

文章编号: 1004-7220(2022)04-0650-07

高流量经鼻氧疗影响呼吸窘迫综合征患者 呼吸力学参数的实验研究

袁越阳¹, 周理¹, 胡兴硕², 黄皓轩³, 何超³

(1. 湖南城市学院 智能呼吸诊疗装备产学研创新基地, 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发展有限公司, 长沙 410205)

摘要:目的 基于通气实验,分析高流量经鼻氧疗(high flow nasal cannula, HFNC)流量对呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)患者呼吸力学参数的影响,探讨 HFNC 对 ARDS 患者的通气效果和副作用。方法 分别设计基于 Matlab 的 HFNC 通气系统模型和基于主动模拟肺 ASL5000 的物理实验平台,模拟不同肺顺应性的 ARDS 患者呼吸运动,进行 HFNC 通气实验,并将两者实验结果进行比较分析。结果 基于 Matlab 模型的仿真实验和基于物理平台的物理实验结果一致表明,增大 HFNC 的通气流量,将减小患者的呼吸气流流量、潮气量,提高患者肺内压、功能残气量等。在实验中, HFNC 所提供的气流有时低于患者呼吸道内的吸气气流,从而需要得到一定的吸气补偿气流来满足患者吸气需求。结论 充分的吸气补偿气流来填补 HFNC 所提供气流不足是通气安全的保障措施之一。明确 HFNC 下 ARDS 患者呼吸力学参数的变化将有助于采取通气措施,提高通气疗效,降低通气风险。

关键词: 高流量经鼻氧疗; 通气实验; 呼吸窘迫综合征; 顺应性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.012

Experimental Study on Respiratory Mechanical Parameters of the Patient with Aute Respiratory Distress Syndrome under High Flow Nasal Cannula

YUAN Yueyang¹, ZHOU Li¹, HU Xingshuo², HUANG Haoxuan³, HE Chao³

(1. The University-Industry Cooperation Innovation Base of Intelligent Respiratory Treatment Equipment, Hunan City University, Yiyang 413099, Hunan, China; 2. Department of Respiratory and Critical Care Medicine, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China; 3. Hunan Micomme Medial Technologic Development Co., Ltd., Changsha 410205, China)

Abstract: Objective To analyze the influence of high flow nasal cannula (HFNC) on trespriatory mechanical parameters of the patient with acute respiratory distress syndrome (ARDS) based on ventilation experiment, and investigate the therapeutic and side effects of the HFNC. **Methods** The HFNC ventilation system model based on MATLAB and the physical experiment platform based on active simulated lung ASL5000 were developed to simulate the respiratory movement of ARDS patients with different lung compliance, and a series of the HFNC

收稿日期: 2021-08-31; 修回日期: 2021-09-24

基金项目: 湖南省自然科学基金项目(2020JJ4159), 国家重点研发计划项目(2021YFC0122500)

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

ventilation experiments were carried out. Both experimental results in MATLAB and physical platform were compared and analyzed. **Results** The results from the Matlab model-based simulation experiment and physical platform based-physical experiment uniformly showed that increasing the output flow of HFNC would decrease the relevant respiratory mechanical parameters of respiratory flow and tidal volume, but increase the intrapulmonary pressure and the functional residual capacity (FRC). Under the condition of small flow, the output flow from HFNC might be smaller than the inspiratory flow required by the patient, and an inspiratory compensation flow was necessary to make up for the inspiratory flow. **Conclusions** The necessary reliable compensation flow in inspiration will promote the security of HFNC. Understanding the changes in respiratory mechanical parameters of ARDS patient will be beneficial to pre-evaluate the HFNC, improve the ventilation effect and reduce the ventilation risks.

Key words: high flow nasal cannula (HFNC); ventilation experiment; acute respiratory distress syndrome (ARDS); compliance

经鼻高流量湿化氧疗 (high flow nasal cannula, HFNC) 是一种通过高流量鼻导管持续为患者提供恒定高流量 (10 ~ 80 L/min) 吸入气体的治疗方式^[1-2]。作为一种新的呼吸支持技术, HFNC 因其良好的治疗效果在临床被广泛应用于呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 等患者, 为挽救患者生命、促进患者早日康复起到积极的作用^[1-3]。特别是 2019 年末的新型冠状病毒肺炎 (corona virus disease 2019, COVID-19) 出现后, 在疫情防控和抢救感染患者的过程中, 发现患者主要病理特征与 ARDS 非常相似, 并在临床试用中采用 HFNC 对新冠肺炎患者进行通气治疗, 得到很好的治疗效果^[4-8]。

目前, 临床表明 HFNC 对诸如 ARDS 患者、COVID-19 患者等具有很好的治疗效果, 也受到卫生部门、科研人员的广泛关注。但是, 有关 HFNC 的通气研究主要在临床应用和通气效果评价方面, 对其能有效通气的原因和通气存在的风险缺乏深入分析和研究^[9-11]。又由于 HFNC 通气连接与患者之间没有形成闭环监测系统, HFNC 设备仅能对输出流量进行监控, 鲜有关于 HFNC 高流量对患者呼吸力学参数影响方面的报道。

本文建立 HFNC 通气系统模型, 以模拟不同肺顺应性的 ARDS 成人患者为通气对象, 进行通气实验, 分析 HFNC 气流对 ARDS 患者的呼吸力学参数的影响。研究结果将有助于分析采取 HFNC 通气措施, 预估其应用于 ARDS 患者的治疗效果, 降低临床风险, 提高治疗的安全性。

1 仿真模型及通气实验

HFNC 通气系统连接如图 1 所示。HFNC 设备通过呼吸管路、高流量鼻导管与患者呼吸道相连, 且高流量鼻导管与患者鼻腔之间不封闭而与外界大气相通。其通气原理如下: 设备输出恒定流量 10~80 L/min, 31~37 °C, O₂ 浓度范围 21%~100%, 通气气流经呼吸管路和高流量鼻导管送到患者端。当患者自主吸气时, 鼻腔内气压低于大气压, 通气气流经气道送入到肺部参与气体交换, 且当气流不足时, 可从大气中得到吸气补偿气流; 当患者呼气时, 鼻腔内气压高于大气, HFNC 输出的通气气流则随同呼出气流流向大气^[1-2]。

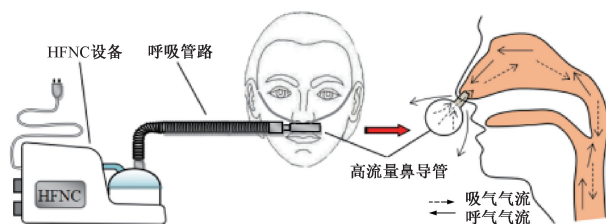


图 1 HFNC 通气原理示意图

Fig. 1 Schematic diagram of HFNC function

如图 2 所示, 为了模拟 HFNC 装备的功能, 利用 Matlab Simulink 下的 fcn 模块设计“流量控制器”输出流量 (flow) 与设定流量 (set) 相一致的气流值, 再经受控电流源 (controlled current source, CCS) 模块转化输出气流 Q_m 给患者呼吸道。 Q_m 在患者端分成两路, 一路作为呼吸气流 Q 进出于呼吸道, 另一路作为漏气气流 Q_{leak} 流到大气中 (用电路学的接地

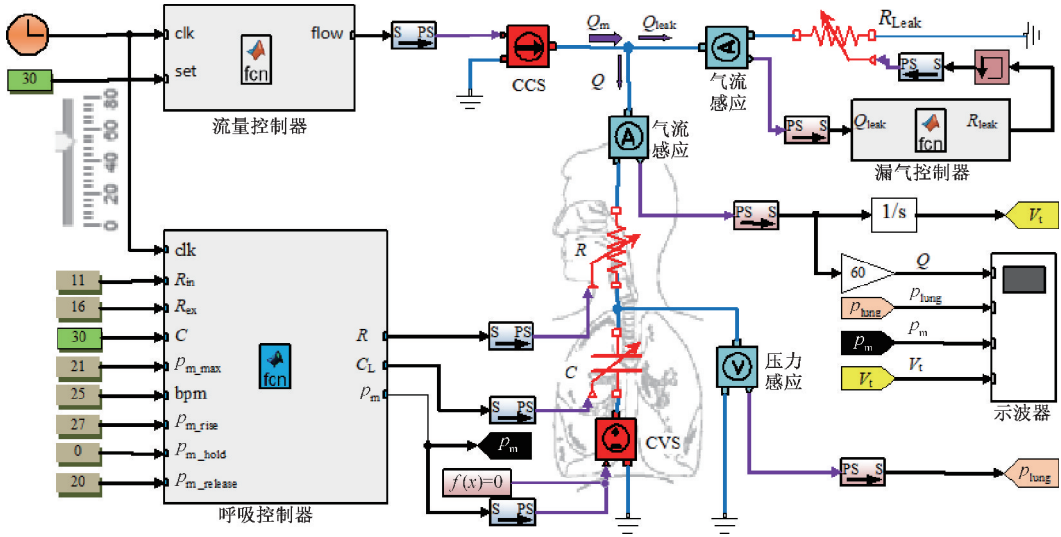


图2 HFNC 通气模型
Fig. 2 Model of the HFNC

符号表示)。为了模拟患者的呼吸动作,将患者呼吸道对气流的黏性阻力和肺顺应性(弹性力的倒数)分别比拟为电路学中的可变电阻 R 和可变电容 C ,将患者自主呼吸产生的肺内负压比拟为受控电压源(controlled voltage source, CVS)。然后,将 R 、 C 和 CVS 串联成呼吸模型^[12-13]。其中,气阻 R 在吸气阶段($0 < t \leq T_1$)和呼气阶段($T_1 < t \leq T$)分别为 R_{in} 和 R_{ex} ,计算公式为:

$$R = \begin{cases} R_{in}, & 0 < t \leq T_1 \\ R_{ex}, & T_1 < t \leq T \end{cases} \quad (1)$$

式中: T_1 和 T 分别为吸气时间段和呼吸周期。患者自主呼吸用力产生负压 p_m ,计算公式为^[14-15]:

$$p_m = \begin{cases} -p_{m_max} \times \sin\left(\frac{2\pi t}{4 \times T_{p_rise}}\right), & (0 < t \leq T_{p_rise}) \\ -p_{m_max}, & T_{p_rise} < t \leq T_{p_hold} \\ -p_{m_max} \times \sin\left(\frac{\pi}{2} + \frac{2\pi(t - T_{p_hold})}{4 \times T_{p_release}}\right), & T_{p_hold} < t \leq T_{p_release} \\ 0, & T_{p_release} < t \leq T \end{cases} \quad (2)$$

呼吸道气阻 R 、肺顺应性 C 和自主呼吸用力产生的压力 p_m 通过 ARDS“呼吸控制器”fcn 模块编程实现:呼吸肌肉做功产生负压 p_m ,其最大值 p_{m_max} ;吸气过程包括呼吸肌肉做功增大肺内负压($0 < t \leq$

T_{p_rise})、维持肺内负压($T_{p_rise} < t \leq T_{p_hold}$)和释放肺内负压($T_{p_hold} < t \leq T_{p_release}$);呼气过程是呼吸肌肉不做功自然释放肺内气体的过程($T_{p_release} < t \leq T$)。

鉴于 HFNC 高流量鼻导管与鼻腔之间处于非封闭连接方式,自主吸气时,鼻腔内压力低于大气压, HFNC 输出气流和必要的补偿气流进入呼吸道;自主呼气时,鼻腔内压力高于大气压, HFNC 输出气流则流入大气。通过实验测得采用型号 HFC-06-M 的鼻导管(湖南明康中锦医疗科技发展有限公司)正常佩戴时鼻腔与外界大气间气阻 R_{leak} 和漏气流 Q_{leak} 的关系满足:

$$R_{leak} = 0.6 \times e^{11.8 \times Q_{leak}}, \quad 0 \leq t \leq T \quad (3)$$

同时,通过“漏气控制器”fcn 模块编程来实现对 R_{leak} 的控制。另外,为了观察通气状况,利用虚拟示波器探测呼吸气流 Q 、肺内压 p_{lung} 、呼吸用力 p_m 和潮气量 V_t 。

为了仿真 ARDS 患者的呼吸,设置呼吸模型中吸气气阻 $R_{in} = 11 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$,呼气气阻 $R_{ex} = 16 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{s/L}$ ($1 \text{ cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$);肺顺应性 $C = 10、20、30、40 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$;自主呼吸最大用力 $p_{m_max} = 21 \text{ cmH}_2\text{O}$;呼吸次数 $\text{bpm} = 25$ 次/min;用力上升时间比 $P_{m_rise} = 27\%$ 、保持时间比 $P_{m_hold} = 0$ 、释放时间比 $P_{m_release} = 20\%$ 。在 HFNC 设备模型端输出通气流量分别为 0、10、20、40、60 和 80 L/min 进行通气实验,通过示波器观察和采集数据(见表 1)。

表 1 仿真通气参数设置^[16-18]

Tab. 1 Parameters of simulated ventilation^[16-18]

参数	设定值或范围
吸气气阻, $R_{in}/(\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1})$	11
呼气气阻, $R_{ex}/(\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1})$	16
肺顺应性, $C_L/(\text{mL}\cdot\text{cmH}_2\text{O}^{-1})$	20 ~ 30
最大自主呼吸用力, $p_{m_max}/\text{cmH}_2\text{O}$	21
呼吸频率, $\text{bpm}/(\text{次}\cdot\text{min}^{-1})$	25
自主呼吸用力上升时间, $P_{m_rise}/\%$	27
自主呼吸用力保持时间, $P_{m_hold}/\%$	0
自主呼吸用力释放时间, $P_{m_release}/\%$	20
HFNC 输出通气流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	10 ~ 80

注:用力上升、保持、释放时间计算分别为 $T \times P_{m_rise} \times T \times P_{m_hold} \times T \times P_{m_release}$, 呼吸周期 $T = 60 \div \text{bpm}$ 。1 $\text{cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$ 。

图 3 所示为设定通气流量 30 L/min 、肺顺应性 30 $\text{mL}/\text{cmH}_2\text{O}$ 时虚拟示波器上显示的肺内压 p_{lung} 、自主呼吸用力 p_m 、呼吸流量 Q 、潮气量 V_t 波形。

赋予不同肺顺应性, 模拟不同程度的成人 ARDS 患者(肺顺应性越小, 表示 ARDS 病症越严重), 施以不同通气流量的条件下, 进行仿真通气。当通气状态稳定后, 通过观测和分析得出表 2 数据。表 2 中列出了图 3 中所标注的吸气峰流量、呼

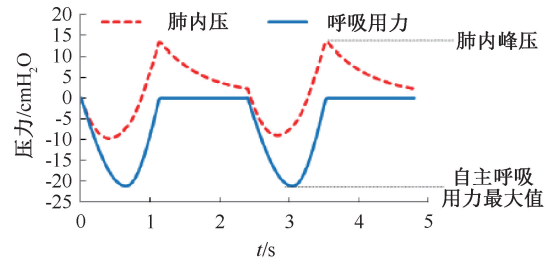
表 2 模拟不同程度成人 ARDS 患者仿真通气的测算数据

Tab. 2 Data from simulated ventilations for ARDS patients with different compliances

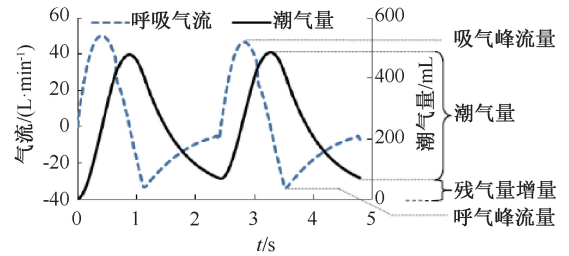
肺顺应性/ ($\text{mL}\cdot\text{cmH}_2\text{O}^{-1}$)	参数	HFNC 输出通气流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$					
		0	10	20	40	60	80
10	吸气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	24.6	24.5	24.3	23.4	22.0	18.6
	呼气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	-30.7	-29.2	-28.7	-25.9	-21.8	-16.0
	肺内峰压/ cmH_2O	9.0	9.4	10.0	11.8	14.2	21.2
	潮气量/ mL	199.4	198.9	164.3	194.2	185.3	164.2
	功能残气量增量/ mL	0.1	1.4	37.5	14.1	37.9	94.3
20	吸气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	40.0	39.8	39.3	37.4	33.2	25.4
	呼气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	-39.3	-38.1	-35.7	-30.4	-23.4	-15.4
	肺内峰压/ cmH_2O	12.0	12.3	12.7	14.0	16.3	20.7
	潮气量/ mL	351.9	349.4	20.5	326.8	289.3	221.0
	功能残气量增量/ mL	6.1	9.6	15.6	42.5	102.8	232.8
30	吸气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	49.6	49.2	48.5	45.3	38.8	28.0
	呼气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	-40.9	-39.0	-36.6	-30.3	-22.6	-14.5
	肺内峰压/ cmH_2O	12.3	12.5	12.8	13.8	15.7	19.7
	潮气量/ mL	359.3	440.1	430.8	397.1	331.7	236.0
	功能残气量增量/ mL	32.5	40.2	52.2	98.6	199.5	394.6
40	吸气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	55.2	54.7	53.7	49.9	42.0	29.4
	呼气峰流量/ $(\text{L}\cdot\text{min}^{-1})$	-39.9	-38.0	-35.5	-29.2	-21.6	-13.7
	肺内峰压/ cmH_2O	11.9	12.1	12.3	13.2	15.0	19.0
	潮气量/ mL	499.3	490.8	476.5	430.3	348.9	241.2
	功能残气量增量/ mL	78.5	89.5	108.1	175.1	310.8	561.0

注:下划线数据表示呼吸气流大于 HFNC 输出气流。1 $\text{cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$ 。下同。

气峰流量、肺内峰压、潮气量、功能残气量增量等参数。



(a) 肺内压和自主呼吸用力



(b) 呼吸气流和潮气量

图 3 虚拟示波器输出波形(1 $\text{cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$)

Fig. 3 Output waveform in virtual oscilloscope

(a) Intrapulmonary pressure and force of spontaneous breathing, (b) Respiratory flow and tidal volume

2 物理实验平台及通气实验

为了验证基于模型的仿真实验的正确性,基于主动模拟肺 ASL5000(IngMar Medical 公司, 美国)和 HFNC 设备 OH-80Q(湖南明康中锦医疗科技发展有限公司),建立物理测试平台(见图4)。HFNC 设备气流输出口经呼吸管路($\varphi 2.2\text{ cm} \times L180\text{ cm}$)连接鼻导管 HFC-06-M。鼻导管佩戴在橡胶头模上。头模内置人体上呼吸道模型并通过呼吸管路($\varphi 2.2\text{ cm} \times L70\text{ cm}$)连接到主动模拟肺 ASL5000。在电脑控制软件端按照表1设置 ASL5000 工作环境,并同样设置 HFNC 气流分别为 0、10、20、40、60、80 L/min,进行通气实验。

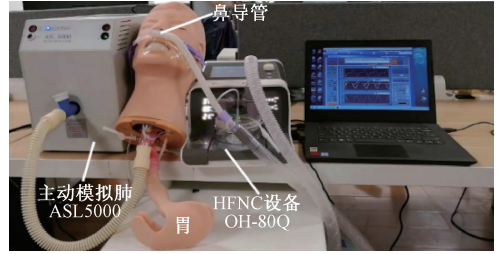


图4 物理实验平台

Fig.4 Platform of physical experimemt

基于图4物理实验平台,根据所设置的工作条件,得到如表3所示的实验数据。为便于与仿真实验结果进行比较分析,在表3中同样也列出吸气峰流量、呼气峰流量、肺内峰压、潮气量、功能残气量增量等参数。

表3 基于实验平台不同程度成人 ARDS 患者通气实验所得测算数据

Tab.3 Experimental data for ARDS with different compliances on the base of physical platform

肺顺应性/ ($\text{mL} \cdot \text{cmH}_2\text{O}^{-1}$)	参数	HFNC 输出通气流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)					
		0	10	20	40	60	80
10	吸气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	24.2	24.3	24.2	23.9	23.4	23.3
	呼气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	-30.1	-29.7	-29.6	-28.3	-28.9	-28.0
	肺内峰压/ cmH_2O	9.5	9.9	9.7	10.6	11.4	13.0
	潮气量/mL	200.7	200.6	199.1	198.7	194.8	196.4
	功能残气量增量/mL	0.6	2.0	4.4	8.6	20.0	27.6
	20	吸气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	37.6	37.6	37.8	37.0	36.1
呼气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)		-38.7	-37.6	-37.7	-36.9	-35.1	-34.2
肺内峰压/ cmH_2O		12.8	12.7	12.5	13.1	13.6	14.8
潮气量/mL		358.1	350.3	351.5	344.3	337.1	330.6
功能残气量增量/mL		0.0	9.8	11.7	24.5	43.6	66.6
30		吸气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	44.6	44.7	44.8	44.0	42.3
	呼气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	-39.0	-38.0	-37.9	-36.5	-35.3	-34.5
	肺内峰压/ cmH_2O	12.5	12.6	12.8	13.5	13.7	15.3
	潮气量/mL	439.4	433.6	437.3	424.6	410.8	400.9
	功能残气量增量/mL	32.5	42.6	43.6	65.0	95.2	129.1
	40	吸气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	48.2	48.5	48.5	47.6	45.8
呼气峰流量/($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)		-37.2	-37.4	-36.9	-35.6	-34.1	-32.8
肺内峰压/ cmH_2O		12.4	12.4	12.3	13.1	13.6	14.4
潮气量/mL		484.4	479.9	477.5	463.3	447.7	432.7
功能残气量增量/mL		77.5	89.6	97.6	125.3	163.1	213.0

3 实验结果分析与讨论

有效通气最为关键的参数之一就是潮气量。通常而言,只有患者的潮气量得到满足才能实现充分的肺换气。正常成人平静呼吸时的潮气量范围一般在 400~600 mL(或 6~10 mL/kg)。根据仿真通气和物理实验结果,随着 HFNC 输出流量增大,患者吸气峰流量、呼气峰流量、潮气量呈现减小的

趋势,而肺内峰压和功能残气量则逐渐增大。基于仿真模式和基于实验平台的通气实验所得结果表明, HFNC 并不能像压力支持通气 (pressure support ventilation, PSV) 那样为患者增加潮气量和提高呼吸气流。采用 HFNC 给顺应性小的 ARDS 患者进行通气时,并不能为患者提供充足的潮气量。然而,临床试验却表明, HFNC 对 ARDS 患者能行之有效。鉴于 HFNC 高 O_2 浓度的特点,从呼吸道内气体浓

度变化角度来加以分析讨论。

HFNC 通气气流 O_2 浓度高于大气 O_2 浓度能改善肺泡与肺毛细血管之间的血气交换。ARDS 患者最重要的病症表现是低肺顺应性和低氧血症^[16-18]。当含高 O_2 浓度的气流进入肺部后,提高了肺泡内 O_2 浓度,降低了肺泡内 CO_2 浓度。因而,肺泡高于肺毛细血管的 O_2 浓度差和肺泡内低于肺毛细血管的 CO_2 浓度差均得以加大,从而促进肺泡与肺毛细血管之间的血气交换,改善患者呼吸。

HFNC 可以分别相应增加和降低呼吸生理死腔中的 O_2 和 CO_2 浓度。一定流速的 HFNC 气流由于惯性的作用,在呼吸阶段,尽管不能进入患者肺部,却有至少部分能进入上呼吸道,从而引起呼吸生理死腔,特别是上气道内 O_2 浓度提高和 CO_2 浓度降低,从而减少通气时 CO_2 潴留发生的可能。Xia 等^[19]在对 COVID-19 患者进行通气治疗过程中发现,机械通气后患者呼吸生理死腔有所增大,而采用 HFNC 却可以分别提高和降低呼吸生理死腔内 O_2 和 CO_2 浓度。

要保证 ARDS 患者肺内 O_2 浓度,则必须保证 HFNC 输出流量和 O_2 浓度。当 HFNC 输出气流较低时,患者会通过高流量鼻导管与鼻腔之间的间隙从大气得到一定的吸气流量补偿,而吸气补偿流量的加入将降低进入患者呼吸道气流中的 O_2 浓度。例如:表 2、3 中标注下划线的吸气流量数据,由于它们超过 HFNC 所提供的气流,超过部分的气流则通过鼻导管与鼻腔之间的间隙,从大气中吸入流量来得以补偿。因此,当 HFNC 提供流量不足时,需保证吸气流量补偿的通道充分畅通,为吸气补偿气流提供通道,这也将能提高通气的安全性。另外,随着 HFNC 流量的增加,根据实验结果,肺内峰压和功能残气量也相应增加。肺内压的增加,一方面为患者提供一定的 PEEP,以保证类似于 PSV 下对呼吸道的支撑而保持畅通;而另一方面,过高的 PEEP 和残气量也可能引起肺压伤或容积伤^[20]。

对于重症 ARDS 患者, HFNC 可能难以改善患者的呼吸。根据模拟不同肺顺应性患者的仿真实验结果可知,并不能通过增加 HFNC 的通气流量来增加潮气量、呼吸气流流量等。例如:在肺顺应为 $10 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$ 时,患者的潮气量远低于正常潮气量。而过高的 O_2 浓度有可能引起患者氧中毒等并

发症。此种情况下,可能需要采用诸如 PSV 等其他通气方式,才能有助于患者的呼吸潮气量的提高。

本文仅基于模型进行仿真通气,所考虑均为理想通气条件的通气,且仅针对 ARDS 肺顺应性降低的特点,对不同肺顺应性进行实验^[21]。物理实验中管路连接较多,各个连接端口难免存在漏气等现象,从而引起所得数据与仿真所得数据出现偏差(虽然各数据随 HFNC 输出流量增减而增减的趋势相一致)。在后续研究中,将在现有基础上考虑患者呼吸气阻变化、HFNC 输出气流的 O_2 浓度、高流量鼻导管与鼻腔之间的间隙大小等因素,优化仿真和物理实验平台,进行实验。

4 结论

本文基于 Matlab 建立包括 HFNC 通气设备模型和通气对象呼吸模型在内的通气系统模型。基于主动模拟肺 ASL5000 建立 HFNC 通气实验平台。模拟不同肺顺应性的 ARDS 患者,在 HFNC 输出不同通气流量下进行通气仿真实验和物理实验,观测呼吸峰流量、肺内峰压、潮气量、功能残气量等呼吸力学参数。通过实验数据分析 HFNC 流量对 ARDS 患者通气时的呼吸力学参数的影响,结果表明, HFNC 流量的增加将引起患者呼吸气流、潮气量减小和肺内压、残气量的逐渐增加。对于肺顺应性小的重症 ARDS 患者采用 HFNC 进行通气治疗时难以达到正常所需潮气量。采用 HFNC 通气时,保证吸气补偿气流的通道畅通有助于提高通气的安全性。采用 HFNC 对 ARDS 患者进行通气的同时,将需要注意因为肺内压和残气量的增大而引起肺压伤和肺容积伤等并发症。了解 HFNC 应用于 ARDS 患者时呼吸力学参数的影响,将有助于采取通气措施,提高通气治疗效果,减小和避免通气风险。

参考文献:

- [1] 中华医学会呼吸病学分会呼吸危重症医学学组. 中国医师协会呼吸医师分会危重症医学工作委员会. 成人经鼻高流量湿化氧疗临床规范应用专家共识[J]. 中华结核和呼吸杂志, 2019, 42(2): 83-91.
- [2] 孙晓璐, 左明章. THRIVE 临床麻醉应用的研究进展: 经鼻高流量湿化氧疗的新技术[J]. 中华麻醉学杂志, 2021, 41(4): 506-512.
- [3] MESSIKA J, BEN AHMED K, GAUDRY S, et al. Use of

- high-flow nasal cannula oxygen therapy in subjects with ARDS: A 1-year observational study [J]. *Resp Care*, 2015, 60(2): 162-169.
- [4] 罗明志, 倪凯, 闻康, 等. 机械通气在治疗新型冠状病毒肺炎中的生物力学问题[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(3): 265-270.
- LUO MZ, NI K, WEN K, *et al.* Biomechanical issues of mechanical ventilation in Covid-19 therapy [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(3): 265-270.
- [5] 何国军, 孙丽君, 蔡洪流, 等. 经鼻高流量氧疗应用于2019冠状病毒病(COVID-19)重型患者的临床经验[J]. *浙江大学学报(医学版)*, 2020, 49(2): 232-239.
- [6] 宋元林, 白春学. 新型冠状病毒(2019-nCoV)肺炎流行期间呼吸科门诊质控上海专家共识[J]. *复旦学报(医学版)*, 2020, 47(2): 143-150.
- [7] 倪忠, 秦浩, 李洁, 等. 新型冠状病毒肺炎患者经鼻高流量氧疗使用管理专家共识[J]. *中国呼吸与危重监护杂志*, 2020, 19(2): 110-115.
- [8] QU JM, WANG C, CAO B. Guidance for the management of adult patients with coronavirus disease 2019 [J]. *Chinese Med J*, 2020, 133(13): 1575-1594.
- [9] 卢骁, 张茂. 经鼻高流量氧疗成功救治氯气中毒导致急性呼吸窘迫综合征一例[J]. *中华急诊医学杂志*, 2018, 27(3): 335-336.
- [10] CHAUDHURI D, GRANTON D, WANG DX, *et al.* High-flow nasal cannula in the immediate postoperative period: A systematic review and meta-analysis [J]. *Chest*, 2020, 158(5): 1-40.
- [11] 唐琴琴, 徐丁, 王凡, 等. 早产儿经鼻高流量氧疗安全性和有效性的系统评价和Meta分析[J]. *中国循证儿科杂志*, 2017, 12(3): 175-179.
- [12] AVANZOLINI G, BARBINI P, BERNARDI F, *et al.* Role of the mechanical properties of trachea bronchial airways in determining the respiratory resistance time course [J]. *Ann Biomed Eng*, 2001, 29(7): 575-586.
- [13] 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.
- [14] SAATÇI E, AKAN A. Lung model parameter estimation by unscented kalman filter [C]//Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon: IEEE, 2007: 2556-2559.
- [15] YOSHITSUGU Y, DU HL. Analysis of the mechanisms of expiratory asynchrony in pressure support ventilation: A mathematical approach [J]. *J Appl Physiol*, 2000, 88(6): 2143-2150.
- [16] 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.
- [17] ARNAL JM, GARNERO A, SAOLI M, *et al.* Parameters for simulation of adult subjects during mechanical ventilation [J]. *Resp Care*, 2018, 63(2): 158-168.
- [18] 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.
- [19] XIA J, FENG Y, LI M, *et al.* Increased physiological dead space in mechanically ventilated COVID-19 patients recovering from severe acute respiratory distress syndrome: A case report [J]. *BMC Infect Dis*, 2020, 20(1): 1-4.
- [20] 庞帅, 蔡晓婷, 程挺, 等. CT所示低衰减区比例及肺容积评估肺通气功能受损程度的临床价值[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2019, 39(11): 1284-1292.
- [21] 孟珊珊, 鹿中华, 郭凤梅. 肝细胞生长因子在急性呼吸窘迫综合征治疗中的研究进展[J]. *中华内科杂志*, 2018, 57(6): 466-468.