

文章编号: 1004-7220(2020)03-0304-07

LASIK 手术对人眼角膜生物力学性能的影响

刘春生^{1a,b}, 赵科超^{1a}, 王晓君^{1a,b}, 陈维毅^{1a}, 贺瑞²

(1. 太原理工大学 a. 生物医学工程学院, b. 机械与运载工程学院, 太原 030024; 2. 山西省眼科医院 准分子激光科, 太原 030002)

摘要: **目的** 研究人眼角膜在准分子激光角膜原位磨镶术(laser *in situ* keratomileusis, LASIK)术后生物力学性能的变化并预测术后角膜刚度。**方法** 利用可视化角膜生物力学分析仪(Corvis ST)的测量结果,计算表征角膜刚度的瞬时刚度系数(S_{TSC})和表征黏性的能量吸收面积(A_{absorbed}),分析屈光术后角膜刚度和黏性的变化规律。**结果** LASIK术后角膜 S_{TSC} 和 A_{absorbed} 较术前差异具有统计学意义($P < 0.05$),获得角膜刚度预测公式为: $S_{\text{术前}} = 1.055\text{biOP}_{\text{术前}} + 0.015\text{CCT}_{\text{术前}}$, $S_{\text{术后}} = 0.937S_{\text{术前}} + 0.019\text{CCT}_{\text{术后}}$ 。**结论** LASIK手术不仅改变角膜厚度,也降低角膜的刚度和黏性。预测术后角膜刚度可为临床手术的设计提供指导,提高手术安全性。

关键词: 可视化角膜生物力学分析仪; 屈光手术; 角膜黏性; 角膜刚度**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2020.03.007

Effects of LASIK on Biomechanical Properties of Human Cornea

LIU Chunsheng^{1a,b}, ZHAO Kechao^{1a}, WANG Xiaojun^{1a,b}, CHEN Weiyi^{1a}, HE Rui²

(1. a. School of Biomedical Engineering, b. School of mechanical and Transportation Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China; 2. Department of Excimer Laser, Shanxi Eye Hospital, Taiyuan 030002, China)

Abstract: **Objective** To study the changes in biomechanical properties of human cornea after laser *in situ* keratomileusis (LASIK) and predict corneal stiffness after the LASIK surgery. **Methods** According to the measurement results from corneal visualization scheimpflug technology (Corvis ST), the corneal tangent stiffness coefficient (S_{TSC}) and energy absorbed area (A_{absorbed}) were calculated. The change patterns of corneal stiffness and viscosity after refractive surgery were analyzed. **Results** The difference of corneal S_{TSC} and A_{absorbed} before and after LASIK had a statistical significance ($P < 0.05$). The obtained formula for predicting corneal stiffness after refractive surgery was: $S_{\text{before surgery}} = 1.055\text{biOP}_{\text{before surgery}} + 0.015\text{CCT}_{\text{before surgery}}$, $S_{\text{after surgery}} = 0.937S_{\text{before surgery}} + 0.019\text{CCT}_{\text{after surgery}}$. **Conclusions** LASIK surgery not only changes corneal thickness, but also reduces corneal stiffness and viscosity. Prediction of corneal stiffness after surgery can provide guidance for the design of clinical surgery and improve the safety of surgery.

Key words: corneal visualization scheimpflug technology (Corvis ST); refractive surgery; corneal viscosity; corneal stiffness

近年来我国青少年近视发病率已高居世界第一^[1],针对近视眼的研究工作应该引起高度重视。角

膜屈光手术目前已经成为一种矫正屈光不正的较为常用方式,其治疗效果得到很多医生和患者的认可。

收稿日期:2019-03-06; 修回日期:2019-04-18

基金项目:国家自然科学基金项目(11402161,11872262),山西省重点研发计划项目(201703D421019)

通信作者:王晓君,教授,E-mail:wangxiaojun@tyut.edu.cn

然而,角膜屈光手术通过切削角膜调整屈光度的方式虽然有助于矫正人眼的屈光力,但也改变了角膜的生物力学特性^[2]。角膜的生物力学特性主要包括黏弹性、非线性和各向异性等。其应力-应变关系为非线性,弹性模量随着应力的增加而增加^[3]。角膜在组织学上分为上皮细胞层、前弹力层、基质层、后弹力层和内皮细胞层,每一层的生物力学特性也不完全相同^[4]。其中,基质层是决定角膜生物力学性能的主要部分,角膜屈光手术主要是对基质层进行切削。研究表明,角膜屈光术后角膜生物力学性能改变在角膜扩张这一严重并发症的发生、发展中起关键作用^[5]。因此,研究角膜生物力学性能有助于更加全面地了解角膜在屈光手术之后的变形行为,对指导手术的设计和手术的安全性具有重要意义。

角膜生物力学性能的测量方法主要分为离体测量和在体测量两大类。离体测量主要包括角膜条带拉伸实验、角膜膨胀实验和离体全眼球测量^[6];在体测量主要包括眼反应分析仪(ORA)、可视化角膜生物力学分析仪(Corvis ST)和电子斑纹图样干涉测量法^[7]。离体测量法的主要优势在于可以更加准确得到角膜的应力-应变关系,实验手段更容易实现,也更易把控;其缺点是实验具有一定破坏性,改变了角膜实际的生理结构和生理环境,测量结果不能完全反映在体角膜真实的生物性能。在体测量手段则改善了离体测量的缺点,使测量在实际的生理环境下进行,对角膜没有损伤,同时也保证了角膜的生物活性。

Corvis ST 是一款在体角膜生物力学分析仪,该仪器利用脉冲气流对角膜进行冲压,使角膜凹陷之后回复至初始状态,研究在此过程中角膜的受力及运动行为,分析角膜的生物力学特性。Corvis ST 通过 Scheimpflug 成像技术记录角膜在脉冲气流作用下的整个变形过程,并提供脉冲气流压强、角膜弧长变化、角膜顶点位移等多组数据,为研究角膜的生物力学性能提供相关数据。

本文结合 Wang 等^[8]测量的脉冲压力数据和 Corvis ST 提供的角膜顶点位移数据,对 78 例近视患者(78 眼) LASIK 手术前后角膜的瞬时刚度系数和能量吸收面积进行分析对比,确定角膜在 LASIK 手术前后刚度和黏性的变化情况,并给出术后角膜刚度预测公式。

1 方法

1.1 数据采集

纳入标准:① 年龄 18~45 岁;② 术前停戴软性角膜接触镜至少 2 周,硬性角膜接触镜至少 4 周,角膜塑形镜至少 3 个月;③ 1 年内屈光度进展 ≤ 0.5 D;④ 最佳矫正视力(best corrected visual acuity, BCVA) ≥ 5.0 ;⑤ 等效球镜度(SE) ≤ -10.00 D,柱镜度 ≤ -5.00 D;⑥ 预计术后剩余角膜基质层厚度 ≥ 280 μm ;⑦ 术前眼内压(intraocular pressure, IOP) ≤ 21 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa)。

从山西省眼科医院获取 78 例近视患者(78 眼)的 Corvis ST 测量数据,包括:中央角膜厚度(central corneal thickness, CCT)、修正眼内压(biomechanical corrected intraocular pressure, bIOP)和角膜顶点位移。该 78 例患者(78 眼)均接受了准分子激光角膜原位磨镶术(laser in situ keratomileusis, LASIK),术前均接受完整检查,排除异常情况。术后数据使用术后 1 月复查数据。信息采集工作由山西省眼科医院准分子激光科相关人员协助完成。本研究由山西省眼科医院伦理委员会审核批准通过。

1.2 脉冲压力计算

在脉冲气流作用过程中,Corvis ST 记录了仪器内部压力的变化情况,但是这并不是角膜所受到的真实脉冲压力。Wang 等^[8]通过对 Corvis ST 的脉冲气流进行测量,得出脉冲气流作用在角膜上的压力为:

$$F(t) = a_1 \exp\{-[(t_1 - b_1)/c_1]^2\} + a_2 \exp\{-[(t - b_2)/c_2]^2\} \quad (1)$$

式中: $a_1 = 36.04$; $a_2 = 9.799$; $b_1 = 15.54$; $b_2 = 9.642$; $c_1 = 5.119$; $c_2 = 3.777$ 。本文后续分析中用到的脉冲压力使用式(1)中所求得的脉冲压力数据。

1.3 角膜顶点位移选择

角膜的顶点位移反映了角膜在脉冲气流作用下的力学响应,能较直观地体现角膜的生物力学特性。在脉冲气流作用下,角膜会发生变形,同时整个眼球也会产生微小的后退。Corvis ST 提供了角膜顶点的真实位移(deformation)、角膜顶点的相对位移(deflection)和眼球整体位移(whole eye movement),三者关系如图 1 所示。

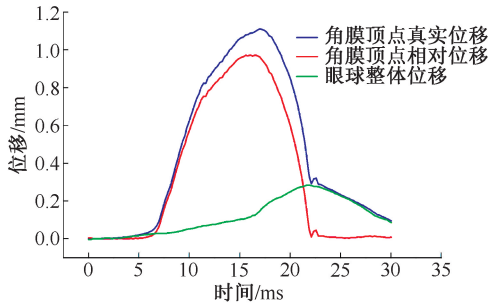


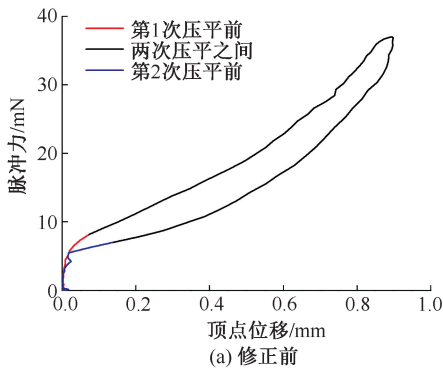
图1 Corvis ST 提供的3种位移

Fig.1 Three kinds of displacement provided by the Corvis ST

角膜顶点的相对位移能排除眼球整体位移所产生的影响,更加真实反映角膜的顶点位移,故本文选择该参数作为顶点位移进行下一步的分析研究。

1.4 角膜刚度和黏性分析

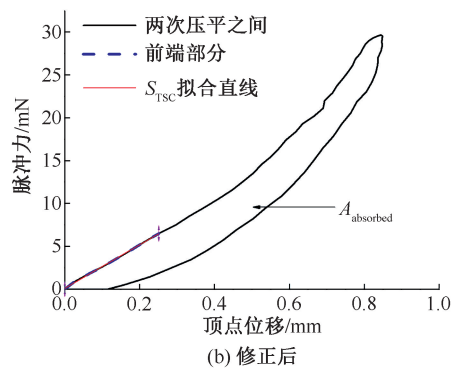
角膜在受到脉冲压力后,首先会被压平,之后向下凹陷至最大深度,即角膜最大位移;当外力逐渐减小时,角膜开始逐渐恢复至初始状态。由于角膜是一种黏弹性材料,在此过程中,角膜变形会由



(a) 修正前

于其黏性存在而滞后于角膜所受到的脉冲压力,并存在一定的能量吸收和耗散。本文使用脉冲力-顶点位移曲线分析角膜在变形过程中的刚度和黏性。结果表明,在两次压平之间的过程相对比较稳定,且两次压平时的顶点位移都较小[见图2(a)]。为了更好地分析角膜的生物力学性能,选择两次压平之间的黑色曲线进行分析。

图2(b)所示为处理之后的修正脉冲力-顶点位移曲线。该曲线并不是一条直线,说明受力过程中角膜所表现出来的刚度并不是恒定的,曲线上每一点处的斜率代表了这一时刻角膜的刚度系数;曲线的上半部分为加载曲线,下半部分为卸载曲线,曲线所围成的面积表示角膜在脉冲力作用下的能量吸收,它是角膜黏性的一种表现。为了更好地描述角膜的刚度和黏性性质,本文对加载曲线的前端部分(前8个数据点)进行线性拟合,用所得到的斜率来表示角膜的瞬时刚度系数(S_{TSC});用曲线所围成的面积来表示角膜的能量吸收面积($A_{absorbed}$)。



(b) 修正后

图2 脉冲力-顶点位移关系

Fig.2 Relationship between pulse pressure and vertex displacement (a) Before modification, (b) After modification

1.5 屈光手术前后角膜刚度和黏性对比

为了探讨角膜整体刚度和黏性以及其变化与角膜的其他指标之间是否存在关系,本文对比屈光手术前后角膜 S_{TSC} 和 $A_{absorbed}$ 与 CCT、bIOP 之间的关系。同时,对 dS ($dS = S_{术前} - S_{术后}$)、 dA ($dA = A_{术前} - A_{术后}$) 与 $dCCT$ ($dCCT = CCT_{术前} - CCT_{术后}$)、 $DCCT$ ($DCCT = dCCT/CCT_{术前}$) 之间的相关性进行分析,探讨角膜厚度变化对角膜生物力学性能改变的影响。其中, $S_{术前}$ 、 $A_{术前}$ 表示屈光手术之前 S_{TSC} 、 $A_{absorbed}$; $S_{术后}$ 、 $A_{术后}$ 分别表示屈光手术之后 S_{TSC} 、 $A_{absorbed}$ 。

对比 78 例患者 LASIK 手术前后脉冲力-顶点位移曲线,分析手术前后角膜 S_{TSC} 和 $A_{absorbed}$,探讨手术前后角膜刚度和黏性的变化规律。图3所示为1例患者接受角膜屈光手术前后,角膜 S_{TSC} 和 $A_{absorbed}$ 的变化情况。

1.6 数据处理和统计学方法

研究表明,bIOP 可有效排除角膜厚度和年龄对眼内压测量的影响^[9-10]。Hon 等^[11]研究发现,Corvis ST 输出的中央角膜厚度的重复性最好,其次是变形幅度、第1次压平时间以及修正眼内压。因

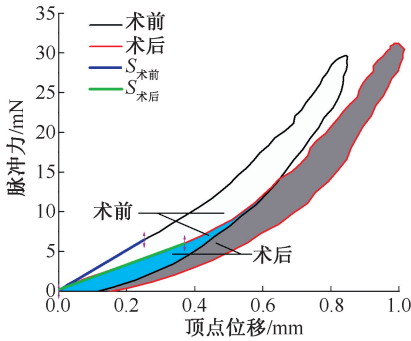


图3 同一近视患者手术前后脉冲压力-顶点位移曲线对比

Fig.3 Comparison of pulse pressure-vertex displacement curves before and after refractive surgery in the same myopic patient

此,本文使用 Corvis ST 提供的 bIOP 和 CCT 分别作为眼内压和中央角膜厚度来进行相关的数据分析。

使用 SPSS 17.0 软件完成统计学分析。所测量

表1 屈光手术前后角膜中央厚度、眼内压、 S_{TSC} 和 $A_{absorbed}$ 对比Tab.1 Comparison of CCT, bIOP, S_{TSC} and $A_{absorbed}$ before and after refractive surgery

组别	术前	术后	<i>t</i>	<i>P</i>
性别(男/女)	11/13	11/13	—	—
中央角膜厚度/ μm	532.90 \pm 32.83 (463,604)	423.55 \pm 43.61 (351,543)	27.82	0.000
眼内压/mmHg	16.58 \pm 2.7 (12.00,30.00)	12.53 \pm 1.66 (8.00,16.00)	13.95	0.000
$S_{TSC}/(\text{mN} \cdot \text{mm}^{-1})$	25.33 \pm 4.47 (16.49,38.84)	18.28 \pm 3.71 (12.60,28.40)	16.03	0.000
$A_{absorbed}/(\text{mN} \cdot \text{mm})$	2.80 \pm 0.73 (1.04,4.34)	2.16 \pm 0.84 (0.19,4.14)	6.83	0.000
$\frac{S_{TSC}}{\text{CCT}}/[\text{mN} \cdot (\text{mm} \cdot \mu\text{m})^{-1}]$	0.048 \pm 0.0077 (0.033,0.067)	0.043 \pm 0.0081 (0.030,0.070)	5.048	0.000
$\frac{A_{absorbed}}{\text{CCT}}/[\text{mN} \cdot \text{mm} \cdot (\mu\text{m}^{-1})]$	0.0053 \pm 0.0014 (0.0022,0.0080)	0.0051 \pm 0.0020 (0.0004,0.0114)	0.642	0.523

注:1 mmHg=0.133 kPa

2.2 LASIK 手术前后角膜生物力学参数与各因素之间的相关分析

$S_{术前}$ 与 CCT_{术前}、bIOP_{术前} 中度相关 ($P < 0.01$); $S_{术后}$ 与 CCT_{术后}、bIOP_{术后}、DCCT 中度相关 ($P < 0.01$), 与 dCCT 低度相关 ($P < 0.05$); dS 与 bIOP_{术前}、dCCT、DCCT 中度相关 ($P < 0.05$), 与 CCT_{术前} 低度相关; dA 则只与 $A_{术前}$ 中度相关 ($P < 0.01$), 见表 2。

2.3 LASIK 手术前后角膜生物力学参数的多元线性回归分析

采用逐步回归分析对 $S_{术前}$ 和 $S_{术后}$ 进行多元线性回归分析。进入分析的参数包括表 2 中与 $S_{术前}$ 和 $S_{术后}$ 显著相关的参数。通过逐步回归分析排除了产

数据的正态分布情况使用 Kolmogorov-Smirnov 方法进行检验,正态分布数据用均数 \pm 标准差表示。采用配对样本 *t* 检验对角膜术前组和角膜术后组进行分析。角膜术前术后刚度变化、黏性变化与眼内压、角膜厚度变化之间的相关性分析使用 Pearson 方法进行检验。 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。采用逐步回归分析法对数据进行多元线性回归分析。

2 结果

2.1 LASIK 手术前后各参数比较

近视患者 LASIK 术后 CCT、bIOP、 S_{TSC} 、 $A_{absorbed}$ 、 S_{TSC}/CCT 和 $A_{absorbed}/\text{CCT}$ 均比术前有所减小。手术前后 CCT、 S_{TSC} 和 $A_{absorbed}$ 差异具有统计学意义 ($P < 0.05$); $S_{术前}/\text{CCT}_{术前}$ 与 $S_{术后}/\text{CCT}_{术后}$ 之间差异具有统计学意义 ($P < 0.05$), 见表 1。

生共线性的参数并得到回归方程: $S_{术前} = 1.055 \text{ bIOP}_{术前} + 0.015 \text{ CCT}_{术前}$, 回归模型有统计学意义 ($F = 2706.33, P = 0.000$), 回归模型的修正决定系数 $R^2 = 0.986$, 表示自变量可以解释 98.6% 的 $S_{术前}$ 变化。 $S_{术后} = 0.397 S_{术前} + 0.019 \text{ CCT}_{术后}$, 回归模型有统计学意义 ($F = 1821.99, P = 0.000$), 回归模型的修正决定系数 $R^2 = 0.976$, 表示自变量可以解释 97.6% 的 $S_{术后}$ 变化。研究认为, 屈光手术后眼内压测量显著降低^[12], 而理论上术后真实眼内压的变化不大^[13], 故本文建立线性回归方程时没有考虑 bIOP_{术后} 对其他指标的影响。回归参数的估计及检验结果见表 3。

表2 屈光手术前后角膜生物力学参数与其他参数之间的相关关系

Tab.2 Correlation between corneal biomechanical parameters and other parameters before and after refractive surgery

指标		CCT _{术前}	bIOP _{术前}	CCT _{术后}	bIOP _{术后}	dCCT	DCCT	S _{术前}	A _{术前}	
		/μm	/mmHg	/μm	/mmHg	/μm		/(mN·mm ⁻¹)	/(mN·mm)	
S _{术前} /	相关系数	0.419**	0.717**			-	-	-	-	
	P	0.000	0.000			-	-	-	-	
(mN·mm ⁻¹)	A _{术前} /	相关系数	0.121	-0.301**			-	-	-	
		P	0.291	0.008			-	-	-	
S _{术前} /	相关系数	-	-	0.395**	0.796**	-0.263*	-0.309**	0.562**	-0.224*	
	P	-	-	0.000	0.000	0.020	0.006	0.000	0.048	
(mN·mm ⁻¹)	A _{术后} /	相关系数	-	-	0.197	-0.245*	0.013	-0.029	-0.081	0.457**
		P	-	-	0.083	0.030	0.911	0.800	0.478	0.000
dS/	相关系数	0.246*	0.375**	-0.087	-0.192	0.342**	0.304**	0.613**	-0.161	
	P	0.030	0.001	0.448	0.092	0.002	0.007	0.000	0.160	
(mN·mm ⁻¹)	dA/	相关系数	-0.173	-0.194	-0.063	0.072	-0.084	-0.061	-0.207	0.425**
		P	0.131	0.090	0.581	0.529	0.467	0.583	0.068	0.000

注:**代表在0.01显著水平下相关,*代表在0.05显著水平下相关,1 mmHg=0.133 kPa

表3 回归参数估计及检验结果

Tab.3 Estimation and test results of regression parameters

因变量	自变量	非标准化回归系数		标准化回归系数	t	P
		偏回归系数B	标准误差	Beat		
S _{术前}	bIOP _{术前} /mmHg	1.055	0.137	0.689	7.723	0.000
	CCT _{术前} /μm	0.015	0.004	0.306	3.428	0.001
S _{术后}	S _{术前} /(mN·mm ⁻¹)	0.397	0.073	0.547	5.417	0.000
	CCT _{术后} /μm	0.019	0.004	0.444	4.399	0.000

3 讨论

角膜屈光手术对角膜基质进行切削、改变角膜表面曲率以达到矫正视力的效果。其中,准分子激光角膜切削术、飞秒激光制瓣的准分子激光角膜原位磨镶术和飞秒激光小切口角膜基质透镜取出术等角膜屈光手术是屈光手术中最主要的几种方式^[14]。这几种方式的原理不大相同,但其最终效果则是切削了角膜主要的承载区域^[15]。研究表明,屈光手术后,角膜的生物力学性能都会发生一定改变^[16-17],而且角膜抵抗外力的能力和硬度在术后有所下降^[18-19]。

本文通过对 Corvis 所提供的数据进行处理,确定表征角膜刚度和黏性的参数,并分析 LASIK 手术前后角膜刚度和黏性的变化。研究发现,LASIK 术后角膜厚度减小,刚度也相应的减小,表明角膜抵抗外力的能力有所下降。赵延军等^[18]介绍了屈光手术后角膜后表面前凸的现象,这与本文上述结论相一致。由于角膜整体刚度取决于角膜弹性模量和角膜结构,角膜整体刚度的增大不代表弹性模量

一定增大。Wang 等^[20]研究发现,兔角膜 LASIK 术后切线模量增大,说明人眼角膜整体刚度的降低也可能伴随着其弹性模量的增加,这需要进一步的研究来确定。S_{TSC}/CCT 表示单位厚度所提供的角膜刚度,虽然这个参数并没有确切的力学意义,但可以在一定程度上反映角膜抵抗变形的能力。研究表明,角膜厚度前 1/3 具有不规则的胶原纤维排列,对于维持角膜曲率和角膜强度具有重要作用,而 LASIK 手术切削通常发生在不规则的胶原纤维层^[21]。手术切削后,角膜内部强度较高的胶原纤维层比例减小,这可能是引起 LASIK 术后 S_{TSC}/CCT 降低的原因。

LASIK 术后角膜黏性也随着角膜厚度的减小而出现降低。Luce 等^[19]研究发现,LASIK 手术后角膜滞后量(corneal hysteresis, CH)显著下降,CH 是用来表征角膜黏滞性的一个重要指标。这与本文研究所发现的黏性降低具有一致性。术后角膜黏性降低表明角膜吸收外界能量的能力降低,预示着其对于眼内压快速变化的适应能力也会变差。研究表明,角膜黏性及其术前术后的变化与角膜厚度之

间不存在相关性,而与眼内压存在一定的相关性。角膜在眼内压的作用下产生应力,而这一应力可能会影响角膜的微观结构(如胶原纤维的拉伸),从而影响宏观上角膜的力学性能,这可能是角膜黏性与眼内压之间存在关联的原因所在。

本文根据角膜刚度与角膜厚度、眼内压和角膜厚度变化等的相关性,推导出手术前后角膜刚度的预测公式。由预测公式可知,术前角膜刚度与眼内压和术前角膜厚度存在正比关系,眼内压越高、术前角膜厚度越大,则术前角膜刚度越大;术后角膜刚度与术前角膜刚度和术后角膜厚度之间存在正比关系,术前角膜刚度越小、术后角膜厚度越小,则术后角膜刚度越小。同时预测公式也反映出术前角膜刚度较小时,切削量太大会导致术后角膜刚度较小,可能会引起术后角膜扩张;而术前角膜刚度较大时,则可以适当增加切削量以满足屈光治疗的需要。

本研究也存在一些局限性。Corvis ST 提供的脉冲压力高度重复,但由于每个角膜形状和曲率不一致,不能确保作用在每个角膜上的脉冲压力完全一致。假设所有角膜受力过程中所受脉冲力全部相同。同时,并未对性别和年龄进行区分研究,这也可能使得结果具有一定的偏差。

4 结语

屈光手术后,角膜的整体刚度降低,黏性性能有所下降,术后角膜刚度可通过预测公式进行预测。术后角膜整体刚度的降低可能会引起角膜后表面前凸和角膜扩张。因此,对术后角膜刚度的准确预测将有助于深入了解角膜术后变形情况,同时也可为手术切削量的研究提供支持,具有一定的临床价值。

参考文献:

[1] 王聪聪,谢永芳,王国辉. 实验性高度近视眼巩膜胶原及弹性模量的变化[J]. 医用生物力学, 2018, 33(2): 157-162.
WANG CC, XIE YF, WANG GH. Changes in the scleral collagen and elastic modulus in experimental high myopia [J]. J Med Biomech, 2018, 33(2): 157-162.

[2] 吴迪,王雁. 角膜屈光手术后角膜生物力学变化特点的研究进展[J]. 国际眼科纵览, 2012, 36(4): 260-265.

[3] HOELTZEL DA, ALTMAN P, BUZARD K, et al. Strip extensimetry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas [J]. J Biomech Eng, 1992, 55(2): 202-215.

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

[5] AMBR ÓSIO R, DAWSON DG, SALOMÃO M, et al. Corneal ectasia after LASIK despite low preoperative risk: Tomographic and biomechanical findings in the unoperated, stable, fellow eye [J]. J Refract Surg, 2010, 26(11): 906-911.

[6] 陈维毅,李晓娜,高志鹏. 眼力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2016, 31(4): 340-346.
CHEN WY, LI XN, GAO ZP. Advances in ocular biomechanics [J]. J Med Biomech, 2016, 31(4): 340-346.

[7] 董子献,周行涛. 激光角膜屈光手术生物力学效应的研究进展[J]. 中华眼科杂志, 2012, 48(11): 1053-1056.

[8] WANG LK, TIAN L, ZHENG YP. Determining *in vivo* elasticity and viscosity with dynamic Scheimpflug imaging analysis in keratoconic and healthy eyes [J]. J Biophotonics, 2016, 9(5): 454-463.

[9] JODA AA, SHERVIN MMS, KOOK D, et al. Development and validation of a correction equation for Corvis tonometry [J]. Comput Method Biomec, 2016, 19(9): 943-953.

[10] ELIASY A, CHEN KJ, VINCIGUERRA R, et al. Ex-vivo experimental validation of biomechanically-corrected intraocular pressure measurements on human eyes using the CorVis ST [J]. Exp Eye Res, 2018, 175(4): 98-102.

[11] HON Y, LAM AK. Corneal deformation measurement using Scheimpflug noncontact tonometry [J]. Optom Vis Sci, 2013, 90(1): E1-E8.

[12] MARVIN L, JAEHONG A. Effects of central corneal stromal thickness and epithelial thickness on intraocular pressure using goldmann applanation and non-contact tonometers [J]. PloS One, 2016, 11(3): 78-84.

[13] 李华. 角膜屈光手术后眼压测量的研究进展[J]. 中华实验眼科杂志, 2015, 33(6): 563-567.

[14] 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.

[15] 高阳,周奇志. 全准分子激光、飞秒准分子激光、全飞秒激光在角膜屈光手术中的应用[J]. 激光杂志, 2016, 37(12): 1-4.

[16] ANDREAS F, LINKE SJ, BAUER EL, et al. Effects of laser *in situ* keratomileusis (LASIK) on corneal biomechanical measurements with the Corvis ST tonometer [J]. Clin Ophthalmol, 2015, 9(3): 305-311.

[17] JODA AA, SHERVIN MMS, KOOK D, et al. Development

- and validation of a correction equation for Corvis tonometry [J]. *Comput Method Biomec*, 2016, 19(9): 943-953.
- [18] 赵延军. 准分子激光角膜屈光手术后角膜后表面前凸的研究进展[J]. *中华实验眼科杂志*, 2012, 30(2): 181-184.
- [19] LUCE DA. Determining *in vivo* biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2005, 31(1): 156-162.
- [20] WANG XJ, LI XN, CHEN WY, *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.
- [21] ABAHUSSIN, MOHAMMAD. Study of corneal ultrastructure in normal and post-LASIK human eyes [D]. Cardiff: Cardiff University, 2008.

(上接第 303 页)

- [19] 王坤, 冯海全, 王东, 等. 3D 打印左心室磁悬浮辅助泵的应用与研究[J]. *机械设计与制造*, 2017(5): 216-218.
- [20] PAUL R, JORN A, KLAUS S, *et al.* Shear stress related blood damage in laminar couette flow [J]. *Artif Organs*, 2003, 27(6): 517-529.
- [21] 马宪亭. 流体传动中的压力损失分析与计算[J]. *流体传动与控制*, 2010(4): 50-51.
- [22] BOCK E, ANTUNES P, LEAO T, *et al.* Implantable centrifugal blood pump with dual impeller and double pivot bearing system: Electromechanical actuator, prototyping, and anatomical studies [J]. *Artif Organs*, 2011, 35(5): 437-442.
- [23] TANSLEY GD, COOK MC, WOODARD JC. Axial flow blood pump: US, US7798952[P]. 2010.