

文章编号:1004-7220(2016)01-0033-07

激光虹膜切开术对角膜内皮细胞所受切应力影响的数值研究

张峰^a, 陈瀚^{a,b}

(华中科技大学 a. 力学系; b. 数字制造装备与技术国家重点实验室, 武汉 430074)

摘要: **目的** 研究激光周边虹膜切开术(laser peripheral iridectomy, LPI)对患者眼内房水流动和角膜内皮细胞所受流体切应力的影响。**方法** 参照文献中的人眼几何数据,在CAD软件中建立三维完整眼球几何模型,并结合有限元软件数值模拟LPI术后房水流动状态以及角膜内皮细胞所受切应力的变化,并对比LPI手术前后虹膜上不同激光开孔位置时角膜内表面切应力的数值结果。**结果** 虹膜上激光孔的位置越靠近瞳孔中心,角膜受到的切应力越小。在激光孔离瞳孔轴距离分别为4.0、4.5、5.0、5.5 mm时,对应角膜内皮受到的最大切应力分别为16.5、25.8、57.0、179.8 mPa。激光孔在3、6点方位时的切应力最大值比开孔在12点方位时的切应力最大值(56.95 mPa)分别高出13.7%和4.2%。**结论** LPI会改变患者眼内房水流动和角膜内皮细胞所受流体切应力。合适的开孔位置能降低角膜内皮细胞受到的切应力,减少LPI术后患者大泡角膜病变的风险。

关键词: 虹膜切开术; 剪切力; 角膜内皮; 流体动力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.01.033

Numerical investigation of laser iridotomy influence on shear stress exerted on corneal endothelial cells

ZHANG Feng^a, CHEN Han^{a,b} (*a. Department of Mechanics; b. State Key Laboratory of Digital Manufacturing Equipment and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China*)

Abstract: **Objective** To study the influence of laser peripheral iridotomy (LPI) on aqueous humor flow in eyes of patients and fluid shear stress exerted on the corneal endothelial cells. **Methods** A complete three-dimensional geometric eye model was established by CAD software with references to human eye geometric data from the literature. Numerical simulations on the flow conditions of aqueous humor and the shear stress exerted on corneal endothelial cells after LPI surgery were performed using finite element software. The simulation results of shear stresses at different positions of the laser hole in the iris before and after LPI surgery were compared. **Results** If the laser hole punched more closer to the pupil axis in iris, the shear stress exerted on corneal inner surface would be smaller. The maximum shear stress exerted on corneal endothelium was 16.5, 25.8, 57.0, 179.8 mPa when the distance between laser hole and the pupil axis was 4.0, 4.5, 5.0, 5.5 mm, respectively. With laser hole at 3 and 6 o'clock orientation, the maximum shear stress exerted on corneal inner surface was 13.7% and 4.2% greater than that at 12 o'clock position (56.95 mPa). **Conclusions** LPI can influence the intraocular aqueous humor flow and shear stress exerted on corneal endothelial cells. The suitable position can decrease the shear stress exerted on corneal endothelial cells and reduce the risk of postoperative bullous keratopathy for patients after LPI surgery.

Key words: Laser iridotomy; Shear stress; Corneal endothelial; Hydrodynamics

收稿日期:2015-04-19; 修回日期:2015-08-21

基金项目:湖北省自然科学基金项目(2011CDB294),中央高校基本科研业务费专项资金(2011JC010),国家教育部回国人员科研启动基金。

通信作者:陈瀚,副教授,博士研究生导师,E-mail: hanchen@hust.edu.cn。

大泡性角膜病变(bullous keratopathy, BK)是临床上常见的致盲角膜病^[1]。由于各种原因损害角膜内皮细胞,导致角膜内皮失代偿,不能维持正常的泵功能,产生角膜基质水肿、上下皮水肿,使得角膜上皮形成水泡状隆起^[1]。第1例氩激光手术后角膜发生不可逆病变的病例在1984年被Pollak报道^[2], Schwarz等^[3]于1988年也报道了5例患者激光手术后出现BK的病例。近年来,随着激光手术治疗青光眼手术的广泛应用,BK发生率有逐年上升的趋势^[4-10]。激光周边虹膜切开术(laser peripheral iridectomy, LPI)是治疗闭角型青光眼的重要方式之一,其利用激光在虹膜上打孔以缓解瞳孔阻滞,减少前房角粘连,使房水在小梁网处排出畅通。Kaji等^[11]采用数学建模和体外细胞实验的方法证明了LPI术后房水流动变化产生的流体切应力是导致角膜内皮细胞损失的原因之一。而当角膜内皮细胞丢失过多可引起BK^[12]。流体切应力是流体在管腔内流动时对管壁产生切向应力,并且广泛存在于人体组织中。流体切应力已被证实会对内皮祖细胞^[13]、血管内皮细胞^[14]、骨细胞^[15]产生形态学或者生理学上的影响。严盛枫等^[16]对40例接受LPI的患眼进行角膜内皮细胞的定性及定量观察,结果表明LPI对角膜内皮细胞会产生一定影响。Yamamoto等^[17]研究发现,氩激光虹膜切开术的患者术后常发生BK,其在对LPI术后的兔眼实验研究中发现,当瞳孔收缩时,房水会从后房以异常的速度通过虹膜切开孔流入前房,并对角膜内皮产生力的作用。此外,Yamamoto等^[18]在后续工作中采用数值仿真和体外细胞实验方法证明了LPI术后人眼缩瞳时角膜内皮细胞受到的切应力能达到使角膜内皮细胞受到损伤的量级,并发现前房深度较小的LPI术后患者的角膜内皮细胞更容易受到损伤。因此,正确认识和了解LPI术后眼内房水流动和角膜细胞受力情况的作用特点和机制,将有助于探究BK的病理原因,为临床指导提供新的思路。Kumar等^[19]通过数值仿真方法研究了激光虹膜开孔前后眼内房水流动状态和眼压变化,Yamamoto等^[18]建立的三维模型能预测出激光虹膜开孔前后房水流动和切应力变化,但上述两个模型均为眼球的局部简化模型,并假设虹膜表面和角膜内表面为固定温度,未涉及眼内真实温度分布。然而眼内部以及虹膜和角膜表面上的

温度分布均具有不均匀性^[20],眼内温度不均匀而产生的自然对流是导致房水流动的主要原因^[21-22],故对温度边界简单的假设会使得房水流动与切应力的结果和眼球真实状况差别增大。建立考虑准确眼内温度分布的仿真模型将有利于更准确反映眼内房水流动特征和角膜内皮受力的真实情况。

本文建立考虑前房房水循环流动和整个眼内温度分布的人眼三维模型,研究眼球在激光虹膜切开术前术后眼内温度分布、房水流动特征以及角膜内皮细胞受力情况的变化,探索虹膜激光切开孔的最佳位置,使得角膜内皮受到切应力最小,将虹膜切开术对角膜内皮的影响降到最低程度。

1 建模和求解方法

1.1 眼球模型建立

如图1所示,按照参考文献[20,23-25]中的眼球几何数据,使用AutoCAD软件建立人眼的三维模型,再将几何模型导入有限元软件中进行数值仿真计算。假设眼球模型是以瞳孔轴为中心线的轴对称图形,模型包括9个主要的眼组成部分,即眼角膜、虹膜、前房、后房、晶状体、玻璃体、巩膜、睫状体、小梁网,并将每一个区域都假定为物理性质相同和各向同性。在虹膜上有圆柱形的小孔,用于模拟激光手术后虹膜上的激光孔,激光孔直径为0.56 mm,孔位置在12点的方位并距离瞳孔轴5 mm(见图1)。眼模型的几何参数如下:巩膜厚度和 z 、 y 方向内半轴长度分别为1.0、11.5、12.0 mm,前房深度和 z 、 y 方向半轴长度分别为2.8、7.8、7.8 mm,角膜厚度为0.52 mm,晶状体 z 、 y 方向半轴长度分别为4.5、1.5 mm,虹膜厚度、直径分别为0.40、0.56 mm,虹膜与 y 轴角度为 6.45° 。

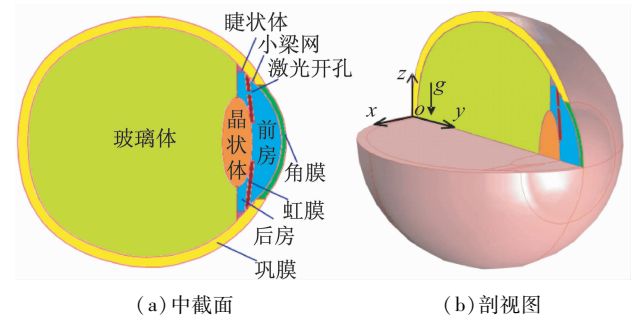


图1 人眼解剖结构和模型示意图

Fig. 1 Anatomical structure and numerical model of the human eye

(a) Middle section, (b) Section view

1.2 控制方程和边界条件

本模型只考虑前房中房水 (aqueous humor, AH) 的运动,忽略后房和玻璃体内液体的流动。前房内房水流动控制方程为连续性方程和 N-S 方程:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (1)$$

$$\rho(\mathbf{v} \cdot \nabla)\mathbf{v} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \rho \mathbf{g} \quad (2)$$

式中: ρ 为房水密度; μ 为房水的动力黏度, $\mu = 0.74 \text{ mPa} \cdot \text{s}$; p 为压强; \mathbf{g} 为重力加速度。

由于前房内房水流动的主要原因是眼内温度差导致的自然对流作用^[18-20],故忽略房水的分泌和排出途径产生的房水流动,只考虑温度梯度导致的浮力对房水的影响,对浮力的描述可采用 Boussinesq 近似法^[26],方程(1)可以改写为:

$$\rho_0(\mathbf{v} \cdot \nabla)\mathbf{v} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \rho_0[1 - \beta(T - T_{\text{ref}})]\mathbf{g} \quad (3)$$

式中: ρ_0 为参考密度, $\rho_0 = 996 \text{ kg/m}^3$; β 为房水的体积膨胀系数, $\beta = 0.00033/\text{K}$; T_{ref} 为参考温度, $T_{\text{ref}} = 307 \text{ K}$ 。

表1 眼内各区域的热物理参数

Tab.1 Thermophysical parameters in different areas of the eye

参数	角膜	房水	玻璃体	虹膜	晶状体	巩膜	小梁网	睫状体
$k/[\text{W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}]$	0.58 ^[27]	0.58 ^[27]	0.603 ^[28]	1.0042 ^[29]	0.4 ^[30]	1.0042 ^[29]	1.0042 ^[29]	1.0042 ^[29]
$c/[\text{J} \cdot (\text{kg} \cdot \text{K})^{-1}]$	4178 ^[28]	3997 ^[28]	4178 ^[28]	3180 ^[29]	3000 ^[30]	3180 ^[29]	3180 ^[29]	3180 ^[29]
$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1050 ^[31]	996 ^[28]	1000 ^[28]	1100 ^[29]	1050 ^[31]	1100 ^[29]	1100 ^[29]	1100 ^[29]

角膜的外表面与外界环境的热对流和辐射,并考虑眼表由于泪液蒸发损失的热量,方程(4)在角膜外表面的边界条件为:

$$-k\partial T/\partial \mathbf{n} = h_{\text{amb}}(T - T_{\text{amb}}) + \sigma \varepsilon(T^4 - T_{\text{amb}}^4) + E \quad (5)$$

式中: h_{amb} 角膜与周围环境的热对流系数, T_{amb} 为环境温度, σ 为 Stefan-Boltzmann 常数, ε 为角膜表面发射系数, E 为泪液蒸发损失的热量。

假设眼球嵌入在一个充满血管的网络中,其温度与人体核心温度(血液温度)相同。因此,巩膜的外边界条件为:

$$-k\partial T/\partial \mathbf{n} = h_{\text{bl}}(T - T_{\text{bl}}) \quad (6)$$

式中: h_{bl} 为眼球与周围血管组织的热对流系数, T_{bl} 为血液温度。边界条件中使用参数分别为:

$$h_{\text{bl}} = 65 \text{ W} \cdot (\text{m}^2 \cdot \text{K})^{-1[30]}$$

Yamamoto 等^[18]通过粒子示踪法研究兔眼在虹膜激光手术后房水流动的变化,兔眼在缩瞳过程中房水会从后房通过激光孔处流入前房。激光孔直径为 0.56 mm 时,孔内房水最大流速 9.39 mm/s,此外瞳孔处未观察到房水流动。本文只考虑人眼发生缩瞳瞬间这一时刻前房内房水的流动状态变化,在虹膜开孔处(激光孔与前房边界交界处)的边界条件为边界法向上的速度边界条件 $v_0 = 9.39 \text{ mm/s}$ 。其余边界的边界条件为无滑移边界条件。

眼内温度场的控制方程为:

$$\rho c(\mathbf{v} \cdot \nabla)T = \nabla \cdot (k \nabla T) \quad (4)$$

式中: k 导热系数, c 为比热, k 和 c 在不同区域的参数取值见表 1。虹膜的热物理参数由于与巩膜的相似,故可采用巩膜的参数^[27],其中巩膜热物理参数取值来自于美国路易斯安那州大学(LSU)眼科中心的测量数据^[27]。同时,假设小梁网和睫状体的热物理参数与巩膜一致。

$$h_{\text{amb}} = 10 \text{ W} \cdot (\text{m}^2 \cdot \text{K})^{-1[27]}$$

$$T_{\text{bl}} = 310 \text{ K} \quad T_{\text{amb}} = 298 \text{ K}$$

$$\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2$$

$$E = 40 \text{ W/m}^2[28] \quad \varepsilon = 0.975[32]$$

使用 COMSOL Multiphysics 4.3a 进行数值模拟,将流场和温度场的控制方程和其边界条件编码到软件中进行数值计算,建立使用带有拉格朗日二次型函数的三角单元离散 3D 模型。如图 2 所示,总共在 3D 人眼模型上产生了 299 560 个四面体非结构网格,用有限元方法将其耦合并数值求解。收敛性研究表明,此时解不随网格加密变化。使用软件求解代数方程组,并重复迭代过程直到两个连续的迭代步骤之间的绝对容差小于规定数值(在本文中取 0.001)为止。

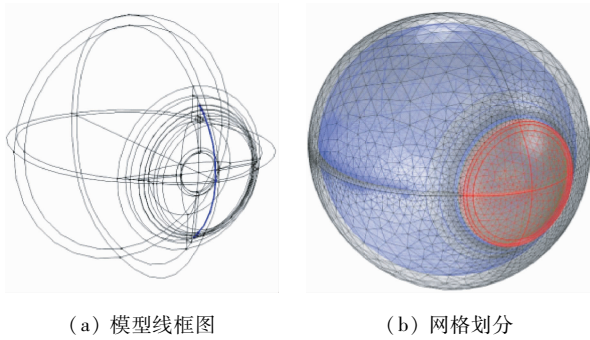


图2 人眼模型和网格划分

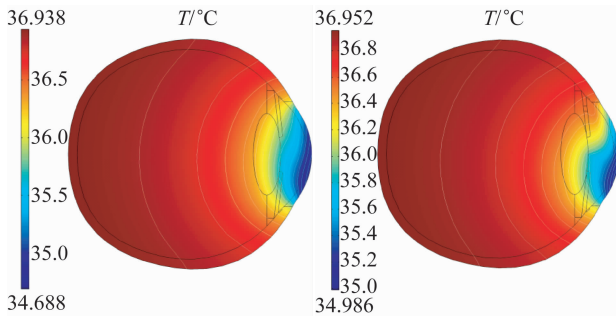
Fig. 2 Model of the human eye and computational meshes

(a) Wire frames, (b) Mesh generation

2 结果

2.1 LPI 术后眼内温度分布的变化

激光虹膜切除术前/后眼球中截面($x=0$ 平面)上温度分布如图3所示,激光孔位置在12点方位并距离瞳孔轴5 mm。在术前的眼内温度分布规律与文献[20,22]的结论一致,眼球上部分的等温线向眼外弯曲,下部分的等温线向眼内弯曲。由图3可见,激光手术后人眼缩瞳时眼内温度分布主要变化是在眼球上半部分区域的温度提高,特别是激光孔附近区域的温度大小有明显增大。

图3 中截面($x=0$ 平面)上的温度分布图Fig. 3 Temperature distributions at the middle section ($x=0$ plane) (a) Without LPI window, (b) With LPI window

2.2 LPI 术后眼内流场的变化

图4(a)和(b)分别是激光虹膜切除术前、后眼球中截面上($x=0$ 平面)房水速度的结果,颜色代表了房水流动速度的大小,箭头代表了速度的方向。术前开孔之前的房水在前房中顺时针循环流动,速

度方向的分布规律与文献[22]的结论一致,前房内最大速度位于前部的中心位置[见图4(a)]。激光手术后前房内房水的最大速度提高了33倍,在激光孔附近区域有速度明显提高的房水流动[见图4(b)]。激光虹膜切开术前、后前房内的流线图(三维流线的正视图)如图5所示。

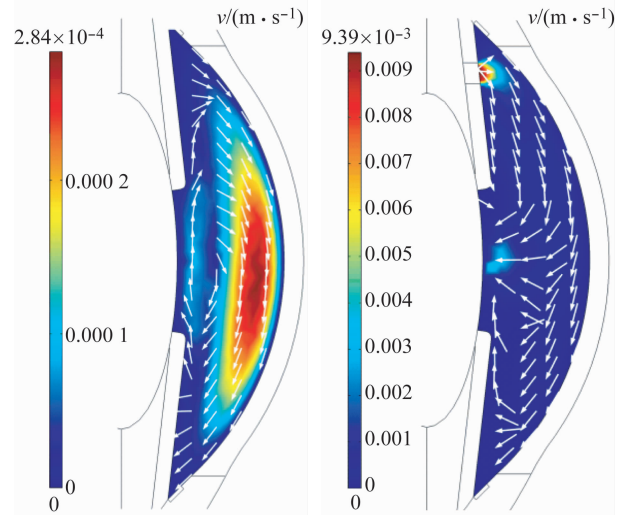
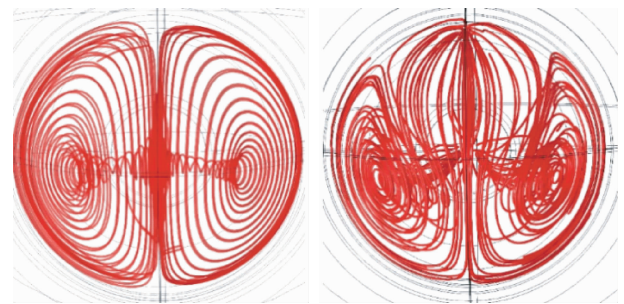
图4 中截面($x=0$ 平面)上房水流场图
(a) 无激光手术开孔 (b) 有激光手术开孔Fig. 4 AH flow field at middle section ($x=0$ plane) (a) Without LPI window, (b) With LPI window图5 流线图
(a) 无激光手术开孔 (b) 有激光手术开孔

Fig. 5 Fluid streamlines (a) Without LPI window, (b) With LPI window

2.3 不同激光孔方位对角膜内表面切应力分布的影响

无激光孔以及激光孔方位在12、3、6点方位时角膜内表面的切应力分布如图6所示,激光孔均距离瞳孔轴5 mm。仿真结果的最大切应力大小与Yamamoto等^[18]的仿真结果在一个数量级内,在

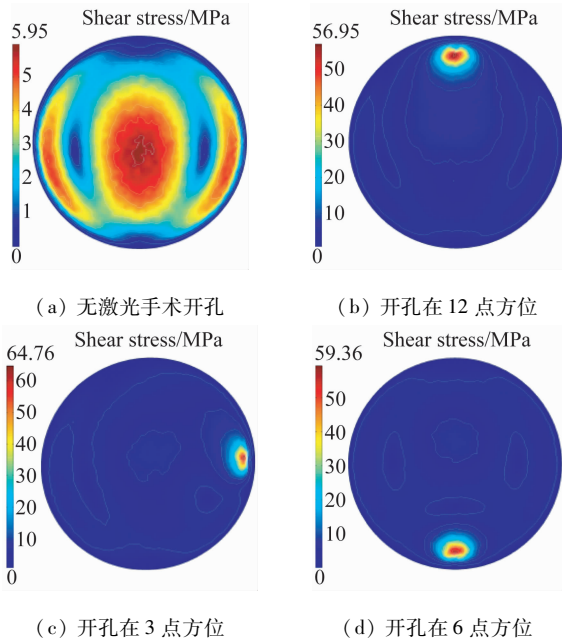


图6 不同激光孔方位的情况下角膜内表面的切应力分布

Fig. 6 Distribution of the shear stress exerted on corneal inner surface at different positions of LPI window (a) Without LPI window, (b) At 12 o'clock position, (c) At 3 o'clock position, (d) At 6 o'clock position with LPI window

相同情况下(模型前房深度为 2.8 mm, 虹膜开孔与瞳孔轴的距离 $d = 5$ mm 时), 本文最大切应力 (57 mPa) 比 Yamamoto 等^[18] 的仿真结果 (28 mPa) 高约 1 倍; 仿真结果偏大是因为 Yamamoto 等^[18] 模型中角膜内表面和虹膜表面温度的边界条件近似设置为固定温度(相差 1 °C), 边界温度没有变化。然而, 角膜内表面和虹膜表面温度具有非均匀性, 在沿着角膜内表面和虹膜表面具有温度变化^[20,22], 本文模型考虑了整个眼球内的温度分布情况(见图 3), 角膜内表面和虹膜表面温度分布是非均匀的, 在边界上存在温度梯度, 故本文计算结果与 Yamamoto 等^[18] 的切应力结果相比偏大。

2.4 不同虹膜开孔与瞳孔轴间距对角膜内表面切应力的影响

不同虹膜开孔与瞳孔轴距离情况下的切应力分布如图 7 所示, 横坐标为角膜内皮与中截面相交的弧线的弧长(见图 2 中蓝色弧线所示), 纵坐标为角膜内皮细胞受到的切应力, d 为虹膜开孔与瞳孔轴的距离。在激光孔离瞳孔轴距离分别为 4、4.5、5 和 5.5 mm 时, 对应的角膜内皮受到的最大切应力为

16.5、25.8、57.0 和 179.8 mPa, 没有激光孔的情况下角膜受到的最大切应力为 59.1 mPa。

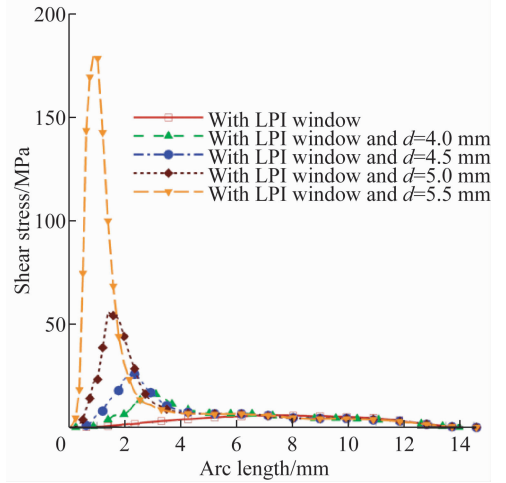


图7 不同虹膜开孔与瞳孔轴间距条件下角膜受到的切应力变化
 Fig. 7 Changes of the shear stress exerted on cornea at different distances between LPI window and pupillary axis

3 讨论

本文采用数值模拟方法研究激光虹膜切开术对前房内房水的温度分布、流动状态和角膜内表面所受的切应力的影响, 并考察虹膜上不同激光孔位置对其影响。

在虹膜激光手术后, 由于后房房水温度高于前房房水温度(前房位置更接近温度较低的外界), 眼球缩瞳时房水从后房通过激光孔流入前房, 此时热量通过对流的方式从眼后部转移到眼前部, 进而提高了激光孔附近的房水的温度(见图 3), 导致该区域温度升高。

通常情况下, 房水循环流动是由前房内温度梯度导致的自然对流产生的。由于前房的前部分接近外界环境, 因而温度低于眼后部的温度, 进而产生自然对流而循环流动, 开孔之前房水流线在整个前房区域内有 2 个左右对称的漩涡[见图 5(a)]。虹膜开孔手术之后, 在激光孔附近产生了发散状的流线[见图 5(b)], 同时 2 个左右对称的漩涡的范围变小, 这是由于眼球缩瞳时房水从后房通过激光孔流入前房而产生射流。产生的射流速度大小明显高于虹膜未开孔时前房内的最大速度(见图 4), 从而影响前房内的房水流动, 不但改变激光孔附近房水的

流动方向,也提高激光孔附近的流速。

激光开孔手术以及开孔方位均对角膜内表面的切应力分布有明显的影响。激光手术前,切应力的最大值在角膜中心以及两侧位置;而激光手术后,切应力的最大值出现在激光孔附近(见图6)。这是因为激光手术后人眼缩瞳时,房水会以较大的速度从激光孔中流出,产生一股速度较大的射流[见图4(b)、图5(b)],提高了靠近开孔的角膜内表面的切向速度,又因为角膜受到的流体切应力与角膜附近切向速度正相关,故激光手术后切应力的最大值出现在激光孔附近,并且切应力最大值较术前提高了一个量级。值得注意的是,激光孔在3、6点方位时切应力最大值比开孔在12点方位时分别高出13.7%和4.2%,这些差别是由自然对流产生的流动在角膜内表面不同位置产生的切应力不同导致,在12点方位且距离中心5 mm位置的切应力低于3、6点方位的切应力[见图6(a)]。因此,在激光孔出来射流相同的情况下,12点方位的激光孔时角膜受到的切应力最大值最小,故12点方位激光孔会使得角膜受到的切应力最小,该结论与Kumar等^[19]从分析激光手术前后流场变化得到的12点方位是最佳方位的结论一致。

Yamamoto等^[18]通过角膜内皮细胞体外切应力加载实验发现,对角膜内皮细胞周期性施加12 mPa切应力4 h,能观察到内皮细胞丢失;而在周期性施加58 mPa切应力4 h后,不仅能观察到大量内皮细胞脱落,而且发现内皮细胞的尺寸有显著减小^[18]。因此,本文模拟得到激光手术后角膜内皮细胞所受切应力值已经达到能对角膜内皮细胞产生损伤的范围。

不同的虹膜开孔与瞳孔轴的间距能影响角膜内表面的切应力大小。虹膜开孔离瞳孔轴距离与角膜所受切应力成正比关系,并且最大切应力发生处的横坐标与激光孔位置对应(见图7)。上述现象是由前房的几何结构导致,随着开孔位置和瞳孔轴的增大,虹膜开孔和角膜内皮之间的距离变小,从而导致角膜内皮与射流的源之间距离变小,从开孔射出来的流体对角膜内皮受到的切应力会越大。当虹膜开孔与瞳孔轴距离 $d < 4$ mm时,角膜内皮受到的最大切应力小于16.5 mPa;而 $d > 5.5$ mm时,角膜内皮的最大切应力大于170 mPa,此时可能会引起角膜

内皮细胞丢失和细胞形态变化。因此,在激光虹膜切除术中应该避免激光孔位置距离瞳孔中心过远,减小膜开孔和瞳孔轴距离,以降低产生激光手术后BK的患病机率。

本文结果表明,激光虹膜切开术会改变眼内温度分布和房水流动状态,并提高靠近激光孔附近角膜内皮受到的切应力,使得术后患者产生大泡性角膜病变的风险增高。在临床治疗条件允许的情况下,建议虹膜上的激光孔创造在12点方位,并避免开孔在3点或者9点方位。同时,在医疗条件和患者允许的条件下,激光孔位置尽量靠近瞳孔,对角膜内皮造成的切应力越小,激光虹膜切开术后患者大泡角膜病变的风险减小。

参考文献:

- [1] 伍志琴, 大泡性角膜病变的病因与临床治疗进展[J]. 眼科新进展, 2007, 27(8): 625-629.
- [2] Pollack IP. Current concepts in laser iridotomy [J]. Int Ophthalmol Clin, 1984, 24(3): 153-180.
- [3] Schwartz AL, Martin NF, Weber PA. Corneal decompensation after argon laser iridectomy [J]. Arch Ophthalmol, 1988, 106(11): 1572-1574.
- [4] Hong C, Kitazawa Y, Tanishima T. Influence of argon laser treatment of glaucoma on corneal endothelium [J]. Jpn J Ophthalmol, 1983, 27(4): 567-574.
- [5] Jeng S, Lee JS, Haung SCM. Corneal decompensation after argon laser iridotomy: A delayed complication [J]. Ophthalmic Surg, 1991, 22(10): 565-569.
- [6] Wilhelmus KR. Corneal edema following argon laser iridotomy [J]. Ophthalmic Surg, 1992, 23(8): 533-538.
- [7] Laurence S, Leonard PK, Tin A, et al. Inferior corneal decompensation following laser peripheral iridotomy in the superior iris [J]. Am J Ophthalmol, 2006, 142(1): 166-168.
- [8] Shimazaki J, Amano S, Uno T, et al. Natural survey on bullous keratopathy in Japan [J]. Cornea, 2007, 26(3): 274-278.
- [9] Imamura N, Sakai J, Matsumoto A, et al. Case of bullous keratopathy necessitating eventual keratoplasty [J]. Jpn J Clin Ophthalmol, 2007, 61(4): 585-588.
- [10] Ang LP, Higashihara H, Sotozono C, et al. Argon laser iridotomy-induced bullous keratopathy a growing problem in Japan [J]. Br J Ophthalmol, 2007, 91(12): 1613-1615.
- [11] Kaji Y, Oshika T, Usui T, et al. Effect of shear stress on attachment of corneal endothelial cells in association with corneal endothelial cell loss after laser iridotomy [J].

- Cornea, 2005, 24(8): s55-s58.
- [12] 王静波. 眼部剪切力效应[J]. 中华眼底病杂志, 2010, 26(3): 297-299.
- [13] 崔晓栋, 官秀梅, 张晓芸, 等. 细胞骨架 F-actin 在层流剪切应力诱导 EPCs 内皮分化中的作用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(5): 548-555.
Cui XD, Guan XM, Zhang XY, *et al.* Role of F-actin cytoskeleton in differentiation of endothelial progenitor cells induced by laminar shear stress [J]. J Med Biomech, 2012, 27(5): 548-555.
- [14] 张鲁, 严志强, 李玉青, 等. 流体切应力梯度对血管内皮细胞排列和形状的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 328-333.
Zhang L, Yan ZQ, Li YQ, *et al.* Effect of flow shear stress gradient on the arrangement and shape of endothelial cells [J]. J Med Biomech, 2010, 25(5): 328-333.
- [15] 张寅星, 崔玉红, 黄啸, 等. 生理水平流体剪应力对三维多孔支架中成骨细胞力学敏感性及其黏附、分化的影响[J]. 医用生物力学, 2014, 29(2): 119-125.
Zhang YX, Cui YJ, Huang X, *et al.* Effects of shear stress at physiological level on mechanical sensitivity, adhesion and differentiation of MC3T3-E1 cells in three-dimensional porous scaffold [J]. J Med Biomech, 2014, 29(2): 119-125.
- [16] 严盛枫, 张士胜. 激光周边虹膜切除术对角膜内皮细胞的影响[J]. 中国实用眼科杂志, 2001, 29(10): 1054-1056.
- [17] Yamamoto Y, Uno T, Shisida K, *et al.* Demonstration of aqueous streaming through a laser iridotomy window against the corneal endothelium [J]. Arch Ophthalmol, 2006, 124(3): 387-393.
- [18] Yamamoto Y, Uno T, Joko T, *et al.* Effect of anterior chamber depth on shear stress exerted on corneal endothelial cells by altered aqueous flow after laser iridotomy [J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2010, 51(4): 1956-1964.
- [19] Kumar S, Acharya S. Numerical simulation of iridectomy for surgical treatment of glaucoma [C]// Proceedings of ASME 2004 Heat Transfer/Fluids Engineering Summer Conference. Charlotte: [s. n.], 2004.
- [20] Ooi EH, Ng EYK. Simulation of aqueous humor hydrodynamics in human eye heat transfer [J]. Compu Biol Med, 2008, 38(2): 252-262.
- [21] Canning CR, Greaney MJ, Dewynne JN, *et al.* Fluid flow in the anterior chamber of a human eye [J]. IMA J Math Appl Med Biol, 2002, 19(1): 31-60.
- [22] Kumar S, Acharya S, Beuerman R, *et al.* Numerical solution of ocular fluid dynamics in a rabbit eye: Parametric effects [J]. Ann Biomed Eng, 2006, 34(3): 530-544.
- [23] Heys JJ, Barocas VH, Taravella MJ. Modeling passive mechanical interaction between aqueous humor and iris [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(6): 540-547.
- [24] Dobler B, Bendl R. Precise modelling of the eye for proton therapy of intra-ocular tumours [J]. Phys Med Biol, 2002, 47(4): 593-613.
- [25] Lin CW, Yuan F. Numerical simulations of ethacrynic acid transport from precorneal region to trabecular meshwork [J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(3): 935-944.
- [26] Incropera F, DeWitt DP. Fundamentals of heat and mass transfer [M]. 5th ed. New Jersey: Wiley Press, 2002.
- [27] Emery AF, Kramar P, Guy AW, *et al.* Microwave induced temperature rises in rabbit eyes in cataract research [J]. J Heat Transfer, 1975, 97(1): 123-128.
- [28] Scott JA. A finite element model of heat transport in the human eye [J]. Phys Med Biol, 1988, 33(2): 227-241.
- [29] Cicekli U. Computational model for heat transfer in the human eye using the finite element method [D]. USA: Louisiana State University, 2003.
- [30] Lagendijk JJ. A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment [J]. Phys Med Biol, 1982, 27(11): 1301-1311.
- [31] Neelakantaswamy PS, Ramakrishnan KP. Microwave-induced hazardous nonlinear thermoelastic vibrations of the ocular lens in the human eye [J]. J Biomech, 1979, 12(3): 205-210.
- [32] Mapstone R. Measurement of corneal temperature [J]. Exp Eye Res, 1968, 7(2): 237-242.