

人工晶状体的像质分析和优化设计

江旻珊¹ J. T. Lin² 周传清¹ 任秋实¹

(¹上海交通大学激光与光子生物医学研究所, 上海 200240; ²台湾大学光电研究所, 中国台北 10617)

摘要 引入了由非球面角膜和晶状体组成的模型眼, 采用 ZEMAX 软件进行光线追迹, 为无晶状体眼的人工晶状体的设计提供理论依据。计算表明, 球差是影响人眼像质的关键因素。一般对于正常眼来说, 晶状体的负球差可以部分补偿角膜的正球差, 从而降低整个人眼光学系统的球差, 以保证较好的视觉功能。随着年龄的增长, 晶状体的球差逐渐由负球差转变为正球差, 这样晶状体对人眼整体像差的补偿作用就会减小甚至消失。为了减小球差的影响, 人工晶状体的表面结构需采用非球面设计。当其非球面系数 Q 值固定时, 人工晶状体的球差主要受到其本身的屈光度的影响。要想优化整个人眼光学系统的球差, 人工晶状体必须要引入一个负的 Q 值。

关键词 视觉光学; 人工晶状体; 球差; 非球面系数

中图分类号 TH74 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS200929s1.0393

Image Analysis and Optimize of Intraocular Lens

Jiang Minshan¹ J. T. Lin² Zhou Chuanqing¹ Ren Qiushi¹

(¹*Institute for Laser Medicine and Bio-Photonics, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240*)
(²*Institute of Electro-Optics, Taiwan University, Chinese Taipei, 10617, China*)

Abstract A model eye with aspherical cornea and nature lens are used to be calculated by raytracing method (ZEMAX program). The calculation shows that, spherical aberration is a key factor to influence the image quality of the human eye. To the emmetropia eyes, the negative spherical aberration of nature lens can compensate the plus spherical aberration of the cornea to reduce the whole spherical aberration of the human eye and keep a better vision. But the aged nature lens has little compensation with the spherical aberration. In order to reduce spherical aberration, the intraocular lens is needed to be aspherical. For a give Q value, the influence on the spherical aberration is proportional to the surface power. To minimize the spherical aberration of the whole eye, negative Q is needed in intraocular lens.

Key words visual optics; intraocular lens; spherical aberration; aspherical factor

1 引 言

随着人工晶状体植入手术的发展和波阵面理论广泛普及, 术后人眼的成像质量和视觉功能也越来越受到广泛的关注^[1~3]。人工晶状体是目前矫正屈光不正的最有效的方法。与传统矫正手段相比, 其优点是更加接近于原晶状体的生理位置, 物像放大率更小。可以用于单眼无晶状体眼, 术后可以迅速恢复视力和双眼单视^[4~6]。

人眼实质上是一个屈光系统, 在这样一个光学系统中, 球差是影响视网膜上成像质量的关键因素之一^[7]。人眼角膜存在着一个正球差, 这个正球差

可以部分补偿晶状体的负球差以达到较好的对比敏感度^[8, 9]。对于无晶状体眼来说, 人工晶状体起到了补偿角膜正球差的功能。因此减少术后人眼系统的整体球差对于人工晶状体的设计来说是至关重要的。通过 ZEMAX 软件的光路追迹, 我们利用由非球面角膜和晶状体组成的模型眼, 探索利用非球面系数 Q ^[10, 11] 来抑制球差的方法。

2 方法介绍

为了实现光路追迹的计算, 选用一个含有角膜和晶状体的模型眼在 ZEMAX 中计算。该模型眼

基金项目: 上海市重点实验室专项基金(05dz22318, 05dz22325)资助课题。

作者简介: 江旻珊(1983—), 女, 博士研究生, 主要从事视光学方面的研究。E-mail: jiangmsc@gmail.com

导师简介: 任秋实(1963—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事激光生物医学方面的研究。E-mail: renqsh@sytu.edu.cn

的各表面采用非球面形式表示,如下所示
角膜的前后表面曲率半径定义为

$$R_1(y) = (60.37 - Q_1 y^2)^{1/2}, \quad (1a)$$

$$R_2(y) = (40.96 - Q_2 y^2)^{1/2}, \quad (1b)$$

晶状体的前后表面曲率半径定义为

$$R_3(y) = (153.76 - Q_3 y^2)^{1/2}, \quad (2a)$$

$$R_4(y) = -(65.61 - Q_4 y^2)^{1/2}, \quad (2b)$$

选取与光轴垂直距离 $y=0, 1.5 \text{ mm}$ 和 3.0 mm 的平行光。经过模拟后发现,当 $y=1.5 \text{ mm}$ 或者 3 mm 时,光线在像空间与光轴的交点并不是整个人眼系统的近轴焦点,而是比近轴焦点更为靠近晶状体。这主要是由于系统存在着球差而引起的,而这种现象必然会影响到人眼的成像质量。文中将通过对非球面人工晶状体的非球面系数 Q 的优化计算以确保将其植入后系统球差降至最小,从而获得较好的像质。

3 计算结果

图 1 所示的是当入射光线高度 y 不同时,其像面位置到角膜顶点的距离 b 的变化情况。此时 Q_1 至 Q_4 依次赋值为 $-0.18, -0.6, -0.94$ 和 $+0.96$ 。容易看出, b 随着 y 值的增加而减小,当 $y=3.0 \text{ mm}$ 时, b 达到最小值 24.33 mm 。

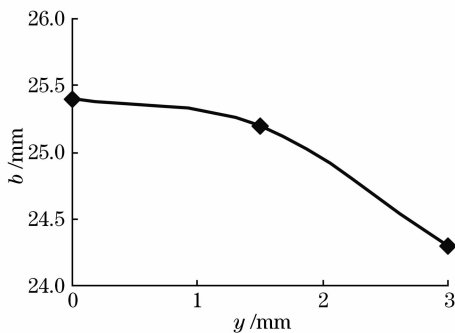


图 1 像面位置 b 与入射光线高度 y 的关系

Fig. 1 Image position b versus vertical position y

为了确定各表面的 Q 值对于 b 的影响,我们先将各个表面的 Q 值均设为 0,得出入射光高度为 3 mm 时 b 值为 24.3 mm 。再单独赋予各表面 Q 值,当 $Q_1 = -0.18$ 时, b 值为 24.59 mm ; $Q_2 = -0.6$ 时降至 24.4 mm ; $Q_3 = -0.94$ 时又增至 24.46 mm ; $Q_4 = +0.96$ 时降至 24.33 mm 。这里需要指出的是, b 的变化并不是仅仅由非球面系数 Q 值来决定,还与各表面的曲率半径有关。

接着采用无晶状体眼的人工晶状体植入来进行计算,利用非球面设计的人工晶状体的非球面系数

(两个表面有相同的负的 Q 值,为区别与晶状体的 Q 值,此 Q 值用 Q^* 表示)来补偿角膜正球差,以优化整个系统的球差。图 2 所示的是在不同曲率半径比值下,保证整个系统的球差最小而计算出的 Q^* 值。比较各点可知,当人工晶状体的前表面曲率半径较小时,即 R_3/R_4 的绝对值较小时, Q^* 的值更接近于 0。也就是说,具有较小前表面曲率半径的人工晶状体能够更有效的抑制整个系统的球差。

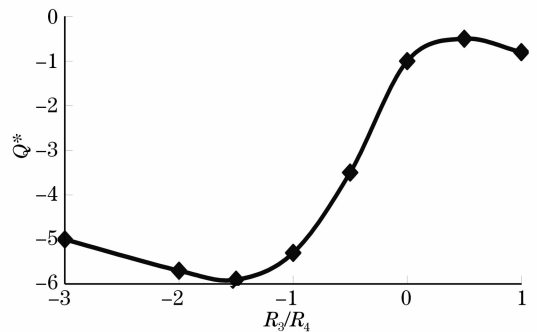


图 2 人工晶状体非球面系数 Q^* 与两表面曲率半径比值 R_3/R_4 的关系(系统球差最小)

Fig. 2 Q^* versus R_3/R_4 (minimum SA of whole eye)

4 结 论

通过 ZEMAX 的光路追迹我们得出,人眼的整体球差受到非球面系数 Q 和人工晶状体前后表面曲率半径比值影响。当 Q 值确定时,球差主要由各表面屈折力决定。要想降低整个人眼光学系统的球差,人工晶状体的非球面系数应该是一个负值。以上的实验结果均可以通过已有公式做进一步的验证。

参 考 文 献

- Seiler T., Kaemmerer M., Mierdel P. *et al.*. Ocular optical aberrations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism [J]. *Arch. Ophthalmol.*, 2000, **118**(1): 17~21
- Mrochen M., Kaemmerer M., Mierdel P. *et al.*. Increased higher-order optical aberrations after laser refractive surgery: A problem of subclinical decentration [J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2001, **27**(3): 362~369
- Moreno-Barriuso E., Lloves J. M., Marcos S. *et al.*. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2001, **42**(6): 1396~1403
- Wang Yousheng, Liao Ruirui, Liu Quan. *Modern Optometry* [M]. Guangzhou: Guangdong Science Technology Press, 2004. 387~420
王幼生, 廖瑞端, 刘 泉. 现代眼视光学 [M], 广州: 广东科技出版社, 2004. 387~420
- Assia E. I. Accommodative intraocular lens; a challenge for

- future development [J]. *J. Cataract Refract. Surg.*, 1997, **23**(4): 458~460
- 6 Chehade M., Elder M. J.. Intraocular lens materials and styles: A review[J]. *Clinical and Experimental Ophthalmology*, 1997, **25**(3): 255~263
- 7 Holladay J. T., Piers P. A., Koranyi G. *et al.*. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes[J]. *J. Refract. Surg.*, 2002, **18**(6): 683~691
- 8 Marcos S., Cano D., Barbero S.. Increase in corneal asphericity after standard laser in situ keratomileusis for myopia is not inherent to the munneryn algorithm[J]. *J. Refractive Surgery* (1995), 2003, **19**(5): 592~596
- 9 Jimenez J. R., Anera R. G., del Barco L. J.. Equation for corneal asphericity after corneal refractive surgery [J]. *J. Refractive Surgery*, 2003, **19**(1): 65~69
- 10 Atchison D. A., Smith G. *Optics of the Human Eye*[M]. UK: Butterworth-Heinemann, 2000. 14~16, 143~147, 160~162
- 11 Lin J. T.. A new algorithm for controlling corneal asphericity in LASIK in "Mastering the Techniques of LASIK, EpiLASIK, and LASEK"[M]. India: Jaypee Brothers, 2006