

复曲面人工晶状体个体化模型眼成像质量的优化

张斌 刘丹岩 杜颖华 郭从容 马景学 刘晓丽

050000 石家庄,河北医科大学第二医院眼科

通信作者:刘丹岩,Email:liudanyan@sina.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2016.04.014

【摘要】 **背景** 复曲面人工晶状体(IOL)植入术后术眼的视觉质量受陡峭轴和平坦轴放大率的差异、散光残留及角膜个体球差等因素的影响,通过矫正复曲面 IOL 的球差是否能有效提高其对患者个体的成像质量是值得研究的问题。**目的** 采集患者眼部解剖参数,利用 Zemax 光学设计软件建立个体化模型眼,研究不同球差的 Toric IOL 植入后的视觉质量,即不同空间频率的对比敏感度(CSF)。**方法** 采用前瞻性研究设计。连续纳入 2012 年 8 月至 2013 年 10 月于河北医科大学第二医院眼科拟行白内障超声乳化手术的白内障患者 45 例 45 眼,应用 Pentacam 测量患眼角膜地形图参数,包括角膜前后表面高度、角膜厚度、角膜前表面散光平坦轴和陡峭轴曲率半径、屈光度以及角膜后表面曲率半径,然后应用 Matlab 4.5 数学计算软件并使用 Toric 面型公式 1 描述角膜散光,用非球面状态设置角膜前表面散光模型和角膜后表面模型,根据 Holladay I 公式计算 Toric IOL 在眼中的有效位置,采用 Zemax 光学设计软件构建个体化模型眼。根据调制传递函数神经传递函数值分别测定强光环境(300 Td)下瞳孔直径为 3 mm 以及暗光环境(0.3 ~ 1.0 Td)下瞳孔直径为 5 mm 时不同球面 Toric IOL 在各空间频率的对比敏感度(CSF)。**结果** 个体化模型眼与受检眼 Pentacam 测定的角膜散光度分别为(1.51±0.36)D 和(1.49±0.37)D,散光轴向分别为(101.5±59.8)°和(101.9±58.5)°,差异均无统计学意义($t=0.886, 0.652$, 均 $P>0.05$);Bland-Altman 检验显示个体化模型眼与受检眼 Pentacam 测定的角膜散光度和轴向具有较好的一致性。强光和暗光环境下非球面不同球差 Toric IOL 模型眼在 1.5、3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 空间频率条件下 LogCSF 值均高于球面 IOL 模型眼,非球面球差为 -0.13 μm 和 -0.26 μm Toric IOL 模型眼在各空间频率条件下 LogCSF 值均明显高于 0 μm 球差 Toric IOL 模型眼,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$)。**结论** 本研究中依据白内障患者眼部解剖参数,利用 Zemax 光学设计软件成功建立了精确的个体化角膜散光模型,表明非球面 Toric IOL 能消除角膜球差,提高模型眼的视觉质量。

【关键词】 人工晶状体; 散光; 波前像差; 角膜地形图/方法; 三维成像/方法; 模型; 算法; 计算机模拟; 对比敏感度

Optimization of optical performance of biconvex Toric intraocular lens using a customized vision model

Zhang Bin, Liu Danyan, Du Yinghua, Guo Congrong, Ma Jingxue, Liu Xiaoli

Department of Ophthalmology, Second Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050000, China

Corresponding author: Liu Danyan, Email: liudanyan@sina.com

[Abstract] **Background** The optic quality of Toric intraocular lens (IOL)-implanted eye is affected by the residual astigmatism and individual difference of corneal spherical aberration and different magnification from steep and flat axis refraction. Whether correcting Toric IOL spherical aberration can effectively improve the image quality of individual patient is a question to be studied. **Objective** This study attempted to collect eye parameters of cataract patients to reconstruct the customized vision model by using Zemax optical software, and to evaluate the image performance with different Toric IOL spherical aberration. **Methods** A prospective study was performed. Forty-five eyes of 45 cataract patients were included in Second Hospital of Hebei Medical University from August 2012 to October 2013. Several relevant parameters were measured by Pentacam, including anterior and posterior surface height of cornea, corneal thickness, curvature radius of flat and steep meridians of anterior surface astigmatism, refractive diopter and curvature radius of posterior surface. The astigmatism of anterior and posterior corneal surface was

described by Matlab 4.5 software. Corneal astigmatism model were set as aspheric state, and the effective position of Toric IOL was calculated using Holladay I formula. Customized individual model eyes were constructed by Zemax software. The contrast sensitivity function (CSF) of different spherical Toric IOLs at different spatial frequencies were calculated and compared between 300 Td light environment with 3 mm pupil diameter (photopia light) and 0.3-1.0 Td light environment with 5 mm pupil diameter (mesopia light). This study was approved by Second Hospital of Hebei Medical University ethics committee, all the patients signed the informed consent. **Results** The mean astigmatism power was (1.51±0.36) D and (1.49±0.37) D, and the mean astigmatism meridian was (101.5±59.8)° and (101.9±58.5)° in the model eyes and cataract eyes, respectively, without significant differences between them ($t=0.886, 0.652$; both at $P>0.05$). Bland-Altman test showed a good agreement in astigmatism power and astigmatism meridian between model eyes and cataract eyes. The LogCSF values at 1.5, 3.0, 6.0, 12.0 and 18.0 c/d spatial frequencies were significantly higher in the aspherical Toric IOL model eyes than those in the spherical Toric IOL model eyes, and the LogCSF values at various spatial frequencies were significantly higher in the Toric IOLs with spherical aberrations of -0.13 μm and -0.26 μm than those in the zero spherical aberrations in both photopia light and mesopia light (all at $P<0.05$). **Conclusions** A precise corneal astigmatism model based on cornea high data of cataract eyes was successfully constructed through special formulas with Zemax software. Aspherical Toric IOL can compensate for spherical aberration of cornea and enhance the optic quality in individual model eye.

[Key words] Lens, artificial; Astigmatism; Wavefront aberration; Corneal topography/methods; Imaging, three-dimensional/methods; Model; Algorithms; Computer simulation; Contrast sensitive function

复曲面人工晶状体 (intraocular lens, IOL) 植入矫正角膜散光可使患者获得更好的视力, 但柱镜屈光度矫正后陡峭轴和平坦轴的放大率并不相同, 且白内障患者的角膜散光不能被具有固定散光屈光度的 Toric IOL 完全矫正^[1-2]。同时角膜存在正球差, 球面设计的 Toric IOL 可增加人眼总像差。这些因素都会影响 Toric IOL 最终的矫正效果。由于患者的个体差异, 角膜的球差也各有不同, 采用不同球差的 Toric IOL 是否可以进一步提高患者的视觉质量需要进一步探讨。本研究中拟采集白内障患者眼部解剖参数, 建立个体化模型眼, 利用 Zemax 光学设计软件研究不同球差的 Toric IOL 植入后的视觉质量。

1 资料与方法

1.1 一般资料

采用前瞻性研究设计。连续纳入 2012 年 8 月至 2013 年 10 月于河北医科大学第二医院眼科拟行白内障超声乳化手术的年龄相关性白内障患者 45 例 45 眼, 其中男 21 例, 女 24 例; 右眼 27 例, 左眼 18 例; 平均年龄 (59.4±18.7) 岁; 散光度 1.0~2.0 D。排除标准: 角膜不规则散光者; 视网膜疾病者; 出现手术并发症者; 后囊膜混浊者; IOL 偏位者; Pentacam 眼前节三维分析诊断系统 (德国 Oculur 公司) 眼前节检查成像质量 (quality specification, QS) 测量结果不显示 OK 者。本研究经河北医科大学第二医院伦理委员会批准, 患者均签署知情同意书。

1.2 方法

1.2.1 受检眼参数的测量和计算 采用 Pentacam 测量和采集白内障患者术前的角膜地形图参数, 受检者取正位并固定头位, 提示患者注视固视蓝灯并快速瞬目 1~2 次, 检查者按屏幕提示进行瞄准和对焦。重复测量 3 次, 选取最佳图像, 获取角膜前后表面高度、角膜厚度、角膜前表面散光平坦轴和陡峭轴曲率半径、屈光度以及角膜后表面曲率半径数据。

1.2.2 角膜散光模型的建立 使用 Toric 面型公式 1 描述角膜散光和非球面状态。参照文献 [3-5] 的方法, 收集测量的受检者角膜 5 mm×5 mm 范围内共 50×50=2 500 点的高度数据, 将数据由 csv 文件转换为 xls 文件, Matlab 4.5 数学计算软件中, 使用最小二乘法对角膜前表面进行拟合, 其中 Q 为角膜前表面非球面系数, R 为角膜前表面曲率半径。

$$z(x,y) = \frac{\frac{x^2+y^2}{R_x+R_y}}{1 + \sqrt{1 - \frac{(1+Q_x)x^2}{R_x^2} - \frac{(1+Q_y)y^2}{R_y^2}}} \begin{bmatrix} f(x,y) \\ g(x,y) \end{bmatrix} \dots (1)$$

按照文献 [5-6] 的方法, 根据矩阵旋转进行局部坐标变换, 使模型眼平坦轴位于 Y 轴, 陡峭轴位于 X 轴, 分别对 X 轴和 Y 轴进行求导 (公式 2~5)。

$$X \text{ 轴偏导数: } \frac{f'(x,y)}{\partial x} = \frac{2x}{R_x} \dots \dots \dots (2)$$

$$\frac{g'(x,y)}{\partial x} = \frac{-(1+Q_x)x}{R_x^2 \sqrt{1 - \frac{(1+Q_x)x^2}{R_x^2} - \frac{(1+Q_y)y^2}{R_y^2}}} \dots \dots (3)$$

$$Y \text{ 轴偏导数: } \frac{f'(x, y)}{\partial y} = \frac{2y}{R_y} \dots\dots\dots (4)$$

$$\frac{g'(x, y)}{\partial y} = \frac{-(1+Q_y)y}{R_y^2 \sqrt{1 - \frac{(1+Q_x)x^2}{R_x^2} - \frac{(1+Q_y)y^2}{R_y^2}}} \dots\dots (5)$$

函数 z' 的方程由 $f'(x, y)$ 和 $g'(x, y)$ 导出, 计算 Toric IOL 斜轴的角膜前表面(公式 6)。

$$z' = \left(\frac{f}{g}\right)' = \frac{f'g - g'f}{g^2} \dots\dots\dots (6)$$

根据角膜后表面高度数据, 采用公式 7 拟合为非球面^[7]。

$$z(x, y) = \frac{(1/R)(x^2+y^2)}{1 + \sqrt{1 - (1+Q)(1/R)^2(x^2+y^2)}} \dots\dots (7)$$

1.2.3 IOL 的设计

1.2.3.1 IOL 位置的计算 为了使模型眼的 IOL 位置接近实际情况, 根据 Holladay I 公式计算 IOL 的有效位置^[8]。模型眼的屈光参数为角膜 $n = 1.376$, Abbe 数 = 55.5; 房水 $n = 1.336$, Abbe 数 = 50.4; 玻璃体 $n = 1.336$, Abbe 数 = 51.3。复曲面 IOL 的参数见表 1。

1.2.3.2 不同球差 Toric IOL 的设计 使用 Zemax 软件自动优化功能, 分别以 Zernik 多项式球差项 C_4^0 -0.26 、 -0.13 和 $0 \mu\text{m}$ 为目标对 3 个型号的 Toric IOL 的前表面进行非球面优化, 获得 a、b、c 3 个球差设计的复曲面 IOL, Toric IOL 后表面不变(表 2)。

1.2.4 个体化模型眼的建立 使用 Zemax 光学设计软件构建个体化模型眼, 将角膜散光模型的平坦轴置于 Y 轴, 陡峭轴置于 X 轴。采用受检者最薄点角膜厚

度数据, 在入射光瞳设置高斯变迹滤光器, 根据公式 $T(\rho) = \exp(-\alpha\rho^2)$ 模拟 Stiles-Crawford 效应, 其中 ρ 为归一化光瞳坐标, $\alpha = 0.054$ 为变迹因子^[9]。IOL 的前表面置于相应的有效位置, 瞳孔即光阑面设置在 IOL 前表面。Toric IOL 的平坦轴置于 X 轴, 陡峭轴置于 Y 轴, 使用 Toric IOL 在线计算器计算 Toric IOL 型号。使用 +22.0 D Toric IOL, 在 3 mm 瞳孔直径条件下优化每个模型眼 IOL 后表面到视网膜的距离, 以 Zernik 多项式离焦项 $C_2^0 = 0$ 为目标进行优化, 获得最佳成像质量。参照文献[10-12]中描述的方法, 模拟单色光波长为 550 nm 的强光环境和暗光环境, 分别选择在强光环境(300 Td)、瞳孔直径 3 mm 条件下和暗光环境(0.3 ~ 1.0 Td)、瞳孔直径 5 mm 条件下的神经传递函数(neural transfer function, NTF)^[11], 检测每个模型眼在 1.5、3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 空间频率条件下的调制传递函数(modulation transfer function, MTF), 计算对比敏感度(contrast sensitivity function, CSF), 计算公式为 $\text{CSF} = \text{MTF} \times \text{NTF}$ ^[12]。

1.3 统计学方法

采用 SPSS 13.0 统计学软件进行统计分析。本研究中测量指标的数据资料经 Kolmogorov-Smirnov 检验符合正态分布, 以 $\bar{x} \pm s$ 表示。个体化模型眼角膜与 Pentacam 检测的白内障患者眼角膜散光度和轴向的差异比较采用配对 t 检验, 采用 Bland-Altman 检验进行一致性评价。在强光和暗光条件下球面 Toric IOL 与球差为 -0.13 、 -0.26 和 $0 \mu\text{m}$ 非球面 Toric IOL 间每个空间频率下 LogCSF 值的总体差异比较采用单因素方差分析, 多重比较采用 LSD- t 检验。采用双尾检测, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 个体化模型眼及其角膜的散光与轴位

个体化模型眼角膜的平均散光度为 (1.51 ± 0.36) D, 大于 Pentacam 测得的白内障患者受检眼的角膜散光度的 (1.49 ± 0.37) D, 但差异无统计学意义($t = 0.886, P > 0.05$); 个体化模型眼与白内障患者受检眼散光度差值的 95% 可信区间(confidence interval, CI) 为 $-0.42 \sim 0.37$ D, Bland-Altman 检验显示两者具有较好的一致性(图 1A)。45 例白内障

表 1 22.0 D Arcysof Toric IOL 的光学参数

Toric IOL 类型	前表面	曲率半径 (mm)	中央厚度 (μm)	后表面	曲率半径 (mm)		IOL 平面柱镜 (D)	角膜平面柱镜 (D)
					陡峭轴	平坦轴		
T3	球面	19.609	0.688	复曲面	-18.613	-21.400	1.50	1.03
T4	球面	19.609	0.694	复曲面	-18.174	-22.472	2.25	1.55
T5	球面	19.607	0.699	复曲面	-17.836	-23.782	3.00	2.06

注: IOL: 人工晶状体

表 2 22.0 D 非球面 Toric IOL 前表面的光学参数

非球面 Toric IOL 类型	C_4^0 球差项 (μm)	曲率半径 (mm)	非球面系数 t	二阶非球面系数 ($\times 10^{-3}$)	四阶非球面系数 ($\times 10^{-4}$)	中央厚度 (μm)
T3a	-0.26	15.156	-13.551 4	1.721 5	-2.658 0	688
T3b	-0.10	15.156	-13.416 4			688
T3c	0	15.156	-7.940 3			688
T4a	-0.26	16.376	-15.045 0	2.064 3	-3.169 1	688
T4b	-0.10	16.376	-19.084 6			688
T4c	0	16.376	-1.434 7			688
T5a	-0.26	16.379	-13.499 1	1.555 6	-2.395 5	688
T5b	-0.10	16.379	-21.304 8			688
T5c	0	16.379	-12.779 0			688

注: IOL: 人工晶状体

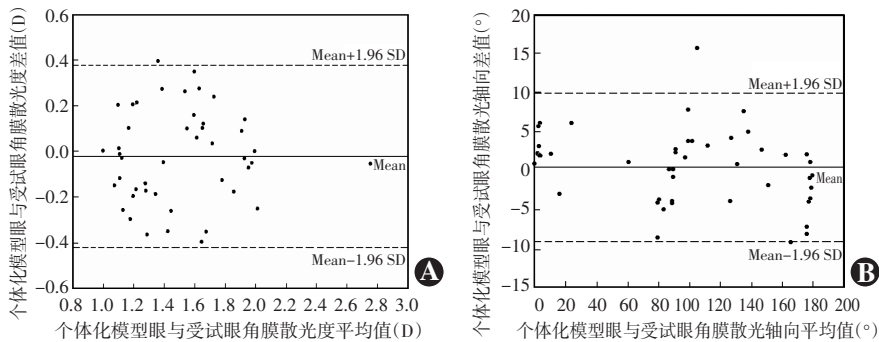


图 1 个体化模型眼与受试眼角膜散光度及散光轴向的一致性检验 A: 模型眼与受试眼散光度的 Bland-Altman 检验 B: 模型眼与受试眼散光轴向的 Bland-Altman 检验

患者中 30 例与模型眼的散光差值 ≤ 0.2 D, 占 66.6%; 15 例散光差值为 0.2 ~ 0.4 D, 占 33.4%。个体化模型眼角膜的平均散光轴位为 $(101.5 \pm 59.8)^\circ$, 白内障患者受检眼的 Pentacam 测量值为 $(101.9 \pm 58.5)^\circ$, 2 种方法获得的散光轴位差异无统计学意义 ($t = 0.652, P > 0.05$), 2 者散光轴位差值的 95% CI 为 $-9.14^\circ \sim 9.88^\circ$, Bland-Altman 检验显示具有较好的一致性 (图 1B)。45 例白内障患者中有 35 例与模型眼的散光轴位差值 $\leq 5^\circ$, 占 77.7%; 9 例散光轴位差值为 $5^\circ \sim 10^\circ$, 占 20%; 1 例散光轴位差值为 15.6° , 占 2.3%。

2.2 不同空间频率下个体化模型眼的 CSF 值比较

2.2.1 强光环境下瞳孔直径 3 mm 时个体化模型眼的 LogCSF 变化

球面与非球面不同球差 Toric IOL 模型眼在空间频率分别为 1.5、3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 的 LogCFS 值总体比较差异均有统计学意义 ($F = 2.97、3.12、3.04、2.89、2.87$, 均 $P < 0.05$)。非球面不同球差 Toric IOL 模型眼在各空间频率条件下 LogCFS 值均高于球面 IOL 模型眼, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$)。-0.13 μm 和 -0.26 μm 球差 Toric IOL 模型眼在各空间频率条件下 LogCFS 值均明显高于 0 μm 球差 Toric IOL 模型眼, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$) (表 3)。

表 3 强光环境下不同 Toric IOL 在不同空间频率下 LogCSF 值的比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	不同空间频率下 LogCSF 值				
	1.5 c/d	3.0 c/d	6.0 c/d	12.0 c/d	18.0 c/d
球面 IOL	1.55 ± 0.45	1.88 ± 0.62	1.75 ± 0.51	1.48 ± 0.72	0.98 ± 0.66
0 μm 球差 Toric IOL	1.72 ± 0.51 ^a	2.11 ± 0.48 ^a	2.08 ± 0.61 ^a	1.87 ± 0.76 ^a	1.28 ± 0.51 ^a
-0.13 μm 球差 Toric IOL	1.88 ± 0.44 ^{ab}	2.37 ± 0.68 ^{ab}	2.28 ± 0.77 ^{ab}	2.01 ± 0.81 ^{ab}	1.62 ± 0.55 ^{ab}
-0.26 μm 球差 Toric IOL	2.02 ± 0.32 ^{ab}	2.43 ± 0.74 ^{ab}	2.39 ± 0.81 ^{ab}	2.08 ± 0.69 ^{ab}	1.67 ± 0.79 ^{ab}
F	2.97	3.12	3.04	2.89	2.87
P	0.03	0.02	0.03	0.03	0.03

注: 与各自的球面 IOL 比较, ^a $P < 0.05$; 与各自的 0 μm 球差 Toric IOL 比较, ^b $P < 0.05$ (单因素方差分析, LSD- t 检验) IOL: 人工晶状体; CSF: 对比敏感度

2.2.2 暗光环境下瞳孔直径 5 mm 时个体化模型眼的 LogCSF 变化

球面和非球面不同球差 Toric IOL 模型眼在 1.5、3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 空间频率下 LogCSF 值总体比较差异均有统计学意义 ($F = 3.16、3.22、3.18、2.97、2.86$, 均 $P < 0.05$); 非球面不同球差 Toric IOL 模型眼在各空间频率条件下 LogCSF 值均高于球面 IOL 模型眼, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$), -0.13 μm 和 -0.26 μm 球差 Toric IOL 模型眼在 3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 空间频率条件下 LogCSF 值均明显高于 0 μm 球差 Toric IOL 模型眼, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$) (表 4)。

表 4 暗光环境下不同 Toric IOL 在不同空间频率下 LogCSF 值的比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	不同空间频率下 LogCSF 值				
	1.5 c/d	3.0 c/d	6.0 c/d	12.0 c/d	18.0 c/d
球面 IOL	0.65 ± 0.38	0.81 ± 0.78	0.61 ± 0.44	0.42 ± 0.34	0.24 ± 0.22
0 μm 球差 Toric IOL	0.85 ± 0.42 ^a	0.95 ± 0.47 ^a	0.90 ± 0.39 ^a	0.68 ± 0.28 ^a	0.48 ± 0.37 ^a
-0.13 μm 球差 Toric IOL	0.90 ± 0.64 ^a	1.00 ± 0.74 ^{ab}	0.98 ± 0.65 ^{ab}	0.78 ± 0.54 ^{ab}	0.60 ± 0.33 ^{ab}
-0.26 μm 球差 Toric IOL	0.97 ± 0.54 ^a	1.25 ± 0.68 ^{ab}	1.17 ± 0.61 ^{ab}	0.87 ± 0.62 ^{ab}	0.62 ± 0.44 ^{ab}
F	3.16	3.22	3.18	2.97	2.86
P	0.02	0.02	0.02	0.03	0.03

注: 与各自的球面 IOL 比较, ^a $P < 0.05$; 与各自的 0 μm 球差 Toric IOL 比较, ^b $P < 0.05$ (单因素方差分析, LSD- t 检验) IOL: 人工晶状体; CSF: 对比敏感度

3 讨论

非球面 IOL 可以抵消角膜球差, 有效提高了白内障术后 IOL 患者的视觉质量^[13]。但由于患者角膜的个体差异, 角膜球差并不相同, 所以角膜球差的残留或过矫对患者视觉质量的影响仍不明确。白内障摘出联合 IOL 植入术后术眼成像质量研究的基础是建立无晶状体模型眼, 主要是模拟角膜的屈光状态。众所周知, 角膜并非球面体, 其曲面从顶点到周边存在着与球面的偏离, 其形态是 Toric 面。目前, 成功应用于临床的 Toric IOL 也出现了非球面化的 Toric IOL, 但非球面 Toric IOL 面临的问题更为复杂。除了球差残留或过矫的问题, 由于 Toric IOL 计算时有部分散光残留, 同时存在不同程度旋转, 术后可能有不同程度的散光残留, 非球面 Toric IOL 对球差的抵消能否在实际条件下改善患者术后视觉质量需要深入探讨。

目前, 对角膜形态的研究大多采用单一双曲线, 并以 Q 值来描述角膜形态, 角膜在陡峭轴和平坦轴子午

线曲率半径不同,故本研究中使用 Einighammer 等^[14]提出的双二次曲面公式来建立散光角膜的个体化模型。但角膜在不同径线下是否存在不同的 Q 值尚存在疑问^[15]。本研究中直接采用最小二乘法对 Pentacam 测量数据库中的角膜高度相关的数据进行数学拟合,并且在水平和垂直方向分别采用独立 Q 值,可以极大地拓展对角膜整体或局部形态研究的空间。本研究结果显示,角膜陡峭轴和平坦轴的 Q 值非常接近。此外,本研究中均选用 22.0 D 的 Toric IOL 进行研究,以避免 IOL 屈光度的差异对成像质量造成的影响,并根据患者个体化模型选择了最合适的 Toric IOL 型号。本研究结果显示,个体化模型眼角膜的散光与 Pentacam 测量的受试眼散光数据有较好的一致性,证明通过对角膜高度图的拟合可以精确建立个体化角膜散光模型。

MTF 是评价眼光学质量的重要参数,但视网膜成像并不等于视觉感知。研究证实,通过光学系统成像和神经信号的转换可以进行基于空间频率的视觉质量分析^[16-17]。NTF 是空间频率的函数,其所表示的是神经系统对光信号发生反应的最小调制度曲线,MTF 和 NTF 的总和即为 CSF。随着照明亮度的降低,人的 CSF 逐渐下降^[18]。本研究中采用了强光(300 Td)和暗光(0.3 ~ 1.0 Td)2 种条件对不同球差 Toric IOL 模型眼的 CSF 进行了对比研究,发现在强光环境下,瞳孔直径为 3 mm 时虽然角膜的球差很小,但非球面 Toric IOL 仍然消除了部分角膜带来的球差,不同球差 Toric IOL 模型眼 CSF 值均优于球面 Toric IOL,负球差 Toric IOL 模型眼 CSF 值优于零球差 Toric IOL,而在暗光环境下,非球面 IOL 仍然能有效地消除部分正球差,提高模型眼的成像质量。然而,由于视网膜受到的光照度的降低引起 CSF 的下降,非球面 Toric IOL 的 CSF 受到一定程度的影响。本研究结果显示,在 1.5 c/d 的空间频率下,不同球差非球面 Toric IOL 模型眼 LogCSF 值间差异无统计学意义,3.0、6.0、12.0 和 18.0 c/d 空间频率下非球面 Toric IOL 模型眼 LogCSF 值仍然优于球面 Toric IOL,但 $-0.26 \mu\text{m}$ 球差 Toric IOL 模型眼与 $-0.10 \mu\text{m}$ 球差 Toric IOL 模型眼 LogCSF 值无明显差异。个体角膜地形图拟合建立的个体化模型眼由于有残留散光的存在、角膜球差的个体化差异和暗光 CSF 的降低,部分抵消了非球面 Toric IOL 对视觉质量的改善,但对球差进行矫正后非球面 Toric IOL 的视觉质量仍显著优于球面 Toric IOL。

综上所述,本研究中通过对角膜高度图的拟合可以精确建立个体化角膜散光模型,非球面 Toric IOL 可

有效消除部分角膜球差,提高模型眼的视觉质量。但是,IOL 自身球差的增大会造成 IOL 抗偏心性能降低,非球面的 Toric IOL 不可避免地存在不同程度的偏心和旋转的问题。为提高 Toric IOL 在各种环境下的成像质量,同时保持非球面 Toric IOL 的抗偏心、抗旋转以及抗倾斜性能,今后应对 Toric IOL 球差的矫正量进行进一步的探讨。

参考文献

- [1] Langenbucher A, Viestenz A, Seitz B, et al. Computerized calculation scheme for retinal image size after implantation of toric intraocular lenses[J]. Acta Ophthalmol Scand, 2007, 85(1): 92-98.
- [2] Emez M, Dexl AK, Krall EM, et al. Randomized controlled clinical trial to evaluate different intraocular lenses for the surgical compensation of low to moderate-to-high regular corneal astigmatism during cataract surgery[J]. J Cataract Refract Surg, 2015, 41(12): 2683-2694. DOI: 10.1016/j.jcrs.2015.07.036.
- [3] Ortiz S, Siedlecki D, Remon L, et al. Three-dimensional ray tracing on Delaunay-based reconstructed surfaces[J]. Appl Opt, 2009, 48(20): 3886-3893.
- [4] Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, et al. Optical quality comparison between spherical and aspheric toric intraocular lenses[J]. Eur J Ophthalmol, 2014, 24(5): 699-706. DOI:10.5301/ejo.5000440.
- [5] Portney V. New bi-sign aspheric IOL and its application[J]. Optom Vis Sci, 2012, 89(1): 80-89. DOI:10.1097/OPX.0b013e3182376ba8.
- [6] Espinosa J, Mas D, Pérez J, et al. Optical surface reconstruction technique through combination of zonal and modal fitting[J/OL]. J Biomed Opt, 2010, 15(2): 026022 [2015-02-04]. <http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?articleid=1103355>. DOI:10.1117/1.3394260.
- [7] Martínez-Finkelshtein A, López DR, Castro GM, et al. Adaptive cornea modeling from keratometric data[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2011, 52(8): 4963-4970. DOI:10.1167/iovs.10-6774.
- [8] Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations[J]. J Cataract Refract Surg, 1997, 23(9): 1356-1370.
- [9] Westheimer G. Retinal light distributions, the Stiles-Crawford effect and apodization[J]. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 2013, 30(7): 1417-1421.
- [10] Coletta NJ, Sharma V. Effects of luminance and spatial noise on interferometric contrast sensitivity[J]. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 1995, 12(10): 2244-2251.
- [11] Dalimier E, Dainty C. Use of a customized vision model to analyze the effects of higher-order ocular aberrations and neural filtering on contrast threshold performance[J]. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 2008, 25(8): 2078-2087.
- [12] Zhao H. Optical ensemble analysis of intraocular lens performance through a simulated clinical trial with ZEMAX[J]. Opt Lett, 2009, 34(1): 7-9.
- [13] Kosaki R, Kozaki J, Maeda N. Higher-order aberrations in eye implanted with aspherical intraocular lenses[J]. Nippon Ganka Gakkai Zasshi, 2013, 117(1): 27-34.
- [14] Einighammer J, Oltrup T, Bende T, et al. The individual virtual eye: a computer model for advance intraocular lens calcularyion[J]. J Optom, 2009, 2(2): 70-82.
- [15] Zheng S, Ying J, Wang B, et al. Three-dimensional model for human anterior corneal surface[J/OL]. J Biomed Opt, 2013, 18(6): 065002 [2015-05-03]. <http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?articleid=1700091>. DOI:10.1117/1.JBO.18.6.065002.
- [16] Nestares O, Navarro R, Antona B. Bayesian model of Snellen visual acuity[J]. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 2003, 20(7): 1371-1381.
- [17] Watson AB, Ahumada AJ Jr. Predicting visual acuity from wavefront aberrations[J]. J Vis, 2008, 8(4): 17-19.
- [18] Koefoed VF, Baste V, Roumes C, et al. Contrast sensitivity measured by two different test methods in healthy, young adults with normal visual acuity[J]. Acta Ophthalmol, 2015, 93(2): 154-161. DOI:10.1111/aos.12487.

(收稿日期:2015-10-24)

(本文编辑:尹卫靖 张宇)