

文章编号: 0253-2239(2010)06-1755-06

切削偏心对常规屈光手术后波前像差的影响

方利华^{1,2} 何兴道^{1*} 王 雁³ 龚勇清¹

(¹ 南昌航空大学无损检测技术教育部重点实验室, 江西 南昌 330063
² 南开大学现代光学研究所, 天津 300071; ³ 天津医科大学天津眼科医院眼科研究所, 天津 300020)

摘要 基于屈光手术的角膜切削模型和临床测量的波前像差数据, 分析了矫正近视散光的常规屈光手术中切削偏心对波前像差的影响。结果表明, 切削偏心主要会引起彗差的增大, 引入彗差与偏心程度成线性关系, 与被矫正的近视散光的屈光度也近似成线性关系。3~5阶像差中, 除彗差以外的其它高阶像差并不会随着切削偏心的增大而显著增大。屈光手术后高阶像差的增大主要是切削偏心、激光斜入射和角膜愈合反应等多重因素导致的。

关键词 医用光学与生物技术; 视光学; 切削偏心; 波前像差

中图分类号 O435.2 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS20103006.1755

Influence of Treatment Decentration on Wave-Front Aberration in Conventional Laser Refractive Surgery

Fang Lihua^{1,2} He Xingdao¹ Wang Yan³ Gong Yongqing¹

¹ Key Laboratory of Nondestructive Test, Ministry of Education, Nanchang Hangkong University, Nanchang, Jiangxi 330063, China
² Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China
³ Tianjin Eye Hospital & Eye Institute, Tianjin Medical University, Tianjin 300020, China

Abstract Based on the excimer laser cornea correction mathematical model and the clinical wave-front aberration data, the influence of treatment decentration on wave-front aberration in conventional laser refractive surgery is studied. The result reveals that treatment decentration may induce the distinct increase of coma. The induced coma is nearly proportional to the treatment decentration and the corrected refraction. But other Zernike coefficients except for coma from third- to fifth-order aberrations approximatively maintain constant with the increase of treatment decentration. The increase of higher-order aberrations after refractive surgery may be attributed to the treatment decentration, the effect of oblique incidence of laser spot and the effect of biological response of the cornea.

Key words medical optics and biotechnology; visual optics; treatment decentration; wave-front aberration

1 引 言

目前准分子激光视力矫正手术已成为视觉矫正近视、远视和散光的常用方法之一。它通过改变角膜表面曲率达到矫正视力的目的, 如使角膜变的更平时可以矫正近视, 而使角膜变的更陡峭时可以矫正远视。临床结果已经表明手术后的绝大部分病人都能达到所要求的视锐度和屈光度。

根据波前光学, 人眼像差分为低阶像差和高阶像差, 通常情况下, 低阶像差由于在像差结构中占有绝对比例, 因此它对视功能的影响要高于高阶像差, 传统的视觉矫正目标就是矫正这些低阶像差, 即离焦和散光。常规的准分子激光屈光矫正技术是基于临床测得的屈光状态, 根据相应的数学模型, 把需要的矫正离焦和散光度转换成在角膜手术范围内的角

收稿日期: 2009-06-15; 收到修改稿日期: 2009-08-18

基金项目: 国家自然科学基金(60777011)、江西省教育厅科技项目(08228)资助课题。

作者简介: 方利华(1971-), 男, 副教授, 主要研究方向为人眼波前像差。E-mail: fanglh71@126.com

* 通信联系人。E-mail: hxd630812@126.com

膜切削量。实际上,数学模型的拟合误差往往影响手术后的人眼光学质量,因此屈光不正程度与角膜切削量之间的数学模型是屈光手术的关键问题。Chang 等研究了角膜切削深度与 Munnerlyn 公式的关系^[1],沈建新等提出了计算矫正近视、远视、散光、复性近视和远视的角膜切削模型^[2]。但是,这些切削模型在矫正人眼低阶像差时从理论上引入什么像差,作者没有作出进一步的分析。

另外,患者接受角膜屈光手术时处于卧位,而在术前检查时是处于坐位,从坐位转为卧位,其眼球会发生旋转^[3],而且由于手术和检查时的光线强度不一致,瞳孔大小发生变化,瞳孔中心发生移位而导致角膜切削偏心。同时,病人的配合程度和角膜瓣的制作和复位情况也会引起角膜切削偏心。切削偏心使得角膜实际切削的区域与角膜理想切削的区域不一致^[4, 5],从而使得屈光手术在矫正低阶像差离焦和散光的同时引起术后高阶像差的增大,降低了人眼的视功能^[6, 7]。理论上,角膜实际切削的矫正像差可以通过理想矫正像差的平移与旋转来实现^[8]。Guirao 等从理论上通过泽尼克系数变换研究了平移和旋转对像差矫正的影响^[9]。

Munnerlyn 公式和沈建新等提出的角膜切削模型都是解决被矫正像差与角膜切削深度之间的关系。但是,在角膜切削偏心的情况下,这些切削模型会引入什么泽尼克像差以及像差的大小与偏心程度的关系尚未有报道。本文正是基于常规屈光手术角

膜切削模型,分析切削区域旋转和平移后引入的像差大小与屈光不正程度、偏心程度的关系。分析结果表明:切削偏心主要引起彗差的增大,彗差随着偏心量的增大而增大。因此一个视觉矫正方法的有效性必须设计减小切削偏心程度或者光学质量对典型的临床偏心量相对不受影响。

2 方 法

2.1 对 象

在该研究中,从屈光手术患者中选择了 3 个近视眼患者的右眼,这些眼除屈光不正以外无其它眼疾,它们的手术光学区都为 6.5 mm。这三只眼的基本数据如表 1 所示,(其中 DS 表示球径,DC 表示柱径)。利用 VISX 公司的波前传感系统测量了被测者右眼的手术前和手术后的波前像差。波前像差表示成一个 6 阶的泽尼克多项式,波前像差直径为 6 mm。每只眼至少测量三次,选择出结果相近的两组数据平均后作为测量的波前像差数据。

因角膜地形图能够直观、客观地对角膜激光切削中心相对于瞳孔中心的偏移做出精确的测量,因此可以通过 ObScan-II 角膜地形图系统测量屈光手术后的角膜切削偏心^[10]。偏心测量是对屈光手术后的切线角膜地形图进行分析,以瞳孔中心作为参考原点,定出切削边缘多点的坐标。测出切削边缘点到瞳孔中心的距离得到切削中心的坐标,从而得到切削偏心的水平分量 Δx 和垂直分量 Δy 。

表 1 三只术后人眼的基本数据

Table 1 Basic data for three postoperative eyes

| Eye number | Diopter /D | Optical zone | Ablate depth | Operative procedure | Decentration | Decentration |
|------------|--------------------|--------------|--------------|---------------------|----------------|----------------|
| | | /mm | /μm | | Δx /mm | Δy /mm |
| A | -4 DS | 6.5 | 65 | LASIK | 0 | 0.18 |
| B | -4DS-0.5DC×20 | 6.5 | 70 | PRK | -0.31 | -1.19 |
| C | -4.75DS -1.0DC×175 | 6.5 | 83 | LASIK | -0.17 | 0.50 |

2.2 常规屈光手术角膜切削模型

如果假设角膜为几何球形,全眼的屈光不正只有近视或者远视,根据 Munnerlyn 方程,近视矫正的角膜消融深度为

$$l(r) = \sqrt{R_1^2 - r^2} - \sqrt{R_f^2 - r^2} + \sqrt{R_f^2 - (S/2)^2} - \sqrt{R_1^2 - (S/2)^2}, \quad (1)$$

式中 R_1 为矫正前的角膜前表面的曲率半径, R_f 为矫正后的曲率半径, S 为切削范围的直径。 R_f 由下式给定:

$$R_f = \frac{1000(n-1)R_1}{(n-1) + D_s R_1}, \quad (2)$$

式中 D_s 为被矫正的近视或远视屈光度。

然而,严格地讲,人眼的屈光系统均包含散光成分,即角膜前表面各子午线曲率半径不同,角膜前表面有一条曲率半径最小的子午线(主子午线 1),其屈光力最大,而与此子午线垂直的另一条子午线的曲率半径最大(主子午线 2),其屈光力最小。因此,角膜前表面可以等效为在 2 个主子午线上具有不同曲率半径的曲面,如图 1 所示。

人眼最常见的屈光不正是同时具有近视和散光屈光度,即近视散光。屈光手术后,最终的角膜形状看成是一个球面的一部分,则散光近视矫正的角膜切削深度如图 2 所示。

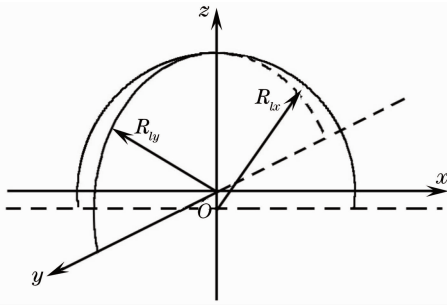


图 1 角膜前表面的主子午线曲率半径
Fig.1 Curvature radius of principal meridian for anterior corneal surface

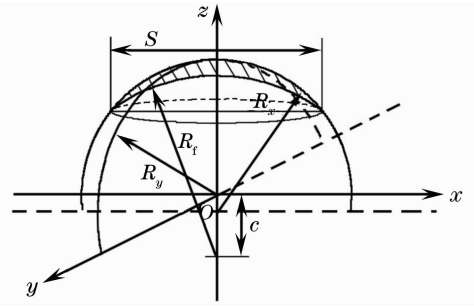


图 2 近视散光角膜切削后的形状和任意位置的切削量
Fig.2 Corneal shape and tissue ablation depth after laser refractive surgery

$$l(x,y) = \sqrt{(\sqrt{R_x^2 - x^2} + R_y - R_x)^2 - y^2} - \sqrt{R_t^2 - x^2 - y^2} + \sqrt{R_t^2 - (S/2)^2} + R_x - R_y - \sqrt{R_x^2 - (S/2)^2}, \quad (3)$$

式中 R_x 和 R_y 为矫正前的角膜在 2 个主子午线上的曲率半径, R_t 矫正后球面的曲率半径, S 为 x 轴向的切削范围的直径。

实际应用中, 根据角膜地形图仪测出患者的角膜 K 值(用 D_k 表示), 验光矫正镜片值(球镜度 D_s 、散光度 D_c 、散光角 α) 计算得出个体化人眼的 R_x, R_y 和 R_t 。

如对于散光近视眼($D_s < 0, D_c < 0$), 有

$$R_x = \frac{1000(n-1)}{D_k + 0.5D_c}, R_y = \frac{1000(n-1)}{D_k - 0.5D_c}, R_t = \frac{1000(n-1)}{(D_k + 0.5D_c + D_s)}, \quad (4)$$

式中 n 为角膜折射率, 通常取 1.376。

2.3 波前平移和旋转

当切削轮廓与实际人眼的像差不重合时, 即实际矫正的像差与理想矫正的像差相比可能存在平移和旋转, 如图 3 所示。理想矫正的像差范围如坐标系 XOY 中的圆域, 而实际矫正的像差范围为坐标系 $X'O'Y'$ 中的圆域。因此, 要得到实际矫正的像差在坐标系 XOY 中的像差表示, 可以通过理想矫正像差的平移和旋转变换得到。变换后的泽尼克像差^[11]表示为

$$W_d = \sum_{n, \pm m} C_n^{\pm m} Z_n^{\pm m}. \quad (5)$$

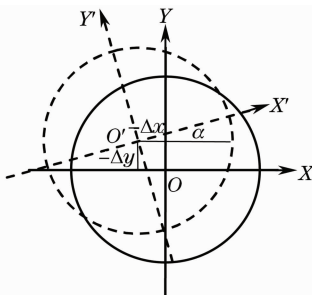


图 3 平移和旋转的坐标变换

Fig.3 Coordinate transformation of translation and rotation

根据图 3 中两个坐标系的关系, 引入坐标变换为

$$\begin{aligned} x' &= (x - \Delta x) \cos \alpha + (y - \Delta y) \sin \alpha, \\ y' &= (y - \Delta y) \cos \alpha - (x - \Delta x) \sin \alpha, \end{aligned} \quad (6)$$

式中 α 为旋转角, $\Delta x, \Delta y$ 是沿着 x 和 y 轴的平移距离。

新的泽尼克像差系数 C_i 通过矩阵相乘能从原有的系数 a_k 得到分析表达式:

$$C_i = \sum_{j,k} T_{ij} R_{jk} a_k, \quad (7)$$

式中 T 和 R 分别为旋转和转换的平移矩阵。

2.4 偏心矫正后引入的波前像差

常规屈光手术理想矫正的像差可由临床测得的近视散光屈光度和角膜切削模型计算在角膜手术范围内的角膜切削深度。通过曲面拟合, 根据角膜的折射率把切削深度转化为理想矫正的像差 W_i , 通过波前像差旋转和平移来模拟实际矫正的像差 W_d 。矫正后引入的波前像差可以表示为

$$W_r(x,y) = W_i(x,y) + W_d(x,y) = \sum_{i=1}^M a_i Z_i(x,y) - \sum_{i=1}^M C_i Z_i(x,y), \quad (8)$$

式中 a_i 为理想矫正的泽尼克波前像差系数。 C_i 为平移和旋转后的像差系数。

由(7)和(8)式可得, 引入的波前像差可表示为

$$W_r = \sum_{i=1}^M (1 - T_{ij} R_{jk}) a_i Z_i(x, y). \quad (9)$$

3 结 果

3.1 矫正单纯性近视引入的像差

根据单纯性近视角膜切削模型计算得到在手术范围内的角膜切削量,转换成角膜切削深度,经波面拟合得到理想的矫正像差。通过波前像差旋转和平移来模拟角膜切削时瞳孔中心平移和眼球旋转形成的实际矫正的像差。矫正后的引入像差为理想矫正像差与实际矫正像差之差。由于离焦像差具有旋转对称性,在矫正单纯性近视时眼球旋转并不会引入其

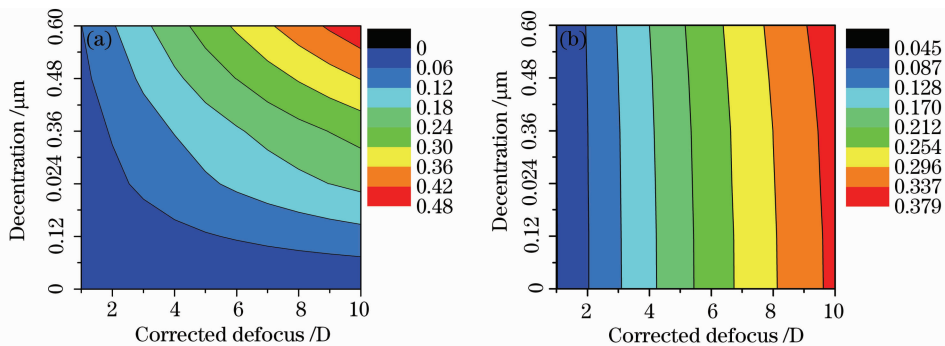


图 4 矫正单纯性近视时引入的(a)彗差($C_3^{-3} + C_3^3$)和(b)球差(C_4^0)的等高线图

Fig. 4 Contour maps of the induced (a) coma ($C_3^{-3} + C_3^3$) and (b) spherical aberration (C_4^0) for correcting pure myopia

从图 4(a)中可以看出,引入的彗差随着被矫正的屈光度的增加而线性增大,同时还随着偏心程度的增大而线性增大。从图 4(b)中可以看出,引入的球差随着矫正的屈光度的增加而线性增加,但是随着偏心程度的增大,球差几乎没有发生变化。因此像差矫正时的偏心并不会引起球差的增大,但是理论上随着矫正近视度数增大,手术后的球差也随着增大。进一步分析结果还表明,5 阶和 6 阶像差都不会随着被矫正的屈光度的增加和偏心程度的增大而产生显著的变化。

3.2 矫正近视散光引入的像差

临床上,大多数近视眼存在近视性屈光不正的同时,还包括一定的散光性屈光不正。根据近视散光角膜切削模型计算得到在手术范围内的角膜切削量,同样模拟角膜切削偏心时的实际矫正的像差。引入像差即为理想矫正像差与实际矫正像差之差。计算结果表明,引入像差中的高阶像差不随眼球旋转角度的变化而变化,因此图 5 只显示了引入像差中的 3 阶和 4 阶像差随像差在 x 方向平移量变化关系,图中 A 为近视散光度 $-5.0DS - 2.0DC \times 60^\circ$, B

它高阶像差,所以这里只研究引入的高阶像差与瞳孔中心平移量和拟矫正的屈光度的关系。分析结果表明,引入的像差主要表现为彗差和球差,引入的三叶草($C_3^{-3} + C_3^3$)和次阶散光($C_4^{-2} + C_4^2$)可忽略[均方根(RMS)值 $f_{RMS} < 0.01 \mu m$];引入的四叶草($C_4^{-4} + C_4^4$)随着被矫正的近视度数的增大而增大,但数值也较小,RMS 值范围为 $0.01 \sim 0.1 \mu m$ 。因此图 4 只显示了角膜切削范围为 6 mm 矫正单纯性近视时,引入像差中的彗差($C_3^{-1} + C_3^1$)和球差(C_4^0)随被矫正的近视度数和像差在 x 方向平移量变化的等高线图,其中图 4(a)为彗差,图 4(b)为球差。

为近视散光度 $-7.5DS - 1.5DC \times 180^\circ$ 。图 6 显示了对应的引入像差中的散光随像差在 x 方向平移量和旋转变化的等高线图。

从图 5 中可以看出,引入的彗差与偏心程度成线性关系,偏心越大,引入的彗差越大。引入的球差与拟矫正的离焦和散光有关,拟矫正的屈光度越大,引入的球差也越大。在 3 和 4 阶中的其它像差项都与偏心程度无关,它们的 RMS 值都小于 $0.1 \mu m$ 。

从图 6 中可以看出,引入像差中的散光大小与眼球旋转和偏心都有关系。随着偏心量的增大,引入的散光可能变大(如图 A),也可能变小(如图 B)。而眼球旋转角度越大,引入散光也越大。如在 A 图中,在无平移的情况下,眼球旋转角度为 $0^\circ, 2^\circ, 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$ 时,引入的散光分别为 $0.17, 0.22, 0.32, 0.44, 0.56, 0.69 \mu m$,而在 B 图中,在无平移的情况下,眼球旋转角度为 $0^\circ, 2^\circ, 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$ 时,引入的散光分别为 $0.13, 0.16, 0.24, 0.33, 0.42, 0.52 \mu m$ 。结果还表明,引入散光与拟矫正的散光有关,拟矫正的散光越大,引入的散光越大。

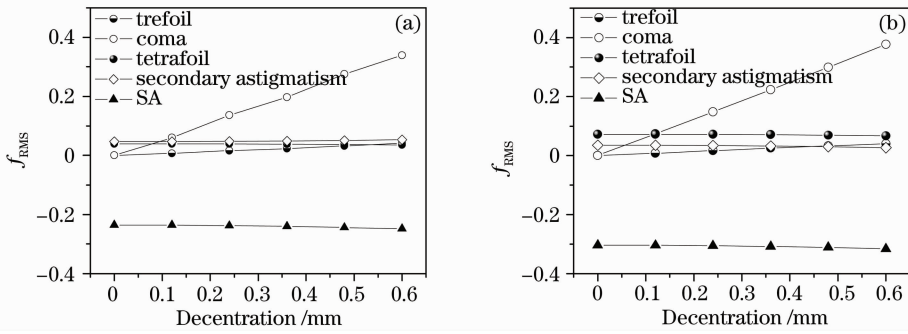


图 5 矫正近视散光时引入 3 阶和 4 阶像差随偏心量的变化

Fig. 5 Residual third-and fourth-order aberrations versus decentration for correcting myopic astigmatism

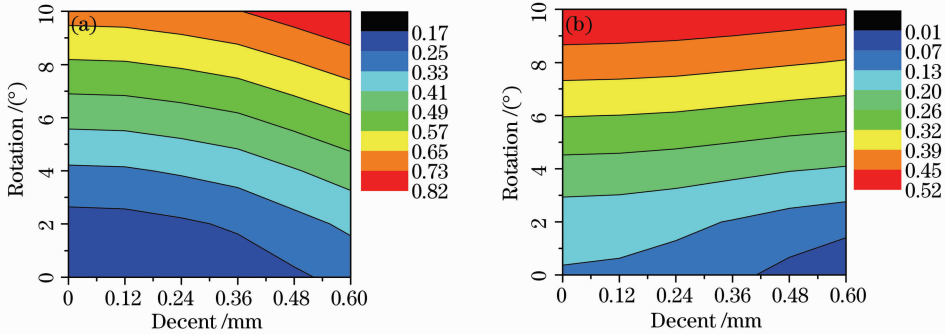


图 6 矫正近视散光时引入散光的等高线图。(a)对于-5.0DS-2.0DCx60°; (b)对于-7.5DS-1.5DCx180°

Fig. 6 Contour maps of the induced astigmatism for correcting myopic astigmatism. (a) for -5.0DS-2.0DCx60°; (b) for -7.5DS-1.5DCx180°

3.3 临床数据分析

图 7 显示了 3 只近视散光眼临床测量的屈光手术前后和理论预测的泽尼克像差。这 3 只眼的屈光度、屈光手术时的光学区直径、切削深度和由角膜地

形图测得的切削偏心量如表 1 所示。预测的像差是由手术前的像差减去实际矫正的像差计算得到。图中对于每一项泽尼克像差同时表示出了屈光手术前、屈光手术后和预测的泽尼克像差系数。

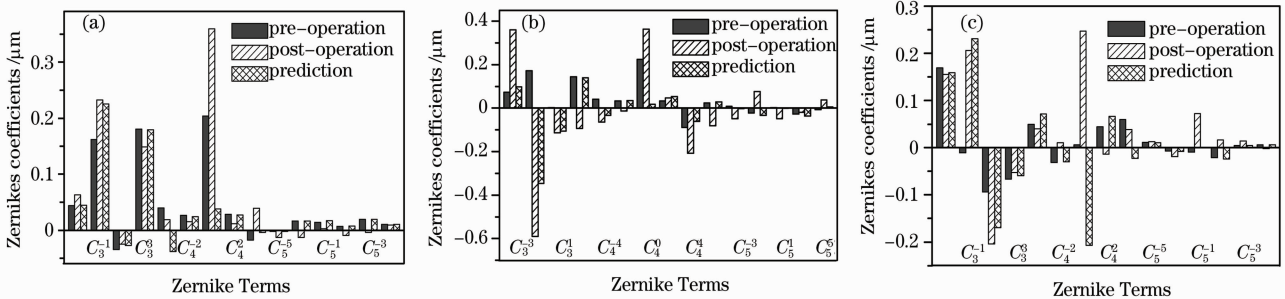


图 7 三只近视散光眼的术前、术后和预测的 3~5 阶泽尼克像差系数

Fig. 7 From third-to fifth-orders Zernike coefficients distributions for pre-operation, post-operation and prediction of three myopic astigmatism eyes

从图中可以看出,预测彗差与术后的彗差相近,但存在一定差异。术后的球差与切削模型预测的球差存在较大的差异。除球差和彗差以外的其它高阶像差术前的系数与预测的系数基本相近,说明基于角膜切削模型在偏心切削时也不会引入较大的这些高阶像差。但是,实际测得的这些高阶像差和预测值之间存在一定的差异。

4 讨 论

偏心切削是影响屈光手术后人眼视功能的主要因素。理论上最佳的切削位置是,切削中心与瞳孔中心相吻合。但在临床上,由于准分子激光角膜屈光手术技术方面对准技术和眼位跟踪技术的不完善,患者在治疗过程中的配合程度等情况,常会出现切削中心偏离瞳孔中心。临床上,偏心量较大的切

削可引起眩光、光晕及最佳矫正视力的下降和对比敏感度的下降等。

理论分析和临床数据分析都表明,偏心切削会产生明显地的彗差。这是因为偏心切削在角膜表面形成旁轴屈光系统,因此对于整个人眼的屈光系统来说,也就不可避免地产生较大的高阶像差,特别是彗差。

实测得到的屈光手术后人眼高阶像差的增大最明显地表现为球差的增大^[12]。而通过角膜切削模型预测得到的球差与实测的结果存在明显的差异。这说明切削模型并没有引入球差。研究表明,球差的增大主要是由于激光切削时的斜入射而导致切削边缘部分的切削量小于理论的切削量^[13]以及角膜的生物学愈合反应而引起的球差^[14]。临床上,准分子激光角膜切削系统可以通过调节切削时的 Q 值来减小角膜屈光手术后球差。

除球差和彗差以外的屈光手术后的高阶像差与相应预测得到的像差存在差异的原因主要由于以下几个方面:人眼波前像差是动态的,实际每次测量的结果都存在差异;手术中角膜瓣的制作;准分子激光治疗系统的拟合误差、跟踪误差和激光束能量的涨落等^[15]。在大瞳孔的情况下,手术时的过渡区也会引入明显的高阶像差。

因此,为了达到更好的手术效果,临床医生丰富的屈光手术经验、角膜瓣的精心制作和精确复位,同时发展更先进的对准瞳孔中心技术和眼球跟踪技术来保证切削时不发生明显偏心。另外,角膜愈合也会引入一定的高阶像差,因此发展新手术方式减小角膜的创伤,尽量减小由于伤口愈合引起的高阶像差的增大。

5 结 论

基于角膜切削模型的理论分析结果表明,偏心切削主要引起彗差的增大,而且引入的彗差与偏心程度成线性关系,同时引入彗差的大小还决定于被矫正的近视散光的屈光度。引入的球差只与被矫正的近视散光度数有关,随着偏心程度的增大而球差近似保持不变。3~5 阶像差中,除彗差和球差以外的高阶像差并不会随着旋转和偏心的增大而显著增大,说明角膜切削模型不会引起这些高阶像差的显著增大。临床数据的分析结果表明,通过切削偏心量的测量,能够粗略预测屈光手术后的彗差。实际测得的高阶像差和预测值之间存在一定的差异说明手术后高阶像差的增大是由于多种因素引起的。

参 考 文 献

- 1 A. W. Chang, A. C. Tsang, J. E. Contreras *et al.*. Corneal tissue ablation depth and the Munnerlyn formula[J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2003, **29**(6): 1204~10
- 2 Shen Jianxin, Zhang Yunhai, Liao Wenhe. Mathematical model based corneal toric surface for excimer laser refractive surgery [J]. *J. Southeast University (Natural Science Edition)*, 2006, **36**(4): 531~536
沈建新, 张运海, 廖文和. 基于复曲面的准分子激光屈光矫正计算模型 [J]. *东南大学学报(自然科学版)*, 2006, **36**(4): 531~536
- 3 J. Schwiegerling, R. W. Snyder. Eye movement during laser in situ keratomileusis [J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2000, **26**(3): 345~351
- 4 J. Bühren, G. Yoon, S. Kenner *et al.*. The effect of optical zone decentration on lower and higher-order aberrations after photorefractive keratectomy in a cat model[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2007, **48**(12): 5806~5814
- 5 J. Porter, G. Yoon, S. MacRae *et al.*. Surgeon offsets and dynamic eye movements in laser refractive surgery [J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2005, **31**(11): 2058~66
- 6 Wang Yang, Wang Zhaoqi, Guo Huanqing *et al.*. Impact of higher-order wavefront aberrations of human eyes on vision performance[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(11): 1519~1525
王 杨, 王肇圻, 郭欢庆 等. 人眼的高级像差对视功能的影响 [J]. *光学学报*, 2005, **25**(11): 1519~1525
- 7 Fang Lihua, Wang Zhaoqi, Wang Wei *et al.*. The influence of wavefront aberration of single zernike modes on optical quality of human eyes[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11): 1721~1726
方利华, 王肇圻, 王 伟 等. 泽尼克各项像差对人眼光学质量的影响 [J]. *光学学报*, 2006, **26**(11): 1721~1726
- 8 Zhao Haoxing, Xu Bing. Position tolerance analysis for wavefront aberrations correction of human eyes[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 949~954
赵豪欣, 许 冰. 矫正器平移和旋转对人眼高阶像差矫正的容限分析 [J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 949~954
- 9 A. Guirao, D. R. Williams, I. G. Cox. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations[J]. *J. of the Optical Society of America A, Optics, Image Science*, 2001, **18**(5): 1003~1015
- 10 P. Vinciguerra, A. Randazzo, E. Albe *et al.*. Tangential topography corneal map to diagnose laser treatment decentration [J]. *J. Refractive Surgery*, 2007, **23**(9): S1057~S1064
- 11 L. N. Thibos, R. A. Applegate, J. T. Schwiegerling *et al.*. Standards for reporting the optical aberrations of eyes[J]. *J. Refractive Surgery*, 2002, **18**(5): S652~S660
- 12 Y. Wang, K. X. Zhao, J. C. He *et al.*. Ocular higher-order aberrations features analysis after corneal refractive surgery[J]. *Chinese Med. J-Peking*, 2007, **120**(4): 269~273
- 13 Liu Yongji, Wang Zhaoqi, Lü You *et al.*. Effects of the reflection losses and nonnormal incidence of laser on the eye's visual quality after refractive procedure on a cornea [J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(7): 1101~1104
刘永基, 王肇圻, 吕 尤 等. 激光斜入射和反射对角膜屈光手术后人眼成像质量的影响 [J]. *中国激光*, 2008, **35**(7): 1101~1104
- 14 G. Yoon, S. Macrae, D. R. Williams *et al.*. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery[J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2005, **31**(1): 127~135
- 15 G. M. Dai, E. Gross, J. Liang. System performance evaluation of refractive surgical lasers: a mathematical approach[J]. *Appl. Optics*, 2006, **45**(9): 2124~2134