

基于膨胀实验数据获取角膜屈光手术后力学参数的方法初探

张迪^{1,2}, Muhammad A. Khan^{3,4}, 秦晓^{1,2}, 张海霞^{1,2}, 李林^{1,2}, 林丁^{3,4}, 刘志成^{1,2}

1.首都医科大学生物医学工程学院, 北京 100069; 2.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; 3.中南大学爱尔眼科学院, 湖南 长沙 410015; 4.长沙爱尔眼科医院, 湖南 长沙 410015

【摘要】目的:基于离体膨胀实验获得的角膜顶点与压力数据,探索利用有限元方法获得屈光手术后角膜力学参数的方法。**方法:**取实验兔4只,左眼为手术眼,右眼为对照眼。行标准的LASIK术实验兔2只,仅制瓣未对角膜基质层消融的实验兔2只,分别于术后不同时间点实施离体角膜膨胀实验。在离体膨胀实验中,利用位移传感器、压力传感器和显微镜分别获得角膜顶点位移、角膜内压力及角膜正侧面轮廓图像。根据获得的角膜轮廓图像构建角膜几何模型,用二阶Ogden模型描述角膜的本构关系,通过有限元方法模拟膨胀实验,将计算结果与膨胀实验数据比对确定角膜的力学参数,分析屈光手术后饲养一定时间时角膜的力学特性。**结果:**角膜膨胀实验获得的角膜顶点位移与压力呈非线性关系。在相同压力下,术后饲养一定时间后的兔眼角膜顶点位移量比对照眼小。二阶Ogden模型可以较好地描述屈光手术后角膜的力学特性。屈光手术后角膜弹性模量较对照眼大。**结论:**基于整体膨胀实验数据,利用有限元方法模拟角膜膨胀实验反推屈光手术后角膜力学参数的方法是可行的。

【关键词】准分子激光原位角膜磨镶术;角膜;膨胀实验;力学参数;二阶Ogden模型;有限元方法

【中图分类号】R318.01

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)04-0449-06

Preliminary study on determination of mechanical parameters of cornea after refractive surgery based on inflation tests

ZHANG Di^{1,2}, Muhammad A. Khan^{3,4}, QIN Xiao^{1,2}, ZHANG Haixia^{1,2}, LI Lin^{1,2}, LIN Ding^{3,4}, LIU Zhicheng^{1,2}

1. School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 2. Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 3. Aier School of Ophthalmology, Central South University, Changsha 410015, China; 4. Changsha Aier Eye Hospital, Changsha 410015, China

Abstract: Objective To explore a method for determining the mechanical parameters of cornea after refractive surgery with the use of finite element method based on the data of the corneal apex and the pressure obtained by *in vitro* inflation tests. **Methods** The left eyes of 4 New Zealand rabbits were the surgical eyes and their right eyes were the controls. Two rabbits were treated with standard laser *in situ* keratomileusis (LASIK), and for the other 2 rabbits, only LASIK flaps were created. The *in vitro* corneal inflation tests were performed at different time points after surgery. In the inflation test, corneal apex displacements, inner corneal surface pressures and corneal front profile images were obtained by displacement sensor, pressure sensor and microscope, separately. The inflation test was simulated by finite element method. In the simulated calculation, the corneal geometry model was constructed based on the obtained corneal profile images, and the second order Ogden model was used to describe the corneal constitutive relation. Finally, the corneal mechanical parameters were determined by comparing the experimental data with the calculated results. Moreover, the mechanical properties of the cornea were studied after the refractive surgery. **Results** Corneal apex displacements were nonlinear with the pressure. Under the same pressure, the corneal apex displacements of postoperative cornea were smaller than those of the controls. The second order Ogden model provided a good description of corneal mechanical properties after refractive surgery. The elastic moduli of the experimental eyes were larger than those of the controls. **Conclusion** Based on the experimental data of inflation tests, using finite element method to simulate corneal inflation tests and obtain mechanical parameters of cornea after refractive surgery is feasible.

【收稿日期】2017-12-05

【基金项目】国家自然科学基金(31470914,31370952);北京市属高等学校高层次人才引进与培养计划项目(CIT&TCD201504096)

【作者简介】张迪,硕士研究生,E-mail: zhangd2018@sina.com

【通信作者】张海霞,副教授,主要从事角膜生物力学研究,E-mail: zhanghx@ccmu.edu.cn

Keywords: laser *in situ* keratomileusis; corneal; inflation test; mechanical parameters; second order Ogden model; finite element method

前言

角膜位于整个眼球的前部,是屈光系统的重要组成部分,而角膜的屈光力依赖于眼内压和角膜内部组织之间的生物力学平衡^[1]。准分子激光原位角膜磨镶术(Laser in Situ Keratomileusis, LASIK)作为矫正屈光不正的手术方式之一,凭借其较高安全性^[2]、较好的术后效果及较高的满意度^[3-4]已被人们广泛接受。LASIK术通过对角膜基质层的消融使角膜形态发生改变进而达到矫正屈光不正的目的。由于屈光手术后角膜的部分组织被移除,角膜的生物力学平衡被打破。角膜作为活体组织,屈光手术后角膜在自修复过程中不断重塑以适应新的力学平衡,从而使角膜的形态达到相对稳定的状态。屈光手术后角膜膨隆的发生与角膜在术前和术后自修复过程中的角膜生物力学特性的变化紧密相关^[5-7]。因此,加深对屈光手术后不同时间点角膜力学特性的认识,将有助于推动屈光手术的个性化设计,也将对评估屈光手术后角膜膨隆发生的可能性有积极意义。

在体力学实验获得的数据是角膜力学特性的真实表征。眼内压反应仪(Ocular Response Analyzer, ORA)和可视化角膜生物力学分析仪(Corneal Visualization Scheimpflug Technology, Corvis ST)是目前应用于临床的角膜在体测试设备。它们所给出的参数与经典力学参数的关系不明确^[8-9],不能进一步应用于角膜仿真模拟的研究中。在离体角膜力学实验中,由于膨胀实验能够保持角膜的基本形态和受力环境,所得结果更易得到研究者的认可。谢毅等^[10]对兔眼行角膜屈光手术,用角膜膨胀实验研究不同切削厚度对角膜力学特性的影响,研究表明兔眼角膜切削量越大,术后角膜膨胀实验中角膜顶点的位移量越大。孙太凤^[11]基于正常兔眼膨胀实验数据用有限元反方法获得角膜本构关系。利用单轴拉伸实验对屈光手术后1个月或6个月角膜力学特性的研究表明,屈光手术后角膜弹性模量较术前增大,且角膜切削厚度越大,角膜的弹性模量越大^[12-13]。屈光手术后活体角膜经过一定时间修复,其膨胀特性及力学参数与对照组相比是否有所变化,此方面的研究还鲜见报导。鉴于此,本研究分别获取屈光手术后3个月和6个月的兔角膜的膨胀实验数据,通过有限元反算法获得屈光手术前和术后角膜的力学参数,探讨基于膨胀实验数据获得屈光手术后角膜力

学参数的可行性,进而给出屈光手术后角膜自修复一定时间时的力学特性。

1 材料与方法

1.1 实验动物模型构建

选取健康4月龄新西兰大白兔2只,编号1~2,健康7月龄兔2只,编号3~4。实验动物由中南大学湘雅医学院实验动物中心提供并饲养,动物实验符合实验动物伦理。

术前用裂隙灯进行检查,排除眼前节病变。用超声测厚仪(Pachymeter SP-3000, TOMEY, Japan)获取中央角膜厚度(Central Corneal Thickness, CCT)和角膜周边厚度(Peripheral Corneal Thickness, PCT)值。如图1所示,CCT的测量点(Tc)为角膜顶点,PCT的测量点(Tp)位于角膜缘附近。每个测量点处的角膜厚度测3次,最后取平均值用于角膜几何模型中角膜厚度值。用Visante OCT (Optical Coherence Tomography, OCT, Visante 1000, Zeiss, Germany)观察角膜形态,并用眼压笔计(TONO-PEN AVIA)获得眼压,将眼压值大于20 mmHg的兔排除。术前2 d用0.3%妥布霉素地塞米松滴眼液滴眼,3次/d。

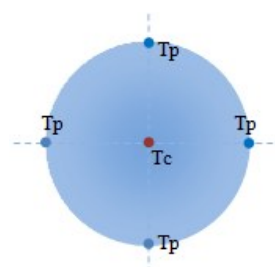


图1 角膜厚度测量点示意图

Fig.1 Schematic map of corneal thickness measurement

实验兔左眼(L)为手术眼,右眼(R)为对照眼。术前对兔实施全身麻醉后置于手术台上,对眼部实施表麻,对兔眼结膜囊进行冲洗消毒,由专业医师对兔眼实施手术。对1~2号兔眼实施标准的LASIK术。在标准的LASIK术中,角膜瓣厚度设定为120 μm ,角膜瓣均位于上方,掀开角膜瓣,以波长为193 nm的准分子激光(SCHWIND AMARIS Laser, Germany)行角膜基质切削,之后用BSS液冲洗切削面后复位角膜瓣。1~2号兔手术眼剩余角膜基质床的厚度(Residual Stromal Bed

Thickness, RBT)的设计值为原角膜厚度的30%。对3~4号兔眼,用130 μm 刀头尺寸的板层刀仅制作角膜瓣,并将角膜瓣去掉。最后用0.3%妥布霉素地塞米松滴眼液滴眼,带透明眼罩,术毕。

术后1周内,用0.3%妥布霉素地塞米松滴眼液滴眼,4次/d,其中术后第1天每2 h一次,术后1周到术后1月改为2次/d。1~2号实验兔分别饲养3、6个月处死开展角膜膨胀实验,3~4号实验兔术后3个月处死开展角膜膨胀实验。

1.2 离体角膜膨胀实验

术后饲养至设定时间后,将实验兔麻醉处死,在30 min内将眼球取出,摘除眼球内容物,制备带有2~3 mm巩膜环的完整的角膜试样。制备角膜试样前,在体测量CCT和PCT的值。将制备的完整角膜试样固定于人工前房,在自行搭建的膨胀实验平台上(图2)进行膨胀实验。先后进行3次加卸载实验,其中注水速率为1 000 $\mu\text{L}/\text{min}$,加压范围为0~60 mmHg。将第3次加载过程所得的角膜顶点位移与压力数据用于获取角膜力学参数^[11],同时用显微镜获得相应压力值下的角膜正侧面轮廓图像。

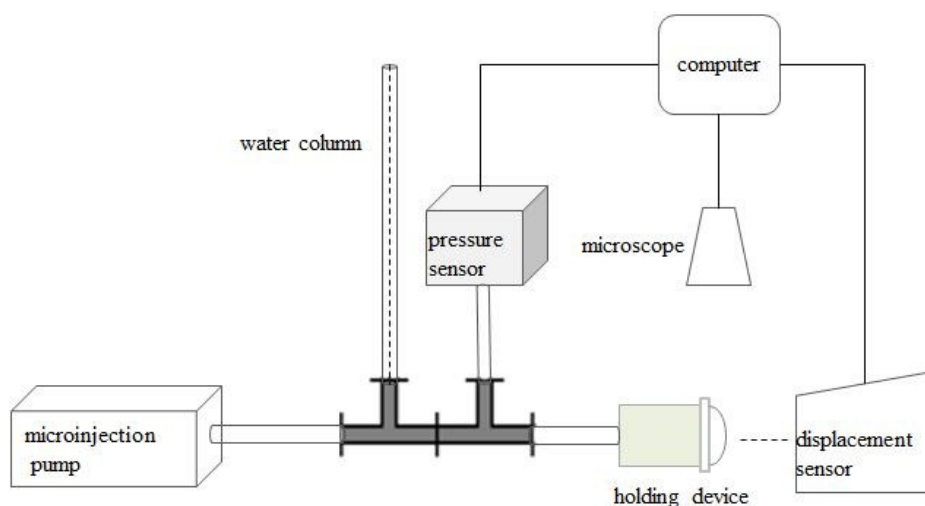


图2 角膜膨胀实验平台

Fig.2 Corneal inflation tests platform

1.3 有限元模型的建立

利用膨胀实验获得的角膜正侧面轮廓图像建立几何模型,与文献[11]不同之处是本文所用的角膜中央厚度和角膜边缘厚度来自于角膜测厚仪实际测量的角膜厚度数据。本研究采用二阶Ogden模型对角膜的力学特性进行描述。依据初始压力为 P_0 (大致为7 mmHg)时获取的角膜轮廓图像,建立角膜几何模型。在有限元软件(Abaqus V6.12-1, RI, USA)中计算从 P_0 加压到3个压力点(大致为14, 21和28 mmHg)时角膜的顶点位移,将各压力点下膨胀实验获取的角膜顶点位移值与有限元模拟计算值进行比较,从而确定二阶Ogden模型中的材料参数。有限元模型中,角膜边缘为完全固定,在角膜的内表面施加均布力用于模拟膨胀实验过程中施加的压力,采用线性四边形单元表征角膜结构,将角膜视为不可压缩材料,其应变能和目标函数分别如式(1)、(3)所示:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (2)$$

$$RM = \sum_{i=1}^n (y_i^e - y_i^c)^2 \quad (3)$$

式中 μ_i 、 α_i 、 N 是材料参数,本文中 N 取2, λ_1 、 λ_2 、 λ_3 分别为材料在3个主方向上的伸长比,式(2)中 μ_0 为初始剪切模量。根据文献[14-15],本文 μ_i 的取值范围为0.01~1.00 MPa, α_i 的取值范围为30~240;式(3)中 y^e 是实验中获得的加压过程中角膜顶点的位移值, y^c 是与之相对应的模拟计算值, n 是计算的压力点,本文 n 设为3。

2 结果与讨论

2.1 角膜厚度的测量结果

角膜超声测厚仪获得的角膜厚度如表1所示。由表1可知,1~2号实验兔术后剩余角膜基质床厚度占原角膜原中央厚度的30%以上;3~4号实验兔术后剩余角膜基质床厚度约占原角膜中央厚度的70%以上。屈光手术前后角膜周边部厚度无变化。

1~2号和3~4号实验兔的月龄分别为4月龄和7月龄。行LASIK手术时明显感觉4月龄实验兔眼球略小,

表1 屈光手术前后角膜中央厚度(CCT)和角膜周边部厚度(PCT)测量值

Tab.1 CCT and PCT before and after refractive surgery

No.	R/L	CCT			PCT	
		Preoperative/ μm	Postoperative/ μm	RBT and CCT ratio/%	Preoperative/ μm	Postoperative/ μm
1	R	347	347	-	339	343
	L	337	225	31	335	338
2	R	336	324	-	315	312
	L	324	232	35	304	305
3	R	376	388	-	362	379
	L	372	260	70	358	363
4	R	360	368	-	346	359
	L	363	286	79	349	354

CCT: Central corneal thickness; PCT: Peripheral corneal thickness; RBT: Residual stromal bed thickness

负压装置吸附固定眼球略有难度。建议使用7月龄以上实验兔用于角膜屈光手术的动物模型建模。另外，3号实验兔角膜瓣的切削略偏离中心区域。

2.2 力学参数的确定

图3给出了1~4号兔角膜膨胀实验的角膜顶点

随压力变化曲线,其中实心圆点为手术眼,实心三角为对照眼(Exper. 代表实验结果, Simu. 代表模拟计算结果)。由图3可知,角膜顶点位移-压力曲线呈非线性关系,而且在相同压力下,对照眼角膜的顶点位移大于手术眼角膜顶点位移值(3号除外)。

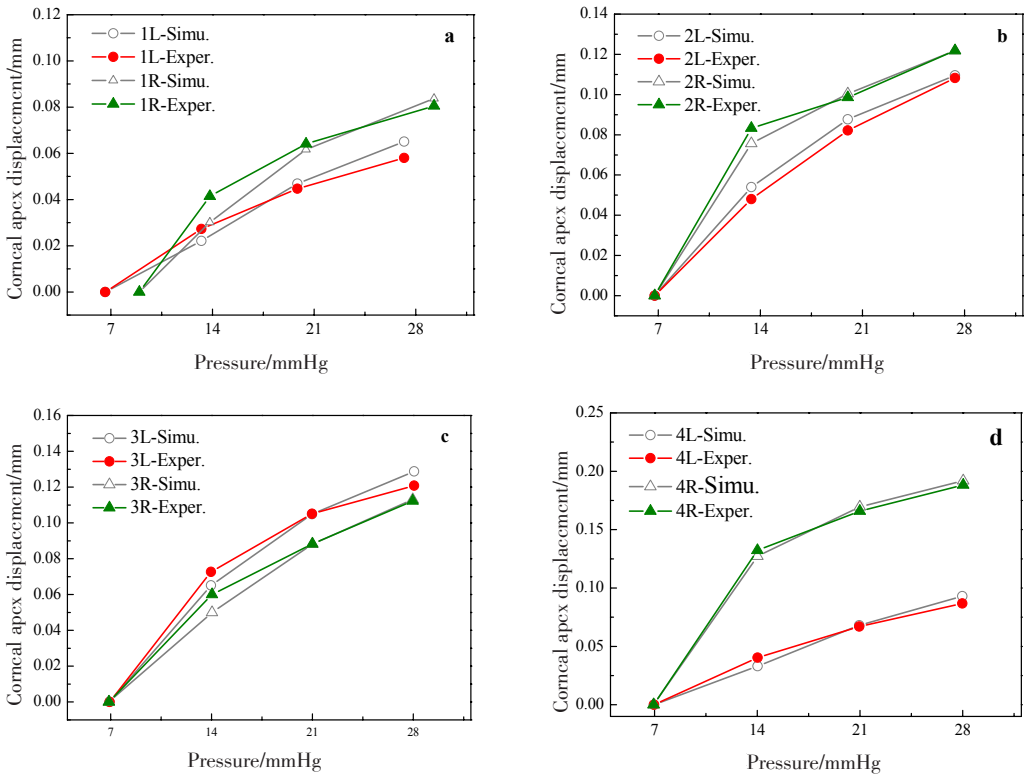


图3 4只实验兔实验结果与有限元结果的比较

Fig.3 Comparison of experimental results with simulation results in 4 rabbits

本文采用二阶 Ogden 模型对角膜的力学特性进行描述。利用有限元方法^[11]反算出的二阶 Ogden 模

型中的材料参数如表2所示。膨胀实验数据与有限元模拟结果的比较见图3。由表2和图3可以看出，

二阶Ogden模型可以较好地描述角膜膨胀实验数据,拟合优度 R^2 大于0.80。

由表2可知,除3号实验兔外,1~2号实验兔术后饲养3个月时角膜的初始剪切模量(μ_0)与对照眼角膜相比明显变大;4号实验兔术后6个月时角膜的初始剪切模量(μ_0)与对照眼角膜相比也明显变大。考虑到膨胀实验中角膜的变形量很小,所以初始剪切模量(μ_0)的值与剪切模量(μ)的值接近,即 $\mu_0 \approx \mu$ 。若将角膜视为线弹

性材料,即由 $\mu = E/2(1 + \nu)$ 可得角膜的弹性模量 E ,其中 ν 取0.49。由此,1~2号兔术眼角膜弹性模量分别为1.696和0.958 MPa,其后相应对照眼的弹性模量分别为0.806和0.345 MPa,术后角膜弹性模量分别增大了2.1和2.7倍。4号兔术后眼角膜弹性模量为1.433 MPa,其对照眼角膜弹性模量为0.212 MPa,术后角膜弹性模量增大了近6.8倍。3号实验兔术后角膜弹性模量与其对照眼比较变化不大。

表2 确定的Ogden模型参数
Tab.2 Determined Ogden model parameters

No.	μ_0 /MPa	α_1 [1]	μ_2 /MPa	α_2 [1]	R^2	μ_0 /MPa
1R	0.090 8	216.393 2	0.179 7	205.833 8	0.815 2	0.270 5
1L	0.285 7	201.238 4	0.283 3	191.977 3	0.826 4	0.569 0
2R	0.071 4	201.238 8	0.044 4	192.071 0	0.919 1	0.115 8
2L	0.150 5	188.597 6	0.171 0	160.953 1	0.962 7	0.321 5
3R	0.076 6	144.036 0	0.171 0	65.535 6	0.926 7	0.247 6
3L	0.045 4	144.161 0	0.171 0	135.111 5	0.898 3	0.216 4
4R	0.060 1	82.003 7	0.011 0	213.639 8	0.967 0	0.071 1
4L	0.285 7	147.161 0	0.195 0	136.361 5	0.911 6	0.480 7

μ_0 : Initial shear modulus; $\mu_1, \mu_2, \alpha_1, \alpha_2$: Material parameters; R^2 : Goodness of fit

3 讨论

本文通过膨胀实验获取角膜在不同眼压下的角膜顶点位移和相应的角膜正侧面轮廓图像。基于角膜轮廓图像构建角膜几何模型,根据膨胀实验获得的角膜顶点位移与眼内压力数据,利用有限元方法反推角膜的材料参数,研究了屈光手术后角膜弹性模量的变化情况。

图3是由离体角膜膨胀实验获取的角膜顶点位移与压力曲线。由图3可知,角膜的顶点位移与眼内压力呈非线性关系。在相同压力情况下,术眼角膜的顶点位移值比其对照眼角膜的顶点位移值小(3号实验兔除外)。吴凌等^[16]对兔角膜进行一定厚度的切削后实施膨胀实验,实验结果显示在相同压力下,切削后的角膜顶点位移量增大。在以上两项工作中,前者是在体屈光手术后饲养3或6个月再实施离体膨胀实验的结果;后者是实施屈光手术后立即取出眼球直接实施膨胀实验的结果,两者所得结论相反,可能的原因是:角膜基质层由胶原纤维组成,角膜行屈光手术后,部分角膜基质组织被移除,构成角膜基质的胶原纤维被切断,这导致角膜抵抗变形的能力下降,所以在相同压力作用下,术眼角膜顶点膨胀量大。但是角膜是生物材料,其生

物力学特性与角膜的胶原纤维的状态有关^[17]。在体眼角膜实施屈光手术后角膜内部的粘多糖蛋白及角膜纤维的排布随着时间的推移进行了重塑以适应新的生物力学平衡,从而角膜的力学特性发生改变以维持角膜形态的相对稳定。在临床上通过对LASIK术后患者的随访研究同样表明术后角膜的力学特性会发生变化^[18]。这些结果均说明角膜在术后自修复过程中会发生角膜纤维的重塑,这是导致角膜力学特性发生变化的原因。

Wang等^[19]利用单轴拉伸实验研究不同切削量对角膜力学特性的影响。研究结果显示,屈光手术后1月兔眼角膜的弹性模量增大,且剩余基质床越薄,角膜的弹性模量越大。本文通过膨胀实验获得结果也表明,屈光手术后角膜弹性模量增大。如果忽略本研究中月龄和术后饲养时间对角膜力学特性的影响,对比1~2号实验兔和4号实验兔的结果,也预示术后角膜弹性模量受到剩余基质床厚度的影响。

本文利用二阶Ogden模型描述角膜的力学特性。利用有限元方法模拟膨胀实验,通过与膨胀实验数据比对反推模型参数。结果显示,正常角膜和切削后角膜的力学特性都可以用二阶Ogden模型来描述。角膜本构模型的选择依赖于研究目的和实验数据。本文搭

建的角膜膨胀实验装置能给出角膜顶点位移与压力的关系,同时获得角膜一个正侧面的轮廓图像,所得数据无法反映出角膜的各向异性的材料特性。因此,在反推角膜的力学参数时,我们建立的是轴对称的角膜几何模型,并选用各向同性的本构模型。本文利用模拟膨胀实验得到的二阶Ogden模型中的参数,利用 $\mu = E/2(1 + \nu)$ 得到正常对照眼的弹性模量为 (0.525 ± 0.291) MPa,与文献[15]的结果 (0.310 ± 0.160) MPa具有一致性。本文3号实验兔术后角膜弹性模量较其对照眼变化不大,可能的原因是:在实验动物模型构建时,3号兔眼切掉的角膜瓣的位置略偏离中央区域,即3号兔术后角膜是非轴对称的。因此,在利用本文膨胀实验装置和本构模型所得的力学参数并不能真实反映其力学特性。以上结果提示,利用本文方法(实验方法和有限元反算方法)研究屈光手术后角膜力学特性时,需要严格控制屈光手术切削的位置,确保其位于角膜中心区域。

本文基于角膜离体膨胀实验数据,利用有限元方法探索了通过模拟膨胀实验过程确定角膜力学参数的方法,同时给出了屈光手术对角膜弹性模量的影响。由于是方法初探,同时考虑到屈光手术费用昂贵,实验样本量明显不足。虽然利用膨胀实验数据反推屈光手术后角膜力学参数的方法是可行的,但所得结论还有需进一步验证。另外,二阶Ogden模型是对术后角膜力学特性的一个等效描述,其拟合优度还有待提高,以后还可以尝试其它各向同性超弹性本构模型。

4 结 论

基于整体膨胀实验数据,利用有限元方法模拟角膜膨胀实验反推屈光手术后角膜力学参数的方法是可行的。二阶Ogden模型可以较好地描述角膜力学特性。兔眼角膜屈光手术饲养一定时间后,其角膜弹性模量较对照眼变大。

【参考文献】

- [1] STUDER H, LARREA X, RIEDWYL H, et al. Biomechanical model of human cornea based on stromal microstructure[J]. J Biomech, 2010, 43(5): 836-842.
- [2] SUN L, LIU G, REN Y, et al. Efficacy and safety of LASIK in 10 052 eyes of 5 081 myopic Chinese patients[J]. J Cataract Refract Surg, 2005, 21(5 Suppl): S633-S635.
- [3] SOLOMON K D, FERNÁNDEZ L E, SANDOVAL H P, et al. LASIK world literature review: quality of life and patient satisfaction[J]. Ophthalmology, 2009, 116(4): 691-701.
- [4] SCHALLHORN S C, VENTER J A, TEENAN D, et al. Patient-reported outcomes 5 years after laser *in situ* keratomileusis[J]. J Cataract Refract Surg, 2016, 42(6): 879-889.
- [5] 陶晨. 角膜生物力学改变与屈光手术后角膜膨隆的研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2014.
- TAO C. Research of biomechanical alteration and corneal ectasia after refractive surgery[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2014.
- [6] 包芳军, 王晓幸, 陈世豪, 等. 有限元数字模拟近视准分子激光原位角膜磨镶术[J]. 中华眼视光学与视觉科学杂志, 2011, 13(5): 365-369.
- BAO F J, WANG X X, CHEN S H, et al. Biomechanical finite element model of myopic LASIK [J]. Chinese Journal of Optometry Ophthalmology and Visual Science, 2011, 13(5): 365-369.
- [7] ROY A S, DUPPS W J. Patient-specific computational modeling of keratoconus progression and differential responses to collagen cross-linking[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2011, 52(12): 9174-9187.
- [8] MCMONNIES C W. Assessing corneal hysteresis using the Ocular Response Analyzer[J]. Optom Vis Sci, 2012, 89(3): 343-349.
- [9] VELLARA H R, PATEL D V. Biomechanical properties of the keratoconic cornea: a review[J]. Clin Exp Optom, 2015, 98(1): 31-38.
- [10] 谢毅, 樊瑜波, 邓应平, 等. 兔眼准分子激光原位角膜磨镶术后角膜扩张的研究[J]. 生物医学工程研究, 2008, 27(1): 19-22.
- XIE Y, FAN Y B, DENG Y P, et al. The research of post-LASIK keratectasia in rabbits' eyes after LASIK surgery [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2008, 27(1): 19-22.
- [11] 孙太凤. 兔眼角膜膨胀特性的有限元模拟及应用研究[D]. 北京: 首都医科大学, 2016.
- SUN T F. Study on finite element simulation of rabbit corneal inflation tests and applications[D]. Beijing: Capital Medical University, 2016.
- [12] 贺瑞, 周迎霞, 陈维毅, 等. 不同角膜切削深度的准分子激光原位角膜磨镶术对兔角膜的影响[J]. 中华眼视光学与视觉科学杂志, 2010, 12(2): 142-145.
- HE R, ZHOU Y X, CHEN W Y, et al. A study on the effect of different residual stroma thicknesses on the rabbit cornea after laser *in situ* keratomileusis [J]. Chinese Journal of Optometry Ophthalmology and Visual Science, 2010, 12(2): 142-145.
- [13] 王晓君. LASIK术后兔角膜及角膜成纤维细胞生物力学性能和生物学行为的研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2011.
- WANG X J. The biomechanical properties and biology behavior of rabbit cornea and corneal fibroblasts after LASIK surgery [D]. Taiyuan: Taiyuan University of Technology, 2011.
- [14] 郁继国. 兔角膜生物力学性能测量及其相关影响因素的研究[D]. 温州: 温州医科大学, 2013.
- YU J G. Rabbit corneal biomechanical properties measurement and related influencing factors investigation [D]. Wenzhou: Wenzhou Medical University, 2013.
- [15] YU J G, BAO F J, JODAA A, et al. Influence of glucocorticosteroids on the biomechanical properties of *in-vivo* rabbit cornea [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 29: 350-359.
- [16] 吴凌, 樊瑜波, 孙晓萍, 等. 兔眼LASIK术后的生物力学研究[J]. 中国现代医学杂志, 2008, 18(22): 3273-3277.
- WU L, FAN Y B, SUN X P, et al. Research of corneal biomechanical properties after LASIK surgery [J]. China Journal of Modern Medicine, 2008, 18(22): 3273-3277.
- [17] LIU X Y, WANG L Z, 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.
- [18] WU D, WANG Y, ZHANG L, et al. Corneal biomechanical effects: small-incision lenticule extraction *versus* femtosecond laser-assisted laser *in situ* keratomileusis[J]. J Cataract Refract Surg, 2014, 40(6): 954-962.
- [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.

(编辑:黄开颜)