

文章编号: 1004-7220(2022)06-1020-06

角膜黏弹性对喷气试验的影响

林鲁超, 陶兴明, 宋银宇, 杜瑞瑞, 胡佳霖, 方利华
(南昌航空大学 无损检测技术教育部重点实验室, 南昌 330063)

摘要:目的 探索不同条件下角膜黏弹性在喷气试验中的作用。方法 基于患者角膜地形图数据构建个性化全眼模型,加载喷气模型,分析不同条件下线弹性和黏弹性角膜材料喷气试验结果的差异。结果 在角膜刚度、眼内压、巩膜刚度都相同的情况下,线弹性材料的角膜顶点最大位移比黏弹性材料小0.01~0.03 mm;当角膜刚度和巩膜刚度一定,眼内压从12 mmHg增大到24 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa)时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率比黏弹性材料慢0.9 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$;当角膜刚度和眼内压一定,巩膜刚度从1.24 MPa变化到9.92 MPa时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率比黏弹性材料慢1.1 $\mu\text{m}/\text{MPa}$;当巩膜刚度和眼内压一定,角膜刚度0.827 MPa变化到2.790 MPa时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率比黏弹性材料慢8 $\mu\text{m}/\text{MPa}$ 。结论 喷气试验中的角膜顶点位移主要由角膜组织的弹性驱动,角膜黏弹性在喷气试验中的作用不明显。在临床上采用喷气法评估角膜生物力学响应时,可忽略角膜黏弹性影响。

关键词: 角膜; 黏弹性; 线弹性; 角膜顶点位移; 喷气试验

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.007

Effects of Corneal Viscoelasticity on Air-Puff Test

LIN Luchao, TAO Xingming, SONG Yinyu, DU Ruirui, HU Jialin, FANG Lihua

(Key Laboratory of Nondestructive Test, Ministry of Education, Nanchang Hangkong University, Nanchang 330063, China)

Abstract: Objective To explore the role of corneal viscoelasticity on air-puff test under different conditions. **Methods** Based on the patient's corneal topographic data, the patient-specific model of the whole human eye was constructed, and the air-puff model was loaded. The differences in air-puff test results of linear elastic and viscoelastic corneal materials under different conditions were analyzed. **Results** When the corneal stiffness, intraocular pressure and scleral stiffness were all the same, the maximum corneal apical displacement of linear elastic material was 0.01-0.03 mm smaller than that of viscoelastic materials. With the intraocular pressure increasing from 12 mmHg to 24 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa), the decreasing rate of the maximum corneal apical displacement of linear elastic materials was only 0.9 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$ slower than that of viscoelastic material. With the corneal stiffness increasing from 0.827 MPa to 2.790 MPa, the decreasing rate of the maximum corneal apical displacement of linear elastic materials was only 8 $\mu\text{m}/\text{MPa}$ slower than that of viscoelastic materials. With the scleral stiffness increasing from 1.24 MPa to 9.92 MPa, the decreasing rate of the maximum corneal apical displacement of linear elastic material was only 1.1 $\mu\text{m}/\text{MPa}$ slower than that of viscoelastic materials. **Conclusions** The corneal apical displacement in air-puff test was mainly driven by elasticity of the corneal tissues, but the role of corneal viscoelasticity in air-puff test was not obvious. The effect of corneal viscoelasticity can be ignored when air-puff method is used to evaluate the corneal biomechanical response.

Key words: cornea; viscoelasticity; linear elasticity; corneal apical displacement; air-puff test

收稿日期: 2022-04-23; 修回日期: 2022-06-08

基金项目: 国家自然科学基金项目(62165010)

通信作者: 方利华, 教授, E-mail: fanglh71@126.com

角膜的生物力学特性对角膜疾病诊断和治疗、维持角膜形状、人工角膜的研究等具有重要的参考价值^[1]。目前,眼科医生在临床上使用眼反应分析仪(ocular response analyzer, ORA)和可视化角膜生物力学分析仪(corneal visualization scheimpflug technology, Corvis ST)在体测量角膜生物力学响应,其具有较高的安全性与准确性,使用简便应用广泛。其中,喷气法非接触式无创测量角膜生物力学响应,具有较高的安全性与准确性^[2]。但是喷气试验中角膜形态会发生改变,而在角膜形态改变的过程中往往存在多种角膜生物力学特性的作用,例如黏弹性和弹性特性,仪器给出的信息不足以评估单独因素的影响。

关于角膜黏弹性和角膜喷气试验的有限元模拟一直是学者研究的重点。Perez 等^[3]建立不可压缩的线黏弹性广义麦克斯韦模型模拟角膜和巩膜黏弹特性,分析人眼眼球在 3 种不同速率下微体积变化与眼内压升高的相关性。Matalia 等^[4]建立角膜线黏弹性材料模型和喷气压力气体模型,分析角膜组织的迟滞值。结果表明,随着年龄增长,眼外组织变硬,角膜变形参数不受年龄和近视影响。赵科超等^[5]使用 Corvis ST 预测正常角膜和圆锥角膜的弹性系数和黏性系数,研究结果可以为圆锥角膜的早期诊断提供标准。Han 等^[6]利用一维简谐振荡器模拟空气脉冲作用下的角膜行为,但是由于该模型是简化的模型,故无法区分角膜的凹凸状态。Maklad 等^[7]通过流固耦合和任意拉格朗日-欧拉(arbitrary Lagrangian-Eulerian)动网格技术改进喷气实验的数值模拟。然而,关于角膜黏弹性在喷气试验中作用的研究较少。本文基于患者个性化全眼模型和角膜黏弹性材料模型,分析在不同条件下角膜黏弹性对角膜形态变化的影响。

1 模型与方法

本文基于建立患者的个性化全眼模型和角膜黏弹性材料模型,在 COMSOL Multiphysics 中加载喷气模型,模拟喷气试验过程。首先,在眼球模型内部使用层流模型模拟眼房水,密度为 998 kg/m^3 ,动力黏度为 $1.03 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ ^[8],应用稳态计算喷气试验的初始值。然后,利用建立的流体动力学喷气模型,推导数值化喷气模型并加载到角膜前表面,模拟喷气试验过程。

1.1 个性化全眼模型的构建

基于个性化人眼模型模拟喷气法评估角膜生物力学响应试验过程,将使试验模拟结果更接近真实人眼情况,有益于临床指导^[9]。因此,构建个性化人眼几何模型具有现实意义。

根据从天津市眼科医院获得的患者角膜地形图和角膜生物力学分析仪数据,提取 x 、 y 方向角膜曲率数据和中的角膜厚度和眼轴长数据。根据患者的右眼诊断数据(见表 1),在三维建模软件 Unigraphics NX 12.0 中建立个性化人眼几何模型。

表 1 个性化人眼几何模型建模数据

Tab. 1 Modeling data of patient-specific geometric model of human eye

参数	角膜前表面	角膜后表面
$R_{f(x)}/\text{mm}$	8.49	6.89
$R_{f(y)}/\text{mm}$	8.27	6.40
$R_{f(z)}/\text{mm}$	8.67	7.63
AL/mm		28.00
CCT/mm		0.59
巩膜长半轴/mm		13.63
巩膜短半轴/mm		12.63

注: $R_{f(x)}$ 、 $R_{f(y)}$ 、 $R_{f(z)}$ 分别表示角膜 x 、 y 、 z 方向上的角膜曲率,AL 为眼轴长,CCT 为角膜厚度。

参考晶状体的特征参数进行参数化建模,其中晶状体直径 8.896 mm 、厚度 4.84 mm 、核直径 6.2 mm 、核厚度 2.68 mm 、核偏移 0.6293 mm ^[10]。在三维建模软件中设置样条曲线构建二维晶状体,然后绕 Z 轴旋转得到三维晶状体模型。再通过建立厚度为 1 mm 的睫状体,将晶状体与眼球内壁连接,完成个性化全眼几何模型的构建(见图 1)。

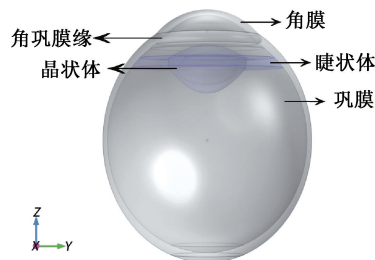


图 1 患者个性化全眼几何模型

Fig. 1 Patient-specific geometric model of the whole human eye

在有限元软件中,设置晶状体为 1000 kg/m^3 ,弹性模量为 11 MPa ;睫状体密度为 1600 kg/m^3 ,弹性模量为 357.78 MPa ^[11-12];巩膜弹性模量为

2.48 MPa, 密度为 $1\,243\text{ kg/m}^3$ ^[13-14]。将晶状体上表面和角膜后表面之间的域设置为流体域, 添加眼房水模拟前房。

1.2 角膜黏弹性材料模型

研究表明, 人眼角膜具有黏弹材料特性, 大部分黏弹性材料模型可由弹性单元和黏性单元组成^[15-16]。本文将四分支广义麦克斯韦材料模型与弹性单元并联描绘角膜的黏弹性应力松弛和弹性特性, 弹性单元 G 代表角膜的线弹性。角膜黏弹性材料模型的本构方程为:

$$G(t) = G + \sum_{m=1}^4 G_m e^{-\frac{t}{\tau_m}} \quad (1)$$

式中: G_m 为广义麦克斯韦模型中第 m 个分支中的弹簧刚度的剪切模量; τ_m 是第 m 个分支中的弛豫时间。方程(1)变形结果如下:

$$G(t) = G_0 \left(\mu_0 + \sum_{m=1}^4 \mu_m e^{-\frac{t}{\tau_m}} \right) \quad (2)$$

为了与角膜单轴拉伸试验得到的应力松弛结果进行拟合, 对广义麦克斯韦模型进行归一化处理。即根据正常角膜单轴拉伸试验获得的应力松弛数据进行归一化处理, 使用最小二乘法拟合:

$$\sigma_1 = \sigma(t) / \sigma_0 = G(t) / G_0 = \mu_0 + \sum_{m=1}^4 \mu_m e^{-\frac{t}{\tau_m}} \quad (3)$$

$$I = \mu_0 + \sum_{m=1}^4 \mu_m \quad (4)$$

式中: 拟合参数 $\mu_0, \mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ 分别为 0.648 5、0.068 8、0.108 2、0.074 6、0.102 3; $\tau_1, \tau_2, \tau_3, \tau_4$ 分别为 258.325 1、2 024.940 3、42.783 1、4.912 6 s, 拟合结果如图 2 所示。在有限元软件的黏弹节点下设置广义麦克斯韦模型的瞬时剪切模量和弛豫时间, 角膜密度为 $1\,076\text{ kg/m}^3$, 模拟角膜的黏弹特性。

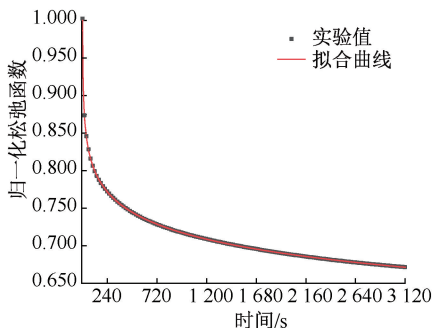


图 2 应力松弛函数的拟合

Fig. 2 Fitting of stress relaxation function

1.3 喷气模型

参考 Akram Abdelazim 从 CorVis-ST 制造商获得喷射气体的速度变化规律和喷嘴数据^[17], 建立 Corvis ST 有限元喷气模型。喷嘴半径为 1.2 mm, 距离角膜 11 mm, 壁设置为无滑移的壁函数^[18], 四周为开放边界。使用包含动网格的流固耦合技术, 将喷嘴处产生的气体压力作用在角膜前表面, 在软件中采用 CFD 模块的 $k-\omega$ 湍流模型, 气体密度为 1.2 kg/m^3 , 动力黏度为 $18.3\text{ }\mu\text{Pa}\cdot\text{s}$ ^[19]。模拟撞击角膜时气体的喷射湍流特性^[20-21]。

本研究中, 气体流动过程是一种喷射过程。雷诺数随时间在 578~25 000 之间变化, 先增大后减小, 在 15.5 ms 时雷诺数达到最大值 25 000。因此, 选择湍流模型模拟喷气过程。

气体喷射总时长 30 ms, 气体速度先增大后减小, 在 15~16 ms 处喷气速度达到最大值 170 m/s。约在 15.5 ms 时, 喷射的气流在角膜顶点位置产生最大压力 17.5 kPa。

2 结果

2.1 Corvis ST 喷气模型模拟结果

为了节省计算资源, 本文结合喷气模型的流体动力学模拟, 推导数值化喷气模型, 喷气压力函数方程式^[22]如下:

$$p_{\text{air}}(t) = p_{\text{max}} \exp \left[-a \left(\frac{t}{T} - b \right)^2 \right] \quad (5)$$

式中: p_{max} 为角膜顶端处的最大压力; T 为喷气总时长; a, b 为喷气压力的拟合参数。根据流体喷气模型在角膜顶端处的压力时间分布, 设置 $p_{\text{max}} = 17.5\text{ kPa}$ 对喷气压力函数进行拟合, 其中 $a = 0.340\,46, b = 3.773\,4$ 。

如图 3 所示, 流体动力学喷气模型的气流压力空间分布在距离角膜顶点 4 mm 处基本降为 0, 故使用数值化喷气模型时需要设置气体辐射函数, 让喷气压力主要集中在半径为 2 mm 的圆域上, 且从中心位置向四周逐渐减小到 0。

2.2 不同眼内压下角膜黏弹性对喷气试验影响

在有限元分析软件中分别计算眼内压为 12、15、18、21、24 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa) 时两种角膜材料下的喷气试验, 分析角膜在线弹性材料和黏弹性材料下的喷气试验结果, 探索眼内压增大时

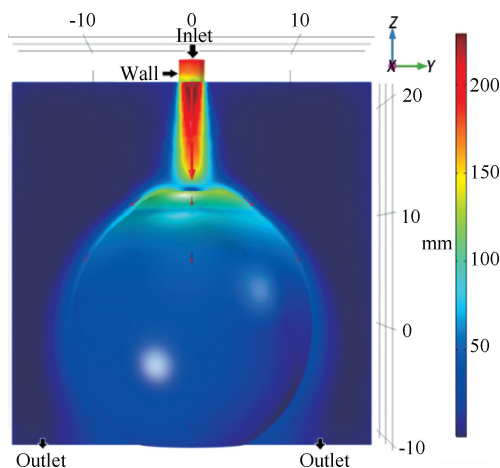


图3 眼球最大变形时气体速度分布

Fig. 3 Air velocity distribution during the maximum eyeball deformation

角膜顶点位移变化规律的差异。

图4描绘了不同眼内压下个性化全眼模型在两种角膜材料(线弹性、黏弹性)下角膜顶点位移随时间的分布规律。结果表明,在两种角膜材料喷气试验中,角膜顶点位移绝对值的时间分布都呈现先增大后减小的趋势,且角膜顶点最大位移均随眼内压增大而减小,但它们的角膜顶点最大位移绝对值略有差别,具体表现为:

(1)线弹性角膜材料下,当眼内压为12 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.595 mm;眼内压为15 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.464 mm;眼内压为18 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.364 mm;眼内压为21 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.273 mm;眼内压为24 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.2 ms达到最大1.193 mm。当眼内压从12 mmHg增至24 mmHg时,线弹性材料的角膜顶点位移绝对值的最大值下降速率为33.5 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$ 。

(2)黏弹性角膜材料下,眼内压为12 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.620 mm;眼内压为15 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.486 mm;眼内压为18 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.1 ms达到最大1.382 mm;眼内压为21 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.2 ms达到最大1.288 mm;眼内压为

24 mmHg时,角膜顶点位移绝对值在16.2 ms达到最大1.207 mm。当眼内压从12 mmHg增至24 mmHg时,黏弹性材料的角膜顶点位移绝对值的最大值下降速率为34.4 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$ 。

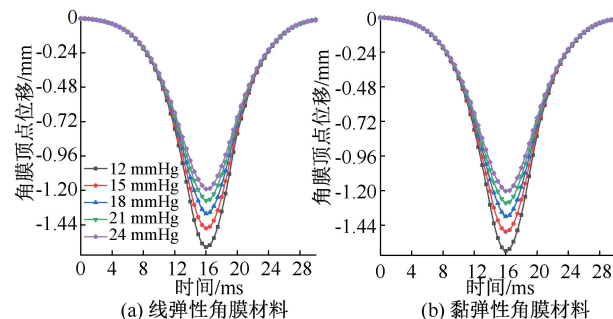


图4 不同眼内压下角膜顶点位移的时间变化

Fig. 4 Temporal variation of corneal vertex displacement under different intraocular pressures (a) Linear elastic corneal material, (b) Viscoelastic corneal material

综上所述,相同眼内压下,线弹性材料的角膜顶点位移绝对值的最大值比黏弹性材料小0.01~0.03 mm。当眼内压从12 mmHg变化至24 mmHg时,线弹性材料的角膜顶点位移绝对值的最大值下降速率仅与黏弹性材料相差2.62%。其中,线弹性角膜材料下降速率较黏弹性角膜材料慢0.9 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$ 。由此可见,在不同眼内压下角膜黏弹性对喷气试验的角膜顶点位移影响微小。

2.3 不同巩膜刚度下角膜黏弹性对喷气试验影响

为了探索巩膜刚度增大时两种角膜材料的角膜顶点位移变化规律差异,首先分析巩膜刚度为1.24、2.48、4.96、9.92 MPa时的喷气试验结果,然后提取每一时刻的角膜顶点位移,从而对比角膜在线弹性、黏弹性材料下的喷气试验结果。

图5呈现了巩膜刚度变化时,两种角膜材料(线弹性、黏弹性)角膜顶点位移时间分布规律。总体而言,巩膜刚度变化时两种角膜材料的角膜顶点位移绝对值的最大值变化相似。在巩膜刚度相同情况下,线弹性材料的角膜顶点最大位移比黏弹性材料小0.01~0.03 mm。两种角膜材料的角膜顶点位移绝对值的时间变化呈对称分布,最大值出现在16 ms附近,且随着巩膜刚度的增加,两种角膜材料的角膜顶点位移绝对值的最大值均减小。当巩膜刚度为1.24、2.48、4.96、9.92 MPa时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值分别为1.685、1.464、

1.173、1.064 mm,黏弹性材料的角膜顶点最大位移分别为 1.711、1.486、1.194、1.081 mm。当巩膜刚度从 1.24 MPa 增至 9.92 MPa 时,线弹性、黏弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值下降速率分别为 71.5、72.6 $\mu\text{m}/\text{MPa}$ 。

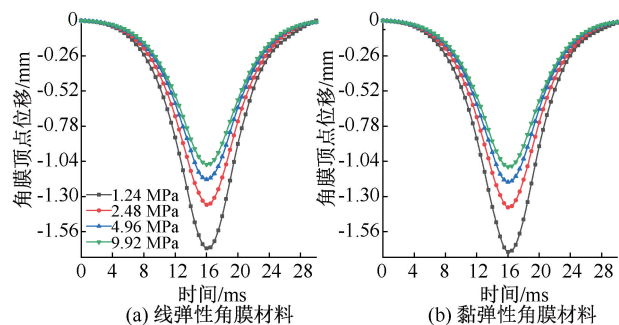


图 5 不同巩膜刚度下角膜顶点位移的时间变化

Fig. 5 Temporal variation of corneal vertex displacement under different scleral stiffness (a) Linear elastic corneal material, (b) Viscoelastic corneal material

综上所述,当巩膜刚度从 1.24 MPa 变化到 9.92 MPa 时,线弹性材料的角膜顶点最大位移下降速率比黏弹性材料慢 1.1 $\mu\text{m}/\text{MPa}$,两者角膜顶点最大位移下降速率仅相差 1.52%。

2.4 不同角膜刚度下角膜黏弹性对喷气试验影响

为探索不同角膜刚度下黏弹性角膜材料对喷气试验结果的影响,根据前述黏弹性角膜材料本构方程和拟合参数,对 4 种不同刚度的黏弹性角膜材料进行各分支剪切模量设置,得到弹性模量为 0.827、1.240、1.860、2.790 MPa 时的黏弹性角膜材料参数。模拟角膜刚度变化时线弹性和黏弹性两种角膜材料的喷气试验,研究不同角膜刚度下角膜黏弹性对喷气试验角膜顶点位移的影响。其中,眼内压为 18 mmHg,巩膜刚度为 2.48 MPa。

图 6 所示为不同角膜刚度下线弹性和黏弹性角膜材料的角膜顶点位移时间分布。结果表明,当角膜刚度相同时,线弹性和黏弹性角膜材料的角膜顶点位移绝对值的最大值相近,随着角膜刚度的增加,两种角膜材料的角膜顶点最大位移绝对值均逐渐减小,且最大值也出现在 16 ms 附近。具体表现为:

(1) 线弹性角膜材料下,角膜刚度为 0.827 MPa 时,角膜顶点位移绝对值在 16.1 ms 时达到最大,约为 2.232 mm;角膜刚度为 2.790 MPa 时,角膜顶点位移绝对值在 16.2 ms 达到最大,约为

0.496 mm;当角膜刚度从 0.827 MPa 增至 2.790 MPa 时,角膜顶点位移绝对值的最大值下降速率为 0.884 mm/MPa。

(2) 黏弹性角膜材料下,角膜刚度为 0.827 和 2.790 MPa 时,角膜顶点位移绝对值分别在 16.1、16.2 ms 达到最大,其值约为 2.250、0.499 mm;当角膜刚度从 0.827 MPa 增至 2.790 MPa 时,其角膜顶点位移绝对值的最大值下降速率为 0.892 mm/MPa。

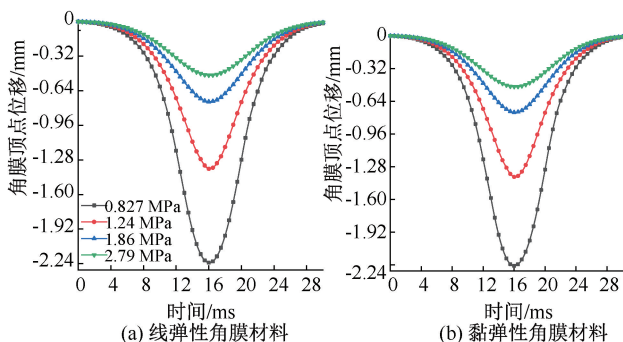


图 6 不同角膜刚度下角膜顶点位移的时间变化

Fig. 6 Temporal variation of corneal vertex displacement under different corneal stiffness (a) Linear elastic corneal material, (b) Viscoelastic corneal material

综上所述,在喷气试验中角膜刚度从 0.827 MPa 变化到 2.790 MPa 时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率比黏弹性材料慢 8 $\mu\text{m}/\text{MPa}$,两者下降速率仅相差 0.897%。

3 讨论

本文基于患者的个性化全眼模型(包含晶状体和睫状体),在有限元分析软件中将四分支广义麦克斯韦材料模型与弹性单元并联,描绘角膜的黏弹性应力松弛和弹性特性,加载数值化的喷气模型,模拟喷气试验;分别计算在不同眼内压、巩膜刚度和角膜刚度下角膜顶点位移的时间分布变化,进而分析线弹性和黏弹性角膜材料下的喷气试验结果差异,探索角膜黏弹性在喷气实验中的作用。

本文结果表明,在喷气试验中角膜刚度、眼内压、巩膜刚度和喷气压力等都相同的情况下,线弹性材料的角膜顶点位移绝对值的最大值比黏弹性材料小 0.01~0.03 mm。当眼内压从 12 mmHg 增至 24 mmHg 时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值下降速率比黏弹性材料慢 0.9 $\mu\text{m}/\text{mmHg}$,两者仅

相差 2.62%;当巩膜刚度从 1.24 MPa 变化至 9.92 MPa 时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率比黏弹性材料慢 1.1 $\mu\text{m}/\text{MPa}$,两者仅相差 1.52%;当角膜刚度从 0.827 MPa 变化至 2.790 MPa 时,线弹性材料的角膜顶点最大位移绝对值的下降速率相比于黏弹性材料慢 8 $\mu\text{m}/\text{MPa}$,两者仅相差 0.897%。由此可知,由于喷射过程很短只有 30 ms,角膜黏性特性提供的力学特性几乎可以忽略,角膜的弹性特性才是喷气试验主要影响因素。Simonini 等^[23]通过使用弹性角膜材料模拟喷气试验发现,模拟得到的角膜顶点位移变化图像与眼反应分析仪提供的体内图像具有较好的吻合性,表明角膜对喷气试验的生物力学响应实际上仅由角膜基质层组织的弹性驱动,该结果与本研究的发现一致。

4 结论

本文基于患者的个性化全眼几何模型,使用层流模型模拟眼房水,湍流模型模拟气体的喷射过程,模拟喷气试验。本文结果表明,眼内压在 12~24 mmHg,巩膜刚度在 1.24~9.92 MPa,角膜刚度在 0.827~2.790 MPa 范围内分别增大时,线弹性、黏弹性材料的角膜顶点最大位移的下降速率差异微小。模拟结果评估了角膜黏弹性对喷气试验的影响,能够为医生的临床诊断和分析提供参考。

参考文献:

- [1] PENG S, YANG Y, XIAO J, *et al.* Corneal hyper-viscoelastic model: Derivations, experiments, and simulations[J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2015, 17(2): 73-84.
- [2] 陈昕妍,秦晓,张海霞,等. 可视化角膜生物力学分析仪在眼科临床中的应用[J]. *中国医疗设备*, 2018, 33(7): 101-106.
- [3] BENJAMIN, CRUZ, PEREZ, *et al.* Finite element modeling of the viscoelastic responses of the eye during microvolumetric changes [J]. *J Biomed Sci*, 2013, 6(12A): 29-37.
- [4] MATALIA J, FRANCIS M, TEJWANI S, *et al.* Role of age and myopia in simultaneous assessment of corneal and extraocular tissue stiffness by air-puff applanation [J]. *J Refract Surg*, 2016, 32(7): 486-493.
- [5] 赵科超,王晓君,陈维毅,等. 正常角膜与圆锥角膜黏弹性的对比研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2019, 36(4): 613-618.
- [6] ZHAOLONG H, CHEN T, DAI Z, *et al.* Air puff induced corneal vibrations: Theoretical simulations and clinical observations[J]. *J Refract Surg*, 2014, 30(3): 208.
- [7] MAKLAD O, ELIASY A, CHEN KJ, *et al.* Simulation of air puff tonometry test using arbitrary lagrangian-eulerian (ALE) deforming mesh for corneal material characterisation [J]. *Int J Env Res Pub He*, 2020, 17(1): 54.
- [8] KARIMI A, RAZAGHI R, NAVIDBAKSH M, *et al.* Computing the stresses and deformations of the human eye components due to a high explosive detonation using fluid-structure interaction model [J]. *Injury*, 2016, 47(5): 1042-1050.
- [9] ARIZA-GRACIA MA, ZURITA JF, PIÑERO DP, *et al.* Coupled biomechanical response of the cornea assessed by non-contact tonometry. A simulation study [J]. *PLoS One*, 2015, 10(3): e0121486.
- [10] BROWN N. The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation [J]. *Exp Eye Res*, 1973, 15(4): 441-459.
- [11] CZYGAN G, HARTUNG C. Mechanical testing of isolated senile human eye lens nuclei [J]. *Med Eng Phys*, 1996, 18(5): 345-349.
- [12] DUCK A. Physical propertises of tissues: A comprehensive reference book [M]. New York: Academic press, 2013.
- [13] SHIH PJ, GUO YR. Resonance frequency of fluid-filled and prestressed spherical shell-A model of the human eyeball [J]. *J Acoust Soc Am*, 2016, 139(4): 1784.
- [14] 范雨田,陈凌峰,高志鹏,等. 巩膜的区域性力学性能研究 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(2): 178-183.
- [15] FAN YT, CHEN LF, GAO ZP, *et al.* Regional mechanical properties of the sclera [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(2): 178-183.
- [16] CHRISTENSEN RM, FREUND LB. Theory of viscoelasticity[J]. *J Appl Math Mec*, 1971, 38(3): 720.
- [17] 薛超,王雁,向尧齐,等. 近视人群人眼角膜基质生物力学特性的初步研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 308.
- [18] JODA AA. Development and validation of a correction equation for Corvis tonometry[J]. *Comput Method Biomec*, 2016, 19(9): 943-953.
- [19] 陈骥,王园园. 基于 COMSOL Multiphysics 非接触眼压计喷嘴的数值模拟[J]. *振动与冲击*, 2015, 34(2): 61-65.
- [20] ANGEL ARIZA-GRACIA M, WU W, CALVO B, *et al.* Fluid-structure simulation of a general non-contact tonometry. A required complexity? [J]. *Comput Method Appl M*, 2018, 340: 202-215.
- [21] ZHANG J, DU Q, YANG YX. Influence of diesel nozzle geometry on cavitation using eulerian multi-fluid method [J]. *Trans Tianjin Univ*, 2010, 16(1): 33-39.
- [22] ABE K, KONDOH T, NAGANO Y. A new turbulence model for predicting fluid flow and heat transfer in separating and reattaching flows—I. Flow field calculations [J]. *Int J Heat Mass Tran*, 2016, 37(1): 139-151.
- [23] SIMONINI I, PANDOLFI A. The influence of intraocular pressure and air jet pressure on corneal contactless tonometry tests [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2016, 58(1): 75-89.
- [24] SIMONINI I, ANGELILLO M, PANDOLFI A. Theoretical and numerical analysis of the corneal air puff test [J]. *J Mech Phys Solids*, 2016, 98(1): 118-134.