

文章编号 1004-924X(2007)02-0167-06

准分子屈光手术中非球面系数对 球差以及切削深度的影响

周传清, 余 雷, 陆培华, 任秋实

(上海交通大学 激光与光子生物医学研究所, 上海 200240)

摘要:角膜前表面是人眼屈光系统的主要组成部分, 屈光手术通过角膜模型定量计算角膜的修正值, 因此角膜模型的精确与否直接决定了手术的效果。一般认为角膜前表面是旋转对称的二次曲面, 该曲面的一个重要参数是非球面系数 Q 。目前大部分的角膜切削模型都没有考虑 Q 对切削深度和像差的影响, 本文基于 Littman-Gullstrand 模型眼建立模型, 分析 Q 值对屈光手术中透射率、球差以及切削深度的影响。模拟结果显示, Q 值对球差和切削深度有显著影响, Q 绝对值逐渐增大时, 球差 S_1 从正变为负, 在 $Q = -0.528$ 处, 可以认为角膜前表面产生的 S_1 为零。 Q 绝对值增大时, 相对切削深度增大, 即角膜边缘与角膜中央切削深度差异减小。

关键词:准分子屈光手术; 非球面系数; 球差; 切削深度

中图分类号: R779.63 文献标识码: A

Effect of asphericity parameter on Seidal aberration and ablation depth in laser refractive surgery

ZHOU Chuan-qing, YU Lei, LU Pei-hua, REN Qiu-shi

(Institute for Laser and Biophotonics, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: The anterior surface of cornea is the major refracting element of human eye, which contributes over 80 per cent of the refractive power of the whole eye according to the Gullstrand Number 1 relaxed schematic model eye. Small changes in the radius at the corneal apex will greatly affect the refractive power. Corneal ablation in refractive surgery is calculated according to corneal model, it is shown that the precision of corneal model directly affects the accuracy of refractive surgery. The simplest asphericity model is to assume that the corneal is a rotationally symmetric conicoid, and Q is the asphericity parameter of this conicoid. The effect of Q on transmission rate, Seidal aberration and ablation depth based on Littman-Gullstrand model is analyzed, the results indicate that Q greatly affects on the Seidal aberration and the ablation depth.

Key words: laser refractive surgery; asphericity parameter; Seidal aberration; ablation depth

1 引言

角膜前表面是人眼屈光系统主要组成部分,按照 Gullstrand 1 号模型眼,在人眼总共 58.6 D 的屈光力中,角膜的屈光力为 43.1 D,其中角膜前表面屈光力为 48.8 D,角膜后表面屈光力为 -5.9 D。角膜前表面的屈光力占整个眼睛屈光力的 80% 以上^[1],角膜前表面曲率的微小改变会给眼睛的屈光力带来显著影响。相对于角膜后表面和角膜后方的屈光系统,角膜前表面容易分析和修改,可用角膜地形图仪精确测量,并可通过激光或者其他方式调整改变角膜形状。故通过改变角膜前表面的形状来矫正视力的屈光手术是可行的^[2]。自 20 世纪 80 年代起,屈光手术被用于矫正人眼屈光系统,如近视、远视和散光。目前临床中常用的是采用 193 nm 准分子激光的准分子屈光手术,其技术已非常成熟。

屈光手术根据像差理论确定矫正后的角膜面型,用透射到角膜上的准分子激光对角膜进行切削,但由于目前确定切削参数所用的角膜模型没有考虑角膜表面非球面系数 Q 和高阶像差的影响,导致术后眼睛高阶像差增大,病人手术后在夜间会出现眩光、光晕、单眼复视等现象^[3]。采用波前像差引导的屈光手术,结合高精度的角膜模型可以弥补这些问题。本文研究了 Q 对球差和激光单个脉冲切削量的影响,以便为后续建立精确角膜模型和角膜的个性化切削方案提供参考。文中首先分析 Q 对球差的影响,然后根据 Q 对透射率的影响和角膜切削公式,具体计算在切削过程中 Q 对切削深度的影响。

2 Q 与球差的关系

角膜前表面有不同的数学模型,如:ellipsoidal surface, surface based on hyperbolic cosine function, sphero-cylindrical surface 和 toroidal surface^[4]。根据 P. M. Kiely^[1] 的研究结果,一般取角膜是旋转对称的二次曲面,拟合方程是:

$$x^2 + y^2 + (1+Q)z^2 - 2zR = 0, \quad (1)$$

方程 1 中, R 是角膜前表面沿光轴处顶点的曲率, Q 是非球面系数,当 $-1 < Q < 0$ 时,曲面是主轴在 z 方向的旋转对称的椭球面,光轴为 z

轴^[1]。根据 Kiely^[1] 等人对 176 (49 位男性和 39 位女性) 只健康眼的测量, Q 值分布于 -0.76 到 +0.47,在 $Q = -0.26018$ 附近分布最广,在所有被测眼中,有 84% 的眼其 Q 值分布在 -0.50 到 0.00 之间。

在我们的模拟中,选择角膜前表面为方程 1,基于 Littman-Gullstrand 模型眼参数建立模型,由于方程 1 是旋转对称的二次曲面,取其在 XZ 平面的截面做模拟。取角膜前表面半径为 7.8 mm,角膜的折射率为 1.376^[5],具体分析 Q 值在 -0.8 到 -0.1 之间,不同的 Q 值对屈光手术中透射率、球差以及切削深度的影响。

在这部分,计算 Q 对角膜前表面像差的影响,限于篇幅,本文只考虑球差。对于通常的 Q 值,在 8 mm 的最大瞳孔直径内,大部分球差是初级球差。如 $Q = -0.300$ 时,瞳孔直径取 8 mm,大约有 89% 的球差是初级球差,其余都是高阶像差^[1]。

当物点在无穷远时,Seidal 球差 S_1 可用公式 2 表示^[1]:

$$S_1 = x^4(n-1)/(R^3n^2) + x^4Q(n-1)/R^3, \quad (2)$$

式(2)中 x 是径向距离。图 1 反映不同 Q 值角膜前表面在径向距离不同位置的球差 S_1 ,其中取角膜前顶点的曲率半径为 7.8 mm,取角膜折射率为 1.376。

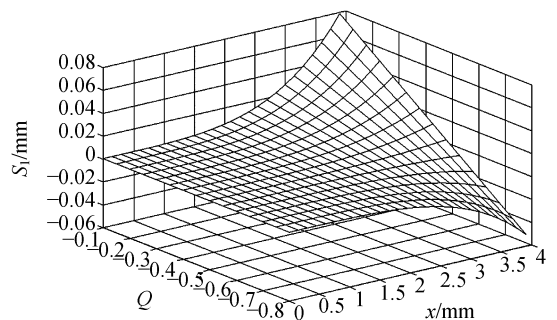


图 1 不同 Q 值的角膜前表面其径向距离内不同位置的球差 S_1

Fig. 1 Seidel spherical aberration with various values of Q and aperture radius

由图 1 可知, S_1 的绝对值随着 x 的增大而增大,即角膜边缘的球差要大于角膜中央的球差。 x 取 0 到 1 mm 之间,即距角膜中心半径为 1 mm 内, S_1 都很小,基本在 $5 \mu\text{m}$ 以下。

Q 取 -0.1 时,在径向距离 4 mm 处, $S_1 = +0.0867\text{ mm}$ 。 Q 取 -0.8 时,在径向距离 4 mm 处, $S_1 = -0.0551\text{ mm}$ 。当 $Q = -0.528$ 时, S_1 的单位级为 10^{-5} mm ,可视作零,如图 2,而人眼平均的 Q 值是 -0.26 ,其 S_1 如图 3,并不为零。

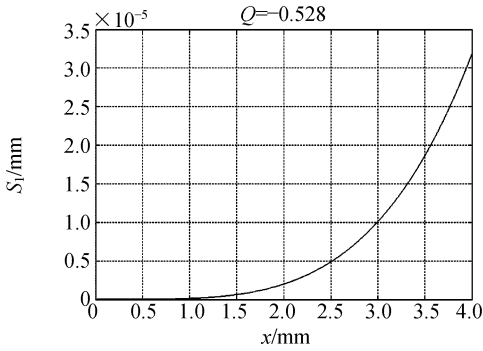


图 2 $Q = -0.528$ 时角膜前表面在径向距离内不同位置的球差 S_1

Fig. 2 Seidel spherical aberration with $Q = -0.528$ and various aperture radius

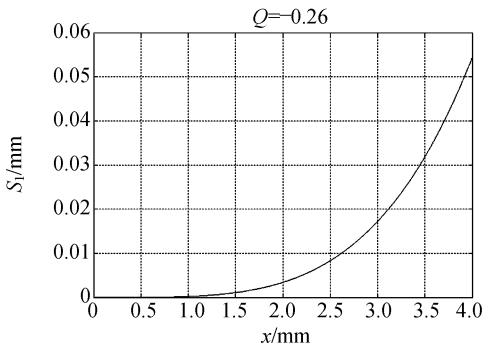


图 3 $Q = -0.26$ 时角膜前表面在径向距离内不同位置的球差 S_1

Fig. 3 Seidel spherical aberration with $Q = -0.26$ and various aperture radius

由以上分析可知, Q 对人眼像差有显著影响, 在 Q 绝对值逐渐增大时, S_1 从正变为负, 在所用模型的条件下(角膜前表面曲率取 7.8 mm , 折射率取 1.376 , 角膜表面为方程 1 所确定的旋转对称二次球面), 在 $Q = -0.528$ 处, 可认为角膜前表面产生的 S_1 为零。这意味着角膜前表面的非球面性可以用于眼屈光系统矫正正像差。当然, 在具体的屈光系统中, Q 不一定要优化为 -0.528 , 还需要考虑到后续屈光系统的像差, 应该通过手术使 Q 修正到一个能使整个眼屈光系统像差最小的值。

3 Q 对屈光手术中单个激光脉冲切削量的影响

3.1 Q 值对透射率的影响

Michael Mrochen 和 Theo Seiler^[6] 取单纯近视, 即角膜表面为球面分析角膜前表面曲率半径对屈光手术的影响。但实际上, 人的角膜都是非球面的, 同时由于准分子激光切削角膜时, 在角膜表面同时存在反射和透射, 在这里先计算 Q 影响下角膜不同位置点的透射率, 根据透射率和作用面积, 在一定的入射激光能量密度下, 计算 Q 对单个激光脉冲切削深度的影响。

根据菲涅耳公式有入射波、反射波和折射波的能量关系^[7]。其中 s 波的反射率 R_s 和透射率 T_s 的表达式为

$$R_s = \frac{\sin^2(\theta_1 - \theta_2)}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2)}, \quad (3)$$

$$T_s = \frac{n_2 \cos \theta_2}{n_1 \cos \theta_1} \frac{4 \sin^2 \theta_2 \cos^2 \theta_1}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2)}. \quad (4)$$

p 波的反射率 R_p 和透射率 T_p 的表达式为:

$$R_p = \frac{\tan^2(\theta_1 - \theta_2)}{\tan^2(\theta_1 + \theta_2)}, \quad (5)$$

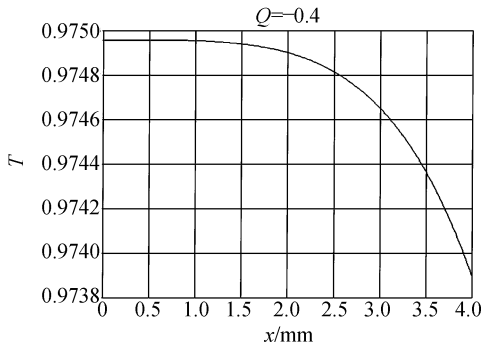
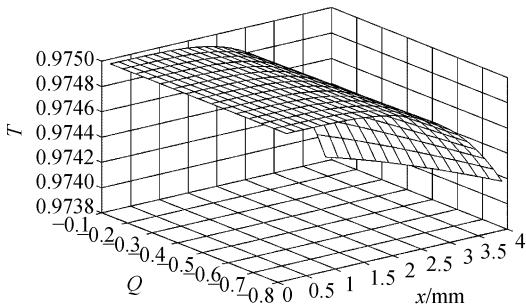
$$T_p = \frac{n_2 \cos \theta_2}{n_1 \cos \theta_1} \frac{4 \sin^2 \theta_2 \cos^2 \theta_1}{\sin^2(\theta_1 + \theta_2) \cos^2(\theta_1 - \theta_2)}. \quad (6)$$

通常遇到的是入射光为自然光的情形, 这时可把自然光分为 s 波和 p 波, 并且它们的能量相等, 等于自然光能量的一半, 则自然光的透射率 T_n 为:

$$T_n = 1 - \frac{1}{2}(R_s + R_p), \quad (7)$$

其中 θ_1 和 θ_2 分别是入射角和折射角。假设入射光与光轴平行入射, 取径向距离为 $0 \sim 4\text{ mm}$, Q 值为 $-0.8 \sim -0.1$ 进行模拟, 下文中 Q 的取值范围都在此区间。图 4 是 $Q = -0.4$ 时得到的透射率曲线。

在图 4 中, 横坐标是径向距离, 纵坐标是透射率。由图 4 可见, 透射率都在 0.97 附近, 角膜边缘的透射率较中心低, 与理论分析相符。在径向距离 4 mm 处, 透射率为 0.9739 , 在角膜中央, 透射率为 0.9754 , 4 mm 处的透射率与角膜中央处透射率相差 0.0011 , 以角膜中央透射率为基准, 相对相差 0.1% , 差别很小。

图 4 $Q = -0.4$ 时,透射率曲线图Fig. 4 Transmission rate with $Q = -0.4$ 图 5 不同 Q 对应的透射率Fig. 5 Transmission rate with various values of Q

针对不同的 Q , 研究在不同径向距离处的透射率, 以径向距离和 Q 作为 X 和 Y 轴, 透射率作为 Z 轴, 其结果见图 5。

在图 5 中, 固定径向距离 4 mm, 当 $Q = -0.1$ 时, 透射率为 0.9738, 当 $Q = -0.4$ 时, 透射率为 0.9739, 当 $Q = -0.8$ 时, 透射率为 0.9742。固定径向距离为其他值, 也有如下结论: 在相同的径向距离处, 在 Q 取 $-0.8 \sim -0.1$ 之间, 若 Q 值绝对值大, 其对应的透射率也大, 但差别不大, 如上面所取的 3 个 Q 值对应的透射率之间相对相差都不到 0.1%。图中清晰的显示, 透射率的不同主要是由径向距离不同而引起, 不同 Q 值对透射率的影响不大, 因为在径向距离为 $0 \sim 4$ mm 之间, Q 值的变化对 θ_1 和 θ_2 几乎没有影响, θ_1 和 θ_2 的变化主要由入射点的位置确定, 而透射率主要是由 θ_1 和 θ_2 决定的。

3.2 Q 对屈光手术中单个激光脉冲切削量的影响

根据上面计算的角膜不同位置的透射率, 具体计算了 Q 对屈光手术中单个激光脉冲切削量

的影响。

临床所用 193 nm 准分子激光一般都是高斯光束, 其采用的小光斑飞点扫描技术^[8]所用光斑直径仅为 0.5 mm, 每个脉冲切削角膜得到的凹坑深度为 0.2 μm , 可认为这个凹坑坡度平缓, 故可认为射光束能量密度均匀分布, 以便计算 Q 对单个激光脉冲切削量的影响。在这部分模拟中计算相对切削量, 以均匀能量密度分布的激光沿与光轴平行入射切削角膜, 取光轴处的切削量为基准, 计算径向距离 4 mm 内, 各点处的切削量与光轴处的切削量之比, 即相对切削量。

计算时, 根据前面计算的 Q 对透射率的影响以及角膜不同位置的作用面积的不同, 计算出实际的能量密度。根据文献^[9], 激光的切削深度和入射激光能量密度的关系为

$$d = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{E_0}{E_{ph}}, \quad (8)$$

其中 d 为切削深度 (μm), E_0 为入射激光能量密度 (mJ/cm^2), E_{ph} 为临界切削能量密度 (阈值), α 为角膜能量吸收系数 (μm^{-1})。

根据公式 8 有相对切削量:

$$D = \frac{\ln E_p - \ln E_{ph}}{\ln E_{00} - \ln E_{ph}}, \quad (9)$$

其中 E_p 为通过折射后, 实际作用到角膜上的能量密度, E_{00} 是实际作用在角膜中心处的能量密度。

角膜吸收系数大约介于 $3.7 \sim 3.99 \mu\text{m}^{-1}$ 之间^[10], 临界切削能量密度为 $40 \sim 60 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ ^[11]。

图 6 用单对数坐标绘制了兔子角膜的切削曲线。图中中心部分和线形部分与公式 (8) 理论吻合很好, 但阈值 E_{ph} 并不像公式 (8) 所预测的那样尖锐, 即当曲线与横轴相交时, 曲线上的斜率趋于零。这个结果也许是由于组织碎块的不均匀所致, 根据碎块的尺寸, 阈值在一个平均阈值 E_{ph} 附近波动。这样, 在对不同碎块取平均后得到了与横轴的相交就不如理论上那样尖锐^[9]。

在本模拟中, 求相对切削深度, 故公式推导过程中角膜吸收系数已消去, 只需考虑临界切削能量密度和入射能量密度。参照临床常用切削参数和文献, 取临界切削能量密度为 $50 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, 入射能量密度分别取为 $80 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, $150 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, $200 \text{ mJ}/\text{cm}^2$, 得到结果如图 7、图 8、图 9。

图 7、图 8、图 9 的 Z 轴均为相对切削深度。

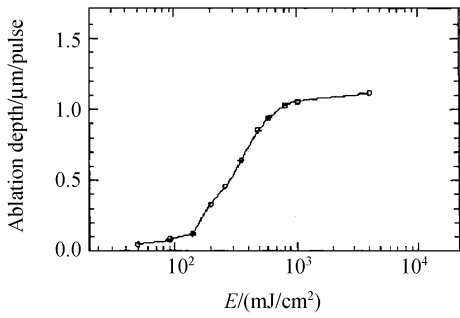


图 6 193 nm 准分子激光切削兔子角膜切削曲线
 Fig. 6 Ablation depth of the rabbit cornea as a function of energy density by 193 nm laser

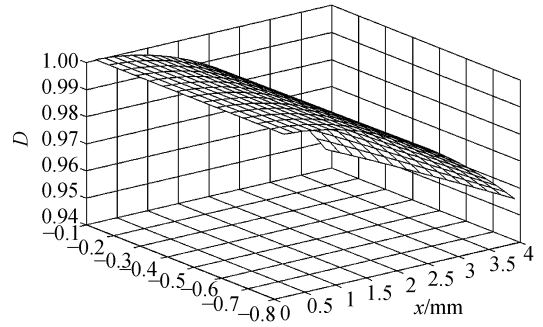


图 9 入射能量密度为 200 mJ/cm² 时的相对切削深度
 Fig. 9 Comparatively ablation depth D with the energy density $E=200 \text{ mJ/cm}^2$

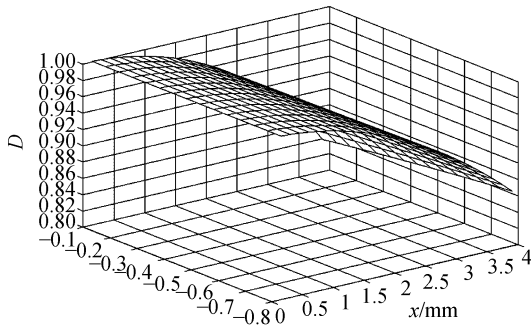


图 7 入射能量密度为 80 mJ/cm² 时的相对切削深度
 Fig. 7 Comparatively ablation depth D with the energy density $E=80 \text{ mJ/cm}^2$

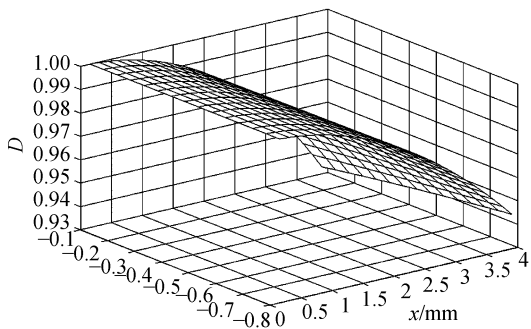


图 8 入射能量密度为 150 mJ/cm² 时的相对切削深度
 Fig. 8 Comparatively ablation depth D with the energy density $E=150 \text{ mJ/cm}^2$

当入射能量密度减小,角膜边缘和角膜中心的切削深度差异增大。

如图 8 中,入射能量密度为 150 mJ/cm^2 ,在角膜边缘径向距离 4 mm 处,当 $Q=-0.1$ 时,相对切削深度为 0.933 0,当 $Q=-0.3$ 时,相对切削深度为 0.936 9,当 $Q=-0.5$ 时,相对切削深度为 0.940 3,当 $Q=-0.6$ 时,相对切削深度为 0.941 9。同样对比图 7 和图 9 可见, Q 绝对值增大时,相对切削深度增大。

固定 $Q=-0.25$,径向距离 4 mm,当入射能量密度为 80 mJ/cm^2 时,相对切削深度为 0.845 3,当入射能量密度为 150 mJ/cm^2 时,相对切削深度为 0.935 9,当入射能量密度为 200 mJ/cm^2 时,相对切削深度为 0.949 5。由图 7、图 8、图 9 也可以看出,入射能量密度减小,相对切削深度也减小,即角膜边缘与角膜中央的切削深度差异增大。

由上面数据可知, Q 绝对值增大时,相对切削深度增大。入射能量密度对相对切削深度也有影响,由于临界能量密度的存在,入射能量密度对相对切削深度的影响大。当入射能量密度在临界能量密度附近时,如入射能量密度为 80 mJ/cm^2 ,阈值取 50 mJ/cm^2 时,角膜边缘的切削深度已较角膜中央切削深度减少近 15%。由上可见,虽然 Q 对透射率的影响不大,但对切削深度的影响大,故在角膜模型中,需要考虑 Q 值对切削深度的影响。

由图 7、图 8、图 9 可知,角膜边缘的切削深度要小于角膜中心的切削深度。当 Q 从 -0.8 变化到 -0.1 时,在角膜同一点处的相对切削深度减小。

4 结 论

本文参照 P. M. Kiely 的论文,取角膜前表面为旋转对称二次曲面,研究其非球面系数 Q 对球差、透射率和切削深度的影响。模拟结果表明 Q 对透射率没有显著影响,但对球差和切削深度有明显影响。在 Q 绝对值逐渐增大时,球差 S_1 由正变为负,在 $Q = -0.528$ 处,可以认为角膜前表面产生的 S_1 为零。 Q 绝对值增大时,相对切削深

度增大,即角膜边缘与角膜中央切削深度差异减小。当入射能量密度在临界能量密度附近时,如入射能量密度为 80 mJ/cm^2 ,阈值取 50 mJ/cm^2 时,角膜边缘的切削深度已较角膜中央切削深度减少近 15%。在屈光手术中,需要精确改变角膜前表面的曲率,特别在未来波前像差引导的屈光手术中,对角膜面型的切削要求更加精确,故在建立切削模型的时候,需要考虑非球面系数 Q 的影响以便能够切削到所需的精确面型。

参考文献:

- [1] KIELY P M, SMITH G, CARNEY L G. The mean shape of the human cornea[J]. *Opt. Acta*, 1982, 29:1027-1040.
- [2] 张运海, 沈建新, 廖文和. 准分子激光矫正复性近视散光的屈光学机理及应用[J]. *光学精密工程*, 2003, 11 (3): 291-295.
ZHANG Y H, SHEN J X, LIAO W H. Use of excimer to correct compound myopic astigmatism[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2003, 11 (3): 291-295. (in Chinese)
- [3] 张运海, 廖文和, 沈建新, 等. 波前像差引导的激光眼屈光手术中角膜切削模型[J]. *东南大学学报*, 2004, 34(5): 585-588.
ZHANG Y H, LIAO W H, SHEN J X, et al.. Mathematical models for wavefront-guided refractive corneal surgery[J]. *J. Southeast Univ. (Natural Science Edition)*, 2004, 34(5): 585-588. (in Chinese)
- [4] KASPRZAK H T. Distribution of curvature of 3D nonrotational surfaces approximating the corneal topography[J]. *Ophthalm. Meas. Optom.*, 1998, 3579:122-132.
- [5] REN Q, KEATES R H. Laser refractive surgery: a review and current status[J]. *Optical Engineering*, 1995, 34 (3): 642-660.
- [6] MROCHEN M, SEILER T. Influence of corneal curvature on calculation of ablation patterns used in photorefractive laser surgery[J]. *J Refract Surg.*, 2001, 17: 584-587.
- [7] 梁铨廷. 物理光学[M]. 机械工业出版社, 1987.
LIANG Q T. *Physical optics*[M]. Machine Industrial Publisher, 1987. (in Chinese)
- [8] 叶寒, 廖文和, 沈建新. 波前像差引导的角膜切削模型及实现技术的研究[J]. *光学精密工程*, 2004, 12(1): 31-36.
YE H, LIAO W H, SHEN J X. Wave-front guided ablation on cornea[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2004, 12 (1): 31-36. (in Chinese)
- [9] NIEMZ M H 著, 张镇西译. 激光与生物组织的相互作用—原理与应用[M]. 成都: 西安交通大学出版社, 1999: 68-81.
NIEMZ M H, translated by ZHANG Z X. *Laser-tissue interactions: fundamentals and applications*[M]. Cheng-Du: Xi'an Jiaotong Univeristy Publisher, 1996: 68-81. (in Chinese)
- [10] PETTIT G H, EDIGER M N. Corneal-tissue absorption coefficients for 193 nm and 213 nm ultraviolet radiation [J]. *Appl. Opt.*, 1996, 35(19): 3386-3391.
- [11] PETTIT G H, EDIGER M H, WEIBLINGER R P. Excimer laser ablation of the cornea[J]. *Opt. Eng.*, 1995, 34 (3): 661-667.

作者简介: 周传清(1971—), 男, 浙江温州人, 在读博士生, 主要研究方向为视觉光学与眼科新技术, E-mail: zhoucg@sjtu.edu.cn