

文章编号 1004-924X(2009)09-2084-07

用于人眼波前像差测量的照明系统设计

张培茗¹, 陈家璧¹, 杨 雪¹, 谢海明²

(1. 上海理工大学 光学与电子信息工程学院, 上海 200093;

2. 上海理工大学 医学光学与视光学研究所, 上海 200093)

摘要:为了解决采用细平行光照明测量大像差人眼时测量精度下降的问题,设计了一种自动可调照明系统。照明光路中加入了一个位置可以自动调整的准直透镜,调整这个透镜的位置可以准确地改变照明光的光屈度,精密电控平移台可以对准直透镜的位置进行快速准确扫描定位。实验测量了模拟眼的像差,对细平行光照明系统和自动可调照明系统的实验结果进行了对比。结果显示,使用自动可调照明使传感器获得图像的峰值信噪比(PSNR)由5.72 dB提高到19.89 dB,对 -5 m^{-1} 模拟眼测量的平均离焦也由 $-(4.285\pm 0.208)\text{ m}^{-1}$ 提高到 $-(5.041\pm 0.157)\text{ m}^{-1}$,表明使用自动可调照明系统提高了Hartmann-Shack传感器图像的信噪比,使测量结果更加准确。

关键词:人眼像差;照明系统;Hartmann-Shack传感器;电控平移台

中图分类号: O435.2; TH773 **文献标识码:** A

Illumination system design for ocular wavefront aberration measurement

ZHANG Pei-ming¹, CHEN Jia-bi¹, YANG Xue¹, XIE Hai-ming²

(1. College of Optical and Electronic Information Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Laboratory of Medical Optics & Optometry, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: A kind of automatic and adjustable illumination system was designed to improve the poor precision in the measurement of strong ocular aberration of human by a narrow parallel beam illumination. By adding a position adjustable collimation lens in the light path, the diopter of illumination light source could be precisely controlled by adjusting the lens, and the position of collimation lens could be exactly and rapidly scanned and located by a motorized stage. Moreover, the aberrations of a model eye are measured by the narrow parallel beam illumination system and by the adjustable illumination system in this experiment respectively. The obtained results show that the Peak Signals to Noise Ratio(PSNR) of the image got by the sensor in the automatic and adjustable illumination system are improved from 5.72 dB to 19.89 dB, and the average defocuses of a -5 m^{-1} model eye is changed from $-(4.285\pm 0.208)\text{ m}^{-1}$ to $-(5.041\pm 0.157)\text{ m}^{-1}$ as compared with that of the narrow parallel beam illumination. These data show that the PSNR of the image for Hartmann-Shack sensor has been obviously improved

收稿日期: 2008-07-08; **修订日期:** 2008-10-27.

基金项目: 国家973重点基础研究发展规划资助项目(No. 2007CB935303, 2005CB724304); 国家自然科学基金资助项目(No. 60778031); 高等学校博士点基金资助项目(No. 20050252004)

by the automatic and adjustable illumination system, which makes the measurement result more accurate.

Key words: ocular aberration; illumination system; Hartmann-Shack sensor; motorized stage

1 引言

随着时代的发展,人们需要从外界获取的信息越来越多,而且这些信息大部分都是通过人眼获得的,人眼的过度使用使屈光不正的发病率逐年增加。一般进行屈光矫正之前要进行视力检查,尤其在进行准分子激光手术前,需要获得准确的人眼波前像差信息^[1]。研究表明,高阶像差对人眼成像质量的影响也很大,尤其是在暗光、大瞳孔情况下^[2]。人眼波前像差的测量是从上世纪中期开始的,到了上世纪90年代,Liang等人首次提出并使用Hartmann-Shack波前传感器对人眼波前像差进行了测量,利用建立的光学系统获得了人眼波前像差的准确信息,从而为人眼波前像差测量掀开了新的一页^[3]。使用这种方法进行人眼像差测量时,入射光在视网膜上的照明效果对Hartmann-Shack传感器获得图像的质量有直接影响,尤其对于屈光不正的患者,由于患者的眼中包含了大量的像差,尤其是离焦像差,严重影响了像差测量中入射光的照明效果。因此,为了提高入射光的照明效果,保证测量的准确,需要根据不同屈光度的被测眼进行预补偿。文献[4]中设计了一种插片式的人眼像差预补偿装置,但插片方式调整不方便,而且插片不能连续补偿。因此,本文设计了一种可调照明光学系统,用于连续快速的改善人眼波前像差测量时的照明效果。

2 Hartmann-Shack 传感器测量人眼波前像差的原理和方法

2.1 Hartmann-Shack 原理

Hartmann-Shack 原理由 Hartmann 提出,后经 Shack 进行了改进,基本思想是把一个完整的波前划分为若干小区域,这个划分一般使用透镜阵列来实现,入射波前经过透镜阵列后在透镜阵列的焦平面上得到一系列的焦点^[5]。

畸变的波前经过透镜阵列后,焦点质心相对于理想平面波经过透镜的焦点质心产生一个偏移

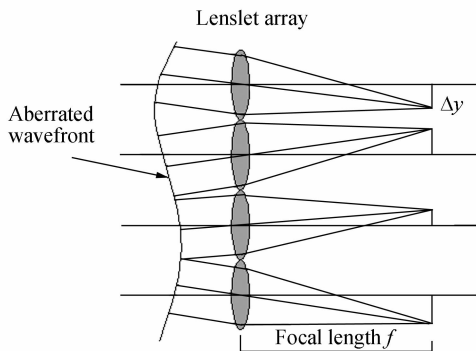


图1 Hartmann-Shack 传感器原理图

Fig. 1 Schematic diagram of Hartmann-Shack sensor

量,如图1所示,通过CCD采集透镜阵列焦面处的图像,并使用图像处理算法计算得到每个焦点质心的偏移量,就可以通过波前重构算法计算得到完整的波前像差。测量得到的偏移量与波前斜率的关系可以用式(1)表示:

$$\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} = \frac{\Delta x}{f}, \quad \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} = \frac{\Delta y}{f}, \quad (1)$$

式中, $W(x, y)$ 为被测波前, f 为微透镜阵列的焦距, Δx 和 Δy 分别是焦点质心在 x 轴和 y 轴的偏移量。在圆孔径中,一个完整的波前可以用Zernike多项式展开式(2)表示,使用Zernike多项式进行波前重构有显著的优点,Zernike多项式在单位圆上正交,而且其中一些低阶项与几何像差有直接的对应关系,使用这种方法可以方便地对人眼像差的组成进行分析,因而这一方法在眼科中被广泛使用。

$$W(x, y) = \sum C_i Z_i(x, y), \quad (2)$$

根据波前斜率计算得到Zernike多项式的系数 C_i 就可以得到完整的波前像差^[6-8]。

2.2 Hartmann-Shack 传感器测人眼像差的方法

Hartmann-Shack 传感器(Hartmann-Shack Sensor, HSS)测量人眼像差的基础是光线追迹原理,如图2所示。半导体激光器(LD)发出一束平行的激光进入人眼后,经过人眼光学系统并会聚到视网膜上,视网膜对入射光进行反射,反射后的波前携带了整个人眼(包括角膜、晶状体等)的像差信息,通过分光镜和反射镜后,最终被Hartmann-Shack传感器测量得到像差信息^[9]。

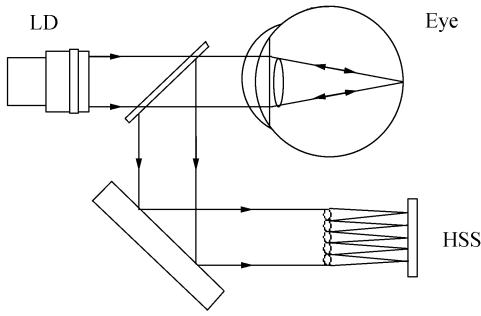


图 2 Hartmann-Shack 传感器测量人眼像差原理

Fig. 2 Measurement principle of human eye aberration with a Hartmann-Shack sensor

3 人眼像差测量中的照明系统

照明系统用于对人眼视网膜进行照明,在视网膜上形成信标光,反射后的信标光携带了像差信息送至传感器,在眼底形成的信标光的成像质量直接影响传感器最后得到图像的质量。提高照明效果有两个方法,第一是减小视网膜聚焦光斑的大小,视网膜上聚焦的光斑越小,传感器最后得到的图像质量越好;第二是提高照明激光的强度,但人眼可以承受的激光强度是有限的,超过强度安全界限的激光会对人眼造成永久的伤害。因此,在激光强度限制的前提下只能使用第一种方法来提高照明效果。一般的照明方式是使用细平行光($\Phi 2\text{ mm}$)进行照明^[10],如果被测人眼是正视眼,视网膜位于人眼屈光系统的焦平面上,正视眼在小孔径内的像差较小,这时的照明效果较好。但对于近视或远视眼来说,平行光经过人眼屈光系统后,光线不能会聚于视网膜上,而是会聚于视网膜之前或之后,在视网膜上形成一个发散的光斑。随着近视或远视程度的增加,照明的效果也在降低,而且人眼中还存在各种像差,都会对照明的效果产生影响,但对人眼成像质量影响较大的是离焦(近视、远视),因此照明系统设计时要考虑对离焦的补偿。

4 人眼像差测量系统和照明系统设计

4.1 人眼像差测量光学系统

图 3 所示为本文建立的基于 Hartmann-Shack 传感器的人眼波前像差测量系统,该系统

由荷兰 OKO 公司生产的可变形镜(Deformable Mirror, DM)和 Hartmann-Shack 传感器构成, HSS 用来测量波前像差, DM 能够对测量得到的像差进行补偿, HSS 的透镜阵列子孔径为 127 个,测量精度可以达到 $\lambda/50$ 。

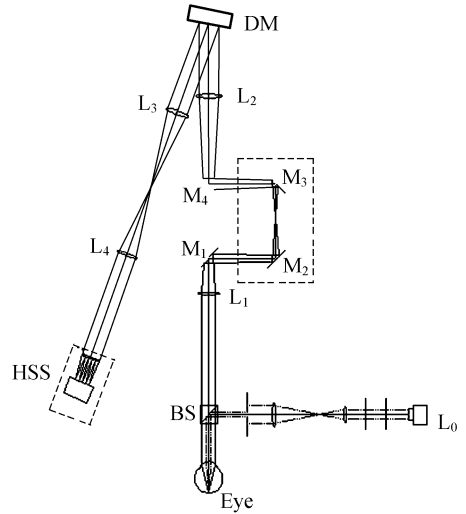


图 3 人眼像差测量实验原理图

Fig. 3 Schematic diagram of experimental setup for measurement of human eye aberration

系统由照明光路和检测光路组成。半导体激光器 LD(780 nm)发出激光经过照明光学系统对人眼视网膜照明,反射光经过由消色差透镜 L_1 、 L_2 和 L_3 、 L_4 组成的两个望远系统后被 HSS 接收。使用 DM 和 HSS 组成闭环自适应光学系统,测量得到人眼像差后,DM 可以对人眼像差进行补偿。为保证测量准确,人眼瞳孔、DM 和 HSS 相互共轭。 $M_1 \sim M_4$ 为 4 片反射镜,其中 M_2 和 M_3 位于平移台上,它们组成了测量系统的离焦补偿装置。

4.2 照明系统设计

平行光入射的照明结构不能完全满足对屈光不正人眼的照明要求,因此,本文针对不同屈光状态的人眼设计了一种自动可调照明系统。在测量时首先由计算机控制电控平移台进行扫描, Hartmann-Shack 传感器接收人眼视网膜反射的图像信息,当传感器上图像效果最好、对比度最大时停止扫描,然后再进行像差测量。图 4 为控制平移台移动流程图。图 5 为由半导体激光器、空间滤波器、准直透镜、中性密度滤光片、精密电控平移台等组成的照明系统。

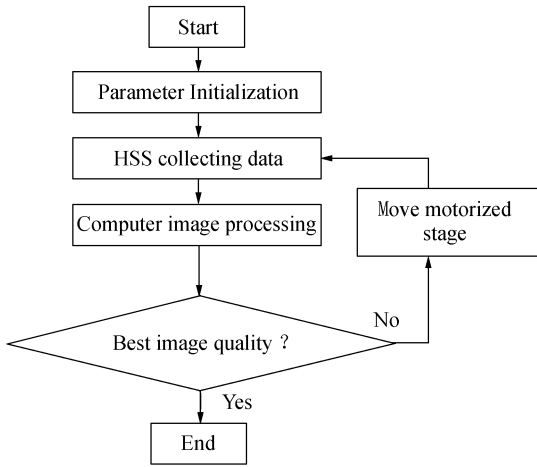


图 4 控制平移台移动流程图

Fig. 4 Flow of control for move motorized stage

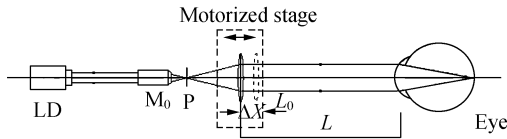


图 5 照明系统结构图

Fig. 5 Configuration of illumination system

半导体激光器 LD 发出激光经过整形后变为平行光,经过 40× 显微物镜 M₀ 和小孔 P 构成的空间滤波器进行滤波,之后由准直透镜 L₀ 进行准直。准直透镜 L₀ 置于精密电控平移台上,精密电控平移台可以对 L₀ 的位置进行精确定位。精密电控平移台选用超薄电控平移台,平移台由步进电机控制移动距离。平移台的螺距为 1 mm,行程为 30 mm,分辨率为 0.625 μm,重复定位精度 < 5 μm。

根据高斯公式计算平移台与人眼屈光度之间的对应关系,通过精密电控平移台的移动对不同屈光度的人眼进行照明。平移台的移动量为 Δx, f' 为透镜 L₀ 的焦距,根据透镜 L₀ 的成像关系,由高斯成像公式:

$$\frac{1}{l'} - \frac{1}{l} = \frac{1}{f'} \quad (3)$$

计算得到移动量:

$$\Delta x = \frac{f' + L - \frac{1000}{\text{DPT}} \pm \sqrt{\left(\frac{1000}{\text{DPT}} - f' - L\right)^2 + 4f'^2}}{2} \quad (4)$$

根据式(4)可以计算得到眼屈光度(DPT)与平移

台移动量(Δx)的关系。本系统在 f' = 40 mm, L = 100 mm 时,计算得到的屈光度为 ±5 m⁻¹ 的人眼照明时 Δx 与屈光度之间的关系,如表 1 所示。

表 1 Δx 与 ±5 m⁻¹ 屈光度的对应关系

Tab. 1 Relationship between Δx and ±5 m⁻¹ diopter

DPT(m ⁻¹)	Δx(mm)	DPT(m ⁻¹)	Δx(mm)
1	1.856	-1	-1.402
2	4.391	-2	-2.490
3	7.949	-3	-3.357
4	13.007	-4	-4.060
5	20.000	-5	-4.642

5 实验结果及分析

在照明系统计算设计的基础上,通过设计外围控制电路和编程实现了对精密电控平移台的控制,使用计算机、采集卡和细分电路组成了精密电控平移台控制系统。实验中分别使用细平行光照明和本文设计的可调照明系统测量模拟眼像差。由于获得的传感器图像要经过图像处理并计算得到透镜阵列上每个焦点的质心偏移量,因此图像的质量直接影响焦点质心判断的准确性。本文使用传感器测量得到了原始图像是 8 bit 256 级的灰度图像并使用峰值信噪比(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)评价了传感器得到的图像质量,峰值信噪比定义如下:

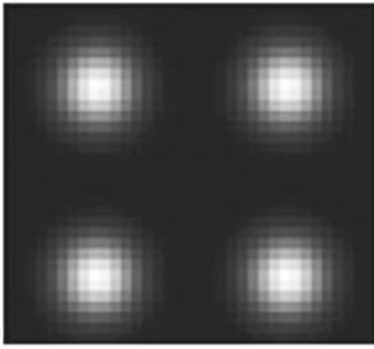
$$\text{MSE} = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [I(i,j) - K(i,j)]^2 \quad (5)$$

$$\text{PSNR} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{255^2}{\text{MSE}} \right) \quad (6)$$

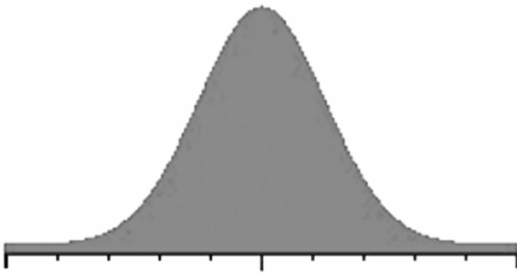
其中, MSE 是理想图像 I(m, n) 与存在噪声的图像 K(m, n) 之间的均方误差(Mean Square Error), PSNR 的单位为 dB^[11]。

理想的成像点的图像在整个焦点范围内具有各种不同灰度级别(图 6),而且在焦点的中心位置具有接近饱和的灰度值,这样在使用图像处理确定焦点的质心时可以更加准确,如果传感器得到的图像过饱和或欠饱和都会增大误差。

实验中,把模拟眼的屈光度调整为 -5 m⁻¹。首先使用细平行光束照明,图 7 所示是传感器得到的原始图像,图中右上部分为局部放大图。为了分析方便,对典型的局部图进行了分析。由于



(a) 点阵图
(a) Lattice picture



(b) 一个焦点的灰度值曲线
(b) Curve of gray scale for a focus point of lens array

图 6 透镜阵列成像点的理想图像

Fig. 6 Ideal pictures of lens array imaged point

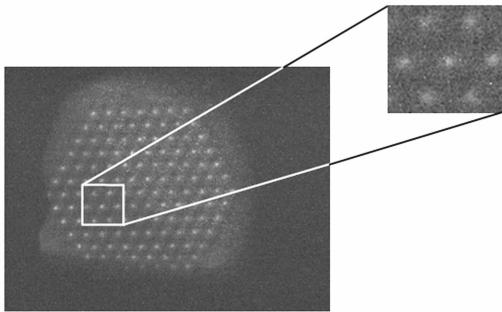


图 7 测量模拟眼获得的原始图像

Fig. 7 Original image of model eye measured by experimental instrument

测量时的信号比较微弱,因此可将传感器的灵敏度调整到最高,从图中可以看出由于照明效果较差,灵敏度的提高也使噪声增多,计算得到 PSNR 只有 5.72 dB,在相同条件下重复测量 5 次,得到模拟眼的离焦为 $-(4.285 \pm 0.208) \text{ m}^{-1}$ 。

图 8 是对图 7 中一个焦点绘制的 x 方向的像素与灰度值关系曲线,图中横坐标是像素的数

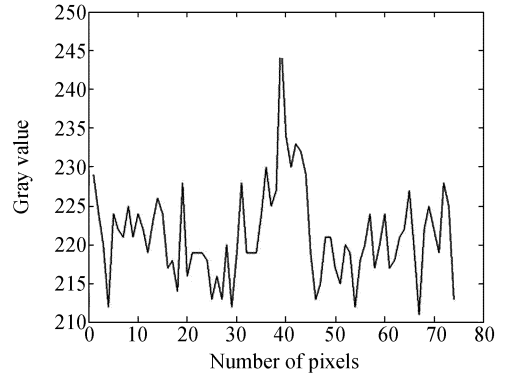


图 8 一个焦点 x 方向的灰度值曲线

Fig. 8 Curve of gray value at one focus along x axis

量,纵坐标是像素对应的灰度值。由于图像中灰度值与光强正好相反,为了曲线图中显示更为清晰,该曲线图是反色后的灰度值曲线。图中噪声点很多,而且背景的光强与焦点的强度差别不大,因此质心判断时误差很大。由于原始数据中噪声很大,因此进行线性滤波,滤波后图像如图 9 所示,大部分噪声都已经消除,但焦点的位置不够明显,因此质心也难以判断准确。

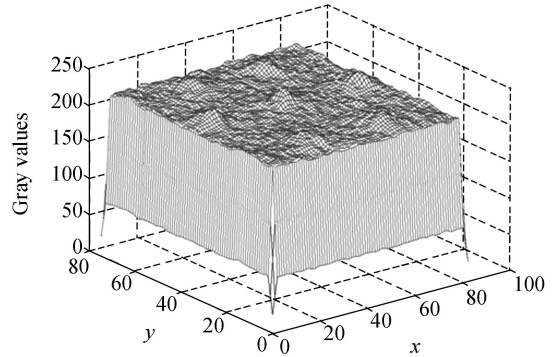
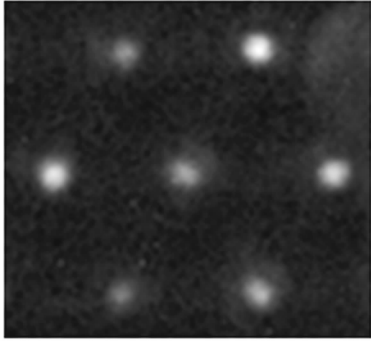


图 9 平行光照明传感器光斑三维图

Fig. 9 Three dimensional graph of sensor illuminated by narrow parallel light

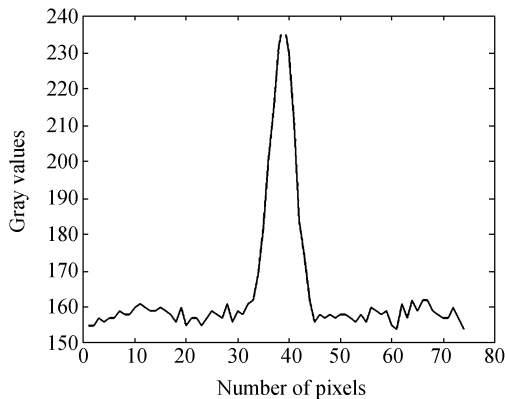
在相同的条件下,使用本文设计的可调照明系统对模拟人眼进行照明,根据被测人眼的近视程度,控制精密电控平移台移动 -4.642 mm ,得到的传感器原始图像如图 10(a)所示。从原始图像中即可以看出图像质量得到明显改善,背景噪声减少,从图中一个焦点的 x 方向的灰度值曲线(如图 10(b))可以看出,焦点附近的光强比背景光强高很多,PSNR 提高到 19.89 dB,而且焦点的光强曲线比较平滑,中心位置很容易确认。图 10(c)是相应的三维图,三维图中几个焦点的位置很

明确,但在整个图中存在一些噪声。使用线性滤波对该图进行图像处理,滤波后噪声被去掉,焦点位置的曲线更加平滑,质心位置明确。通过波前重构计算得到5次测量人眼的平均离焦为 $-(5.041 \pm 0.157) \text{ m}^{-1}$ 。



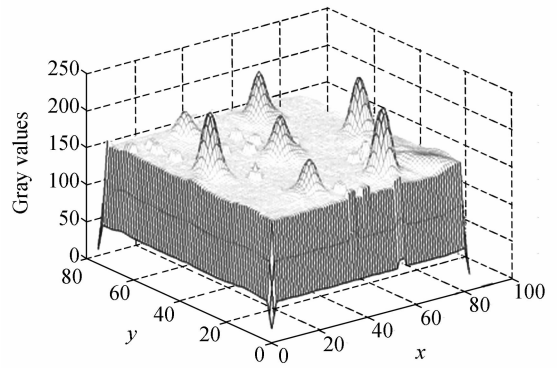
(a) 原始图像

(a) Original image



(b) 灰度值曲线图

(b) Curve of gray value



(c) 三维图

(c) Three dimensional graph

图10 使用可调照明结果

Fig. 10 Measurement results of adjustable illumination ,

6 结 论

本文分析了 Hartmann-Shack 传感器测量人眼像差的基本方法,设计了一种可调的人眼像差测量照明系统,计算了照明系统中可调透镜的位置与屈光度之间的关系,建立了可调照明系统。通过实验对可调照明与细平行光束照明进行了对比,实验结果和数据分析显示,使用可调照明系统传感器的图像质量明显改善,图像的 PSNR 从 5.72 dB 提高到 19.89 dB,保证了像差测量的准确性。

参考文献:

- [1] MARCOS S, BARBERO S, LLORENTE L, et al. . Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements[J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2001,42(13):3349-3356.
- [2] LIANG J Z, WILLIAMS D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997,14(11):2873-2883.
- [3] LIANG J Z, GRIMM B, GOELZ S, et al. . Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1994,11(7):

1949-1957.

- [4] 凌宁,张雨东,饶学军. 活体人眼视网膜细胞成像仪的预补偿装置:中国,200420060165X[P]. 2005-9-28.
LING N, ZHANG Y D, RAO X J. *A compensating device of retinal image in vivo; China*, 200420060165X[P]. 2005-9-28. (in Chinese)
- [5] LANE R G, TALLON M. Wave-front reconstruction using a Shack-Hartmann sensor[J]. *Applied Optics*, 1992,31(11):6902-6908.
- [6] 元波,陈洪斌,刘顺发. Zernike 多项式波面拟合的回归分析方法[J]. *光学精密工程*, 2007,15(3):396-400.
QI B, CHEN H B, LIU SH F. Regression analysis

of wavefront fitting using Zernike polynomial[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(3): 396-400. (in Chinese)

- [7] 曹正林, 廖文和, 沈建新. Zernike 多项式拟合人眼波前像差的一种新算法[J]. *光学精密工程*, 2006, 14(2): 308-314.

CAO ZH L, LIAO W H, SHEN J X. A new algorithm for human eye's wave-front aberration fitting with Zernike polynomial[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(2): 308-314. (in Chinese)

- [8] 解滨, 肖志宏, 余景池. 利用 Zernike 多项式分析超薄镜热变形[J]. *光学精密工程*, 2006, 15(2): 173-179.

XIE B, XIAO ZH H, YU J CH. Analyzing thermal

deformation of ultra-thin mirror using Zernike polynomials[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(2): 173-179. (in Chinese)

- [9] FERNANDEZ E J, VABRE L, HERMANN B, *et al.*. Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye[J]. *Optics Express*, 2006, 14(10): 8900-8917.

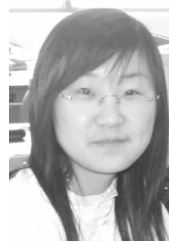
- [10] FERNANDEZ E J, IGLESIAS I, ARTAL P. Closed-loop adaptive optics in the human eye[J]. *Optics Letters*, 2001, 26(10): 746-748.

- [11] GRGIC S, GRGIC M, MRAK M. Reliability of objective picture quality measures[J]. *Journal of Electrical Engineering*, 2004, 55(1): 3-10.

作者简介:



张培茗(1981-), 男, 内蒙古包头人, 博士研究生, 主要从事视觉光学研究。E-mail: zpmking@163.com



杨雪(1985-), 女, 辽宁铁岭人, 硕士研究生, 主要从事视觉光学研究。E-mail: yongzhen1985@sina.com

导师简介:



陈家璧(1946-), 男, 江苏南京人, 教授, 博士生导师, 主要从事信息光学和医学光学研究。E-mail: jbchenk@online.sh.cn



谢海明(1946-), 男, 上海人, 研究员, 主要从事生物医学光学和视觉光学研究。E-mail: home_xie@tom.com