

文章编号: 1004-7220(2022)02-0342-06

# 基于 Matlab 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

袁越阳<sup>1</sup>, 胡兴硕<sup>2</sup>, 罗鑫<sup>3</sup>, 周理<sup>1</sup>, 马小林<sup>1</sup>, 刘炜<sup>3</sup>, 戴征<sup>3</sup>(1.湖南城市学院 机电工程学院, 湖南 益阳 413099; 2.中国解放军总医院 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 414000)

**摘要:**目的 在无创正压通气下,避免对呼吸道内部进行操作以及自主呼吸和漏气的干扰等,研究有效在线动态测算呼吸道气阻(resistance,  $R$ )和顺应性(compliance,  $C$ )的方法。方法 在呼气末气流为0时,控制呼气支持压(expiration positive airway pressure, EPAP)跃降1个幅度为 $\Delta p$ 和时间宽度为 $\Delta t$ 的负脉冲气压;在该负脉冲气压作用下,呼吸道出现短暂释放气流;通过获得 $\Delta t$ 时间段的释放气流计算 $R$ 和 $C$ 。另外,基于 Matlab 建立通气模型,模拟正常成人、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)患者的呼吸,进行仿真实验,获取仿真数据并计算验证。结果 根据仿真数据计算得到正常成人、ARDS患者、COPD患者 $R$ 和 $C$ 与实践赋值的误差分别为1.6%和-1.6%、1.21%和-1.19%、-12.53%和14.32%。结论 该算法测算呼吸道 $R$ 和 $C$ 具有可行性和适应性。仿真研究结果有助于智能通气、比例辅助通气模式的研究与实现。

**关键词:** 无创正压通气;呼吸模型;呼吸道气阻;顺应性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.024

## Matlab-Based Study on Online Monitoring of Respiratory Resistance and Compliance under Noninvasive Positive Airway Pressure Ventilation

YUAN Yueyang<sup>1</sup>, HU Xingshuo<sup>2</sup>, LUO Xing<sup>3</sup>, ZHOU Li<sup>1</sup>, MA Xiaolin<sup>1</sup>, LIU Wei<sup>3</sup>, DAI Zheng<sup>3</sup>(1. School of Electromechanical Engineering, 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 Medical Technology Development Co., Ltd., Changsha 414000, China)

**Abstract:** **Objective** Under noninvasive positive pressure ventilation, in view of inconvenient operations in human airway, and avoiding the interference of spontaneous breathing and the necessary leakage flow, the method for dynamic online monitoring of the respiratory resistance ( $R$ ) and compliance ( $C$ ) was studied. **Methods** At the end of expiration, when the exhaled flow was 0, relative to the expiration positive airway pressure (EPAP), a step-dropped pressure was produced with the amplitude  $\Delta p$  and hold time  $\Delta t$ . Under this dropped pressure, a

收稿日期: 2021-04-06; 修回日期: 2021-05-27

基金项目: 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), 国家重点研发计划数字诊疗专项(2021YFC0122500)

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

short-time discharged flow was generated from the lung, and the discharged flow was applied to calculate the  $R$  and  $C$ . In addition, a respiratory model was developed in MATLAB to simulate the breaths of normal adult, acute respiratory distress syndrome (ARDS) patient and chronic obstructive pulmonary disease (COPD) patient. A serial of simulation experiments were carried out for obtaining data and verification. **Results** The calculated  $R$  and  $C$  from simulation for normal adult, ARDS patient, COPD patient, deviated from the actual value by 1.60% and -1.60%, 1.21% and -1.19%, -12.53% and 14.32%, respectively. **Conclusions** The proposed algorithm is practicable and feasible for calculating the  $R$  and  $C$ . The simulation results are beneficial for studying and realizing the intelligent ventilation and proportional assist ventilation in respirator.

**Key words:** noninvasive positive ventilation; respiratory model; respiratory resistance; compliance

无创正压通气自出现以来已成为救治各类呼吸疾病患者的重要手段之一,且在应用过程中,越来越趋于智能化通气模式和个体化通气原则<sup>[1-2]</sup>。在通气过程中,存在呼吸道对流经气流的黏性阻力和弹性力。其中,黏性阻力为气阻(resistance,  $R$ ),弹性力的倒数为顺应性(compliance,  $C$ )。 $R$ 和 $C$ 是影响通气效果的关键参数之一,也是体现呼吸患者症状的重要指标。对 $R$ 和 $C$ 的测定,是调整通气压力和流量,避免和减少通气并发症,实现个体化精准通气、智能化通气策略的重要基础。目前,对呼吸道 $R$ 和 $C$ 的检测方法主要包括肺功能体积描记法、食道测压法、强迫震荡法和脉冲震荡法、动态测算法<sup>[3-9]</sup>。

20世纪50年代提出的肺功能体积描记法,其原理是将被测患者置入封闭箱内,让被测试者通过吸气口用力呼吸来测量和分析计算呼吸道 $R$ 和 $C$ <sup>[6]</sup>。该方法因需采用特制的箱体,主要适用于到医院就诊的疾病稳定期患者和健康体检者。后来Hudgel等<sup>[7]</sup>提出通过测试食道压力方法来测量呼吸力学参数,其原理是通过将特定的压力采集装置插入患者的食道来测量气流流经气道时所产生的压力。但是该方法易引起患者食道发炎等不良病症。随后提出的强迫震荡技术(force oscillation technique, FOT)和脉冲震荡法(impulse oscillometry, IOS)是分别通过对呼吸系统施加一定频率的震荡气压和脉冲气压来获得呼吸道 $R$ 和 $C$ <sup>[8-9]</sup>。但此类方法要求被测者坐靠特制的椅子上,坐直坐正,保持自然。

目前,在线测算呼吸力学参数的技术已被人们越发期待。有学者先后对动态测算方法进行相关研究,他们通过对气道压力和流量进行连续记录与

分析计算,得出呼吸道 $R$ 和 $C$ <sup>[5,10]</sup>。但该算法受制于无创通气下自主呼吸用力、通气支持压变化等因素,容易出现不同呼吸状态下测算出不同结果的情况,其结果的一致性和可靠性不高。

对在线动态测算 $R$ 和 $C$ 的研究符合智能通气的发展要求。为了克服现有方法存在的不足,本文提出一种测算方法:在呼气末的一定时间 $\Delta t$ 内,利用此时间段呼吸肌舒张而没有自主呼吸气流产生的特征,阶跃降低呼气支持压(expiratory positive airway pressure, EPAP),致使肺部短时间内通过气道向外释放气流,然后采集该气流数据进行计算。在线测算呼吸道 $R$ 和 $C$ 的研究与实现,将有利于个体化、智能化通气的发展,以及实时调控诸如辅助比例通气等通气模式的通气压力<sup>[11-12]</sup>。

## 1 呼吸模型建立

人体呼吸道是一个具有复杂生理结构的一端开口与外界相通的组织。为了研究进出其内部的呼吸气流、气压及对气流的阻力,本文基于空气动力学原理和电声学原理,将呼吸道空气力学问题转化为电路学问题,建立 $RC$ 呼吸模型<sup>[13-14]</sup>。如图1所示,模型中 $R$ 为呼吸道对气流的气阻,用电路学上的电阻符号来表示; $C$ 为呼吸道对气流的顺应

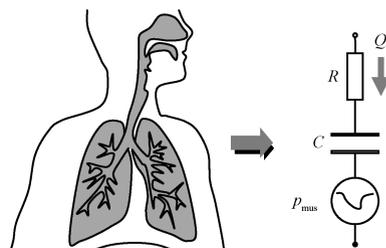


图1 呼吸道电学模型

Fig.1 Electronic model of respiratory

性(即弹性阻力的倒数),用电路学上的电容符合来表示; $p_{mus}$ 为自主呼吸做功产生的肺内压,类比为电路学上的电压; $Q$ 为呼吸气流,类比为电路学上的电流。

对  $RC$  呼吸模型进行充电和放电的过程即表示人体的吸气和呼气过程。在吸气阶段,人体呼吸肌收缩做功,引起胸腔增大,肺随之扩大,产生肺内负压  $p_{mus}$ 。在  $p_{mus}$  作用下,气流  $Q$  克服呼气道阻力被吸入肺部,此时类似电路学中对电容充电的过程。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,致使胸廓缩小,肺随之回缩,气流  $Q$  克服呼气道阻力被排出体外,此时类似于电路学上电容放电的过程。

## 2 算法推导

在对呼吸病患者进行机械通气的过程中,为了在线动态检测呼吸道  $R$  和  $C$ ,在呼气末采取如图 2(a)所示的通气措施:当呼气末气流为 0 时,肺内压与外界通气压达到平衡,即  $p_{mus} = EPAP$ ;此时,在时间段  $\Delta T$  内,EPAP 主动跃降  $\Delta p$ ,使得肺部气压比外界支持压高出  $\Delta p$ 。由于呼吸肌处于舒张不做功状态,自主呼吸用力产生的气流为 0,可忽略  $p_{mus}$  的影响,形成如图 2(b)所示的电路放电模型。

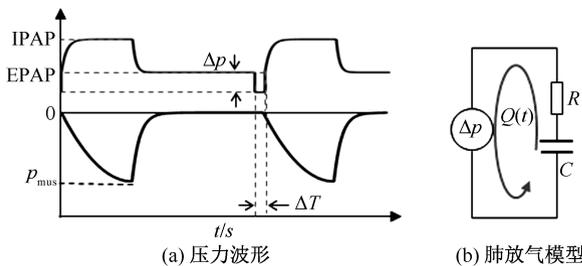


图 2 通气施加气压及肺放气模型

Fig. 2 Ventilation pressure and lung discharge model

(a) Pressure waveform, (b) Lung discharge model

根据图 2(b),肺部通过气道向外释放气流在时域上的变化过程可以用式(1)来加以描述,即在  $\Delta p$  作用下,电容  $C$  经电阻  $R$  放电电流  $Q(t)$  与放电时间  $t$  的函数关系如下:

$$Q(t) = \frac{\Delta p \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}}\right) - \Delta p}{R} =$$

$$-\frac{\Delta p}{R} e^{-\frac{t}{RC}}, \quad t \in [0, \Delta T] \quad (1)$$

当  $t=0$  时,  $(1 - e^{-\frac{0}{RC}}) = 0$ ,式(1)可写成式(2)形式,并由此可以计算

$$R = -\frac{\Delta p}{Q(0)}, \quad t = 0 \quad (2)$$

当  $t>0$  时,将式(2)所得  $R$  代入式(1)可得式(3),来描述  $C$  和时间  $t$  与气流  $Q(t)$  之间的关系:

$$C = -\frac{t}{R \cdot \ln\left(-\frac{R \cdot Q(t)}{\Delta p}\right)}, \quad 0 < t < \Delta t \quad (3)$$

考虑到实际值不为负值,式(2)、(3)中负号的存在是因为所取电压与电流参考方向相反的缘故。于是,将式(2)、(3)整理可得:

$$\begin{cases} R = \left| \frac{\Delta p}{Q(0)} \right|, & t = 0 \\ C = \frac{t}{R \cdot \ln\left(\left| \frac{R \cdot Q(t)}{\Delta p} \right| \right)}, & 0 < t < \Delta t \end{cases} \quad (4)$$

即在  $t=0$  时刻计算得出呼吸道  $R$  值,在  $0 < t < \Delta t$  任意时刻计算得出呼吸道  $C$  值。

## 3 仿真实验

为了实现仿真通气实验,并取得实验数据来计算呼吸道  $R$  和  $C$ ,在 Matlab R2016a (MathWorks 公司,美国)的 Simulink 下建立通气系统模型(见图 3)。主要包括:建立呼吸机控制器模型控制压力  $p_a(t)$  和输出通气气流  $Q_T(t)$ ,建立自主呼吸用力模型,输出自主呼吸用力  $p_{mus}(t)$ ,建立  $RC$  呼吸模型产生呼吸气流  $Q(t)$ ,建立漏气模型产生漏气流 Leak。

实验时以  $RC$  呼吸模型为通气对象,对患者端施加(呼吸机输出)下式所示通气压力<sup>[14-15]</sup>:

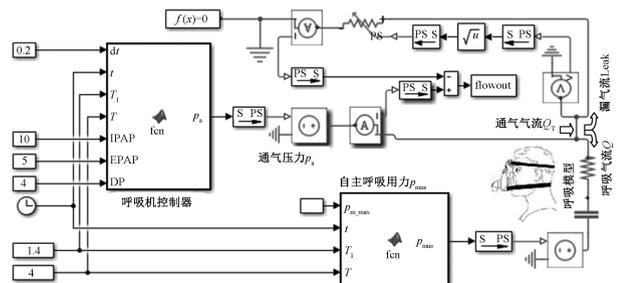


图 3 通气仿真模型

Fig.3 Model of smulation ventilation

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

式中:  $T_1$ 、 $T$ 、 $\Delta T$  分别表示吸气时间、呼吸周期、呼气末肺部释放气流时间;  $\tau = R \times C$  为时间常数。在吸气阶段 ( $0 < t < T_1$ ) 时, 呼吸机输出吸气支持压 (inspiration positive airway pressure, IPAP)。在呼气阶段 ( $T_1 < t < T$ ) 时, 呼吸机输出呼气支持压 EPAP。在呼气末肺部释放气流阶段 ( $T - \Delta T < t < T$ ) 时, 呼吸机输出呼气支持压跳降至  $EPAP - \Delta p$ 。

自主呼吸用力模型输出自主呼吸用力由下式表示<sup>[14-15]</sup>:

$$p_{mus}(t) = \begin{cases} -p_{m\_max} \times \left(1 - \frac{t}{T_1}\right)^2, & t \in [T_1, T] \\ -p_{m\_max} \times e^{-\frac{t-T_1}{\tau}}, & t \in [0, T_1] \end{cases} \quad (6)$$

在吸气阶段 ( $0 < t < T_1$ ), 自主呼吸用力  $p_{mus}(t)$  产生的最大肺内负压为  $p_{m\_max}$ 。在呼气阶段 ( $T_1 < t < T$ ), 自主呼吸用力输出呼气气压呈指数下降至 0。

在无创通气过程中, 为避免  $CO_2$  滞留的发生, 通常有且必须有一定的漏气流在患者端 (如面罩) 来保证从呼吸道呼出的  $CO_2$  被排放到体外。  $t$  时刻的漏气气流  $Leak(t)$  与该时刻面罩端压力  $p_a(t)$  的关系如下:

$$Leak(t) = \sqrt{p_a(t)} \quad (7)$$

在呼吸机输出压力  $p_a(t)$  和患者自主呼吸用力

$p_{mus}(t)$  的作用下, 流经呼吸管路的通气气流  $Q_T(t)$ 、患者端的漏气气流  $Leak(t)$  和流经呼吸道的呼吸气流  $Q(t)$  满足如下关系:

$$Q(t) = Q_T(t) - Leak(t) \quad (8)$$

为了测算呼吸道  $R$  和  $C$ , 在双水平通气方式下, 呼吸机 IPAP = 10 cmH<sub>2</sub>O (1 cmH<sub>2</sub>O  $\approx$  98 Pa), EPAP = 5 cmH<sub>2</sub>O。以正常成人的呼吸力学参数为参考<sup>[10,16]</sup>, 对呼吸道  $R$  和  $C$  分别赋值为 5 cmH<sub>2</sub>O  $\cdot$  s  $\cdot$  L<sup>-1</sup> 和 50 mL  $\cdot$  (cmH<sub>2</sub>O)<sup>-1</sup>, 吸气时间 1.4 s, 呼吸周期约 4 s (呼吸频率 15 次/min), 最大呼吸用力  $p_{m\_max} = 5$  cmH<sub>2</sub>O。取定呼气末肺部释放气流时间  $\Delta t = 0.2$  s, EPAP 下降  $\Delta p = 4$  cmH<sub>2</sub>O。

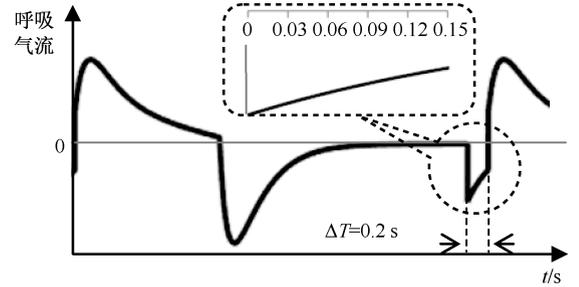


图4 仿真输出气流数据曲线

Fig.4 Output flow of simulation

图4 仿真输出曲线为运行稳定后所截取1个呼吸周期的呼吸气流数据。读取图4中  $\Delta T$  时间段内的气流,  $t = 0, 0.03, 0.06, 0.09, 0.12, 0.15$  s 时的气流分别为  $-0.788, -0.698, -0.620, -0.549, -0.487, -0.432$  L  $\cdot$  s<sup>-1</sup> (见表1)。采用式(4)计算得出呼吸道  $R$  和  $C$  分别为 5.08 cmH<sub>2</sub>O  $\cdot$  s  $\cdot$  L<sup>-1</sup> 和 49.2 mL  $\cdot$  (cmH<sub>2</sub>O)<sup>-1</sup>。

表1 模拟正常成人呼吸时间内气流及  $R$  和  $C$  测算值

Tab.1 Flow, respiratory resistance ( $R$ ) and compliance ( $C$ ) during  $\Delta T$  for a normal adult

参数	t/s					
	0	0.03	0.06	0.09	0.12	0.15
$Q(t)/(L \cdot s^{-1})$	-0.788	-0.698	-0.620	-0.549	-0.487	-0.432
$R/(\text{cmH}_2\text{O} \cdot \text{s} \cdot \text{L}^{-1})$	5.08	—	—	—	—	—
$C/[\text{mL} \cdot (\text{cmH}_2\text{O})^{-1}]$	—	49.2	49.2	49.2	49.2	49.2
与赋值误差/%	1.60	-1.60	-1.60	-1.60	-1.60	-1.60

注: 与赋值之间的误差计算方式为: (计算值-实际赋值)  $\div$  实际赋值  $\times 100\%$ , 下同。

为了进一步判定该方法的可行性,本文进一步对  $R$  和  $C$  赋予不同的值<sup>[10,16]</sup>,如以急性呼吸窘迫综合征(acute respiratory distress syndrome, ARDS)患者为参考,设置  $R$  和  $C$  分别为  $10 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$  和  $30 \text{ mL}\cdot(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ ;以慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary disease, COPD)患者为参考,

表2 模拟不同呼吸病患者呼吸时间内气流及  $R$  和  $C$  测算值

Tab.2 Flow, respiratory resistance ( $R$ ) and compliance ( $C$ ) during  $\Delta T$  for different patients

参数	ARDS 患者						COPD 患者					
	0 s	0.03 s	0.06 s	0.09 s	0.12 s	0.15 s	0 s	0.03 s	0.06 s	0.09 s	0.12 s	0.15 s
$Q(t)/(\text{L}\cdot\text{s}^{-1})$	-0.395	-0.358	-0.324	-0.293	-0.265	-0.240	-0.229	-0.222	-0.215	-0.209	-0.120	-0.197
$R/(\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1})$	10.12	—	—	—	—	—	17.49	—	—	—	—	—
$C/[\text{mL}\cdot(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}]$	—	29.6	29.6	29.6	29.6	29.6	—	57.2	57.2	57.2	57.2	57.2
与赋值误差/%	1.21	-1.19	-1.19	-1.19	-1.19	-1.19	-12.53	14.32	14.32	14.32	14.32	14.32

## 4 讨论

实现在线测算  $R$  和  $C$  技术的关键之一是在呼气末屏气,即维持一段时间即不吸气也不呼气,保证患者呼吸时,呼吸末至触发吸气这段时间内处于呼吸气流为 0 的屏气状态。同时,也要考虑患者的屏气能力<sup>[17]</sup>。尽管常人呼气末屏气时间可达 10 s 以上,但为了不影响患者的正常通气,在本文仿真通气中设定为 0.2 s 的屏气时间。该时间也是根据目前市面上已有能产生宽度为 0.2 s 脉冲气压的无创呼吸机而设定<sup>[18]</sup>。而另一个涉及本文实现呼吸道  $R$  和  $C$  测算的关键参数是 EPAP。目前市面上双水平无创正压通气呼吸机输出的呼气支持压 EPAP 通常在  $4\sim 20 \text{ cmH}_2\text{O}$  范围内,本文设定  $\text{EPAP} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ,并在呼气末跃降  $\Delta p = 4 \text{ cmH}_2\text{O}$ 。

根据表 1、2 所测算的结果,呼吸道  $R$  和  $C$  的测算值均与实际赋值接近,其误差均在  $\pm 10\%$  以内,且在不同时刻点所测算结果具有很好的一致性。如图 5 所示,针对计算结果所存在的误差,主要从两方面来加以分析:①理论上要求系统输出气压为阶跃下降,但由于气压、气流下降沿斜坡的存在(也即延时),引起结果的系统误差。对此,在实践时将可以利用泄流的方式来产生输出负脉冲气压来减小延时<sup>[18]</sup>。②计算方式要求呼气气流为 0(也即没有自主呼气),但是若存在呼气气流不为 0 时,呼吸机开始输出阶跃负脉冲,此时计算结果会受到自主呼吸的影响而引起误差。如图 5 中所示 COPD 患者气

设置  $R$  和  $C$  分别为  $20 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$  和  $50 \text{ mL}\cdot(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ 。并进行仿真实验,计算输出结果。结果表明,ARDS 患者呼吸道  $R$  和  $C$  分别为  $10.12 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$  和  $29.6 \text{ mL}\cdot(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ ,COPD 患者呼吸道  $R$  和  $C$  分别为  $17.49 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{s}\cdot\text{L}^{-1}$  和  $37.2 \text{ mL}\cdot(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ (见表 2)。

流曲线,根据其所计算得出的结果误差较正常成人 and ARDS 患者大。针对此类问题,采用高精度的传感器将是解决或降低其影响的方法之一。

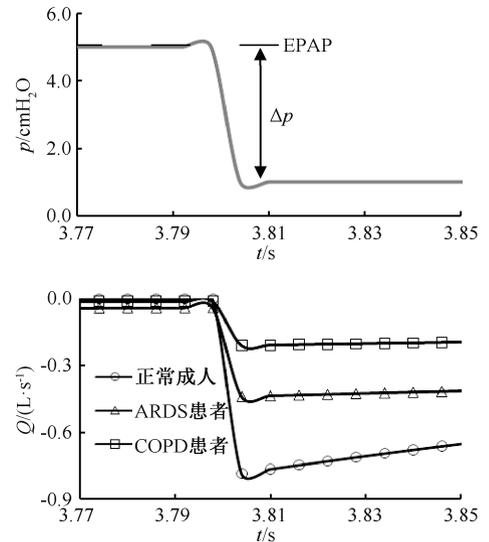


图5 仿真输出下降边沿处气压和气流

Fig.5 Output pressure and flows around the falling edge of step in simulation

目前在诸多呼吸道阻力测试方法中,能实现在线动态测试呼吸道  $R$  和  $C$  功能的主要是由王哲等<sup>[5]</sup>、陈宇清等<sup>[10]</sup>提出的动态测算方法。王哲等<sup>[5]</sup>所提出的动态测算法,离散采集整个通气过程中的气压与气流数据进行最小二乘法估算,需要至少 3 个呼吸周期约 10 s 以上的数据才得出结果,且需要对呼吸用力  $p_{\text{mus}}$  加以单峰(即不出现抖动)条件

约束。相较而言,本文所述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,在  $\Delta t$  时间内即可测算得出结果。陈宇清等<sup>[12]</sup>提出动态测算法,在得到平台压、峰压、峰流速、潮气量等数据后进行计算,所得结果随呼吸机输出的 IPAP 和 EPAP 的变化而变化。根据陈宇清等<sup>[10]</sup>的实验结果,当 IPAP>15 cmH<sub>2</sub>O 时,计算结果比较接近理论值。另外,该算法还受到呼吸切换的影响。而本文所述方法与支持压的相关性不大,能有效避免陈宇清等<sup>[10]</sup>所提出方法的缺陷。

## 5 结论

为实现无创通气下在线动态监测呼吸病患者呼吸道气阻和肺顺应性,本文提出了一种测算方法:在呼气末屏气期间,迅速降低呼吸机输出的呼气支持压,使肺部与体外之间形成一个差压致使肺进行短暂放气,并根据该屏气时间段内的气流-时间数据来计算呼吸道气阻和顺应性。并基于 Matlab 通气模型,模拟正常成人、ARDS 患者和 COPD 患者呼吸,进行仿真实验,分析验证该方法的可行性和适应性。该算法在仿真上的实现,为进一步研究与应用提供可行性方案和研究基础。接下来主要研究工作是在呼吸机实现在线动态测算功能,解决实践中遇到的问题,进行临床实验。

## 参考文献:

[ 1 ] NGUYEN TK, MAI DH, NGUYET A, et al. A review of intraoperative lung-protective mechanical ventilation strategy [J]. *Trend Anaesth Crit Care*, 2021, 37(4): 9-17.  
[ 2 ] 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.  
[ 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 ] 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.  
[ 7 ] HUDGEL DW, MARTIN RJ, 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.  
[ 8 ] 刘晓莉, 张楠, 梁洪, 等. 强迫振荡肺功能的伪随机激励信号优化研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2017, 34(5): 14-20.  
[ 9 ] 刘海珠, 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.  
[ 10 ] 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.  
[ 11 ] 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.  
[ 12 ] 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.  
[ 13 ] CASCALE P, BACONNIER P, LAOUANI A, et al. A simple dynamic model of respiratory pump [J]. *Acta Biotheoretica*, 2010, 58(s2-3): 265-275.  
[ 14 ] SAAT? I 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 ] YAMADA 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 ] ARNAL JM, GARNERO A, SAOLI M, et al. Parameters for simulation of adult subjects during mechanical ventilation [J]. *Respir Care*, 2018, 63(2): 158-168.  
[ 17 ] 陶客言, 付凯, 高燕, 等. 胸腹部 CT 扫描呼吸方法的探讨——过度换气呼气末屏气与平静呼吸吸气末屏气的比较[J]. *实用医学影像杂志*, 2004, 5(2): 67-69.  
[ 18 ] YUAN YY, SUN JG, FENG P, et al. A noninvasive high frequency oscillation ventilator: Achieved by utilizing a blower and a valve [J]. *Rev Sci Instrum*, 2016, 87(2): 38-43.