

压力控制通气时不同呼吸力学特性对 吸气流量指数的影响

常 青¹, 陈宇清¹, 袁越阳², 张 海¹, 李 锋¹, 李兴旺³

(1. 上海市胸科医院/上海交通大学医学院附属胸科医院, 上海 200030;

2. 湖南城市学院机械与电气工程学院, 湖南 长沙 413049;

3. 上海交通大学Bio-X研究院, 上海 200030)

[摘要] 目的: 观察不同肺力学模型在压力控制通气(pressure controlled ventilation, PCV)时潮气量变化对吸气流量指数的影响。方法: 使用ASL 5000机械模拟肺模拟健康成年人、轻度和重度慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary diseases, COPD)及急性呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)患者, 构建4种呼吸力学模型。系统顺应性(C_{rs})为30.0和60.0 mL/cmH₂O, 气道阻力(R_{aw})分别为5.0、10.0和20.0 cmH₂O/(L·s)。呼吸机以PCV模式运行, 输出潮气量(V_T)达到5.0、7.0和10.0 mL/kg, 呼气末正压(PEEP)设置为5.0 cmH₂O, 通气频率为10次/min, 吸气时间为3.0 s。收集不同肺力学模型通气参数的变化, 并计算流量指数和呼气时间常数(RC_{exp})。结果: PCV通气时, 所有4种肺力学模型的流量指数均小于1.0。随着 V_T 的增大, PCV通气时吸气峰流量(peak inspiratory flow, PIF)和呼气峰流量(peak expiratory flow, PEF)逐渐增高, 驱动压增大, 流量指数却逐渐减小。ARDS模型的流量指数与健康成年人相近, 但 RC_{exp} 显著降低。重度COPD模型的流量指数和吸气末流量(end-inspiratory flow, EIF)也较其他几种肺疾病模型显著增高, 小潮气量($V_T=5.0$ mL/kg)通气时吸气流量指数达到0.80。结论: 吸气流量指数具有无创性、可连续监测等特点, 潮气量和呼吸力学特性的变化均会影响其数值, 连续监测有助于评估患者气流受限的严重程度以及自主吸气努力与机械通气辅助水平间的匹配程度。

关键词: 压力控制通气; 流量指数; 模拟; 慢性阻塞性肺疾病; 急性呼吸窘迫综合征

中图分类号: R563.8; R448 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-2870(2023)05-0454-06

DOI: 10.16150/j.1671-2870.2023.05.006

Influence of different respiratory mechanics properties on inspiratory flow index during pressure controlled ventilation

CHANG Qing¹, CHEN Yuqing¹, YUAN Yueyang², ZHANG Hai¹, LI Feng¹, LI Xingwang³

1. Department of Respiratory medicine, Shanghai Chert Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 2. School of mechanical and electrical Engineering, Hu Nan City University, Hunan Changsha 413099, China; 3. The Bio-X Institutes, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China

[Abstract] **Objective:** To observe the influence of tidal volume(VT) variation on the inspiratory flow index during pressure controlled ventilation (PCV) in different lung models. **Methods:** The Hamilton C3 ventilator was connected to an ASL5000 lung simulator, which simulated lung mechanics in patients with healthy adult, patients with mild and severe chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and acute respiratory distress syndrome (ARDS), and 4 respiratory mechanics models were constructed. mild and severe chronic obstructive pulmonary disease (COPD)The [system compliance (C_{rs}) was 30.0 and 60.0 mL/cmH₂O, the airway resistance (R_{aw}) was 5.0, 10.0 and 20.0 cmH₂O/(L·s)]. The Hamilton C3 ventilator was operated in PCV mode were actived with output V_T at 5.0, 7.0 and 10.0 ml/kg, positive end-expiratory pressure (PEEP) was set at 5.0 cmH₂O, breathing rate at 10 bpm, and inspiratory time was set at 3.0 sec. The performance characteristics were collected, and the inspiratory flow index and expiratory time constant(RC_{exp}) were estimated by specical equationscalculated. **Results:** The flow index was not aboveless than 1.0 in all four lung mechanics profiles models during passive ventilation with PCV mode. Peak inspiratory flow (PIF), peak expiratory flow (PEF) and inspiratory driving pressure (DP) were increased gradually with the increment of tidal volume, whereas the flow index was decreased. There were the similar value in the estimation of The flow index in health adult and of the ARDS lung models was similar to that of healthy adults, but RC_{exp}

was significantly reduced in severe restrictive model. Flow index and end-inspiratory flow (EIF) were significantly higher in severe COPD model than in the other lung models, which with flow index was close to reaching 0.80 when V_T was at 5.0 mL/kg. **Conclusions:** Flow index has the characteristics of a non-invasive derivative parameter and continuous monitoring can be monitored continuously, and is affected by the alteration of tidal volume and respiratory mechanical properties. During pressure controlled ventilation, the estimation continuous monitoring of flow index is useful to evaluate the severity of airflow limitation and the association between the patient's inspiratory effort and ventilator outputted assistance level.

Key words: Pressure controlled ventilation; Flow index; Simulation; Chronic obstructive pulmonary disease; Acute respiratory distress syndrome

压力控制通气 (pressure controlled ventilation, PCV) 是一类以吸气压力为目标、采用时间切换机制的通气模式, 与容量控制通气时需预设潮气量、吸气流量及流量波形不同, PCV 的主要通气参数包括吸气压力和吸气时间, 启动后呼吸机输出瞬间高速气流, 气道压力也迅速增高至预设水平, 随后吸气流量呈指数递减以维持稳定的气道压力直至吸气时间结束。PCV 时吸气流量的形态取决于呼吸系统的力学特性及患者吸气努力的变化, 不同呼吸系统疾病患者的呼吸力学特性不同, 吸气流量的峰值及下降速率也各不相同^[1-2]。流量指数是新近推出的一项呼吸力学衍生参数, 是对压力支持通气 (pressure support ventilation, PSV) 及 PCV 时吸气流量递减速率的测算值, 以评估呼吸机辅助水平与患者自主吸气努力匹配程度, 并可识别判断自主吸气努力的大小。PSV 通气时流量指数显著增高意味着患者的自主吸气做功过强, 呼吸机辅助不良; 反之则表明呼吸支持以被动通气为主^[3-4]。本研究通过测算不同肺力学模型在 PCV 通气时的流量指数, 观察不同严重程度的气流阻塞及潮气量变化对吸气时间和吸气流量形态的影响。

1 材料与方法

1.1 模拟肺

使用 ASL5000 主动伺服式肺模拟器 (IngMar Medical, Ltd, Pittsburg, Pennsylvania, USA), 此模拟器是由电脑控制在风箱中活动行程的活塞构成, 其系统顺应性、气道阻力及主动吸气努力状况均可由使用者通过电脑设置。

呼吸机通过标准一次性医用级聚乙烯/聚丙烯制麻醉呼吸回路 (长度为 1.2 m) 与 ASL5000 机械肺模拟器连接。呼吸机与肺模拟器之间移除湿化器和热湿交换器^[5-6]。所有测试均在 2021 年 9 月至 12 月间进行, 测试地区平均海拔 3~5 m, 室内温度 15 °C~20 °C, 相对湿度 80%~85%, 保持室内无明显对流。

1.2 呼吸系统机械模型

机械肺模拟器设置为半卧位健康成年人、轻度和重度慢性阻塞性肺疾病 (chronic obstructive pulmonary diseases, COPD) 及急性呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 患者 (体重 70 kg), 系统顺应性 (system compliance, C_{rs}) 为 30.0 和 60.0 mL/cmH₂O, 气道阻力 (airway resistance, R_{aw}) 分别为 5.0、10.0 和 20.0 cmH₂O/(L·s), 吸气阻力 (R_{insp}) 和呼气阻力 (R_{exp}) 相等^[7-8]。

1.3 呼吸机参数设置

参加测试的为瑞士夏美顿 C3 型呼吸机 (Hamilton medical AG, Bonaduz, Switzerland), 通气模式设置为 PCV 模式, 呼吸机输出潮气量 (tidal volume, V_T) 分别为 5.0、7.0 和 10.0 mL/kg, 通气频率为 10 次/min, 吸气时间 (T_I) 为 3.0 s, 吸气压力上升时间 (rise time) 为 100 ms。呼气末正压为 0.49 kPa (5.0 cmH₂O)。潮气量报警高限为 1 000 mL, 气道压力报警高限为 40 cmH₂O。氧浓度为 0.21。

1.4 监测参数

潮气量 (expiratory tidal volume, V_{TE}) 为呼吸机监测的呼出潮气量; 吸气末压力 (end-inspiratory pressure, EIP) 为 PCV 通气时吸气阶段末的气道压力值; 驱动压为 PCV 通气时吸气阶段 EIP 与呼气末正压的差值; 吸气峰流量 (peak inspiratory flow, PIF) 为 PCV 通气时的吸气流量峰值; 达峰时间 (T_{PIF}) 为呼吸机启动通气后吸气流量达到 PIF 所需的时间; 75%、50% 和 25% 吸气峰流量值的时间 ($T_{75\%PIF}$, $T_{50\%PIF}$, $T_{25\%PIF}$) 为吸气流量自 PIF 递减至吸气结束期间达到不同流量水平所需的时间; 吸气末流量 (end-inspiratory pressure, EIF) 及时间 (T_{EIF}) 为 PCV 通气时的吸气终止流量值及时间; 呼气峰流量 (peak expiratory flow, PEF) 为 PCV 通气时的呼气流量峰值; 呼气时间常数 (RC_{exp}) 为呼气时 75% 潮气量与瞬间流量的比值, 即 $RC_{exp} = 75\%V_{TE}/TEF_{75}$ ^[9-10] (见图 1)。

1.5 数据收集与分析

测试前按照原厂操作手册中的校验程序, 将呼

吸机和肺模拟器进行容积、流量和压力校准。获得基线水平的数据后,将肺模拟器分别设置为正常成年人和不同肺疾病患者,不同肺疾病力学参数及通气参数改变后,均连续观察至少 5 min 以保证呼吸机与肺模拟器同步。若出现连续自动触发或触发失败被判定为吸气同步性能不良,呼吸机无法供气或发生报警现象,调整通气参数和(或)报警限后仍无法实现通气或持续触发报警限,即判定为该呼吸机不能适应此项通气参数设置。

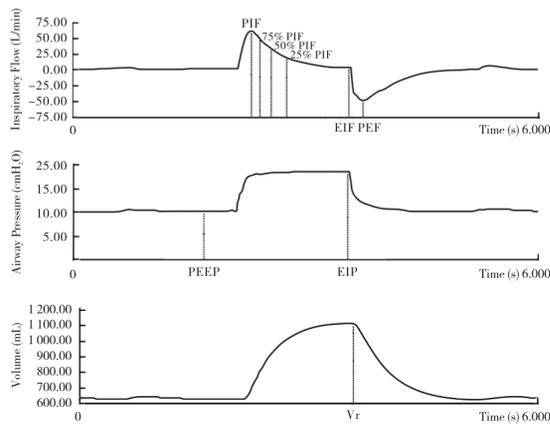


图1 PCV模式的通气波形
Fig 1 Airway pressure, flow and volume waveforms during pressure controlled ventilation (PCV).

表1 不同潮气量对不同肺力学模型PCV通气参数的影响

Table 1 Comparison of the ventilatory parameters in PCV mode between different lung models

Indice	Normal Adult ($C_{rs}=60.0, R_{aw}=5.0$)	Mild COPD ($C_{rs}=60.0, R_{aw}=10.0$)	Severe COPD ($C_{rs}=60.0, R_{aw}=20.0$)	ARDS ($C_{rs}=30.0, R_{aw}=10.0$)	F value	P value
PIF (L/min)						
5.0 mL/kg	45.53±2.66	25.64±0.52	18.10±0.18	50.98±1.09	688.958	<0.01
7.0 mL/kg	61.65±1.76	34.47±1.44	24.18±0.41	64.94±3.08	653.586	<0.01
10.0 mL/kg	80.10±4.23	48.36±1.05	34.22±0.40	76.52±1.88	520.286	<0.01
PEF (L/min)						
5.0 mL/kg	39.19±2.77	24.84±1.76	16.19±0.74	46.68±1.47	377.294	<0.01
7.0 mL/kg	50.80±3.99	33.10±0.93	23.07±0.59	60.79±2.86	274.817	<0.01
10.0 mL/kg	68.73±5.62	48.35±0.99	31.79±1.24	81.77±3.82	239.933	<0.01
EIF (L/min)						
5.0 mL/kg	0.37±0.31	0.40±0.10 ^Δ	1.91±0.03	0.05±0.06	119.696	<0.01
7.0 mL/kg	1.03±0.27	1.42±0.09	2.69±0.05	0.07±0.05*	364.962	<0.01
10.0 mL/kg	1.34±0.61	1.60±0.25	3.76±0.26	0.06±0.03*	329.211	<0.01
DP (cmH ₂ O)						
5.0 mL/kg	6.23±0.03	6.18±0.05 ^Δ	7.28±0.06	12.24±0.09	92.338	<0.01
7.0 mL/kg	8.27±0.10	8.29±0.05 ^Δ	10.21±0.04	16.32±0.11	14040.241	<0.01
10.0 mL/kg	11.27±0.08	11.91±0.54 ^Δ	14.21±0.05	22.28±0.13	1921.010	<0.01
Flow index						
5.0 mL/kg	0.60±0.009	0.71±0.004	0.80±0.003	0.59±0.003 ^Δ	1900.893	<0.01
7.0 mL/kg	0.56±0.004	0.65±0.008	0.72±0.004	0.55±0.006	1232.851	<0.01
10.0 mL/kg	0.53±0.006	0.59±0.003	0.65±0.002	0.53±0.003 ^Δ	1307.499	<0.01
RC _{exp}						
5.0 mL/kg	434.11±48.82	714.30±42.79	1132.02±44.67	365.11±27.86	416.551	<0.01
7.0 mL/kg	445.48±55.34	701.66±69.28	1140.53±47.25*	368.03±30.59	263.888	<0.01
10.0 mL/kg	458.31±62.89	733.43±55.74	1125.73±50.46*	380.83±32.07	255.786	<0.01

*P values (Student t-test) are comparison between 5.0, 7.0, and 10.0mL/kg of V_T (P>0.05); ^ΔP values (Student t-test) are comparison between normal adult and ARDS lung models (P>0.05). Data are presented as mean ± standard deviation (SD). DP: driving pressure.

采集 PCV 通气时吸气流量自 PIF 递减至 EIF 过程中不同时间点的流量值,并根据公式 $Flow=a+b \times \Delta time^c$ 计算吸气流量指数,其中 c 为流量指数^[3-4]。

呼吸机运行稳定后,每次通气参数发生改变后间隔 1 min 收集 1 次有代表性的通气,共 18 次。计量资料以均数±标准差($\bar{x} \pm s$)表示,采用配对 t 检验,以 P<0.01 为差异有显著性。统计软件为 SPSS 22.0 软件包(SPSS 22.0 for windows, Chicago, USA)。

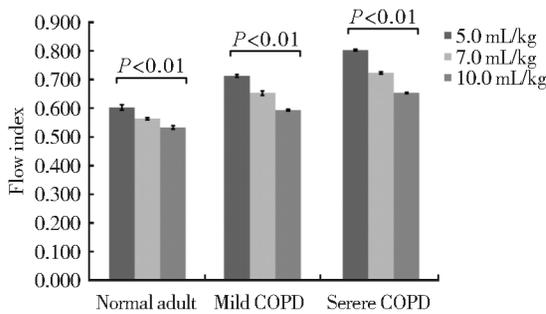
2 结果

2.1 不同 R_{aw} 和 C_{rs} 对 PCV 通气参数的影响 (见表 1)

随着 V_T 增大,PCV 通气时的 PIF 和 PEF 逐渐增高,PIF 总是略高于 PEF;V_T=10.0 mL/kg 时,健康成年人模型的 PIF 达到 (80.10±4.23) L/min,PEF 接近 70 L/min。重度 COPD 模型[R_{aw}=20.0 cmH₂O/(L·s)] 的 EIF 随着 R_{aw} 的增高逐渐增大,V_T=10.0 mL/kg 时 EIF 为 3.76 L/min。轻度 COPD 模型在接受不同 V_T 通气时的驱动压与健康成年人模型相近(P>0.05),ARDS 模型(C_{rs}=30.0 mL/cmH₂O)的驱动压则较其他 3 种肺力学模型均有显著增高,EIF 则接近 0 (P>0.05)。

2.2 不同 R_{aw} 对吸气流量指数和 RC_{exp} 的影响 (见表 1)

随着 R_{aw} 的增高, PCV 通气时吸气流量递减速率逐渐减小, 流量指数和 RC_{exp} 则逐渐增大, $V_T=5.0$ mL/kg 时重度 COPD 模型的流量指数达到 0.80。3 种不同 R_{aw} 的肺力学模型其流量指数随着 V_T 的增大均呈逐渐减小趋势, 其中健康成年人的流量指数明显低于其他 2 种高阻力模型。随着 V_T 的增大, 健康成年人和轻度 COPD 模型的 RC_{exp} 值稍有增加, 重度 COPD 模型的 RC_{exp} 值在不同 V_T 通气条件下却无明显变化 ($P>0.05$) (图 2A-2C、3)。



数据以均数±标准差表示。与 5.0 mL/kg VT 相比, 所有成对比较的 P 值均小于 0.01。

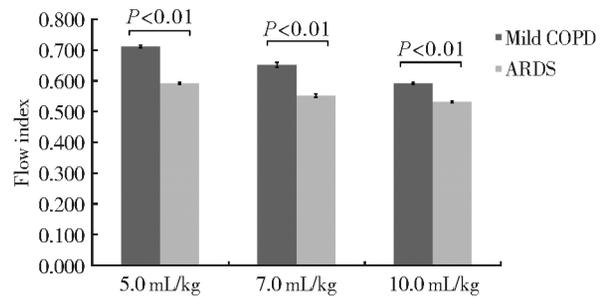
Data are presented as means±SD. $P<0.01$ vs. 5.0 mL/kg of V_T for all pairwise comparisons.

图 3 不同 R_{aw} 对 PCV 通气时流量指数的影响

Figure 3 Comparisons of flow index in lung models with various airway resistance (R_{aw}) during pressure controlled ventilation

2.3 不同 C_{rs} 对吸气流量指数和 RC_{exp} 的影响 (见表 1)

ARDS 模型和轻度 COPD 模型的 R_{aw} 相同[均为 10.0 cmH₂O/(L·s)], 不同 V_T 通气时 ARDS 模型的流量指数均明显低于轻度 COPD 模型, $V_T=10.0$ mL/kg 时 ARDS 模型与健康成年人模型的流量指数相近, 均为 0.53 ($P>0.05$)。ARDS 模型的 RC_{exp} 值最低, 随着 V_T 的增大也略有增加 ($P<0.01$) (见图 4)。



数据以均数±标准差表示。与 ARDS 相比, 所有成对比较的 P 值均小于 0.01。

Data are presented as means±SD. $P<0.01$ vs. ARDS for all pairwise comparisons.

图 4 不同 C_{rs} 对 PCV 通气时流量指数的影响

Figure 4 Comparisons of flow index in lung models with various system compliance (C_{rs}) during pressure controlled ventilation

3 讨论

3.1 不同潮气量通气时的吸气流量指数变化

肺牵张指数(stress index, SI)是对吸气压力-时间曲线进行定量分析后所得到的一项呼吸力学衍生参数, 用于判断 ARDS 患者肺复张和肺泡膨胀程度。测算 SI 要求呼吸机设置为容量控制通气模式, 在恒定吸气流量条件下计算吸气压力上升的速率, 其计算方程为 $P=a \times \text{time}^b + c$, 其中 b 即为 SI。SI 反映了吸气压力曲线的非线性特征, $b<1$ 时曲线呈上凸状, 反映随着潮气量增大, 肺顺应性持续增高, 提示塌陷肺泡的复张。 $b>1.0$ 时曲线呈下凹状, 反映随着潮气量增大, 肺顺应性持续降低, 提示存在肺泡过度膨胀。 $b=1.0$ 时曲线呈线性, 说明吸气过程中没有塌陷肺泡的复张和肺泡过度膨胀^[11-14]。与容量控制通气不同, PCV 和 PSV 启动后呼吸机输出的供气流量迅速到达峰值, 随后呈指数递减直至吸气末。通过对吸气流量-时间曲线中吸气中晚期的气流递减速率进行定量分析, 所得的数值即为流量指数。与 SI 的计算公式相似, 流量指数计算方程 ($\text{Flow}=a+b \times \Delta \text{time}^c$) 中的 c 值反映了吸气流量递减过程中的非线性特征。有研究通过监测 24 例呼吸

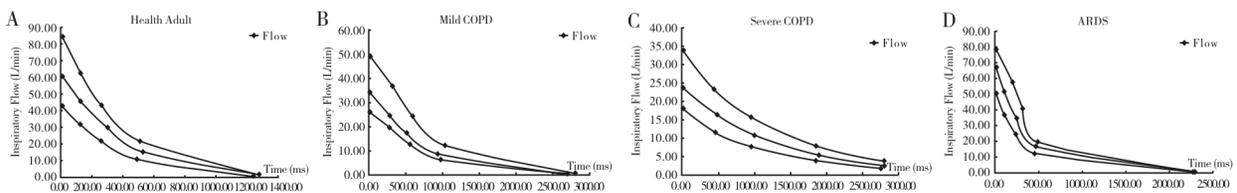


图 2 PCV 通气时不同肺疾病模型的吸气流量-时间曲线

Figure 2 The inspiratory flow-time curve in various lung models during pressure controlled ventilation

衰竭患者在PSV通气条件下的吸气努力、口腔闭合压及流量指数,发现流量指数在判断和识别低吸气努力(≤ 5.0 cmH₂O)上尤其准确。流量指数还可反映呼吸机辅助水平与患者吸气努力的匹配程度。流量指数(c 值) >1.0 时吸气流量曲线呈上凸状,反映自主吸气努力较强,呼吸机所提供的辅助水平不足,呼吸做功增加,呼吸肌易疲劳。 c 值 $=1.0$ 时曲线呈线形,类似于容量控制通气时的递减流量波形。 c 值 <1.0 时曲线呈下凹状,反映呼吸机的辅助通气已较大程度甚至完全满足患者的自主吸气需求,此时接近于被动通气状态^[3-4]。本研究发现,在PCV通气时PIF、PEF和驱动压随着 V_T 的增大而增加,流量指数则逐渐减小。 V_T 与驱动压、PIF等呈显著正相关,而与流量指数呈负相关, V_T 越小,流量指数越大。

3.2 不同肺力学模型在PCV通气时的流量指数变化

不同呼吸系统疾病患者的呼吸力学特性存在显著差异,有研究显示健康成年人在接受机械通气支持时气道阻力约为 5.0 cmH₂O/(L·s),胸肺顺应性约为 50.0 mL/cmH₂O,在无气管插管和辅助通气时其气道阻力还会进一步减小;COPD和毛细支气管炎患者的气道阻力和顺应性均呈显著增高,ARDS和囊性肺纤维化患者则表现为气道阻力轻度增高但胸肺顺应性却明显降低^[15]。本研究将机械模拟肺分别设置为模拟健康成年人、轻度和重度COPD及ARDS患者,不同肺疾病力学模型的 C_{rs} 和 R_{aw} 各不相同,PCV通气时重度COPD模型在小 V_T (5.0 mL/kg)通气时流量指数最大,达到 0.80 , RC_{exp} 测算值超过 1100 ms;而ARDS模型的 RC_{exp} 值仅为 $360\sim 380$ ms,不同 V_T 通气时的流量指数值均未超过 0.60 ,并与健康成年人相近。

3.3 不同肺力学模型的 RC_{exp}

RC_{exp} 不仅反映肺容积变化的速率,同样也反映呼吸系统力学特性的变化。除了直接计算($RC_{exp} = C_{rs} \times R_{exp}$)外,还可通过计算呼气流量-容积曲线(maximal expiratory flow-volume curve, MEFV)的斜率来获得,后者又分为弦线法和切线法2种计算方案。弦线法是在MEFV呼气曲线中选择线性部分进行计算,切线法则是在MEFV呼气曲线上的某点作一切线,此切线与容积轴的交角为该点的瞬时 RC_{exp} 值^[16-17]。Al-Rawas等^[18]通过分析PSV通气时呼气早期($0.1\sim 0.5$ s)的流量-容积曲线斜率测算 RC_{exp} ,并发现此测算方案适用于不同通气模式。本研究采

用切线法测算 RC_{exp} ,发现在被动呼吸条件下随着PCV通气时 V_T 的增加, RC_{exp} 测算值也略有增大,仅重度COPD模型在3种 V_T 通气时的 RC_{exp} 测算值差异无统计学意义($P>0.05$)。

吸气流量指数具有无创性、无需中断机械通气支持并可连续监测等优点,而且能在各种型号的呼吸机上实施,还可与呼气阻断技术等联合实施^[19-20]。目前大多数型号的呼吸机都已配备了大屏幕显示器实时显示各种通气波形,临床医生可通过分析吸气流量形态来估算流量指数。通过计算流量指数,不仅有助于判断患者自主吸气努力的大小,而且能精准评估机械通气过程中自主吸气努力与呼吸机辅助水平的匹配程度。本研究尚存在一定的局限性,首先本研究通过机械模拟肺模拟健康成年人及几种常见肺部疾病的呼吸力学特性,与临床患者的实际情况间可能仍存在一定差距;其次,本研究主要观察无自主呼吸的被动通气时不同通气参数对流量指数的影响,未评估不同自主呼吸条件下的流量指数变化,因此未来还需要进一步开展临床观察。

利益冲突说明/Conflict of Interests

所有作者声明不存在利益冲突。

伦理批准及知情同意/Ethics Approval and Patient Consent

本文不涉及伦理批准及知情同意。

作者贡献/Authors' Contributions

常青负责收集数据、分析数据、撰写文章;陈宇清负责核对数据、分析方法和结果,文章修改;袁越阳负责数据计算及分析;张海负责收集数据;李锋负责修改文章;李兴旺负责收集数据。

[参考文献]

- [1] 葛颖, 万勇, 王大庆, 等. 压力和容量控制通气在ARDS肺保护通气策略中的比较[J]. 中国危重病急救医学, 2004, 16(7):424-427.
GE Y, WANG Y, WANG D Q, et al. Treatment of acute respiratory distress syndrome using pressure and volume controlled ventilation with lung protective strategy[J]. Chin Crit Care Med, 2004, 16(7): 424-427.
- [2] RITTAYAMAI N, KATSIOS C M, BELONCLE F, et al. Pressure-controlled vs volume-controlled ventilation in acute respiratory failure: a physiology-based narrative and systematic review[J]. Chest, 2015, 148(2):340-355.
- [3] ALBANI F, PISANI L, CIABATTI G, et al. Flow Index: a novel, non-invasive, continuous, quantitative method to

- evaluate patient inspiratory effort during pressure support ventilation[J]. *Crit Care*. 2021;25(1):196.
- [4] ALBANI F, FUSINA F, CIABATTI G, et al. Flow Index accurately identifies breaths with low or high inspiratory effort during pressure support ventilation[J]. *Crit Care*, 2021, 25(1):427.
- [5] CHEN Y, YUAN Y, ZHANG H, et al. Comparison of Inspiratory Effort, Workload and Cycling Synchronization Between Non - Invasive Proportional - Assist Ventilation and Pressure-Support Ventilation Using Different Models of Respiratory Mechanics[J]. *Med Sci Monit*, 2019, 25: 9048-9057.
- [6] CHEN Y, YUAN Y, CAI C, et al. Effects of assist parameter on the performance of proportional assist ventilation in a lung model of chronic obstructive pulmonary disease[J]. *Respir Med Res*, 2020, 78:100766.
- [7] MORTON S E, DICKSON J, CHASE J G, et al. A virtual patient model for mechanical ventilation[J]. *Comput Methods Programs Biomed*. 2018;165:77-87.
- [8] 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.
- [9] ARNAL J M, GARNERO A, SAOLI M, et al. Parameters for Simulation of Adult Subjects During Mechanical Ventilation[J]. *Respir Care*, 2018, 63(2):158-168.
- [10] KNUDSON R J, MEAD J, GOLDMAN M D, et al. The failure of indirect indices of lung elastic recoil[J]. *Am Rev Respir Dis*, 1973, 107(1):70-82.
- [11] 黄英姿, 杨毅, 刘松桥, 等. 肺牵张指数指导急性呼吸窘迫综合征最佳呼气末正压的选择[J]. *中华医学杂志*, 2009, 89(39):2739-2743.
- HUANG Y Z, YANG Y, LIU S Q, et al. Effect of lung stress index upon titration of positive end-expiratory pressure at post-recruitment in patients with acute respiratory distress syndrome[J]. *Natl Med J China*, 2009; 89(39): 2739-2743
- [12] PAN C, TANG R, XIE J, et al. Stress index for positive end-expiratory pressure titration in prone position: a piglet study[J]. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2015, 59(9):1170-1178.
- [13] TERRAGNI P, BUSSONE G, MASCIA L. Dynamic airway pressure-time curve profile (Stress Index): a systematic review[J]. *Minerva Anesthesiol*, 2016, 82(1):58-68.
- [14] DEXTER A M, CLARK K. Ventilator graphics: scalars, loops, & secondary measures[J]. *Respir Care*, 2020, 65(6):739-759.
- [15] 侯晓旭, 李佳戈, 任海萍. 气道阻力及肺的顺应性对呼吸机压力控制精度的影响[J]. *中国医疗设备*, 2018, 33(8):38-41.
- HOU X X, LI J G, REN H P. Effect of airway resistance and lung compliance on the pressure control precision of ventilator[J]. *China Med Devices*, 2018, 33(8): 38-41.
- [16] KNUDSON R J, MEAD J, GOLDMAN M D, et al. The failure of indirect indices of lung elastic recoil[J]. *Am Rev Respir Dis*, 1973, 107(1):70-82.
- [17] BRUNNER J X, LAUBSCHER T P, BANNER M J, et al. Simple method to measure total expiratory time constant based on the passive expiratory flow - volume curve[J]. *Crit Care Med*, 1995, 23(6):1117-1122.
- [18] AL-RAWAS N, BANNER M J, EULIANO N R, et al. Expiratory time constant for determinations of plateau pressure, respiratory system compliance, and total resistance [J]. *Crit Care*, 2013, 17(1):R23.
- [19] BELLANI G, GRASSI A, SOSIO S, et al. Plateau and driving pressure in the presence of spontaneous breathing [J]. *Intensive Care Med*, 2019, 45(1):97-98.
- [20] GRASSELLI G, BRIONI M, ZANELLA A. Monitoring respiratory mechanics during assisted ventilation[J]. *Curr Opin Crit Care*, 2020, 26(1):11-17.

(收稿日期:2022-11-14)

(本文编辑:褚敬申)