

文章编号: 0253-2239(2008)02-0331-06

考虑视轴方向的个性化眼模型的构建

刘 铭¹ 王肇圻¹ 王 雁² 赵堪兴²

(¹南开大学现代光学研究所, 天津 300071)
(²天津眼科医院屈光手术中心, 天津 300020)

摘要 包含更多人眼解剖学特性的个性化眼模型具有重要的实验和临床意义。由角膜地形图计算了 8 只人眼视轴与光轴之间的夹角, 水平分量平均值为 $4.23^\circ \pm 1.51^\circ$, 垂直分量平均值为 $-0.40^\circ \pm 1.27^\circ$ 。根据视轴与光轴之间的夹角、角膜地形数据、眼内各部分轴向间距和人眼波像差, 运用光学设计软件 Zemax 分别为这 8 只人眼构建了考虑视轴方向的个性化眼模型。在此基础上, 计算了波前引导的个性化角膜切削深度, 并与光程差方法计算的切削深度进行了比较。在切削光区中心处, 两者相差不大, 平均值为 $(0.09 \pm 0.04) \mu\text{m}$; 随着半径增大, 两者之间的差值逐渐增大。对于所研究的实例, 光区外围处的最大差值为 $0.59 \mu\text{m}$ 。个性化眼模型为设计波前引导的个性化角膜切削方案提供了一个有效工具。

关键词 医用光学与生物技术; 视觉光学; 个性化眼模型; 视轴; 激光角膜手术

中图分类号 O435.2 **文献标识码** A

Construction of Individual Eye Model Considering the Orientation of Visual Axis

Liu Ming¹ Wang Zhaoqi¹ Wang Yan² Zhao Kanxing²

(¹Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China)
(²Refractive Surgery Center, Tianjin Eye Hospital, Tianjin 300020, China)

Abstract: Individual eye model capturing more anatomy properties and structural features of human eye has important experimental and clinical value. Based on corneal topographical maps, the angles between visual axis and optical axis of 8 human eyes are identified. The horizontal average value is $4.23^\circ \pm 1.51^\circ$, and the vertical average value is $-0.40^\circ \pm 1.27^\circ$. With the angle, corneal topographical data, eye's axial lengths data and wavefront aberrations, individual eye models considering the orientation of visual axis for eight normal eyes are constructed with the optical design software Zemax. Based on the constructed individual eye model, wavefront-optimized ablation depth is calculated, and the result is compared with the depth calculated from optical path difference (OPD) method. At the center of optical zone, the difference of the two depths is slight, and the average value is $(0.09 \pm 0.04) \mu\text{m}$; the difference increases with the increase of radius. In our eight examples, the greatest difference in the periphery of the optical zone is $0.59 \mu\text{m}$. Individual eye model provides a useful tool for calculating wavefront-optimized ablation profiles to precompensate for the wavefront aberrations of human eye.

Key words: medical optics and biotechnology; visual optics; individual eye model; bisual axis; laser corneal surgery

1 引 言

眼光学模型有助于更好地理解角膜和晶状体的光学作用, 分析视网膜的成像质量, 预测角膜屈光手术和内置人工晶体的效果。经过长期研究, 人们提

出了多种眼光学模型^[1~3]。这些眼模型均建立在人体解剖学和生物实验基础上, 是对大量的人群进行统计平均的结果。但是它们的折射面均是理想球面, 不仅不能解释眼睛高级像差的存在, 甚至不能解

收稿日期: 2007-06-19; 收到修改稿日期: 2007-09-07

基金项目: 国家自然科学基金重点项目(60438030)和教育部博士点基金(20050055002)资助课题。

作者简介: 刘 铭(1979—), 女, 河北邢台人, 博士研究生, 主要从事视觉光学方面的研究。

E-mail: mingtt@mail.nankai.edu.cn

导师简介: 王肇圻(1944—), 男, 山东人, 研究员, 博士生导师, 主要从事信息光学处理方面的研究。

E-mail: wangzq@nankai.edu.cn

释中心视场像散的存在。基于角膜地形图、眼内各部分间距和人眼波像差信息,针对个体人眼构建了忽略视轴与光轴之间夹角的个性化眼模型,它能够再现实际人眼的离焦、像散和高级像差^[4,5]。

光轴是眼睛的旋转对称轴,垂直于角膜和晶状体。视轴为黄斑中央凹和眼光学系统像方节点的连线。由于中央凹的位置不在光轴上,视轴和光轴并不重合。与光轴相比,视轴向鼻侧偏转。视轴与光轴之间有大约 5° 的夹角,夹角大小在不同个体之间存在差异^[6]。视轴与光轴之间的夹角对人眼光学特性,尤其是眼睛外围的光学特性有显著的影响^[7]。

由角膜地形图计算得到视轴与光轴之间的夹角,并在眼模型中充分考虑此夹角,构建了考虑视轴方向的个性化眼模型,计算了个性化角膜切削深度。

2 眼模型的构建

角膜地形图给出角膜相对于某一参考面的高度值,此参考面的法线沿角膜地形图仪的轴向。角膜地形图为角膜高度值的二维矩阵,可看作两项之和:

$$z(x, y) = s(x, y) + r(x, y), \quad (1)$$

式中 $s(x, y)$ 是规则部分,代表角膜的整体形状; $r(x, y)$ 是不规则部分,代表角膜相对于规则部分的偏离。规则部分的面型为球面。研究发现角膜的整体形状更接近于椭球面^[10]。规则部分应该选择最接近于角膜整体形状的面型。这样,对规则部分的分析会提供关于角膜更有意义的信息,而且相应不规则部分的数值会更小。

测量角膜地形图时,人眼的视轴和角膜地形图仪的轴向重合。设坐标系 (x, y, z) 的 Z 轴沿着视轴的方向。在坐标系中,角膜的规则部分 $s(x, y)$ 取椭球面的一般形式:

$$a_{11}x^2 + a_{22}y^2 + a_{33}z^2 + a_{12}xy + a_{13}xz + a_{23}yz + a_1x + a_2y + a_3z + a_0 = 0. \quad (2)$$

表1 角膜前、后表面相对于球面和椭球面的不规则部分的均方根值/ μm

Table 1 The RMS values of irregular parts of corneal anterior and posterior surfaces corresponding to spherical surface and ellipsoid/ μm

Eye number	Corneal anterior surface		Corneal posterior surface	
	Spherical surface	Ellipsoid surface	Spherical surface	Ellipsoid surface
1	5.84±3.99	2.73±2.50	13.39±10.42	10.07±8.48
2	4.59±3.53	2.10±1.91	12.17±9.54	4.92±3.95
3	7.05±6.50	6.98±4.66	9.84±8.18	8.76±7.49
4	5.65±3.84	5.60±3.62	11.86±9.79	7.88±8.62
5	5.94±4.84	3.58±3.12	10.04±8.75	8.88±7.55
6	5.36±4.17	1.64±1.38	14.37±13.17	14.08±11.00
7	6.09±5.12	5.00±3.69	11.16±10.49	8.01±6.31
8	6.86±7.23	4.16±3.23	10.72±11.70	6.66±6.22

假设在坐标系 (x_1, y_1, z_1) 中,角膜的规则部分 $s_1(x, y)$ 取椭球面的标准形式:

$$\frac{x_1^2}{a^2} + \frac{y_1^2}{b^2} + \frac{z_1^2}{c^2} = 1, \quad (3)$$

在此坐标系中,椭球面的中心在坐标原点,三主轴位于坐标轴上。

用最小二乘法将角膜地形图数据拟合为如(1)式所示的形式,其中 $s(x, y)$ 取椭球面的一般形式[(2)式]。然后,利用正交变换将椭球面的一般形式转换为标准形式,这相当于坐标系的平移和旋转^[11]。光轴沿着坐标系 (x_1, y_1, z_1) 的 z_1 轴方向。则 z 轴与 z_1 轴之间的夹角即为视轴与光轴之间的夹角。用数学软件 Matlab 对上述计算过程进行编程。

由角膜地形图仪 Bausch & Lomb ORBSCAN II 测得 8 只正常人眼的角膜地形图。被测者均无眼部疾病,没有接受过角膜手术。保证在 8 mm 直径圆域内测量值有效。利用上述方法,将角膜规则部分的面型由角膜地形图仪给出的球面转换为更接近于角膜整体形状的椭球面。表 1 给出 8 只眼睛的角膜前、后表面相对于球面和椭球面的不规则部分的均方根(RMS)值。与以球面为角膜规则部分面型的不规则部分的均方根值相比,以椭球面为角膜规则部分面型的不规则部分的均方根值更小。这说明角膜的整体形状更接近于椭球面。

表 2 给出视轴与光轴之间的夹角。符号规定:相对于光轴,在水平方向,正值表示视轴指向鼻侧;在垂直方向,正值表示视轴指向下方。视轴与光轴之间夹角的大小在不同个体之间存在差异,尤其是在水平方向上。在水平方向,8 只眼睛的视轴均指向鼻侧,平均值为 $4.23^\circ \pm 1.51^\circ$ 。在垂直方向,视轴指向不确定,平均值为 $-0.40^\circ \pm 1.27^\circ$ 。可以看出,视轴与光轴之间夹角的水平分量比垂直分量要大。

表 2 视轴与光轴之间夹角的水平和竖直分量 /($^{\circ}$)Table 2 Horizontal and vertical angles between visual axis and optical axis /($^{\circ}$)

	Eye number							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Horizontal direction	3.20	2.21	6.72	6.04	3.06	3.10	4.24	5.23
Vertical direction	-0.81	-2.48	-1.59	1.14	-0.94	0.13	1.63	-0.24

采用医用 BMF-200A/B 型超声波测厚仪测量上述 8 只眼睛的眼内各部分轴向间距,包括角膜厚度、前房深度、晶状体厚度和玻璃体厚度。超声波测厚仪具有定位准确性高、轴向分辨力强的优点,其测量精度可达到 0.01 mm。对每只眼睛测量 10 次取平均值。表 3 列出 8 只眼睛眼内各部分轴向间距值。

采用哈特曼-夏克波前传感器测量人眼的波像差^[12,13]。测量时,被测者处于暗室使瞳孔自然放大。表 4 给出 8 只眼睛在 Zemax 软件中泽尼克像差的系数。此处只给出 37 项中的 6 项。

以 Gullstrand-Le Grand 眼模型作为初始光学

结构,应用光学设计软件 Zemax 对上述 8 只眼睛构建个性化眼模型。角膜地形图、眼内各部分间距和人眼波像差都是沿着视轴方向进行测量的。将视轴作为个性化眼模型的参考轴。将实际测量的角膜地形数据引入 Gullstrand-Le Grand 眼模型,包括规则部分和不规则部分。不规则部分用最小二乘法拟合为 Zemax 软件中的泽尼克边缘矢高面。表 5 给出角膜前、后表面的曲率半径和不规则部分的泽尼克系数。用实际测量的眼内各部分间距取代 Gullstrand-Le Grand 眼模型中的各部分间距。

表 3 眼内各部分厚度 / λ Table 3 Eye's axial lengths / λ

	Eye number							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Cornea	0.55	0.57	0.52	0.57	0.57	0.56	0.58	0.58
Anterior chamber	3.64	3.33	3.66	3.60	2.93	2.99	3.25	2.54
Crystalline lens	3.52	3.60	3.51	3.89	3.37	3.78	3.44	3.60
Vitreous body	19.00	18.91	20.24	18.52	19.01	18.90	18.16	16.75

表 4 Zemax 软件中波像差拟合的泽尼克系数 / λ Table 4 Zernike coefficients of wavefront aberrations in software Zemax / λ

Eye number	Zernike coefficients					
	C4	C5	C6	C7	C8	C9
1	32.7870	0.4332	0.0578	-0.0736	0.1016	0.2553
2	28.5530	-0.5915	-1.5114	0.0254	-0.4492	0.6188
3	21.6220	-0.8563	-1.4151	-0.3355	0.0438	-0.2842
4	21.0740	0.4621	0.3667	-0.4347	0.2567	0.3749
5	16.5380	-0.8024	0.3854	0.2468	0.7938	0.2756
6	13.4090	-0.3218	-0.1506	0.3175	-0.1494	0.0245
7	10.4440	-0.9489	-0.1977	-0.2161	0.8365	0.8058
8	6.7099	-2.4150	0.3188	0.2224	0.4971	0.4097

活体人眼晶状体的形状很难测量。运用 Zemax 的优化功能得到晶状体的形状,使其所起的光学作用与实际晶状体的光学作用相同。以 Gullstrand-Le Grand 眼模型中晶状体前、后表面的形状为初始结构。根据视轴与光轴之间的夹角在

Zemax 中设置晶状体相对于 x 、 y 轴的倾斜和偏心。在晶状体的初始结构上附加泽尼克边缘矢高面。以实际测量的波像差(表 4)作为优化函数,以泽尼克系数为优化变量,优化得到晶状体的形状。表 6 给出优化后晶状体的泽尼克系数。

表 5 角膜前、后表面的曲率半径和不规则部分的泽尼克系数 /mm

Table 5 Anterior/posterior corneal radius and Zernike coefficients of irregular parts /mm

Eye number	Corneal surface	Radius	Zernike coefficients				
			C4	C5	C6	C7	C8
1	Anterior surface	7.71	-0.0072	0.0026	-0.0002	-0.0011	-0.0002
	Posterior surface	6.27	-0.0195	0.0019	-0.0056	0.0024	-0.0033
2	Anterior surface	7.76	-0.0060	0.0027	0.0023	-0.0038	-0.0005
	Posterior surface	6.29	-0.0180	0.0139	-0.0076	0.0069	0.0050
3	Anterior surface	8.23	-0.0057	0.0098	-0.0019	-0.0034	-0.0004
	Posterior surface	6.59	-0.0155	-0.0064	-0.0028	0.0046	0.0052
4	Anterior surface	8.02	-0.0073	0.0022	0.0002	-0.0032	0.0006
	Posterior surface	6.56	-0.0174	0.0100	-0.0027	0.0056	-0.0009
5	Anterior surface	7.74	-0.0030	0.0074	-0.0016	0.0004	0.0032
	Posterior surface	6.49	-0.0126	-0.0115	-0.0081	0.0033	0.0102
6	Anterior surface	8.30	-0.0044	0.0057	-0.0002	-0.0007	-0.0010
	Posterior surface	6.55	-0.0176	0.0136	-0.0059	0.0015	0.0073
7	Anterior surface	7.93	-0.0058	0.0057	-0.0012	0.0004	0.0040
	Posterior surface	6.38	-0.0110	0.0089	-0.0152	-0.0054	0.0023
8	Anterior surface	7.85	-0.0033	0.0085	-0.0002	-0.0012	0.0028
	Posterior surface	6.04	-0.0092	0.0051	-0.0062	-0.0005	-0.0047

表 6 晶状体前、后表面不规则部分的泽尼克系数 /mm

Table 6 Zernike coefficients of irregular parts of lens anterior and posterior surfaces /mm

Eye number	Crystalline lens surface	Zernike coefficients				
		C4	C5	C6	C7	C8
1	Anterior surface	0.0012	-0.0047	-0.0017	0.0098	-0.0061
	Posterior surface	0.0013	0.0085	0.0041	-0.0202	0.0028
2	Anterior surface	-0.0019	-0.0039	-0.0150	0.0005	-0.0001
	Posterior surface	0.0034	0.0037	0.0196	-0.0004	0.0013
3	Anterior surface	-0.0681	-0.0335	-0.0196	0.0219	0.0104
	Posterior surface	0.0443	0.0463	0.0126	-0.0180	-0.0133
4	Anterior surface	-0.0086	-0.0010	0.0116	0.0183	-0.0051
	Posterior surface	0.0150	-0.0050	0.0032	-0.0343	-0.0061
5	Anterior surface	-0.0360	-0.0278	0.0004	-0.0053	-0.0083
	Posterior surface	0.0767	0.0279	0.0047	0.0023	0.0025
6	Anterior surface	-0.0298	-0.0130	-0.0001	-0.0029	-0.0009
	Posterior surface	0.0323	0.0193	0.0023	0.0114	0.0004
7	Anterior surface	-0.0214	-0.0225	-0.0034	-0.0127	0.0191
	Posterior surface	0.0918	0.0121	0.0155	0.0076	0.0117
8	Anterior surface	0.0122	-0.0243	-0.0085	0.0034	0.0022
	Posterior surface	-0.0189	0.0315	0.0050	-0.0005	0.0019

考虑视轴方向的个性化眼模型构建完毕,由个性化眼模型给出的波像差与实际测量得到的人眼波像差相等。图 1 给出第 8 只眼睛的个性化眼模型的外观图。为了直观起见,此处选择视轴与光轴之间夹角较大的一只眼睛。视轴和光轴不重合。与光轴相比,视轴向鼻侧偏转,即晶状体相对于视轴倾斜。

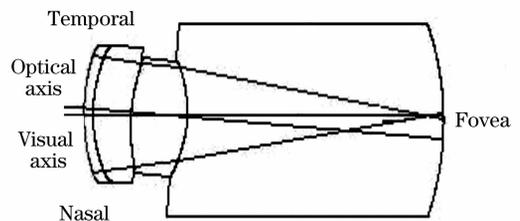


图 1 第 8 只眼睛的个性化眼模型的外观图

Fig. 1 Layout of the eighth individual eye model

3 波前引导的个性化角膜切削深度的计算

角膜切削光区直径设定为 6 mm。优化角膜的前表面,使得优化函数中所有的像差均趋于零。则角膜沿着视轴方向的切削深度为

$$d(x, y) = z(x, y)_{\text{bef}} - z(x, y)_{\text{aft}}, \quad (4)$$

式中 $z(x, y)_{\text{bef}}$, $z(x, y)_{\text{aft}}$ 分别表示角膜前表面在优化前、后的形状。两者都是不同系数的泽尼克多项式的组合。用 Matlab 对切削深度进行编程计算,计算所得的结果一般是正值,而在光区的边缘处为负值。由于角膜屈光手术只能对角膜进行切削,即从中除去一些组织,而不能加入新组织,因此个性化的角膜切削必须考虑这种情况。采用的方法是移动优化之后的角膜前表面,移动距离由其边缘在优化前后之差的最大值确定。这样移动角膜前表面之后,解决了切削深度为负的问题,但眼模型中会产生少量的离焦。采用叠代的过程再进行优化和移动,直到新产生的离焦接近于零为止。一般叠代 2、3 次即可使离焦接近于零。

光程差方法是现行的计算波前引导的个性化角膜切削深度的方法^[9]。为了做比较,同时也用光程差方法计算了角膜切削深度:

$$d_{\text{OPD}}(x, y) = \Delta_{\text{OPD}} / (n_c - n_0), \quad (5)$$

其中, Δ_{OPD} 为光程差(也即所测量的波像差), n_c 为角膜的折射率, n_0 为空气的折射率。

对 8 只眼睛的由个性化眼模型方法和光程差方法计算的角膜切削深度进行比较发现,在光区中心处,两者非常接近;随着半径的增大,两者之间的差值逐渐增大。图 2(a)、图 2(b) 给出第 5 只眼睛由两种方法得到的角膜切削深度,图 2(c) 给出两者之差的三维图。在光区的外围,由个性化眼模型方法计算出的切削方案切削较多的角膜组织。

表 7 给出 8 只眼睛由两种方法得到的角膜切削深度在光区中心处和外围处之差。其中,外围处为两者差别最大处。由表 7 可以看出,在光区中心处,两者相差很小,平均值为 $(0.09 \pm 0.04) \mu\text{m}$ 。在光区外围处,两者的相差较大,平均值为 $(0.37 \pm 0.13) \mu\text{m}$,最大差值为 $0.59 \mu\text{m}$ 。

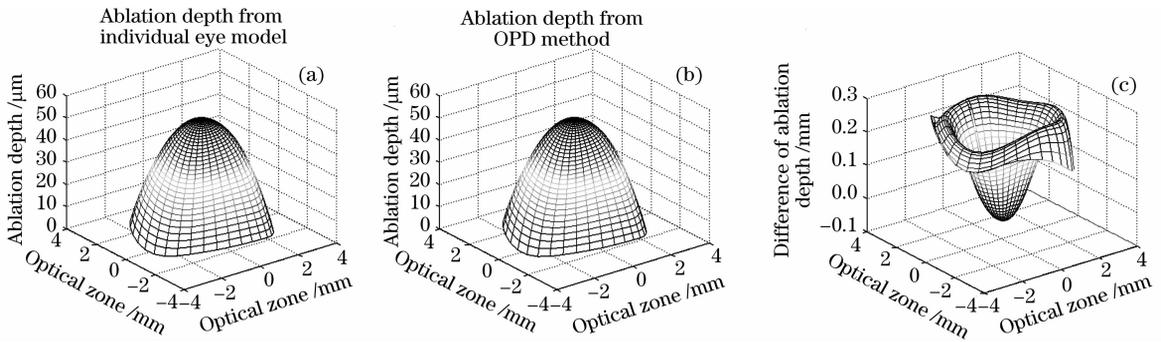


图 2 由个性化眼模型方法(a),光程差方法(b),深度之差(c)得到的个性化角膜切削深度

Fig. 2 Wavefront-optimized ablation depths of corneal calculated from individual eye model (a), optical path difference (OPD) method (b), their difference (c)

表 7 在光区中心处和外围处,分别由两种方法得到的角膜切削深度之差 / μm

Table 7 Difference of ablation depths at the center and in the periphery of the optical zone, calculated from the two methods / μm

	Eye number							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Center	0.08	0.15	0.04	0.09	0.04	0.10	0.06	0.17
Periphery	0.59	0.43	0.40	0.48	0.29	0.13	0.28	0.37

光程差方法计算角膜切削深度的依据是测量平面的波像差,眼波像差仪的测量位置是人眼的出瞳平面,而实施切削的位置是角膜处。位置不同波像差也不相同,因此采用光程差方法进行切削存在一定的系统误差。个性化眼模型方法,是以最优成像为目标对角膜进行优化,使人眼出瞳平面的波像差

为零,从而获得角膜的切削深度。该方法更精确。

4 结 论

本文给出了考虑视轴方向的个性化眼模型的构建方法。个性化眼模型包含更多个体人眼的解剖学特性,更接近于实际人眼的结构,能够更加准确地反

映人眼的光学特性。用个性化眼模型计算了波前引导的个性化角膜切削深度,并与用光程差方法得到的结果相比较。两者在光区中心处相差不大;随着半径增大,两者之差逐渐增大。对于我们所研究的实例,在光区外围处,两者之差为 $(0.37 \pm 0.13) \mu\text{m}$,最大值为 $0.59 \mu\text{m}$ 。个性化眼模型为研究人眼的视功能和个性化视觉矫正提供了一个有效工具。

参 考 文 献

- 1 J. Warren Blaker. Toward an adaptive model of the human eye[J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1980, **70**(2): 220~223
- 2 R. Navarro, J. Santamaria, J. Bescos. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1985, **2**(8): 1273~1281
- 3 Hwey-Lan Liou, Noel A. Brennan. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, **14**(8): 1684~1695
- 4 Huanqing Guo, Zhaoqi Wang, Qiuling Zhao *et al.*. Individual eye model based on wavefront aberration[J]. *Optik*, 2005, **116**(1): 80~85
- 5 Wang Yang, Wang Zhaoqi, Liu Ming *et al.*. Study on wavefront aberrations of human eyes at wide field of view based on individual eye model[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11): 1727~1733
王 杨,王肇圻,刘 铭等. 基于个性化人眼模型的大视场波像差特性的研究[J]. *光学学报*, 2006, **26**(11): 1727~1733
- 6 Rafael Navarro, Luis González, José L. Hernández. Optics of the average normal cornea from general and canonical representations of its surface topography[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2006, **23**(2): 219~232
- 7 David A. Atchison. Optical models for human myopic eyes[J]. *Vision Research*, 2006, **46**(14): 2236~2250
- 8 Jim Schwiegerling, Robert W. Snyder. Custom photorefractive keratectomy ablations for the correction of spherical and cylindrical refractive error and higher-order aberration[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1998, **15**(9): 2562~2579
- 9 Michael Mrochen, Christof Donitzky, Christian Wullner *et al.*. Wavefront-optimized ablation profiles: Theoretical background[J]. *J. Cataract Refract Surg*, 2004, **30**: 775~785
- 10 H. Burek, W. A. Douthwaite. Mathematical models of the general corneal surface[J]. *Ophthalmic Physiol. Opt.*, 1993, **13**(1): 68~72
- 11 Yu Nanyan, Han Ruizhu, Zhou Jianhua. *Linear Algebra and Spacial Analytic Geometry* [M]. Beijing: Science Press, 1999. 256~257
俞南雁,韩瑞珠,周建华. *线性代数与空间解析几何*[M]. 北京: 科学出版社,1999. 256~257
- 12 Shen Feng, Jiang Wenhan. The measurement error of wavefront phase with Shack-Hartmann wavefront sensor[J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(5): 666~671
沈 锋,姜文汉. 夏克-哈特曼波前传感器的波前相位探测误差[J]. *光学学报*, 2000, **20**(5): 666~671
- 13 Wei Xueye, Yu Xin. An optical wavefront sensing and reconstruction method based on Zernike polynomials[J]. *Acta Optica Sinica*, 1994, **14**(7): 718~723
魏学业,俞 信. 一种基于 Zernike 多项式的波前探测与重构方法[J]. *光学学报*, 1994, **14**(7): 718~723