -1.78, -1.84	-7.10, -6.84, -6.43, -5.84	10.15	1.54	35.21	17.37	
		-1.83, -1.88, -1.85, -1.90	-5.29, -4.70, -4.22, -3.66					
	#3	-1.77, -1.82, -1.82, -1.85	-7.13, -7.39, -7.11, -6.54	10.71	7.06	33.11	10.38	
		-1.90, -1.89, -1.95, -1.95	-6.01, -5.42, -4.85, -4.33					
	COPD 患者	#1	-2.85, -2.91, -2.97, -2.98	-3.93, -3.83, -2.86, -1.71	21.74	8.68	49.02	-1.96
			-2.94, -2.96, -3.04, -3.01	-0.64, 0.43, 1.33, 2.22				
		#2	-2.71, -2.85, -2.92, -2.87	-3.66, -4.18, -3.52, -2.50	19.82	-0.90	49.26	-1.48
-2.94, -2.93, -2.96, -3.00			-1.48, -0.58, 0.31, 1.14					
#3		-2.39, -2.73, -2.77, -2.82	-1.60, -3.69, -3.50, -2.68	20.07	0.37	49.02	-1.96	
		-2.87, -2.86, -2.90, -2.86	-1.77, -0.82, 0.11, 0.97					
			-2.89, -2.93	1.81, 2.56				

注:正常成人、ARDS 成人患者和 COPD 成人患者样本数分别为 11、8、10,采样间隙分别为 64、32、64 ms。误差% = [(测算值-设定值)/设定值]×100%。

### 3 讨论

目前,有关气道阻力和肺顺应性的测算主要有王哲等<sup>[12]</sup>、陈宇清等<sup>[13]</sup>先后提出的动态测算方法。

王哲等<sup>[12]</sup>通过连续采集至少 3 个呼吸周期(>10 s)的气压与气流数据来计算,且要求被测对象的自主呼吸用力平顺。而本文所采用的方法只需关注呼气末短时间内的数据,计算过程简单,计算速度快。



陈宇清等<sup>[13]</sup>提出基于通气条件下得到的平台压、峰压、峰流速、潮气量来进行计算,其结果受呼吸机输出的气压变化影响较大,当吸气支持压力大于15 cmH<sub>2</sub>O时计算结果才比较接近理论值,且易受到呼吸切换的影响。而本文所采用的方法与吸气支持压的相关性不大,能有效避免陈宇清等<sup>[13]</sup>所提出方法的缺陷。相较于肺功能体积描记法、食道测压法、FOT和IOS等<sup>[9-13]</sup>,本文所采用的呼气末测算 $R$ 和 $C$ 的方法只需基于现有呼吸机升级控制系统程序便可实现<sup>[15]</sup>,无需额外增添专门的监测器件及设备。 $R$ 和 $C$ 是判断呼吸是否畅通的关键呼吸力学参数,也是体现呼吸系统疾病患者病情的重要指标<sup>[16-17]</sup>。在为呼吸系统疾病患者进行通气治疗的过程中, $R$ 和 $C$ 的测定有助于临床医师等人员观察患者病情发展,实时调整通气压力和流量输出等,是实现个体化、精准化、智能化通气策略的重要基础。

呼吸机输出压力的控制精度、气流和潮气量计算精度的提高是减少本文所采用方法对 $R$ 和 $C$ 测算误差的主要措施之一。为了提高呼吸机控制器对通气压力、气流等参数的控制和监测精度,除了包括压力传感器、流量传感器等各种关键器件的测量精度改进外,还涉及到压力、流量输出的控制方法的优化和改进。本文所得 $R$ 值平均相对误差为-0.14%,最大相对误差为-12.67%;所得 $C$ 值平均相对误差为2.71%,最大相对误差为17.37%。虽然平均相对误差不大,但最大相对误差明显有些偏大,提示测算结果的稳定性不够。本文认为,相对误差明显有些偏大的原因是作为分母的设置值本身比较小。为了进一步提高测算结果的精确度和稳定性,后续研究可以考虑选用压力、流量传感器等性能更为优越的核心器件。同时,在控制算法方面,基于目前模糊控制、比例-积分-微分(proportion-integral-differential, PID)控制等<sup>[18-19]</sup>,采用非线性控制等先进控制算法<sup>[20-21]</sup>也可以提高通气参数控制和计算精度。

对 $R$ 和 $C$ 的测定,将有助于明确呼吸系统疾病患者的症状,以及人工或实现智能调节适宜于呼吸系统疾病患者的通气参数,实现更为精准的、个性化的通气治疗方式。接下来的研究工作中,可以针对提高测算 $R$ 和 $C$ 的精确度、稳定性方面更为深入

地研究,例如提高呼吸机输出压力、气流的控制和监测能力等。

## 4 结论

本文针对呼吸末测算气道阻力和肺顺应性的方法,基于自主研发的呼吸机功能样机设计了物理实验平台,展开了实验研究。基于实验研究结果,经数据分析表明,该方法具有良好的可行性,为其进一步研究与应用于临床提供了良好的研究基础和数据支撑。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**袁越阳负责算法、实验方案的实现和论文撰写;李立雄和徐强负责实验操作和数据整理;解立新和陈宇清对呼吸力学参数及实验数据进行审查;胡兴硕和黄皓轩负责完成功能样机的开发和实验平台的设计。

## 参考文献:

- [1] 刘天亚, 乔惠婷, 李德玉, 等. 非线性气道分级呼吸力学模型及健康成人自主呼吸模拟[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36(1): 107-112.
- [2] CALABRESE P, BACONNIER P, LAOUANI A, *et al.* A simple dynamic model of respiratory pump [J]. *Acta Biotheor*, 2010, 58(2-3): 265-275.
- [3] 袁越阳, 周理, 黄皓轩, 等. 无创双水平气道正压通气治疗系统建模及通气仿真[J]. 生物医学工程学杂志, 2023, 40(2): 343-349.
- [4] 赵红梅, 王辰. 慢性阻塞性肺疾病的康复医疗: 评估与实施[J]. 中华结核和呼吸杂志, 2018, 41(7): 561-566.
- [5] HOGG JC, TIMENS W. The pathology of chronic obstructive pulmonary disease [J]. *Annu Rev Pathol*, 2009, 4(1): 435-459.
- [6] 何权瀛. 对慢性阻塞性肺疾病若干问题的思考[J]. 中华医学杂志, 2019, 99(40): 3121-3125.
- [7] THOMPSON BT, CHAMBERS RC, LIU KD. Acute respiratory distress syndrome [J]. *New Engl J Med*, 2017, 377(6): 562-572.
- [8] 解立新, 王颖. 呼吸力学指导下的急性呼吸窘迫综合症个体化机械通气策略[J]. 中华医学杂志, 2018, 98(34): 2703-2705.
- [9] 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.

- [10] 孙秀梅, 陈光强, 杨燕琳, 等. 辅助通气时应用食道测压管的气囊压力-容积曲线校正食道压的可行性研究[J]. 中华危重病急救医学, 2020, 32(7): 808-813.
- [11] TANIMURA K, HIRAI T, SATO S, *et al.* Comparison of two devices for respiratory impedance measurement using a forced oscillation technique: Basic study using phantom models [J]. *J Phys Sci*, 2014, 64(5): 377-382.
- [12] 王哲, 乔惠婷, 许丽婳, 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.
- [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] 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): 345-350.  
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): 345-350.
- [15] 袁越阳, 周理, 解立新, 等. 气道正压通气下呼吸道气阻与顺应性在线测算方法改进[J]. 医用生物力学, 2022, 37(6): 1114-1118.  
YUAN YY, ZHOU L, XIE LX, *et al.* Improvement of online monitoring of airway resistance and compliance under positive pressure ventilation [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1114-1118.
- [16] TONGA KO, CHAPMAN DG, FARAH CS, *et al.* Reduced lung elastic recoil and fixed airflow obstruction in asthma [J]. *Respirology*, 2020, 25(6): 613-619.
- [17] SWENSON KE, SWENSON ER. Pathophysiology of acute respiratory distress syndrome and COVID-19 lung injury [J]. *Crit Care Clin*, 2021, 37(4): 749-776.
- [18] 陈正龙, 胡兆燕, 周贵. 持续气道正压无创呼吸机控制系统的研制[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(2): 269-275.
- [19] MEHEDI IM, SHAH HSM, AL-SAGGAF UM, *et al.* Fuzzy PID control for respiratory systems [J/OL]. *J Healthc Eng*, 2021, doi: 10.1155/2021/7118711.
- [20] 袁越阳, 陈宇清, 何超. 一种呼吸机正压通气模式压力控制方法: 中国, CN109621114A [P]. 2019-04-16.
- [21] HASAN MW, ABBAS NH. Disturbance rejection for Underwater robotic vehicle based on adaptive fuzzy with nonlinear PID controller [J]. *ISA Trans*, 2022(130): 360-376.