

文章编号: 1004-7220(2022)04-0669-07

基于快、慢速加载单轴拉伸数据识别的角膜生物力学特性比较

张迪, 张海霞, 曾正, 袁子维, 王维, 李林

(首都医科大学生物医学工程学院, 首都医科大学临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室, 北京 100069)

摘要: **目的** 比较基于快、慢速加载单轴拉伸数据确定的角膜生物力学特性参数。**方法** 选取 15 只健康成年兔的角膜进行平均加载速率为 0.16、0.02 mm/s 单轴拉伸实验, 分别获得应力-应变以及应力松弛数据; 分别利用黏超弹性模型、1 阶 Ogden 模型和 2 阶 Prony 级数模型对加卸载迟滞环曲线、应力-应变曲线、应力松弛曲线进行分析。基于黏超弹性模型拟合快速加卸载迟滞环曲线确定的参数集记为 G_{vh} 。拟合慢速加载的应力-应变、应力松弛数据的数据材料参数集记为 G_{op} 。利用相关性分析比较 G_{vh} 与 G_{op} 之间参数的相关性。**结果** 对快速加卸载迟滞环数据、慢速加载的应力-应变数据与应力松弛数据的拟合优度 R^2 都大于 0.95。 G_{vh} 与 G_{op} 中 6 个参数中 5 个 ($\mu, A_1, A_2, \tau_1, \tau_2$) 差异明显 ($P < 0.05$), 并且两参数组中 Ogden 模型参数呈正相关。**结论** 基于快、慢速加载的单轴拉伸数据识别的角膜生物力学参数具有差异性。研究结果为进一步探索利用临床数据识别角膜生物力学特性提供前期的研究基础。

关键词: 角膜; 黏超弹性模型; 单轴拉伸实验

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.015

Comparison of Corneal Biomechanical Properties Based on Data from Uniaxial Tensile Test under Fast and Slow Loading

ZHANG Di, ZHANG Haixia, ZENG Zheng, YUAN Ziwei, WANG Wei, LI Lin

(Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

Abstract: **Objective** To compare the corneal biomechanical parameters identified from uniaxial tensile test under fast and slow loading. **Methods** The stress-strain and stress relaxation data were obtained from uniaxial tensile tests on corneal strips from 15 healthy adult rabbits at average loading rate of 0.16 mm/s and 0.02 mm/s, respectively. A visco-hyperelastic model was applied to analyze the loading and unloading data from the fast tensile tests, where the model parameter set was denoted by G_{vh} . The first-order Ogden model and second-order Prony series model were used to fit stress-strain and stress relaxation data from the slow tensile tests, respectively, in which the model parameter set was denoted by G_{op} . Correlation analysis was used to compare the correlation of parameters between G_{vh} and G_{op} . **Results** All the goodness-of-fits to the three data sets were greater than 0.95. There were significant differences in 5 ($\mu, A_1, A_2, \tau_1, \tau_2$) of the 6 parameters between G_{vh} and G_{op} ($P < 0.05$), and the Ogden model parameters was positively correlated between the two groups. **Conclusions** There are differences in corneal biomechanical parameters identified by data from uniaxial tensile tests under fast and slow loading. The results provide a preliminary research basis for further exploring the use of clinical data to identify corneal biomechanical properties.

Key words: cornea; visco-hyperelastic model; uniaxial tensile test

收稿日期: 2021-10-12; 修回日期: 2021-11-24

基金项目: 国家自然科学基金项目 (32171304, 31370952, 31470914)

通信作者: 李林, 教授, E-mail: lil@ccmu.edu.cn

角膜是一种具有非线性黏弹性的生物软组织。角膜的生物力学特性不仅有助于保证角膜的屈光力,而且对圆锥角膜诊断、眼内压测量、屈光手术前患者角膜筛查、术后角膜屈光力稳定性评价起着重要的作用^[1-5]。

目前,临床应用眼反应分析仪(ocular response analyzer, ORA)和可视化的角膜生物力学分析仪(corneal visualization Scheimpflug technology, Corvis ST)获得生物力学相关参数和动态角膜反应参数。由于对这些参数的力学意义缺乏深入了解,很难利用其认识角膜的生物力学特性,更不能直接用来预测屈光手术等处置后角膜的变形。此外,在一些角膜疾病中,角膜生物力学特性的改变可能早于角膜的形态变化,例如早期的圆锥角膜^[6]。因此,有必要探讨经过在体测试识别角膜生物力学特性的方法。然而临床上可用的测试设备,如ORA和Corvis ST,其工作原理是通过对角膜的前表面施加空气脉冲,使角膜发生变形,以此获得临床生物力学相关性参数和动态角膜反应参数。整个测试过程仅为几十毫秒,在该过程中角膜会经历从第1次压平到最大凹陷(加载过程),又从最大凹陷恢复到初始状态(卸载过程)的快速变形。然而角膜具有黏弹性,加载速率会影响角膜的力学行为^[7-8]。因此,探讨经过在体测试识别角膜生物力学特性时,应该考虑加载速率的影响。

本文采集快、慢速加载下角膜条单轴拉伸实验数据,分别确定角膜的非线性黏弹性特性参数。比较两种速率下确定的角膜生物力学特性参数,为进一步探索快速变形下角膜生物力学特性识别提供前期的研究基础。

1 材料和方法

1.1 角膜条单轴拉伸测试

选取健康的7月龄新西兰大白兔15只,雌雄不限,体重3.0~4.2 kg。沿耳缘静脉注射25%浓度的乌拉坦将兔麻醉致死,30 min内取出眼球内容物,选取所有实验兔的右眼制备角膜条试样。在将实验兔麻醉致死前,使用角膜测厚仪SP3000(TOMEY公司,日本)测量中央角膜厚度(central corneal thickness, CCT)。用自制的双刃刀沿角膜的上下方向进行裁条,制备角膜条试样,并用游标卡尺测量

角膜条试样的长度和宽度。本研究得到首都医科大学伦理委员会批准。

在室温下使用生物原位疲劳试验机[型号IBTC-50,凯尔测控试验系统(天津)有限公司]测试系统进行单轴拉伸实验。测试过程中采用水浴装置保持试样水润。每个试样以0.16 mm/s平均拉伸速率进行以10 s为1个循环,最大拉伸幅度为原角膜条长度10%的预载测试,共进行6个循环。待迟滞环稳定后,以0.02 mm/s拉伸速率将角膜条拉伸到原长的115%,获得加载过程中的应力-应变数据。休息5 min后,将角膜条以0.5 mm/s速率拉伸至原长的115%进行10 min应力松弛测试,获得角膜条的应力松弛曲线。

为了节省材料与最大可能消除试样间的差异,视同一试样在0.16 mm/s平均拉伸速率下预载数据中的第6个迟滞环数据为快速拉伸下的应力、应变数据,而在0.02 mm/s拉伸速率下的数据为慢速拉伸下的应力-应变数据。

1.2 慢速加载下应力-应变和应力松弛数据分析

有关角膜条在慢速加载下的应力-应变关系,一般认为1阶Ogden模型可以较好地描述角膜条的非线性应力-应变关系^[9]。2阶Prony级数模型可以较好地描述角膜条的应力松弛特性^[10]。视角膜为不可压缩性材料^[11-12],本文分别采用1阶Ogden模型和2阶Prony级数模型描述角膜条在慢速加载下的应力-应变关系和应力松弛特性:

$$U = \frac{2\mu}{\alpha^2}(\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) \quad (1)$$

$$G(t) = 1 - A_1 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}}\right) - A_2 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_2}}\right) \quad (2)$$

式中: U 为1阶Ogden模型所对应的应变能密度函数; G 为归一化的应力松弛函数; μ 和 α 分别为剪切模量和应变硬化指数; A_1 、 A_2 、 τ_1 和 τ_2 为应力松弛参数; λ_i ($i=1,2,3$)为材料在3个主方向上的伸长比。假设在单轴拉伸实验过程中沿角膜条宽度和厚度方向的伸长比相等,如果将角膜看作不可压缩材料^[11-12],即 $\lambda_1\lambda_2\lambda_3=1$,因此,可以用角膜条长度方向的伸长比 λ 表示 $\lambda_2=\lambda_3=\lambda^{-1/2}$,则式(1)可以表达为:

$$U = \frac{2\mu}{\alpha^2}(\lambda^\alpha + 2\lambda^{-\frac{\alpha}{2}} - 3) \quad (3)$$

由式(3)可得应力与伸长比之间的关系:

$$\sigma_{\text{nom}} = \frac{2\mu}{a}(\lambda^{\alpha-1} - \lambda^{-\frac{\alpha}{2}-1}) \quad (4)$$

式中: σ_{nom} 为名义应力, $\sigma_{\text{nom}} = F/A$, F 和 A 分别为单轴拉伸过程中拉力和角膜条的横截面积; λ 为伸长比, $\lambda = (L_0 + \Delta L)/L_0$, ΔL 、 L_0 分别为拉伸过程中沿角膜条长度方向的位移和角膜条原长。对角膜条在慢速拉伸速率下的应力-应变数据进行拟合,得到 Ogden 模型参数。将应力松弛数据归一化后,即可用 2 阶 Prony 级数模型拟合得到模型参数。为了简化描述,将慢速加载测试得到的模型参数记为 $G_{\text{OP}}(\mu_{12}, \alpha_{12}, A_{12}, A_{22}, \tau_{12}, \tau_{22})$ 。

1.3 快速加载下应力-应变数据分析

角膜是一种生物软组织,具有非线性黏弹性特性。黏超弹性模型常用于描述生物软组织的非线性黏弹性特性^[13-14]。本文采用如下公式描述快速加卸载时角膜条应力-应变的迟滞环曲线:

$$\sigma_e = \int_0^t G(t-s) \frac{\partial \phi}{\partial s} ds$$

$$\phi = \lambda \frac{\partial U}{\partial \lambda} \quad (5)$$

式中: σ_e 为 Cauchy 应力, $\sigma_e = \sigma_{\text{nom}} \lambda$; ϕ 为应变能; U 与 G 分别为应变能密度函数和应力松弛函数,由 Ogden 模型和 Prony 级数模型给出。

利用 Matlab R2020b (MathWorks 公司, 美国) 遗传算法, 计算目标函数式(6)中的最小值, 以确定黏超弹性模型中的参数。其中, 参数范围依据文献^[9, 12, 15]选择。

$$\text{RM} = \sum_{i=1}^n (y_i^e - y_i^c)^2 \quad (6)$$

式中: RM 为目标函数; y_i^e 为单轴拉伸实验中获得的应力, y_i^c 是根据式(5)计算得到的应力; n 为在 1 个预载周期 9.5 s 内所选择的数据点的个数, $n = 95$ 。相应地, 将这种快速加载测试得到的模型参数记为 $G_{\text{vh}}(\mu_{11}, \alpha_{11}, A_{11}, A_{21}, \tau_{11}, \tau_{21})$ 。

1.4 统计分析

采用 SPSS 23.0 软件对实验数据进行统计分析。用 Shapiro-Wilk 检验分析参数的正态性。当参数满足正态分布时, 用均值 \pm 标准差对其进行描述; 反之, 用中位数 (四分位数间距) 对其进行描述。采用配对 t 检验或 Wilcoxon 符号秩检验,

比较 G_{vh} 与 G_{OP} 之间的参数, 并用 Pearson 或 Spearman 相关性分析, 分析 G_{vh} 与 G_{OP} 之间参数的相关性, $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义, r 为相关系数。

2 结果

角膜条的长度、宽度和厚度分别为 (7.806 ± 1.144) 、 (3.390 ± 0.257) 、 (0.363 ± 0.023) mm。

2.1 根据快速加载下应力-应变数据确定的材料参数

由获得的单轴拉伸实验中预载时应力-应变曲线可见, 预载时得到的迟滞环曲线的第 5 和第 6 环基本重合, 此时表明预载时的迟滞环已达到稳定状态。

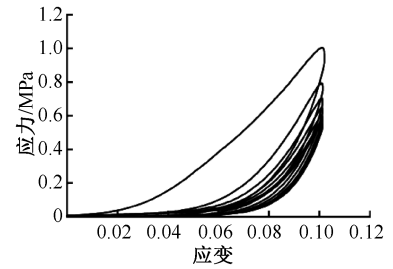


图1 预载过程中的迟滞环

Fig. 1 Hysteresis loop during preloading

利用黏超弹性模型和角膜条的应力-应变数据所围成的迟滞环曲线, 确定所有角膜条试样的非线性黏弹性参数 (见表 1)。其中, 拟合优度 $R^2 > 0.95$ 。

表 1 确定的参数集 G_{vh}

Tab. 1 Determined parameter set G_{vh}

参数	取值	范围
μ_{11}/kPa	61 ± 19	30~94
α_{11}	62.14 ± 6.06	48.09~69.25
A_{11}	0.10 ± 0.04	0.05~0.18
A_{21}	0.38 ± 0.06	0.28~0.52
τ_{11}/s	188.57 ± 46.07	121.06~260.00
τ_{21}/s	0.34 ± 0.10	0.14~0.48
R^2	0.995 (0.012)	0.952~0.999

注: 参数取值用均值 \pm 标准差或中位数 (四分位数间距, 即上四分位数与下四分位数之差) 表示。

图 2 给出了 1 个典型的利用黏超弹性模型对迟滞环曲线进行拟合的拟合结果, 可以看出拟合结果与预载中获得的应力-应变曲线比较接近。

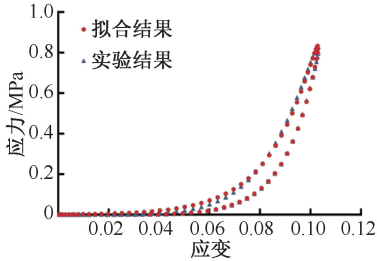


图2 黏超弹性模型对迟滞环曲线拟合结果

Fig. 2 Fitting results of hysteresis curve by viscoelastic hyperelastic model

2.2 根据慢速加载下应力-应变、应力松弛数据确定的材料参数

用1阶Ogden模型和2阶Prony级数模型对单轴拉伸实验过程中获得的应力-应变数据、归一化的应力松弛数据进行拟合。结果表明,其拟合优度 $R^2 > 0.97$ 。确定的 G_{OP} 中的参数满足正态分布(见表2)。

表2 确定的参数集 G_{OP}

Tab. 2 Determined parameter set G_{OP}

参数	取值	范围
μ_{12}/kPa	42 ± 16	19~70
α_{12}	60.76 ± 5.62	48.26~70.00
A_{12}	0.21 ± 0.03	0.17~0.26
A_{22}	0.57 ± 0.03	0.52~0.65
τ_{12}/s	152.15 ± 23.01	104.14~190.02
τ_{22}/s	3.98 ± 0.39	3.08~4.71
R^2	0.995 (0.005)	0.977~0.998

注:参数取值用均值 \pm 标准差或中位数(四分位数间距,即上四分位数与下四分位数之差)表示。

图3所示为1个试样的应力-应变、应力松弛数据的拟合结果。结果显示,应力-应变数据所围成的曲线呈“J”形,1阶Ogden模型拟合的结果与实验获

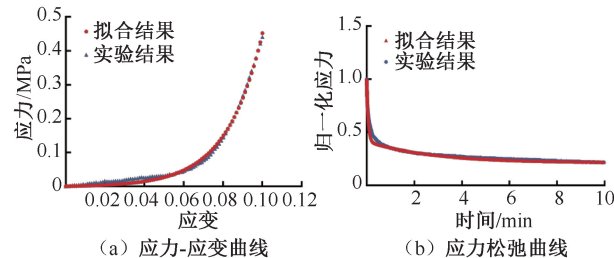


图3 应力-应变曲线、应力松弛曲线的实验与拟合结果

Fig. 3 Experimental and fitting results of stress-strain curve and stress relaxation curve (a) Stress-strain curve, (b) Stress relaxation curve

得的应力-应变曲线基本重合;2阶Prony级数模型的拟合结果与实验获得的应力松弛曲线基本重合。

2.3 材料参数之间比较

经Wilcoxon符号秩检验知, G_{vh} 中 μ 、 τ_1 大于 G_{OP} ($P < 0.05$);而 A_1 、 A_2 和 τ_2 比 G_{OP} 小($P < 0.05$),见图4。经Pearson相关性分析知,确定的 G_{OP} 和 G_{vh} 中 μ ($r = 0.652, P = 0.008$)、 α ($r = 0.688, P = 0.005$)呈正相关,应力松弛参数无相关性($P > 0.05$)。

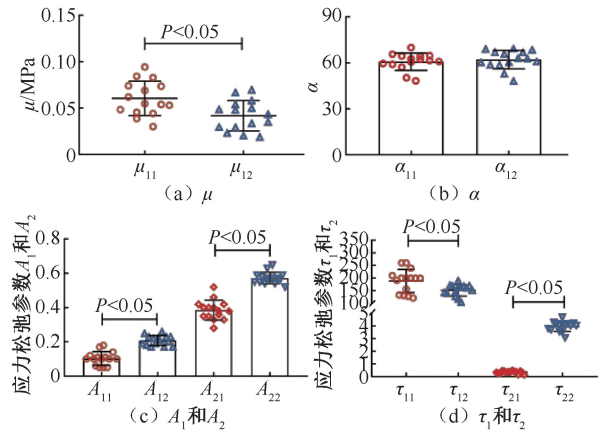


图4 确定的 G_{vh} 和 G_{OP} 之间参数比较

Fig. 4 Comparison of the parameter between G_{vh} and G_{OP}

(a) μ , (b) α , (c) A_1 and A_2 , (d) τ_1 and τ_2

G_{vh} 和 G_{OP} 之间参数 μ 、 α 的回归方程如下:

$$\mu_{11} = 0.747 \times \mu_{12} + 0.030 \quad (7)$$

$$a_{11} = 0.74 \times a_{12} + 17.06 \quad (8)$$

为了进一步考察 G_{vh} 和 G_{OP} 中的参数,根据其的Ogden模型参数,计算 $\varepsilon = 0.02, 0.05$ 时所对应的切向模量(E),结果如图5所示。Wilcoxon符号秩检验显示,在同样的应变水平下,由 G_{vh} 获得的切向模量大于 G_{OP} ($P < 0.05$)。

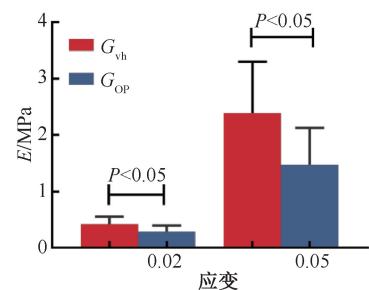


图5 G_{vh} 和 G_{OP} 之间切向模量比较

Fig. 5 Comparison of tangential modulus between G_{vh} and G_{OP}

3 讨论

角膜的非线性黏弹特性作为角膜重要的生物力学特性,对于维持角膜形态起着重要的作用。单轴拉伸实验作为获得角膜生物力学特性的最佳方法之一,在获得角膜应力-应变数据时常采用较慢的加载速率(应变率 $\dot{\varepsilon} < 5 \text{ ms}^{-1}$)。目前应用于临床上获得在体角膜形变的测试过程中,角膜在短时间的的外力作用下会发生快速的变形。例如:Corvis ST 记录的是角膜在空气脉冲作用下约 30 ms 内的形变,是一个快速的加卸载过程。因此,若想利用临床数据获得角膜的生物力学特性,需要探究快速变形下角膜生物力学特性与正常实验室在慢速加载下获得的角膜力学特性参数之间是否存在差异。只有理解、解决这些差异带来的对角膜力学特性认识的差异,才能为基于临床测试进行的圆锥角膜早期诊断、屈光术后角膜形态长期稳定性评价提供指导。以往研究多侧重于探讨生物软组织力学响应的依赖性,而本文比较了快、慢速加载速率下单轴拉伸实验数据确定的角膜生物力学特性参数的差异性,为识别快速变形下角膜的生物力学特性的研究基础。为了最大可能消除试样间的差异,也受限于目前通用试验机的加载速率,本文将同一试样以 0.16 mm/s 平均拉伸速率的预载数据中最后 1 个迟滞环数据作为快速拉伸下的应力-应变数据,而紧随其后的 0.02 mm/s 拉伸速率下的数据为慢速拉伸下的应力-应变数据。本文结果显示,快、慢速加载速率下单轴拉伸实验数据识别的角膜生物力学参数具有差异性。

Ogden 模型常用来描述角膜的非线性弹性特性^[9,16-17]。已有研究基于正常兔角膜膨胀实验数据,利用有限元反方法确定的 1 阶 Ogden 模型中剪切模量 $\mu \approx 10 \text{ kPa}$, $\alpha \approx 60$ ^[9]。本文获得的 G_{OP} 参数中,1 阶 Ogden 模型 $\mu \approx 40 \text{ kPa}$,大于利用有限元方法确定的 μ ; α 与有限元反方法确定的值较为接近。需要注意的是,单轴拉伸实验中的角膜应变大于膨胀实验,致使角膜胶原纤维中的卷曲状态不同^[18],这可能导致两种实验结果确定的剪切模量相差较大。此外,根据确定的 G_{OP} 中 1 阶 Ogden 模型参数获得在 $\varepsilon = 0.05$ 时角膜的切向模量约为 1.5 MPa。已有研究获得在 $\dot{\varepsilon} \approx 3 \text{ ms}^{-1}$ 时正常兔眼角膜弹性模量

$E \approx 1.6 \text{ MPa}$ ^[19];在 $\dot{\varepsilon} \approx 7 \text{ ms}^{-1}$ 时获得的人眼角膜透镜弹性模量 $E \approx 1.2 \text{ MPa}$ ^[20];本文获得在 $\dot{\varepsilon} \approx 3 \text{ ms}^{-1}$ 时的切向模量与以上研究结果比较接近,这也可以反映出 1 阶 Ogden 模型可以较好描述角膜的应力-应变关系。

角膜的应力松弛数据常用 Prony 级数进行描述^[10,21]。先前的研究采用 3 阶 Prony 级数描述 10 min 测试时间内兔角膜的应力松弛曲线,获得的应力松弛参数 $A_i (i=1, 2, 3)$ 范围为 0.15~0.45,应力松弛极限范围为 0.2~0.3^[10,15];本文利用 2 阶 Prony 级数确定的应力松弛极限为 0.22±0.03,与上述研究结果较为接近;而人眼角膜透镜单轴拉伸实验获得 2 min 内的应力松弛极限约为 0.67^[22],大于本文结果,表明应力松弛测试时的时间可能会影响确定的应力松弛极限。

黏超弹性模型常用来描述生物软组织的非线性黏弹性特性^[13,23],而角膜也是一种具有非线性黏弹特性的生物软组织。本文利用黏超弹性模型描述了角膜的黏超弹性。本课题组先前的研究也表明,基于单轴拉伸实验中的迟滞环,利用黏超弹性模型可以确定角膜的超黏弹性^[14]。本文获得的 G_{vh} 中 μ 大于 G_{OP} [见图 4(a)],需要注意的是,用来确定 G_{vh} 参数的应力-应变数据是以 $\dot{\varepsilon} \approx 20 \text{ ms}^{-1}$ 进行加载测试获得,其加载时的 $\dot{\varepsilon}$ 约为用来确定 G_{OP} 参数的 8 倍。由于生物软组织的力学特性具有 $\dot{\varepsilon}$ 依赖性, $\dot{\varepsilon}$ 的差异会导致识别的表征角膜生物力学特性的参数不同,这可能引起了 G_{vh} 与 G_{OP} 之间获得的 μ 不同^[8]。此外,根据黏超弹性模型确定的参数计算,在 $\varepsilon = 0.05$ 时,角膜的切向模量 $E \approx 2.4 \text{ MPa}$ 。本文根据黏超弹性模型获得的角膜弹性模量小于在 $\dot{\varepsilon} = 17 \text{ ms}^{-1}$ 下获得的正常兔眼角膜弹性模量($E \approx 3.8 \text{ MPa}$)^[24]。由于角膜的力学响应具有 $\dot{\varepsilon}$ 依赖性,当 $\dot{\varepsilon}$ 不同时,获得的角膜的生物力学特性可能不同。已有研究利用单轴拉伸实验获得 $\dot{\varepsilon} < 1 \text{ ms}^{-1}$ 时,相同应力水平下猪角膜弹性模量比较接近;当 $\dot{\varepsilon} = 35 \text{ ms}^{-1}$ 时,相同应力水平下猪角膜弹性模量明显增大^[25]。该结果说明,快、慢速加载速率下确定的材料参数会存在不同。此外,根据黏超弹性模型确定的应力松弛极限为 0.51±0.09。而本文利用黏超弹性模型确定的应力松弛极限与文献[10,15]结

果相比略大。已有研究发现,角膜应力松弛实验中的测试时间不小于 2 min^[10,21,26]。而本文中迟滞环的测试周期为 10 s,明显小于应力松弛测试时间(约 10 min),这可能导致 G_{vh} 的应力松弛极限与 G_{OP} 的应力松弛极限的不同。

本研究的局限性如下:① 样本量较少,之后可以适当增加样本量,进一步验证获得的结果。② 在应力计算中,将角膜看作是均匀厚度材料,忽略了角膜厚度的非均匀性。③ 角膜是具有非线性各向异性黏弹性的生物组织材料,获得角膜生物力学特性最佳方法之一是单轴拉伸测试,其获得的数据可以较为容易地用来建立本构关系。本文作为加载速率对角膜生物力学特性识别影响的前期探索,在制备角膜试样时沿眼球的上下方向进行裁条,获得了沿眼球上下方向角膜的生物力学特性,但是未探索角膜的各向异性。今后研究应进一步探索多个方向角膜的生物力学特性,以此来考察角膜的各向异性。

4 结论

黏超弹性模型模型、1 阶 Ogden 模型和 2 阶 Prony 级数模型可以较好描述单轴拉伸实验获得的迟滞环曲线、应力-应变曲线和应力松弛曲线;基于快、慢速加载的单轴拉伸数据识别的角膜生物力学参数具有差异性。理解和解释这些差异以及如何应用等,需要进一步深入研究。

参考文献:

[1] DUPPS WJ, WILSON SE. Biomechanics and wound healing in the cornea [J]. *Exp Eye Res*, 2006, 83(4): 709-720.

[2] WANG W, DU S, ZHANG X. Corneal deformation response in patients with primary open-angle glaucoma and in healthy subjects analyzed by Corvis ST [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2015, 56(9): 5557-5565.

[3] BROWN L, FOULSHAM W, PRONIN S, *et al.* The influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurements using a rebound self-tonometer [J]. *J Glaucoma*, 2018, 27(6): 511-518.

[4] PIÑERO DP, ALCÓN N. *In vivo* characterization of corneal biomechanics [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2014, 40(6): 870-887.

[5] SEDAGHAT MR, MOMENI-MOGHADDAM H, AMBRÓ-

SIO R, *et al.* Long-term evaluation of corneal biomechanical properties after corneal cross-linking for keratoconus: A 4-year longitudinal study [J]. *J Refract Surg*, 2018, 34(12): 849-856.

[6] BAO F, GERAGHTY B, WANG Q, *et al.* Consideration of corneal biomechanics in the diagnosis and management of keratoconus: Is it important? [J]. *Eye Vis*, 2016, 3: 18.

[7] ABASS A, ROBERTS CJ, LOPES B, *et al.* Can the Corvis ST estimate corneal viscoelasticity? [J]. *J Refract Surg*, 2020, 36(5): 346-347.

[8] KLING S, TORRES-NETTO EA, SPIRU B, *et al.* Quasi-static optical coherence elastography to characterize human corneal biomechanical properties [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2020, 61(6): 29.

[9] BAO F, ZHENG Y, LIU C, *et al.* Changes in corneal biomechanical properties with different corneal cross-linking irradiances [J]. *J Refract Surg*, 2018, 34(1): 51-58.

[10] ZHANG H, KHAN MA, ZHANG D, *et al.* Corneal biomechanical properties after FS-LASIK with residual bed thickness less than 50% of the original corneal thickness [J]. *J Ophthalmol*, 2018, doi: 10.1155/2018/2752945. eCollection 2018.

[11] LIU T, SHEN M, HUANG L, *et al.* Characterization of hyperelastic mechanical properties for youth corneal anterior central stroma based on collagen fibril crimping constitutive model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 103: 103575.

[12] LAGO MA, RUPÉREZ MJ, MARTÍNEZ-MARTÍNEZ F, *et al.* A new methodology for the *in vivo* estimation of the elastic constants that characterize the patient-specific biomechanical behavior of the human cornea [J]. *J Biomech*, 2015, 48(1): 38-43.

[13] RAMZANPOUR M, HOSEINI-FARID M, MCLEAN J, *et al.* Visco-hyperelastic characterization of human brain white matter micro-level constituents in different strain rates [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2020, 58(9): 2107-2118.

[14] ZHANG H, QIAN X, LI L, *et al.* Understanding the viscoelastic properties of rabbit cornea based on stress relaxation tests and cyclic uniaxial tests [J]. *J Mech Med Biol*, 2017: 1740035.

[15] QIN X, YU M, ZHANG H, *et al.* The mechanical interpretation of Ocular Response Analyzer parameters [J]. *Biomed Res Int*, 2019: 5701236.

[16] JODA AA, SHERVIN MM, KOOK D, *et al.* Development and validation of a correction equation for Corvis tonometry [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(9): 943-953.

[17] 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 Environ Res Public Health*, 2019, 17(1): 54.
- [18] LIU X, WANG L, JI J, *et al.* A mechanical model of the cornea considering the crimping morphology of collagen fibrils [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2014, 55(4): 2739-2746.
- [19] WANG X, LI X, CHEN W, *et al.* Effects of ablation depth and repair time on the corneal elastic modulus after laser in situ keratomileusis [J]. *Biomed Eng Online*, 2017, 16(1): 20.
- [20] XUE C, XIANG Y, SHEN M, *et al.* Preliminary investigation of the mechanical anisotropy of the normal human corneal stroma [J]. *J Ophthalmol*, 2018: 5392041.
- [21] KLING S, RICHOZ O, HAMMER A, *et al.* Increased biomechanical efficacy of corneal cross-linking in thin corneas due to higher oxygen availability [J]. *J Refract Surg*, 2015, 31(12): 840-846.
- [22] LIU T, SHEN M, LI H, *et al.* Changes and quantitative characterization of hyper-viscoelastic biomechanical properties for young corneal stroma after standard corneal cross-linking treatment with different ultraviolet-A energies [J]. *Acta Biomater*, 2020, 113: 438-451.
- [23] YOUSEFI AK, NAZARI MA, PERRIER P, *et al.* A visco-hyperelastic constitutive model and its application in bovine tongue tissue [J]. *J Biomech*, 2018, 71: 190-198.
- [24] LIU Z, JI J, ZHANG J, *et al.* Corneal reinforcement using an acellular dermal matrix for an analysis of biocompatibility, mechanical properties, and transparency [J]. *Acta Biomater*, 2012, 8(9): 3326-3332.
- [25] ELSHEIKH A, ALHASSO D. Mechanical anisotropy of porcine cornea and correlation with stromal microstructure [J]. *Exp Eye Res*, 2009, 88(6): 1084-1091.
- [26] 张海霞, 李林, 张昆亚, 等. 兔眼角膜生物力学特性的年龄相关性[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 271-275.
- ZHANG HX, LI L, ZHANG KY, *et al.* Age-related changes in biomechanical properties of rabbit corneas [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 271-275.

(上接第 662 页)

- [10] 王方. 人体胸部有限元建模及其在车辆碰撞中的损伤生物力学研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2014.
- [11] 李海岩, 孙孝海, 贺丽娟, 等. 具有详实解剖学结构的国人第 5 百分位女性胸腹部有限元模型开发及验证[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 91-97.
- LI HY, SUN XH, HE LJ, *et al.* Development and validation for thoracic-abdominal finite element model of Chinese 5th percentile female with detailed anatomical structure [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 91-97.
- [12] SNEDEKER JG, BARBEZAT M, NIEDERER P, *et al.* Strain energy density as a rupture criterion for the kidney: Impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 993-1001.
- [13] SNEDEKER JG, NIEDERER P, SCHMIDLIN FR, *et al.* Strain-rate dependent material properties of the porcine and human kidney capsule [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 1011-1021.
- [14] MELVIN JW, STALNAKER RL, ROBERTS VL, *et al.* Impact injury mechanisms in abdominal organs [J]. *Endocrinology*, 1973, 138(12): 5231-5237.

(上接第 668 页)

- CAI YQ. Effects of moment-to-force ratio on canine translation by numerical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(5): 449-454.
- [17] NAKAMURA A, TSUYOSHI T, ITOH H, *et al.* Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2007, 132(5): 624-629.
- [18] 罗晨, 秦晓中, 曾照斌, 等. 不同部位植入微种植钉进行前方牵引时上颌骨旋转趋势[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 38-42.
- LUO C, QIN XZ, ZHEN ZB, *et al.* Rotation trend of maxillary complex with mini-implant assisted protraction in different maxillary positions [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 38-42.