

文章编号: 0258-7025(2009)10-2571-06

基于信息融合的人眼波前像差测量

张培茗 陈家璧 庄松林

(上海理工大学光学与电子信息工程学院, 上海 200093)

摘要 设计并实现了结合客观和主观的方法测量人眼波前像差。建立了主客观结合的人眼波前像差测量系统, 客观测量在瞳孔自然扩大时通过 4.8 mm 人造瞳孔进行测量, 主观测量是在被测者观察视标的过程中进行。实验获得了活体人眼主客观测量的像差, 两种方法的测量结果在特征级进行加权信息融合, 这种方法结合了主客观测量的特点, 能够较准确反映出人的视觉质量, 为个性化的人眼视觉矫正提供更合理的指导。

关键词 几何光学; 信息融合; 波前像差; 客观测量; 主观测量

中图分类号 O435.2 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL20093610.2571

Measurement of Human Eye's Aberrations Based on Information Fusion

Zhang Peiming Chen Jiabi Zhuang Songlin

(College of Optical and Electronic Information Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract An optical setup was proposed and realized to integrate the two methods combining objective with subjective in a system to survey human eye wave-front aberration, which can measure the human eyes' wavefront aberration with 4.8-mm artificial pupil when the natural pupil is dilated as objective measurement and the subject is watching optotypes as subjective measurement. The result datum from both objective measurement and subjective measurement is fused on feature level by information fusion method with the weighting factors, which is helpful to emphasize the advantages of both subjective and objective measurement. Considering the influence of neural system on human eyes, the fusion result can reasonably reflect subjects visual quality and give more detailed advices for ideal corneal customized ablation of human eyes.

Key words geometric optics; information fusion; wavefront aberration; objective measurement; subjective measurement

1 引言

像差使人眼的成像变模糊, 降低了人眼的视觉质量。目前准分子激光手术已经被使用到矫正视力中^[1,2], 一般屈光手术都是基于角膜地形图或者波前像差引导进行的^[3], 但像差仪测量的数据仅能反应出客观测量人眼的单色像差, 而根据这个数据进行矫正不能得到最佳的视觉质量^[4]。由于人眼本身的适应性调节等的影响, 人眼的像差是在动态变化

的^[5]。视觉的形成是光线经过光学系统后, 又经过神经系统的处理获得的, 因此人眼的视觉质量不仅受到像差的影响, 而且受到被测者神经系统的影响^[6]。最近的研究显示, 人的神经系统在一定程度上能够补偿眼的高阶像差^[7], 因此神经系统能够实现像差的矫正。视觉是主观性的, 包括了视觉质量的很多方面, 仅仅去衡量眼睛光学成像质量并不全面^[8]。一般测量人眼像差的方法分为两类: 客观测

收稿日期: 2008-11-14; 收到修改稿日期: 2008-12-19

基金项目: 国家 973 计划(2007CB935303, 2005CB724304)、国家自然科学基金(60778031)和高等学校博士点基金(20050252004)资助课题。

作者简介: 张培茗(1981—), 男, 博士研究生, 主要从事视觉光学方面的研究。E-mail: zpmking@163.com

导师简介: 陈家璧(1946—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事光电精密测量技术、光学信息处理和视觉光学等方面的研究。E-mail: jchenk@online.sh.cn

量和主观测量^[9,10]。客观测量能够很好地反映人眼光学结构的成像质量。主观测量的结果包含了人眼神经系统的影响,更符合人眼的视觉形成过程。

本文使用信息融合技术对主客观测量结果进行处理,信息融合一般可以分为3个层次,分别是:数据级、特征级和决策级^[11,12]。在特征级对主观和客观测量得到的 Zernike 系数进行信息融合,最后得到了融合后的人眼波前像差。

2 主客观结合人眼波前像差测量系统

实验系统原理如图1所示,波长为780 nm的半导体激光器(LD)发出激光,经过由10×显微物镜和10 μm小孔构成的空间滤波器、准直透镜、中性密度滤光片和可变光阑后,进入人眼。中性密度滤光片能够减小入射到人眼的激光功率,保证入射激光功率在人眼安全范围内,本系统入射到人眼的激光功率小于5 μW^[13]。可变光阑把入射到人眼的激光光束的直径调整为2 mm,这时能够在接收器上获得较好的信号。激光进入人眼后,入射光聚焦在视网膜上,在视网膜上得到信标光,视网膜对信标光进行反射。反射光经过了整个人眼光学系统,携带了全部人眼的像差。人眼出瞳位置与反射镜和波前传感器相互共轭,这个关系通过L₁~L₄组成的两个4f系统联系起来。波前传感器选用荷兰OKO公司的透镜阵列127个子孔径的Hartmann-Shack传感器,每个微透镜直径0.3 mm,焦距18 mm,测量精度λ/50。人眼的瞳孔并不是标准的圆形,而是椭圆形,为了保证测量和波前重构的准确,在眼瞳孔前增加了一个直径4.8 mm的圆形人造瞳孔,这样波前传感器接收到的是一个标准圆形的波面。实验中增加了离焦补偿装置,该装置由电控平移台和两对反

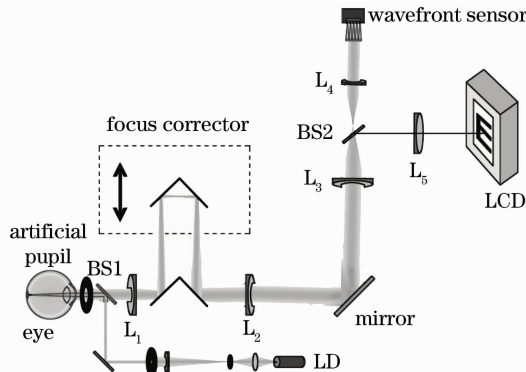


图1 主客观结合测量人眼波前像差实验原理图

Fig.1 Schematic diagram of the combined objective and subjective measurement system in the experiments

射镜构成,其中一对反射镜固定在平移台上,通过平移台的移动来改变人眼反射光的屈光度,从而保证系统能够对屈光不正眼进行测量。系统中加入了一个7寸液晶显示器(LCD),能够显示不同方向和不同大小的E型或C型视标,通过透镜L₅、分光镜BS2和L₁~L₃能把LCD显示的图形成像到人眼5 m远,以实现主观测量需要的人眼观察与调节。

3 主客观结合测量人眼像差的原理

测量包括两个部分,分别是客观测量和主观测量。首先进行客观测量。测量在无睫状肌麻痹下进行,被测者在室内暗环境中,瞳孔能够自然放大,这时被测者的瞳孔大于4.8 mm。被测者的头部通过托架进行固定。测量前离焦补偿装置对人眼的离焦进行补偿,离焦补偿平移台的位移量Δx与所补偿的屈光度S_D之间的关系为

$$S_D = \frac{2000 \cdot \Delta x}{f_1^2}, \quad (1)$$

其中f₁为透镜L₁的焦距。

像差测量是在离焦补偿后进行的,Hartmann-Shack传感器采集得到人眼反射波前的图像,通过图像处理计算出透镜阵列光斑的移动量,使用最小二乘法进行波前重建^[14,15]。波前像差使用7阶36项Zernike多项式展开,因此补偿后的波前像差可以表示为

$$W_C(x, y) = \sum_{i=0}^{35} C_{C_i} Z_i(x, y), \quad (2)$$

其中Z_i(x, y)为7阶Zernike项,C_{C_i}为补偿后的Zernike系数。根据Zernike系数与球镜S、柱镜C和轴向A之间的关系^[16]

$$\begin{cases} J_{45} = (-2\sqrt{6}/y^2)[C_{C_3}(2, -2)] \\ M = (-4\sqrt{3}/y^2)[C_{C_4}(2, 0)] \\ J_{180} = (-2\sqrt{6}/y^2)[C_{C_5}(2, 2)] \end{cases}, \quad (3a)$$

$$\begin{cases} C = -2\sqrt{J_{45}^2 + J_{180}^2} \\ S = M - C/2 \\ A = \frac{1}{2}\arctan(J_{45}/J_{180}) \end{cases}, \quad (3b)$$

其中y为瞳孔半径,C_{C₃}(2, -2),C_{C₄}(2, 0)和C_{C₅}(2, 2)是补偿后的Zernike系数。J₄₅,M和J₁₈₀分别为Jackson交叉柱镜在45°/135°轴位上、等效球镜和Jackson交叉柱镜在90°/180°轴位上的屈光度(单位:1/m),可以计算得到临床中常用的球镜和柱镜。考虑到补偿的屈光度S_D,计算得到客观测量

未补偿的 Zernike 系数 $C_{04}(2,0)$ 和 S_D 之间的关系

$$C_{04}(2,0) = C_{C4}(2,0) + \frac{y^2}{-4\sqrt{3}}S_D, \quad (4a)$$

由于补偿前后 $C_{C3}(2,-2)$ 和 $C_{C5}(2,2)$ 这两项是不变的,因此

$$\begin{aligned} C_{03}(2,-2) &= C_{C3}(2,-2) \\ C_{05}(2,2) &= C_{C5}(2,2) \end{aligned}, \quad (4b)$$

同理用(4)式的 C_{0i} 代替(2)式的 C_{Ci} 可以得到客观测量的总的波前像差

$$W_O(x,y) = \sum_{i=0}^{35} C_{0i}Z_i(x,y), \quad (5)$$

式中 C_{0i} 为 Zernike 系数。

主观测量包括两个过程:视觉测试和像差测量。像差测量前被测者通过成像透镜和分光镜观察 LCD 显示的视标,首先 LCD 显示 1.0(小数计数)的视标,这个视标正好对应人眼的 $1'$ 视角,是正视眼所能看清的视标。LCD 随机显示 4 个方向(上,下,左,右)的视标,被测者需要把看到视标后能否看清的判断结果通过键盘输入到计算机中,计算机根据被测者输入的结果来决定下一个要显示视标的等级。如果被测者能够识别这个等级的视标,LCD 就继续显示该等级的视标。如果被测者能够连续 3 次判断正确该等级的视标,LCD 就显示更小的视标,相反就显示更大的视标。直到被测者能够识别某一等级的视标,而更小的视标无法识别时停止测试。每次显示视标时 Hartmann-Shack 传感器都进行像差测量,测量得到 7 阶 Zernike 系数 $C_{Si}(n,m)$,经过 j 次测量得到全部的 Zernike 系数表示为

$$C_{Si}(n,m) = \sum_j b_j C_{Sij}(n,m), \quad \sum_j b_j = 1, \quad (6)$$

其中 b_j 为 j 次测量的权重因子。主观测量的波前像差 $W_S(x,y)$ 为

$$W_S(x,y) = \sum_{i=0}^{35} C_{Si}Z_i(x,y). \quad (7)$$

主观测量的方法是参考基于光线追迹的心理测试方法进行的^[17],测量是在被测者眼没有进行睫状肌麻痹,能够进行适应性调节的眼正常状态下进行的。在主观测量中被测者观察不同的视标,通过被测者的调整使观察更清楚,大脑神经参与了观察。一般的主观测量采用逐条光线进行判断需要的时间比较长,测量时间过长会导致眼睛疲劳,使测量的误差增大。人脑神经的处理过程不是对一条一条清晰的光线成的投射点进行处理,而是对由于像差可能产生的模糊图像进行处理,得到清晰的像。因此逐条光线测量不能实现人脑神经对于视觉信号的综合

处理,文献[17]的方法不能像传统的综合验光仪那样,在完整的成像过程同时对于人眼进行检查,不能完全发挥眼神经图像处理的主观视觉作用。在测量过程中,对于图像的观察是完整成像的,相比之下更加体现出人的视觉中脑功能的作用。

这里使用信息融合的方法来处理(5)式和(7)式的 Zernike 多项式。目前信息融合技术被广泛应用于图像处理中,其基本思想是结合不同的源信息,目的是获得高品质的有用信息。使用信息融合技术能够结合两种测量方法的优点,从而更全面地描述人眼像差。信息融合技术可以分为 3 个层次,分别是数据级、特征级和决策级。数据级和决策级融合并不适合在本系统中使用,首先数据级是信息融合的最低级,对于本系统就是对 Hartmann-Shack 传感器得到的图像进行图像融合,由于主客观测量的差异,传感器图像中光斑的质心会有所偏移,如果直接对测量得到的图像进行融合,融合后的图像使光斑变模糊,从而导致光斑的质心定位不准确,使测量结果误差增大,也无法反映出主客观测量的特点。其次,决策级的信息融合是一个决策的过程,最终得到的是一个判断的结果,因此无法获得 Zernike 多项式系数的数量信息。因此可选择在特征级进行信息融合,由于 Zernike 多项式的特点,Zernike 多项式本身的一些低阶项与光学像差的对应关系,能够直接反映出眼像差的特征,而且各项之间相互正交,对于像差分析非常方便。使用加权的方法对客观测量和主观测量的数据进行处理,得到融合后的 Zernike 系数为

$$C_{Fi}(n,m) = K_A C_{0i}(n,m) + K_B C_{Si}(n,m), \quad (8)$$

其中 K_A 和 K_B 分别是客观测量和主观测量的融合因子,其中

$$K_A + K_B = 1, \quad (9)$$

C_{Fi} 是融合后的 36 项 Zernike 系数,得到融合后的波前像差为

$$W_F(x,y) = \sum_{i=0}^{35} C_{Fi}Z_i(x,y). \quad (10)$$

4 主客观结合测量人眼像差实验

实验已对大量的被测者的像差进行了测量,在客观测量和主观测量的基础上,进行了信息融合。下述为其中两个典型的实验结果,分别对年龄 28 岁的被测者 YK 和 24 岁的被测者 CL 的右眼进行测量。被测者处于室内暗环境中,这时被测者的瞳孔自然放大,直径大于测量系统的通光孔径 4.8 mm。

测量前离焦补偿装置对被测眼的离焦进行了补偿。Hartmann-Shack 传感器只对残余像差进行测量和分析。

图 2 所示是客观测量得到的被测者的波前像差图,被测者 YK 残余像差的 RMS 为 $1.19 \mu\text{m}$,被测者 CL 残余像差的 RMS 为 $0.79 \mu\text{m}$ 。两例被测眼均具有较大的高阶像差。客观测量后进行主观测量,被测者通过测量系统观察 LCD 所显示的视标,测量 YK 时,根据被测者的判断,视标从 1.0 变化到 0.6,测量得到了波前像差。图 3 所示是被测者 YK

观察 1.0 和 0.6 视标时的测量结果,得到的残余像差的 RMS 为 $0.86 \mu\text{m}$ 和 $0.95 \mu\text{m}$ 。测量 CL 时,视标从 1.0 变化到 0.8,图 4 所示是被测者 CL 观察 1.0 和 0.8 视标时的测量结果,得到的残余像差的 RMS 为 $0.68 \mu\text{m}$ 和 $0.44 \mu\text{m}$ 。从两例被测眼的测量结果可以看出,主观测量的波前像差小于客观测量的结果,被测者在观察视标时的适应性调整减小了波前像差。在观察不同大小的视标时,像差也有所不同,主要由于人眼调节时的动态变化造成,但波前像差的波动值较小。

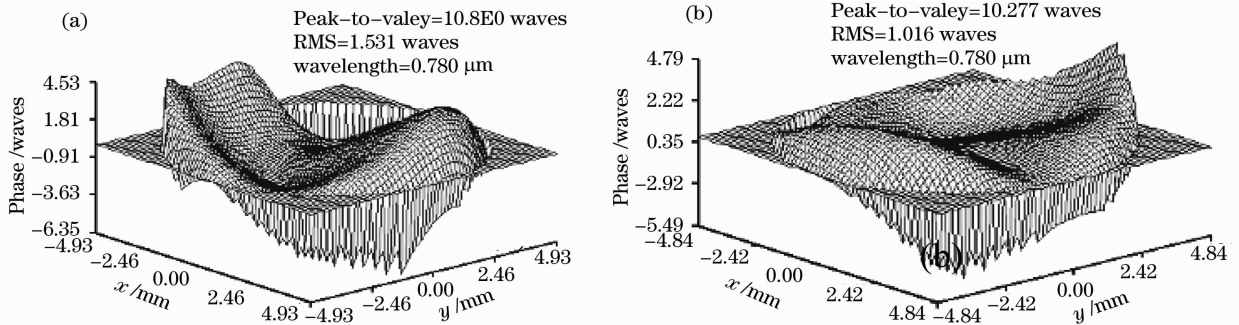


图 2 被测者 YK(a)和 CL(b)的客观测量波前像差

Fig. 2 Wavefront maps of subject YK(a) and CL(b) in objective measurement

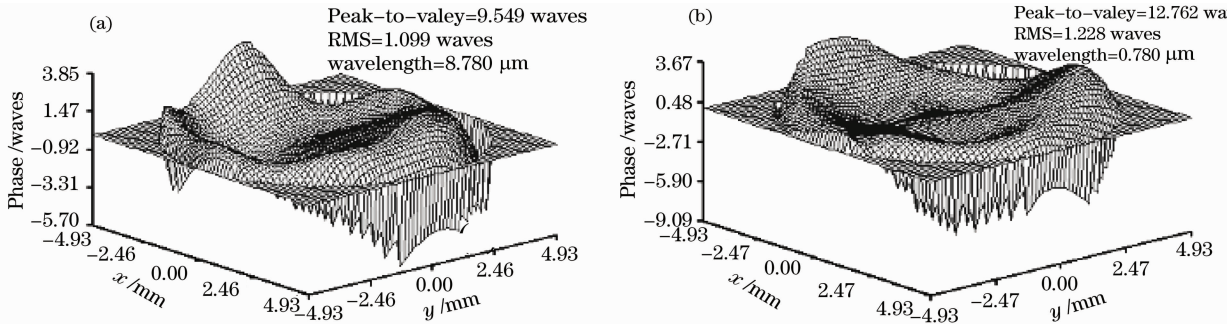


图 3 被测者 YK 在视标 1.0 和 0.6 时的主观测量波前像差

Fig. 3 Wavefront maps of subject YK in subjective measurement while optotypes is 1.0 and 0.6

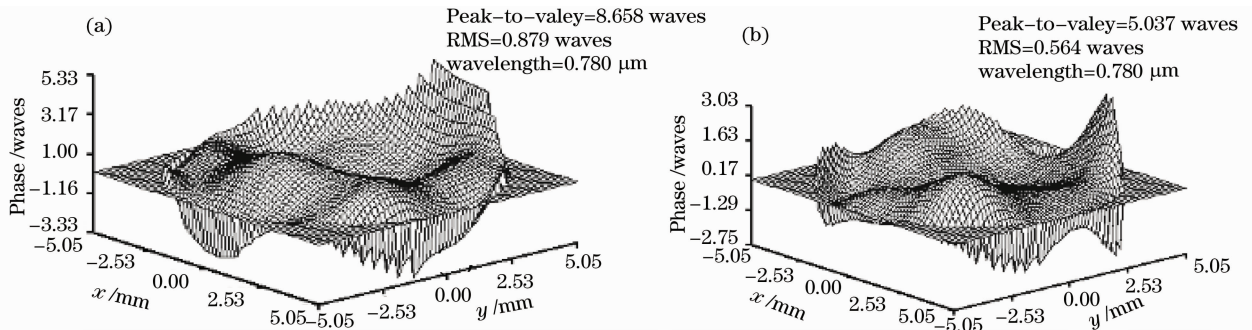


图 4 被测者 CL 主观测量视标在 1.0 和 0.8 时的波前像差

Fig. 4 Wavefront maps of subject CL in subjective measurement while optotypes is 1.0 and 0.8

客观和主观测量分别得到了每组 36 项的 Zernike 系数,信息融合前给定了融合因子的值 $K_A = K_B = 0.5$ 。给定的融合因子说明客观和主观

测量结果对波前像差分别有一半的影响。由于在进行屈光矫正手术时只能根据唯一的数据来进行矫正,这里选择融合因子为 0.5 只是给出了一种数据

处理方式,而融合因子是可以调整的,在后续的工作中,需要根据实验来确定融合因子的值。要根据大量人群的实验结果进行分析,对于不同的人群给出不同的融合因子。因为,人眼像差会随着年龄的增长而增大,而且近视和远视也有不同的特点,对于不

同的人群在不同情况下应该选用不同的 K_A 和 K_B 的值。图 5(a)~(c)分别显示的是被测者 YK 的客观测量、主观测量和融合后的波前像差系数。从图中可以看出融合后的 Zernike 系数结合了客观和主观测量的优点,最后进行了融合后的波前重建,如图 6 所示。

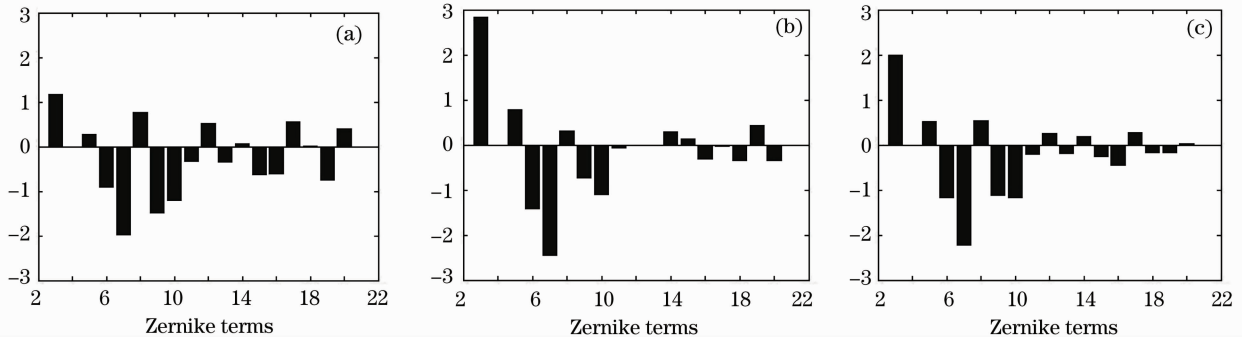


图 5 客观测量(a)、主观测量(b)和信息融合(c)的 Zernike 系数

Fig. 5 Zernike coefficients of the objective (a), subjective (b) measurement and wavefront aberration of information fusion(c)

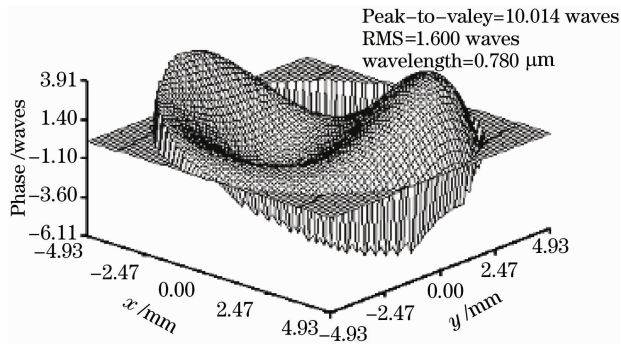


图 6 融合后的波前像差和点扩散函数(PSF)

Fig. 6 Wavefront map and associated PSF for fused wavefront aberration

5 结 论

建立了主客观结合的人眼波前像差测量系统,在进行客观测量时考虑到人眼自身的调节功能,没有对人眼进行睫状肌麻痹,这时人眼处于正常的工作状态。一般客观测量都要进行散瞳,使得人眼的状态与正常工作状态不同,而且在文献[5]中就提到,角膜屈光手术中不能忽略神经系统对像差的影响。从实验中可以看出,使用客观测量和主观测量的结果有所不同,但在进行屈光手术时要给出的数据必须是唯一的,这个参数就可以是客观和主观测量融合的结果。使用信息融合技术结合主客观测量的结果,能够更好地反映出人眼波前像差的特征,从而更接近人眼的实际工作状态,能够为个性化的人眼屈光校正提供指导。

参 考 文 献

- 1 E. Moreno-Barriuso, J. M. Lloves, S. Marcos *et al.*. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing [J]. *Invest Ophthalmol Vis. Sci.*, 2001, **42**(6): 1396~1403
- 2 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
- 3 S. Marcos, S. Barbero, L. Llorente *et al.*. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements [J]. *Invest Ophthalmol Vis. Sci.*, 2001, **42**(13): 3349~3356
- 4 G. Y. Yoon, D. R. Williams. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, **19**(2): 266~275
- 5 H. Hofer, P. Artal, B. Singer *et al.*. Dynamics of the eye's wave aberration [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2001, **18**(3): 497~506
- 6 L. Chen, P. Artal, D. Gutierrez *et al.*. Neural compensation for the best aberration correction [J]. *J. Vision*, 2007, **7**(10): 1~9
- 7 P. Artal, L. Chen, E. J. Fernández *et al.*. Neural compensation for the eye's optical aberrations [J]. *J. Vision*, 2004, **4**: 281~287
- 8 X. Cheng, L. N. Thibos, A. Bradley. Estimating visual quality from wavefront aberration measurements [J]. *J. Refract. Surg.*, 2003, **19**(5): S579~S584
- 9 J. Liang, B. Grimm, S. Goelz *et al.*. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with use Hartmann-Shack wave-front sensor [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1994, **11**(7): 1949~1957
- 10 H. Howland, B. Howland. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye [J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1977, **67**(11): 1508~1518
- 11 D. L. Hall, J. Llinas. An introduction to multisensor data fusion [J]. *Proc. IEEE*, 1997, **85**(1): 6~23
- 12 Pan Quan, Yu Xin, Cheng Yongmei *et al.*. Essential methods

- and progress of information fusion theory[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2003, **29**(4): 599~615
潘 泉, 于 昕, 程咏梅 等. 信息融合理论的基本方法与进展 [J]. *自动化学报*, 2003, **29**(4): 599~615
- 13 F. C. Delori, R. H. Webb, D. H. Sliney. Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2007, **24**(5): 1250~1265
- 14 Xue Lixia, Rao Xuejun, Wang Cheng *et al.*. Higher-order aberrations correction and vision analysis system for human eye [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(5): 893~897
薛丽霞, 饶学军, 王 成 等. 人眼高阶像差校正和视觉分析系统 [J]. *光学学报*, 2007, **27**(5): 893~897
- 15 Yu Xiang, Rao Xuejun, Xue Lixia *et al.*. Dynamic aberration measuring instrument inducing human eye accommodation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(7): 1198~1204
余 翔, 饶学军, 薛丽霞 等. 可诱导人眼自主调节的动态像差测量仪[J]. *光学学报*, 2007, **27**(7): 1198~1204
- 16 T. O. Salmon, L. N. Thibos. Videokeratoscope-line-of-sight misalignment and its effect on measurements of corneal and internal ocular aberrations [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, **19**(4): 657~669
- 17 J. C. He, S. Marcos, R. H. Webb *et al.*. Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1998, **15**(9): 2449~2456