

文章编号: 1004-7220(2022)02-0231-07

离体猪气管异向力学特性及数值模拟研究

魏 雯¹, 司利钢¹, 王亚君¹, 鲍玉冬², 齐东博²

(1. 哈尔滨医科大学附属第一医院 儿内科, 哈尔滨 150000;

2. 哈尔滨理工大学 先进制造智能化技术教育部重点实验室, 哈尔滨 150080)

摘要:目的 研究猪气管和主支气管各向异性的力学性能,通过有限元数值模拟确定描述气管变形的本构模型。方法 将收集的猪气管沿轴向剖开并展成平面,以展开后的气管长度方向 0°为起始角度,逆时针方向获得 30°、60°、90°、120°、150°、180°共 6 个角度方向的标本。利用电子万能试验机分别对 6 个角度方向标本进行单轴拉伸试验,获得标本在不同角度方向的应力和应变。采用 Mooney-Rivlin 超弹性模型对实验数据进行非线性拟合,得到模型材料特性参数,建立气管和主支气管有限元模型,并进行拉伸数值模拟。结果 不同角度的气管标本拉伸呈现出不同的应力-应变;在气管中,30°、120°和 150°方向样本的应力范围为 1.0~1.5 MPa,60°和 90°方向标本的应力范围为 0.5~1.0 MPa,180°方向标本的应力范围为 2.5~3.0 MPa;在主支气管中,30°、60°和 150°方向标本的应力范围为 0.8~1.0 MPa,90°和 180°方向标本的应力范围为 1.4~1.8 MPa,120°方向标本的应力范围为 0.4~0.6 MPa,气管与主支气管有着明显的差异。经有限元模拟验证,Mooney-Rivlin 本构模型适合于描述气管的小变形行为。结论 猪气管呈现较强的各向异性,Mooney-Rivlin 模型可以表征气管小变形行为。研究结果为临床治疗中气管切除重建及支气管镜等手术器械介入治疗提供理论依据。

关键词: 气管; 主支气管; 力学性能; 各向异性; Mooney-Rivlin 模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.006

Study on Anisotropy Properties of *in vitro* Pig Trachea and Numerical Simulation

WEI Wen¹, SI Ligang¹, WANG Yajun¹, BAO Yudong², QI Dongbo²

(1. Department of Pediatrics, First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150080, China; 2. Key Laboratory of Advanced Manufacturing Intelligent Technology, Ministry of Education, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: Objective To study mechanical properties of the anisotropy for pig trachea and main bronchi, and determine the constitutive model of trachea deformation by finite element numerical simulation. **Methods** The pig tracheas were collected and cut through in their axial directions and expanded into two-dimensional planes. Then, by setting the length direction of the trachea aortas as 0°, each planar trachea was anticlockwisely cut into 6 samples with orientation of 30°, 60°, 90°, 120°, 150° and 180°, respectively. Uniaxial tensile tests were applied on the specimen in 6 angular directions by using the electronic universal test machine, to obtain stress and strain of the specimen in different directions. Nonlinear fitting to the experimental data was performed by using the Mooney-Rivlin hyperelastic model, in order to obtain the material characteristic parameters. Finite element models of the trachea and the main bronchi were established, and tensile numerical simulation was carried out. **Results** Samples

收稿日期: 2021-04-09; 修回日期: 2021-07-07

基金项目: 黑龙江省普通本科高等学校青年创新人才培养计划(UNPYSCT-2020194)

通信作者: 司利钢, 主任医师, E-mail: slghrb@163.com

at different angles showed different stress-strain curves. In the trachea, the stresses of samples with angle of 30° , 120° and 150° were in the range of 1.0-1.5 MPa, the stresses of samples with angle of 60° and 90° were in the range of 0.5-1.0 MPa, and the stresses of samples with angle of 180° were in the range of 2.5-3.0 MPa. In the main bronchi, the stresses of samples with angle of 30° , 120° and 150° were in the range of 0.8-1.0 MPa, the stresses of samples with angle of 90° and 180° were in the range of 1.4-1.8 MPa, and the stresses of samples with angle of 120° were in the range of 0.4-0.6 MPa. There was an obvious difference between the trachea and the main bronchi. The finite element simulation verified that the Mooney-Rivlin constitutive model was suitable for describing small deformation behavior of the trachea. **Conclusions** The pig trachea exhibits strong anisotropy. Meanwhile, the Mooney-Rivlin model can characterize small tracheal deformations. The results provide theoretical references for tracheal resection and reconstruction in clinical treatment and intervention with surgical instruments such as bronchoscopy.

Key words: trachea; main bronchi; mechanical properties; anisotropy; Mooney-Rivlin model

近年来,随着城市化和工业化的发展,大气环境污染性加剧,导致呼吸系统疾病的发病率和死亡率迅速增加^[1]。呼吸系统疾病的主要病变发生在气管、支气管、肺部及胸腔等部位,临床上多采用支气管镜等手术器械进行介入诊疗,但缺少对气管组织接触力学的准确分析。这不仅会损伤气管,还会延长手术操作的时间。因此,基于医工结合研究气管组织力学特性,在气管切除重建和支架介入治疗方面均发挥着重要的作用^[2]。

气管组织学结构包括黏膜层、黏膜下层及外膜层,其中外膜层由纤维和软骨组成,且软骨发挥着支撑呼吸道的的作用^[3]。在气管软骨特性领域,Hoffman 等^[4]通过组织表征方法对猪气管软骨的相关生化和力学特性进行全面研究;李亚军等^[5]以蠕变方法研究气管软骨的蠕变特性,结果发现,气管软骨蠕变曲线以指数关系变化;孙长江等^[6]采用应力松弛的实验方法研究软骨的应力松弛特性,确定软骨为非线性黏弹性材料。在气管组织特性领域,Eskandari 等^[7]通过拉伸试验表征猪气道的机械特征,建立结构增强的本构模型;邓卫军等^[8]对猪气管进行多指标生物力学实验,结果表明,猪气管具有较好的径向支撑性能,容易被拉伸且不易断裂;张国智等^[9]研究人工气管和生物气管拉伸和弯曲的力学性能及仿真方法,并根据非线性弯曲理论建立气管大变形的弯曲变形方程。

综上所述,国内外研究多针对气管或软骨组织进行单独分析,缺少支气管镜等手术器械与含软骨组织气管的接触力学数据。因此,研究气管力学性能十分必要。研究表明,猪肺气管树与人体肺组织

在解剖生理特点等方面存在较高的相似性^[10-12]。本文对离体猪气管、主支气管(含软骨)进行单轴异向拉伸测试,讨论其各向异性,确定各向力学特性参数;建立相关本构模型,经有限元数值模拟验证选择本构模型描述气管的小变形行为的可行性,为研究人体气管及人工气管的生物力学性能提供参考。

1 材料及方法

1.1 实验材料

实验中使用的气管均取自屠宰场提供的成年离体猪肺气管,雌雄不均,在运输过程中保证生物活性,工作人员在 AIRTECH VD-650U(水平)型洁净工作台上剔除猪肺气管外周结缔组织,保留气管软骨部分,采用生理盐水浸泡,并将标本放入冷冻箱以 -20°C 温度储存^[13]。

实验开始前,将标本在室温下解冻。详细步骤如下:采用手术剪刀将新鲜猪肺气管沿着轴向进行剪开,展开成长方形,再以轴向为起始点,制作 30° 、 60° 、 90° 、 120° 、 150° 、 180° 共计 6 个方向气管和支气管的片状标本(见图 1)。最后,将制作的标本浸泡在生理盐水中备用。

1.2 实验方法

将标本长度方向作为轴向拉伸的测试方向,测试标本具体尺寸如表 1 所示。实验采用电子万能试验机,型号为 Byes 3003,量程为 3 kN,拉伸样本为气管、支气管各 6 组。由于猪气管具有生物组织力学特性^[14-15],需要对拉伸试验机进行预调整试验,才能得到真实气管载荷曲线。设置试验机加载速度为 0.05 mm/s ,位移达到 0.50 mm 再卸载,如此循环 4 次。预调阶段的载荷-位移曲线如图 2 所示。

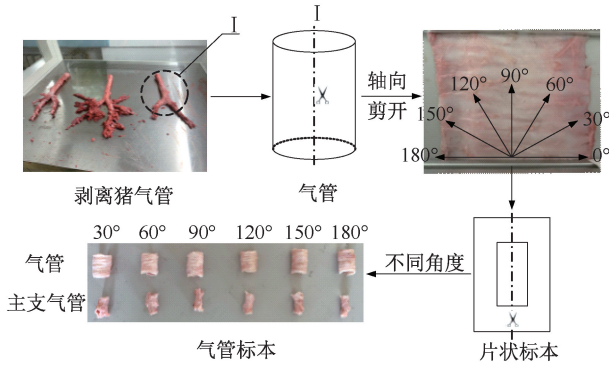


图1 标本制作方法

Fig.1 Method of specimen preparation

表1 气管标本平均尺寸

Tab.1 Size of the trachea sample

部位	长/mm	宽/mm	高/mm
气管	30.21±0.50	20.12±0.20	2.0±0.10
主支气管	10.21±0.50	23.20±0.20	1.75±0.10

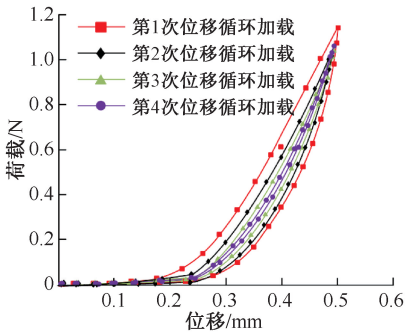


图2 载荷-变形曲线

Fig.2 Load-deformation curve

由图2可知,随着循环次数的增加,加载曲线与卸载曲线之间差别越来越小。4次循环间曲线的形状以及距离上的差别越来越小,第3次和第4次的加载曲线与卸载曲线接近相同,故认为4次位移循环加载后气管的载荷-变形曲线趋于稳定。

具体单轴拉伸试验步骤如下:为了保证测试样本在拉伸过程中保持管状形状,采用纱布对气管标本两端进行包裹,防止卡具夹持部分出现打滑现象^[16]。测量试验样本厚度和试验机夹具上下两端的距离,通过万能试验机的人机交互界面设定相关试验样本参数,启动万能试验机以10 mm/min应变率开始单轴拉伸试验。在试验过程中,需要不断向气管样本喷洒生理盐水,以保持气管样本湿润环

境;当气管样本拉伸到一定程度或者拉断时,拉伸试验机停止工作,得到相关试验数据。对其他样本重复以上操作,整理相关试验参数。

1.3 应力-应变曲线与弹性模量

图3分别为气管和主支气管在加载速率为10 mm/min时的应力-应变曲线。应力-应变曲线上没有直线部分,表明气管组织不服从虎克定律,这一性质与血管、皮肤等软组织相似^[17-18]。研究表明,气管组织中含有大量的胶原纤维与弹性纤维^[19]。在刚开始拉伸阶段,气管发生微小形变,气管组织内部的弹性纤维开始伸张,来抵抗气管组织变形;此时,气管内部的胶原纤维仍处于松弛状态。在气管发生中等程度变形时,气管内部的弹性纤维逐渐被拉伸;此时,气管内部的胶原纤维开始被拉伸。在气管发生较大程度变形时,此阶段气管组织内部的弹性纤维以及胶原纤维都被拉直;再继续增加拉伸位移时,气管组织内部纤维束开始发生断裂,应力-应变曲线呈现锯齿状。最终随着试验的位移进一步增大,测试气管样本开始发生断裂。在同一加载速率下,不同角度6个样本的应力-应变曲线有明显差异,但是仍呈现一定的相同变化趋势。在气管中,30°、150°和120°方向的气管标本应力范围为1.0~1.5 MPa,60°和90°方向的气管标本应力范围为0.5~1.0 MPa,180°方向的气管标本应力峰值最大。在主支气管中,30°、150°和60°方向的气管标本应力范围为0.8~1.0 MPa,90°和180°方向的气管标本应力范围为1.4~1.8 MPa,120°方向的气管标本应力范围为0.4~0.6 MPa。虽然30°与150°以及60°与120°在结构上对称,但是表现出来的力学性能并不对称。上述结果表明,猪气管材料具有明显的各向异性特性。

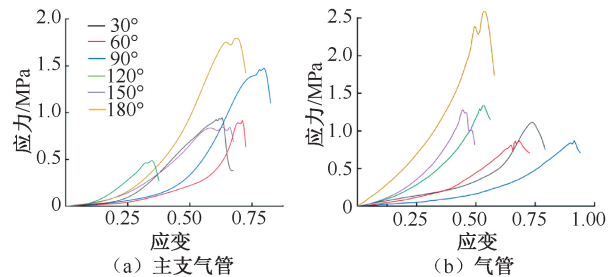


图3 气管6个不同角度标本应力-应变曲线

Fig.3 Stress-strain curve of trachea samples at six different angles (a) Main bronchus, (b) Trachea

通过提取不同角度标本单轴拉伸数据,可得气管、主支气管的应力参数(见表2)。以相同加载速率拉伸不同级别和角度的气管标本时,物理试验结果符合软组织各向异性变化规律,气管应力峰值的差异性较大,说明不同级别气管在周期性呼吸作用下,受到的力学刺激不同。根据生物力学的观点,受力刺激较大的方向会呈现出较好的力学特性,且随着角度的变化,应力呈现分段变化。但在相邻角度,应变的变化幅度不大,说明气管生理组织主要具有一定的舒张性。

表2 气管和主支气管应力

Tab.2 Stress of trachea and main trachea

角度/(°)	气管		主支气管	
	σ /MPa	$\sigma_{\text{均值}}$ /MPa	σ /MPa	$\sigma_{\text{均值}}$ /MPa
30	1.197 7		0.930 9	
60	0.813 3		0.888 3	
90	0.858 7	1.350 7	1.462 3	1.060 6
120	1.340 4		0.486 3	
150	1.281 7		0.839 7	
180	2.612 2		1.756 2	

综上所述,应力-应变曲线表现出气管组织具有显著的非线性性质。气管的非线性力学特性使得气管在低应力区域有较好的膨胀性,即气管在气压变化过程中具有良好的形变。

2 结果

由于气管的物质分布不均匀、不连续,在这些不同层次结构中,其力学性能(弹性、黏性、密度、热胀系数以及内应力)均不同,故确定柔性体材料的非线性关系非常困难,而基于应变能系数的大变形本构方程已广泛应用于柔性体材料的研究中^[20]。其中,Mooney-Rivlin模型是一种常见的描述超弹性生物材料非线性行为的建模方法,可用变形梯度表示应变能^[21]。因此,本文选用Mooney-Rivlin模型描述气管的力学特性。

2.1 本构模型

假设气管是不可压缩材料,Mooney-Rivlin模型的应变能密度函数可表示为:

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (1)$$

式中: I_1, I_2, I_3 分别为软组织变形张量的第1、2、3

基本不变量,即

$$\begin{cases} I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \cdot \lambda_3^2 \\ I_3 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 \end{cases} \quad (2)$$

由于已经假设气管为不可压缩材料, $I_3 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 = 1$,故 Mooney-Rivlin 模型二参数本构模型为:

$$W_{\text{M-R}} = C_{10} \cdot (I_1 - 3) + C_{01} \cdot (I_2 - 3) \quad (3)$$

式中: C_{01} 和 C_{10} 为 Mooney-Rivlin 本构模型的材料参数。

弹性体材料的主应力 σ_i 与主伸长比 λ_i 的关系为^[22]:

$$\sigma_i = 2 \cdot \left(\lambda_i^2 \cdot \frac{\partial w}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_i^2} \cdot \frac{\partial w}{\partial I_2} \right) + P \quad (4)$$

式中: $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 分别为3个主伸长率; P 为柔性体不敏感的位置压力。

在单轴拉伸试验态下:

$$\lambda_1 = 1 + \varepsilon_1 \quad (5)$$

式中: ε_1 为主轴方向应变。

对于单轴拉伸试验,假定其他不同方向的应力为0,即

$$\sigma_2 = \sigma_3 = 0 \quad (6)$$

通过式(4)~(6)可以得到单轴拉伸试验中应力表达式:

$$\begin{aligned} \sigma_1 = 2 \cdot \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) \cdot \frac{\partial w}{\partial I_1} + \\ 2 \cdot \left(\lambda_1 - \frac{1}{\lambda_1^2} \right) \cdot \frac{\partial w}{\partial I_2} \end{aligned} \quad (7)$$

对式(7)中 I_1 和 I_2 求偏导数可得:

$$\begin{cases} \partial W / \partial I_1 = C_{10} \\ \partial W / \partial I_2 = C_{01} \end{cases} \quad (8)$$

将式(5)和(8)代入式(7)中可得:

$$\begin{aligned} \sigma_1 = C_{10} \cdot [2 + 2 \cdot \varepsilon_1 - 2 / (1 + \varepsilon_1)^2] + \\ C_{01} \cdot [2 - 2 / (1 + \varepsilon_1)^3] \end{aligned} \quad (9)$$

由于本构模型计算精度会随着本构模型的阶数增加而增加,且误差累积,有可能导致有限元仿真结果收敛困难。因此,采用本构模型一阶多项式。

2.2 本构模型材料特性参数拟合

根据得到的气管本构模型方程,在 MATLAB 中进行非线性拟合,拟合结果如图 4 所示。得出猪气管、主支气管的 Mooney-Rivlin 本构模型拟合参数如表 3 所示。

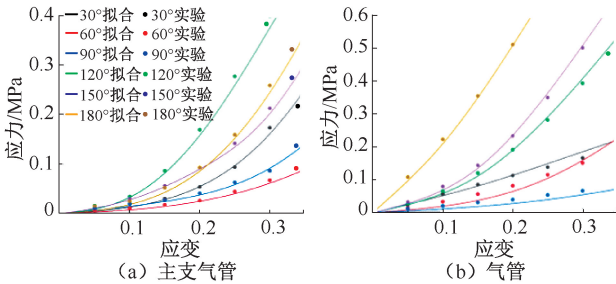


图 4 本构模型拟合的气管拉伸实验数据

Fig.4 Tracheal tensile test data fitted by the constitutive model

(a) Main bronchus, (b) Trachea

表 3 本构模型拟合参数

Tab.3 Fitting parameters of constitutive model

角度 (°)	气管		主支气管	
	C_{10}	C_{01}	C_{10}	C_{01}
30	0.215 37	-0.126 13	0.894 77	-0.990 12
60	0.370 85	-0.344 50	0.261 79	-0.275 56
90	0.123 21	-0.097 67	0.249 63	-0.244 08
120	1.261 72	-1.276 82	1.481 29	-0.165 06
150	1.534 42	-1.548 93	0.834 25	-0.880 12
180	1.517 83	-1.219 98	1.124 94	-1.219 51

2.3 气管变形有限元仿真

在气管单轴拉伸实验过程中,由于实验环境和仪器的制约,气管拉伸实验参数存在一定的误差,采用有限元仿真软件 ABAQUS 来验证 Mooney-Rivlin 本构模型材料参数描述气管变形可行性。

Mulvihill 等^[23]研究表明,软组织进行拉伸试验过程中,长宽高比大于 1:1:1 时,可以认为拉伸试验所产生的误差较小,气管组织模型尺寸均采用真实物理试验所测得的数据(见表 1),在 ABAQUS 中建立气管组织有限元仿真模型。对模型进行相关材料参数的设置,设定材料密度为 414.3 mg/cm^3 ,分别将表 2 中不同角度的材料参数赋予到气管模型中完成网格划分并创建分析步。为了与真实物理单轴拉伸实验一致,设定边界条件为仿真模型上端固定,下端添加位移载荷。由于气管组织力学形变一般不会达到大应变的阶段,因此,设定拉伸位移量为原长的 35%,得到不同角度气管材料特性参数

所对应的有限元仿真模型的应力分布云图。由于气管和主支气管的应力分布云图特点相似,以气管云图为例。模型上下两端几乎没有发生应力变化,这与真实单轴拉伸试验相对应,气管有限元仿真模型受到的应力以波的形式发散;最大应力出现在模型两侧位置,主要由于两侧位置为模型边界,没有组织纤维牵拉作用,形变过程与实际拉伸情况一致(见图 5)。

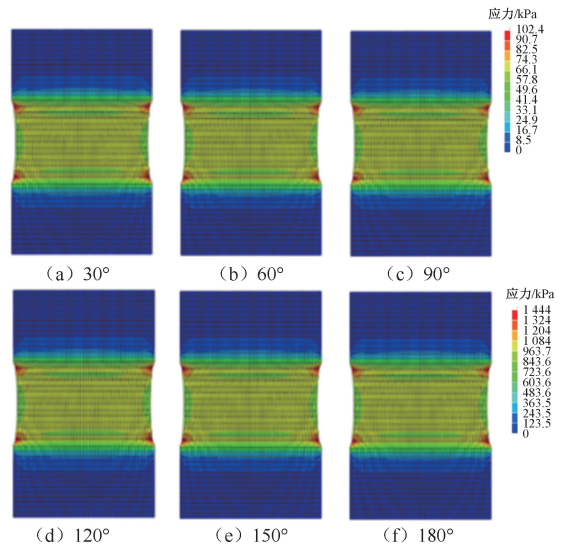


图 5 不同角度材料参数对应的气管组织模型拉伸应力云图

Fig.5 Tensile stress nephogram of tracheal tissue model corresponding to material parameters at different angles (a) In 30° direction, (b) In 60° direction, (c) In 90° direction, (d) In 120° direction, (e) In 150° direction, (f) In 180° direction

2.4 有限元结果与实验结果比较

为了验证气管 Mooney-Rivlin 本构模型材料参数的正确性,提取气管组织应力-应变曲线与真实拉伸试验进行对比(以气管为例),如图 6 所示。

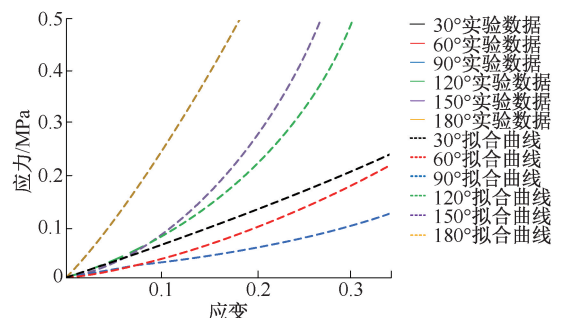


图 6 Mooney-Rivlin 有限元模型仿真数据与实验数据对比

Fig.6 Comparison of simulation data of Mooney-Rivlin finite element model with experimental data

不同材料特性参数所对应的气管、主支气管有限元模型拉伸应力与真实物理单轴拉伸实验应力变化趋势相同。随着拉伸角度的变化,气管、主支气管的应力-应变曲线有着明显的差异性,径向抗拉强度高于轴向,当气管与主支气管平均应变为20%时,Mooney-Rivlin本构模型仿真数据与实验数据拟合较好。由此可得,Mooney-Rivlin本构模型在描述气管小变形时拟合程度较好。

3 讨论

本文对离体猪气管和主支气管30°、60°、90°、120°、150°、180°共6个方向标本进行单轴拉伸实验,并用Mooney-Rivlin本构模型对实验数据进行拟合,获得猪气管和主支气管的材料特性研究参数,通过有限元分析方法进行实验论证。

结果表明,物理实验结果符合气管软组织各向异性变化规律,气管拉伸应力峰值的差异性较大。本文认为,不同级别气管在周期性呼吸的作用下,受到的力学刺激不同,径向的抗拉强度比轴向抗拉强度大,具有明显的各向异性。在拟合过程中,当气管与主支气管平均应变为20%时,Mooney-Rivlin本构模型仿真数据与实验数据拟合较好,提示Mooney-Rivlin本构模型在描述气管小变形时拟合程度较好。

本文的局限性如下:①并未提及气管标本准备和测试过程中几何参数对单轴拉伸气管标本力学特性结果产生的影响。本研究中,标本平均长宽比、长厚比均大于1,即认定所用气管标本的几何参数对气管力学测定可以忽略不计。②由于各级气管材料特性参数均不相同,如果将所有因素都考虑进来,则对气管组织进行变形分析以及建立气管仿真模型的难度较大。本文将气管考虑为一阶Mooney-Rivlin模型,忽略气管生理结构中各种因素,例如气管的残余应力、顶破强力、径向支撑、抗弯刚度等多种参数^[24],仅选取本构模型中两个参数进行有限元拟合,在一定程度上会影响应力等定量结果,但不会影响本文的定性结论。

4 结论

本文对离体猪气管进行单轴拉伸实验,结果发现,不同级别气管力学行为具有明显差异,气管、主

支气管组织存在各向异性;采用Mooney-Rivlin本构模型对实验数据拟合,得到气管、主支气管模型材料特性参数;有限元仿真表明,当气管与主支气管平均应变为20%时,Mooney-Rivlin本构模型仿真数据与实验数据拟合较好,该本构模型可以表征气管小变形。

本文通过实验提供了相对更加全面、可靠的气管力学参数,为气管有限元模型和本构关系的构建提供理论基础。同时,研究结果有助于深入探讨各级气管生物力学特性,指导人工气管移植物的设计制造以及病态气道部位的精准重建,为气管疾病的临床分析提供必要的参考。

参考文献:

- [1] 梁发强, 韩永才, 姜玉珍. 电子支气管镜在儿科呼吸系统疾病诊治中的作用[J]. 世界最新医学信息文摘, 2017, 17(74): 144.
- [2] 张汝峰, 陈丽萍. 人工气管及气管支架材料的应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(51): 9651-9654.
- [3] 陈树, 郭喜平, 吕雅平, 等. 气管软骨的拉伸力学特性[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(11): 1907-1910.
- [4] HOFFMAN B, MARTIN M, BROWN BN, *et al.* Biomechanical and biochemical characterization of porcine tracheal cartilage [J]. *Laryngoscope*, 2016, 126(10): E325-E331.
- [5] 李亚军, 王亚芬, 罗民. 气管软骨蠕变实验的研究[J]. 生物医学工程研究, 2013, 32(2): 91-93.
- [6] 孙长江, 冯铁健, 吕雅, 等. 气管软骨应力松弛的实验研究[J]. 生物医学工程研究, 2010, 29(1): 37-39.
- [7] ESKANDARI M, NORDGREN TM, O'CONNELL GD. Mechanics of pulmonary airways: Linking structure to function through constitutive modeling, biochemistry, and histology [J]. *Acta Biomater*, 2019, 97: 513-523.
- [8] 邓卫军, 史宏灿, 裴昶, 等. 成年离体猪气管生物力学特性的实验研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 389-393. DENG WJ, SHI HC, PEI C, *et al.* Experimental study on biomechanical property of adult excised porcine trachea [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(5): 389-393.
- [9] 张国智. 气管的非线性弯曲力学性能研究[J]. 力学与实践, 2018, 40(5): 538-542.
- [10] 张贺, 王承利, 王洋, 等. 小型猪动物模型在医学领域中的应用[J]. 中国畜牧兽医, 2012, 39(7): 263-266.
- [11] AGAY D, SCHERTHAN H, FORCHERON F, *et al.* Multipotent mesenchymal stem cell grafting to treat cutaneous radiation syndrome, development of a new minipig model [J]. *Exp Hematol*, 2010, 38(10): 945-956.

- [12] 袁进, 顾为望. 小型猪作为人类疾病动物模型在生物医学研究中的应用[J]. 动物医学进展, 2011, 32(2): 108-111.
- [13] 王妍, 王婉洁, 陈强, 等. 猪胸主动脉血管各向异性力学性能的实验研究[J]. 医用生物力学, 2015, 30(3): 215-219.
WANG Y, WANG WJ, CHEN Q, *et al.* An experimental study on anisotropic mechanical properties of porcine thoracic aorta [J]. J Med Biomech, 2015, 30(3): 215-219.
- [14] ZHANG Y, DUNN ML, DREXLER ES, *et al.* A microstructural hyperelastic model of pulmonary arteries under normo-and hypertensive conditions [J]. Ann Biomed Eng, 2005, 33(8): 1042-1052.
- [15] 成刚. 新型复合人工气管的生物力学实验研究[D]. 长沙: 中南大学, 2009.
- [16] 孟鑫, 王小峰, 黄敏杰, 等. 猪动脉血管的力学性能分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(4): 411-416.
MENG X, WANG XF, HUAGN MJ, *et al.* Analysis on mechanical properties of porcine artery [J]. J Med Biomech, 2019, 34(4): 411-416.
- [17] 谢驰, 刘念, 林大全, 等. 人体皮肤等效材料弹性性能的测试方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2007, 24(1): 219-221.
- [18] 杨帅星, 张明, 戴向晨, 等. 支架作用下主动脉血管壁应力分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(1): 14-21.
YANG SX, ZHANG M, DAI XC, *et al.* Stress analysis of aortic vessels under stent graft [J]. J Med Biomech, 2021, 36(1): 14-21.
- [19] OLMOS-ZUÑIGA JR, BALTAZARES-LIPP M, HERNÁNDEZ-JIMÉNEZ C, *et al.* Treatment with hyaluronic acid and collagen-polyvinylpyrrolidone improves extracellular matrix assembly for scarring after tracheal resection [J]. BioMed Res Int, 2020(1): 1-15.
- [20] 王国权, 刘萌, 姚艳春, 等. 不同本构模型对橡胶制品有限元法适应性研究[J]. 力学与实践, 2013, 35(4): 40-47.
- [21] TEHRANI JN, WANG J. Mooney-Rivlin biomechanical modeling of lung with Inhomogeneous material [C]// Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Milan: IEEE, 2015: 7897-7900.
- [22] 王娜, 高超. 弹体脉动压力特征的试验研究[J]. 试验流体力学, 2010, 24(1): 30-35.
- [23] MULVIHILL JJ, WALSH MT. On the mechanical behavior of carotid artery plaques: The influence of curve-fitting experimental data on numerical model results [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2012, 12(5): 975-985.
- [24] 于晓军, 赖小平, 樊瑜波, 等. 人体器官肺的体积、密度检测及其医学和法医学意义[J]. 法医学杂志, 2006, 22(4): 251-253.