

文章编号: 0253-2239(2007)07-1198-7

# 可诱导人眼自主调节的动态像差测量仪\*

余 翔<sup>1</sup> 饶学军<sup>1</sup> 薛丽霞<sup>1</sup> 王 成<sup>1</sup> 胡羿云<sup>1</sup> 熊 瑛<sup>2</sup> 姜文汉<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> 中国科学院光电技术研究所, 成都 610209  
<sup>2</sup> 首都医科大学北京同仁医院近视中心, 北京 100005)

**摘要:** 研究了人眼在近视力状态下自动调节产生的动态像差。采用哈特曼-夏克(Hartmann-Shack, H-S)原理研制了一套可诱导人眼屈光调节,并能测量不同调节状态下人眼像差的测量仪。诱导原理为用视标在人眼近距离范围内移动以诱发人眼屈光调节,哈特曼-夏克传感器同时进行像差的测量,可以获得人眼调节时的视觉信息。与干涉仪测量同一像差板进行相比,像差仪的测量精度均方根(RMS)值为 $\lambda/50$ ,重复性为 $\lambda/500$ ,具有较好的测量精度和重复性。在测量的 10 人 19 只眼中,最大的诱发调节幅度为 8.6D,一般可诱发调节幅度为 3~8D 之间,占总人数的 84%。

**关键词:** 光学测量; 动态像差; 哈特曼-夏克波前探测器; 调节; 移动视标  
中图分类号: TH77 文献标识码: A

## Dynamic Aberration Measuring Instrument Inducing Human Eye Accommodation

Yu Xiang<sup>1</sup> Rao Xuejun<sup>1</sup> Xue Lixia<sup>1</sup> Wang Cheng<sup>1</sup> Hu Yiyun<sup>1</sup>  
Xiong Ying<sup>2</sup> Jiang Wenhan<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> Institute of Optics and Electronics, the Chinese Academy of Sciences, Chengdu 610209  
<sup>2</sup> Tongren Eye Center, Beijing Tongren Hospital, Capital University of Medical Sciences, Beijing 100005)

**Abstract:** The dynamic aberration of human eye accommodation in near vision is researched. The Hartmann-Shack wave-front sensor-based human eye dynamic aberration measuring instrument that can induce human eye diopter accommodation was established. The vision information of human eye in accommodation is obtained by moving target in front of eye to induce diopter accommodation and then recording the aberration with Hartmann-Shack wave-front sensor. The principle and the method of measuring aberrations of human eye and inducing accommodation are given. Compared with interferometer measuring the same aberration plate, the aberrometer has a measurement root mean square (RMS) of  $\lambda/50$ , and repeatability of RMS of  $\lambda/500$ , indicating a good precision and repeatability. Nineteen eyes of 10 volunteers are measured. Besides the largest inducing accommodation amplitude of 8.6D, 84% people have induced accommodation with amplitudes between 3D~8D.

**Key words:** optical measurement; dynamic aberration; Hartmann-Shack wave-front sensor; accommodation; moving target

## 1 引 言

人眼的聚焦能力主要来自角膜,但对不同距离的物体聚焦,眼睛必须改变屈光力。人眼通过改变晶状体的两表面,其中主要是前表面的曲率,使得在近点和远点之间的空间内都可看清目标,这个人眼动态变化的过程称为调节,它是维持视功能的重要功能。在

调节过程高阶像差发生了变化<sup>[1~3]</sup>。2002 年 S. Ninomiya 等<sup>[4]</sup>发现调节过程中球差向正性方向发生了显著变化,但球差的这种明显变化并没有引起人眼光学系统成像质量的变化。由于没有实用而客观的研究工具,调节变化和高阶像差波动的相互关系仍不清楚。另外,用于准分子激光手术的高阶

\* 国家自然科学基金(60438030)资助课题。

作者简介: 余 翔(1973-),女,安徽当涂县人,助理研究员,硕士,主要从事人眼高阶像差等方面的研究。

E-mail: yxyuxiangyx@163.com

收稿日期: 2006-08-14; 收到修改稿日期: 2006-11-13

像差矫正模式的设计是依据手术前采集的被矫正眼瞬间静止状态下的高阶像差,忽略了人眼高阶像差是一个动态变化的时间空间特性过程,必然导致矫正结果产生误差。

目前仅能测量人眼静态像差的波前像差测量仪已不能满足研究需要,因此迫切需要建立一种新型的能够实时检测人眼调节的高阶像差测量仪,同时该测量仪还要具备可诱导人眼调节并能连续测量动态高阶像差的功能。人眼像差测量仪有哈特曼-夏克(Hartmann-Shack, H-S)原理的客观式像差仪,根据 Tscherning 理论设计的客观式像差仪和光路追踪原理理论设计的主观式像差仪。与后两种像差仪相比,哈特曼-夏克原理的客观式像差仪具有快速准确的特点。中国科学院光电技术研究所<sup>[5~8]</sup>从事哈特曼-夏克波前传感器的研究,并成功研制了人眼像差哈特曼-夏克测量仪<sup>[9]</sup>(简称像差仪)。为了满足在人眼调节过程中测量动态像差的要求,本文在原有像差仪基础上进一步研制成功了可诱导人眼自主调节的动态像差仪。

## 2 哈特曼-夏克传感器原理

哈特曼-夏克传感器采用孔径分割和聚焦光学器件将被测孔径分割成若干子孔径并聚焦到 CCD 探测器上,如图 1 所示。通过 CCD 视频信号的处理计算出聚焦光斑的重心位置

$$x = \frac{\sum_{i=1}^m (\sum_{j=1}^n x_i I_{i,j})}{\sum_{i=1}^m (\sum_{j=1}^n I_{i,j})}, \quad (1)$$

$$y = \frac{\sum_{i=1}^m (\sum_{j=1}^n y_i I_{i,j})}{\sum_{i=1}^m (\sum_{j=1}^n I_{i,j})},$$

其中  $m, n$  为自然数,  $x_i, y_i$  为 CCD 像素的坐标,  $I_{i,j}$  为 CCD 像素上的光强。光斑重心相对于标定的基准位置  $x_0, y_0$  的位移分别为  $\Delta x, \Delta y$ , 可表示为

$$\Delta x = x - x_0, \quad \Delta y = y - y_0, \quad (2)$$

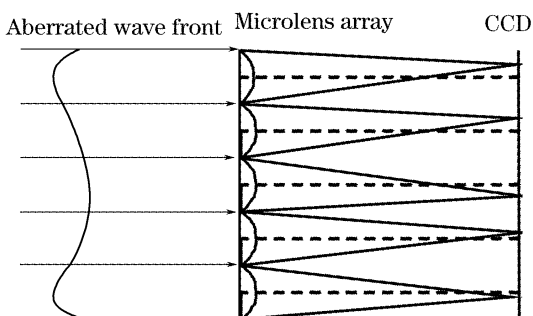


图 1 哈特曼-夏克波前传感器原理

Fig. 1 Principle of Hartmann-Shack (H-S) wave-front sensor

则子孔径内入射波前的波前斜率为

$$G_x = \frac{1}{s} \iint_s \frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial x} dx dy = \frac{\Delta x}{f}, \quad (3)$$

$$G_y = \frac{1}{s} \iint_s \frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial y} dx dy = \frac{\Delta y}{f}, \quad (4)$$

其中  $s$  为子孔径面积,  $\Phi(x, y)$  为入射光束波前相位,  $f$  为微透镜焦距。

通过不同帧频的 CCD 信号连续测量,就可以获得动态波前误差的子孔径斜率数据。根据这些斜率数据经过波前复原算法即可重构出被测光束近场相位分布<sup>[6,7]</sup>,包括相位图、峰谷值(Peak-valley value, PV)和均方根(Root mean square, RMS)波前误差、各阶泽尼克系数,可进一步可以计算点扩展函数(Point spread function, PSF)、调制传递函数(Modulation transfer function, MTF)、环围能量(Point spread function encircle energy, PSF EE)和斯特列尔(Strehl)比等,因而可提供光学误差的时间-空间动态变化的详细信息。

## 3 动态像差仪的原理

图 2 为可诱导人眼自主调节的动态像差仪的原理图。在人眼像差测量中,激光二极管(LD)发出一束低能量激光经分划板 L1,透镜 1 准直,再经反射镜、分束器 1,调焦系统、分束器 2,以小口径的平行激光光束的方式入射到人眼,通过人眼聚焦在视网膜上,形成一小亮光斑 P,以此作为信标。P 产生的漫反射光在人眼出瞳处的波前误差  $W(x, y)$  经分束器 2、调焦系统和分束器 1 进入哈特曼波前传感器并被测量,即为人眼的像差。

人眼看远处物体时睫状肌是松弛的,能看清楚的最远距离的点是远点,此时测量到的像差为静态像差;人眼看近处物体,就要使用调节功能增加屈光度。人眼使用最大的调节力量所能看清楚的最近距离的点是近点,因此人眼在看近处物体是处在不断调节过程中,而在这个过程中测量到的像差是动态像差。人眼在近点与远点的屈光力之差为调节程度<sup>[10]</sup>。

为了模拟人眼视近物的生理状态,设计了可移动的视标 L2。当人眼通过分束器 2,透镜 2 和分划板 L2 注视视标时,通过 L2 在近距离范围内移动诱导出人眼调节功能。移动视标采用“E”字母,其大小与规格符合 GB11533-89 规定。设计了视角为  $0.5^\circ$  的移动视标,它在移动过程中保持视角不变,移动范围从无穷远至 7 cm。诱导幅度  $A$  以屈光度

(D)来计量,  $A = 1000/L$ ,  $L$  为移动视标“E”到被测眼角膜顶点的距离, 单位为毫米。当视标从被测眼的远点以 1D 为一步逐步移至近点的过程中, 被测

眼始终注视视标。为了获得清晰视觉, 被测眼必须调节晶体屈光力。像差仪测量此时的像差就可得出相应调节状态下的动态像差。

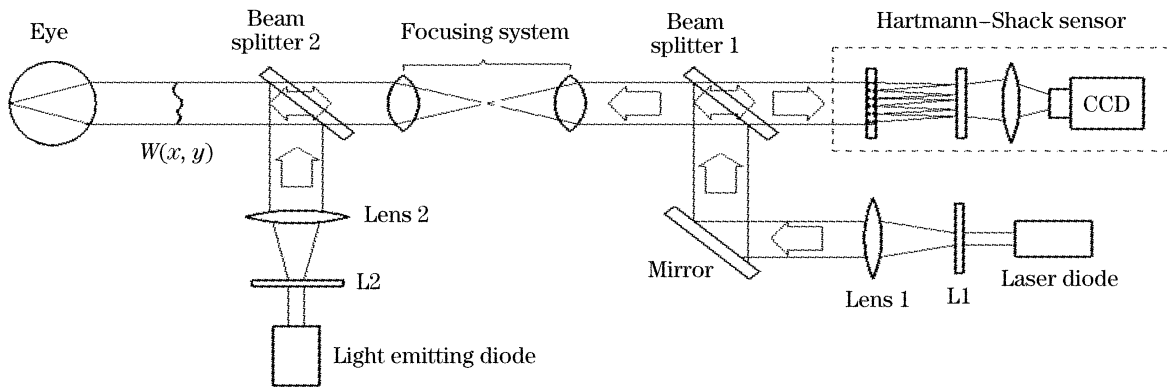


图 2 可诱导人眼自主调节的动态像差仪原理示意图

Fig. 2 Setup of dynamic aberrometer inducing accommodation of the human eye

表 1 主要技术参数

Table 1 Major technical parameters

Pupil diameter	$\Phi 2.9 \sim \Phi 8.0$ mm
Wavelength	$0.83 \mu\text{m}$
Multi-capture frequency	25 Hz
Diopter range	$+10.00 \sim 13.00\text{D}$
Lens array	$31 \times 31$
Laser power	$< 5 \mu\text{W}$
Multi-capture time	60 s
Inducing amplitude	$0 \sim 13.0\text{D}$

该像差仪的主要技术指标在表 1 中列出。可测瞳径(Pupil diameter)是指本仪器适用的瞳孔直径范围;微透镜阵列(Lens array)表示使用到的微透镜数量,反映仪器测量波前像差的精度或分辨率;波长(Wavelength)指测量光源的波长;测量光源功率(Laser power)小于  $5 \mu\text{W}$ ;采集频率(Multi-capture frequency)为 25 frame/s,可以保证实现连续采集;采集时间(Multi-capture time)指连续采集时间最长可达 60 s,能满足临床使用要求;屈光补偿范围(Diopter range)是对存在屈光不正的眼睛在无调节状态下可进行屈光补偿的性能参量;诱导幅度(Inducing amplitude)是为了诱导眼睛产生调节的性能参量。

### 4 数据处理软件

针对在人眼像差测量上的应用,研发了人眼哈特曼-夏克传感器应用软件系统,数据流程如图 3 所示。应用软件的数据格式为 32 位,可在

Windows98/WindowsXP 等系统下运行。它能一次采集并处理 250 帧图像,并得出人眼的波像差数据及相应的光学评价函数。

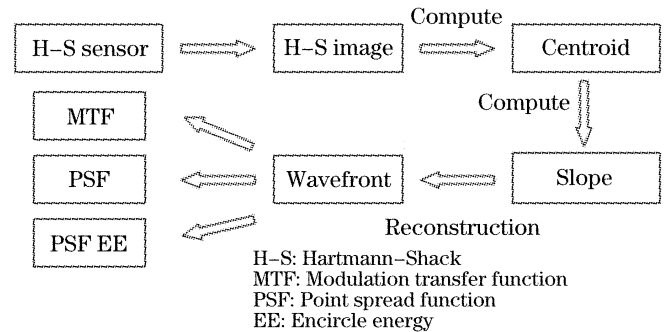


图 3 软件数据流程图

Fig. 3 Software data flow chart

软件包括两部分,其一是主界面 EyeWFT1.0,测量人眼像差的哈特曼-夏克点阵图,如图 4(a)所示。哈特曼-夏克点阵经过波前斜率探测和波面复原,可得到被测人眼像差的二维等高图和三维立体图,如图 4(b)所示,标明测量瞳孔的直径,并在波面图上附加标尺,给出像差波面的峰谷值、均方根值和屈光度和散光数值。其二是用于数据分析的 Info1.0,尤其针对多帧图像进行系统地分析以及对于某些参量详细分析,可查看任意采集时间内的波像差数据;或去除某类像差的残余波面[图 5(a)是图 4(b)的波面去除离焦和像散项后的波面],波前误差的峰谷值、均方根值和任意一项泽尼克系数随时间变化情况,如图 5(d)、图 5(e)所示。根据测到的波前误差,可以计算出点扩展函数、环围能量和斯特雷尔比、调制传递函数等重要参量。

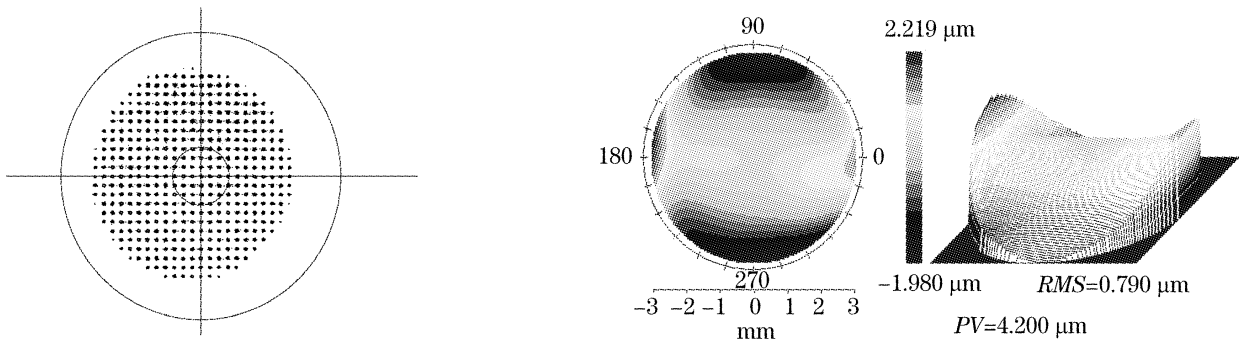


图 4 EyeWFT1.0 界面展示。(a)测量人眼像差的哈特曼-夏克点阵图,(b)人眼像差的二维、三维图  
 Fig. 4 Interfaces of EyeWFT1.0. (a) Hartmann-Shack dot array image for human eye aberration measurement, (b) two-dimensional (2-D) and three-dimensional (3-D) display of human eye wave front aberration

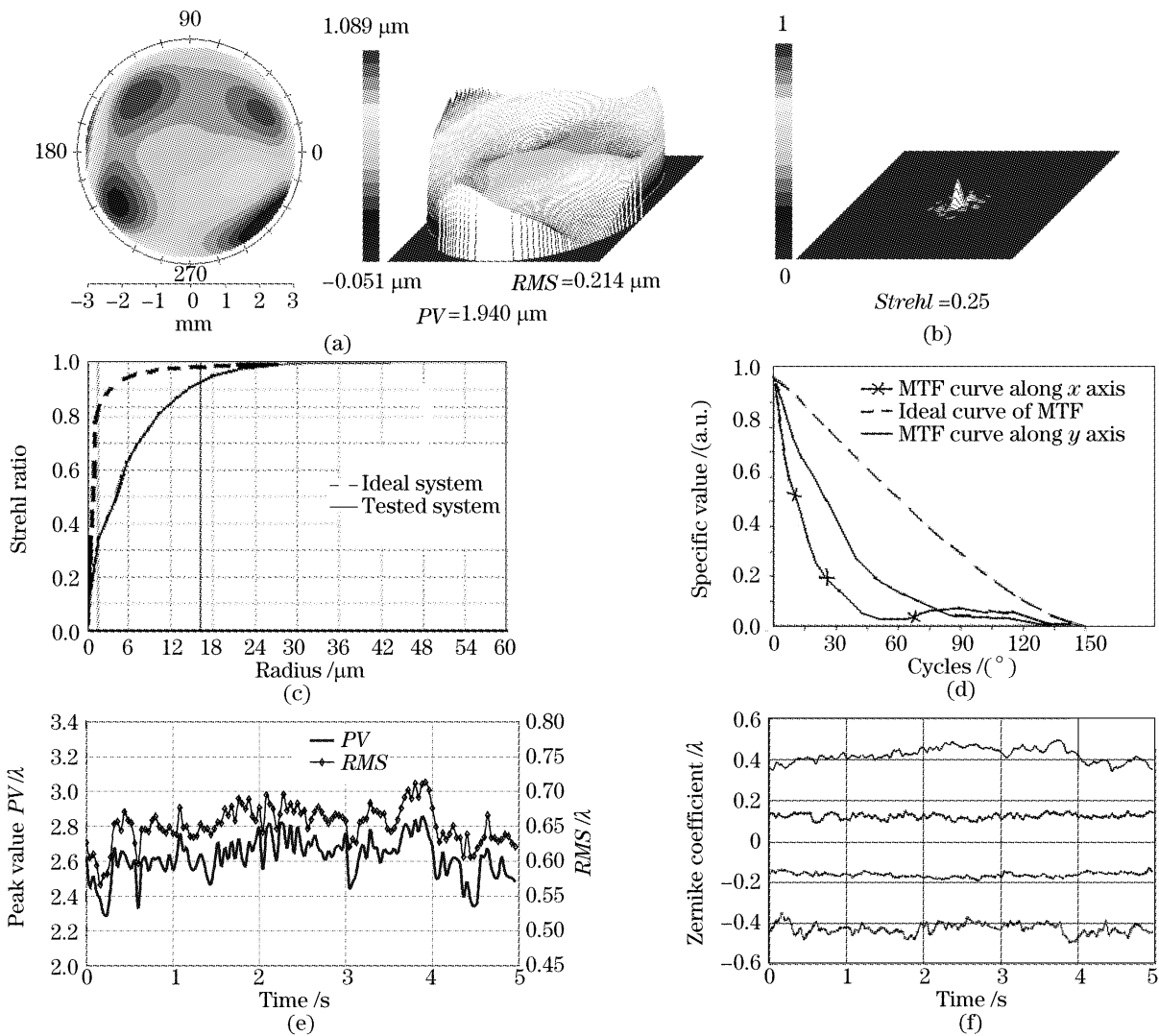


图 5 去除离焦和像散的人眼像差。(a)二维和三维波面图,(b)点扩展函数,(c)环围能量,(d)光学传递函数,(e)均方根值和峰谷值,(f)泽尼克系数随时间的变化

Fig. 5 Human eye aberration without defocus and astigmatism. (a) two-dimensional and three-dimensional wave surface display, (b) point spread function, (c) encircled energy, (d) modulation transfer function, (e) peak-valley value and root-mean-square of aberration variety with time, (f) Zernike coefficients of aberration variety with time

### 5 精度与重复性

为明确该仪器的测量精度和重复性状况,将它与干涉仪进行对比和重复性检测,由于人眼本身像

差不稳定,在实验中选用像差板进行对比。

#### 5.1 测量精度

对像差板分别用像差仪和 ZYGOIV 型数字干涉

仪的测量结果进行了对比实验。实验结果如图 6 所示,图 6(a)是 ZYGO IV 型数字干涉仪用相位法直接测出的像差板的波前图形,图 6(b)是哈特曼-夏克传感器用模式法测出的像差板的波前图形,图 6(c)是前两幅波面数据相减后残余的波前图形。结果表

明,波前测量的误差均方根值在  $\lambda/50$ 。图 7 是像差板用干涉仪和哈特曼传感器测量的前 7 阶 35 项泽尼克多项式系数的比较,结果显示像差仪有较好的测量精度。

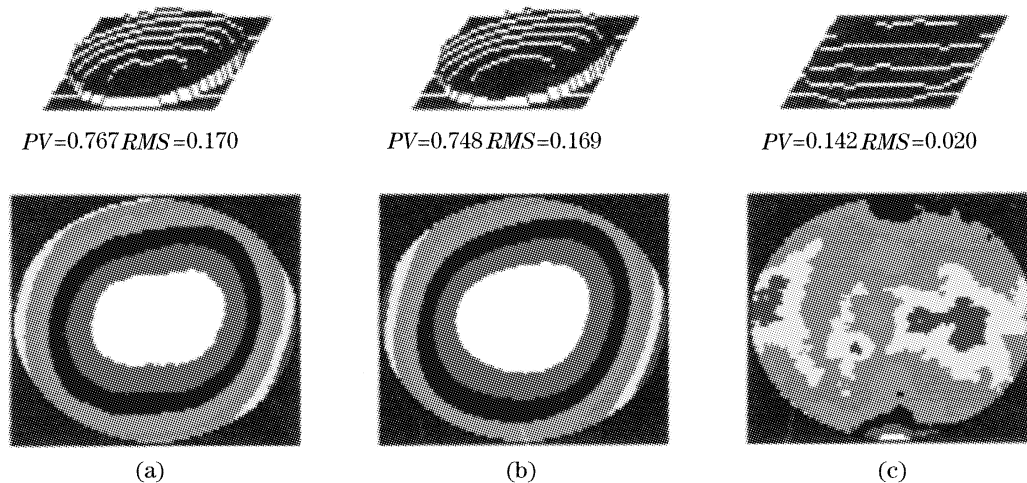


图 6 像差板测试结果的波面对比。(a)ZYGO IV 干涉仪,(b)哈特曼-夏克传感器,(c) (a)与(b)的波面数据相减后  
Fig. 6 Measurement result and comparison of aberration plate wave surface measurement result of H-S. (a) by ZYGO IV interferometer, (b) by Hartmann-Shack sensor, (c) difference of measured wave surface data by the two instruments

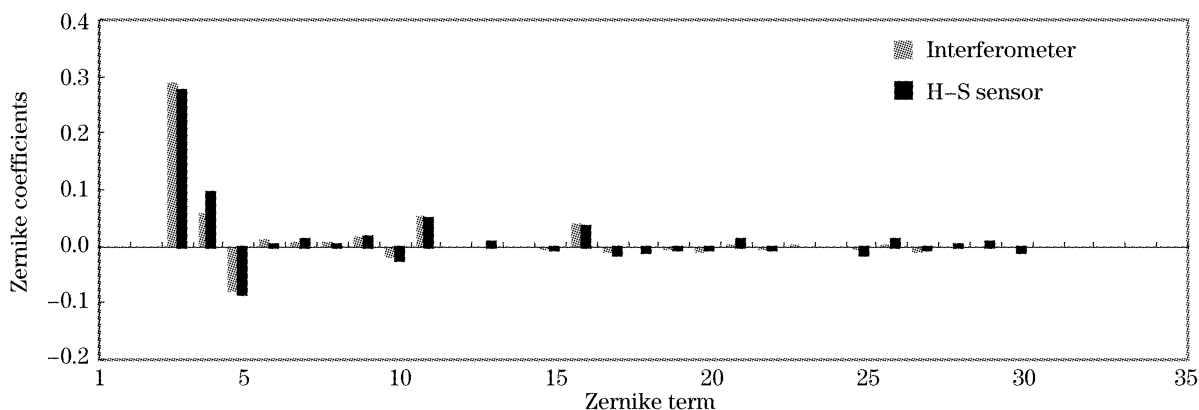


图 7 哈特曼 夏克传感器与干涉仪泽尼克系数对比图  
Fig. 7 Zernike coefficients comparison of H-S sensor and interferometer

## 5.2 测量重复性

为了标定人眼像差测量仪的测量重复性,对像差固定不变的模拟人眼(用焦距 17 mm,直径 6 mm 透镜和散射器组成)进行了像差波面测量的重复性实验。对模拟人眼进行十次重复测量。以 10 幅图像的平均波面作为基准,分别计算出各幅图像相对

基准面的波面误差的峰谷值和均方根值,列于表 2。结果表明,波面误差的峰谷值的均方差为  $0.017\lambda$ ,波面误差的均方根值的均方差为  $0.002\lambda$ 。峰谷值和均方根值的均方差  $\sigma$  近似于  $\lambda/50$  和  $\lambda/500$ ,显示像差仪有好的重复性。

表 2 模拟人眼测量重复性试验(单位波长  $\lambda=0.83 \mu\text{m}$ )  
Table 2 Measured result of artificial eye (unit:  $\lambda=0.83 \mu\text{m}$ )

Number	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	$\sigma$
$PV/\lambda$	0.111	0.070	0.076	0.092	0.080	0.111	0.076	0.075	0.075	0.109	0.017
$RMS/\lambda$	0.016	0.012	0.011	0.012	0.015	0.013	0.010	0.015	0.009	0.015	0.002

### 6 诱导精度的评价

为了确定移动视标的诱导精度,用平行光管来标定诱导精度。将带相机的接收光管对准像差仪,再将范围在+1.00~+13.00 D的若干离焦片分别放置于出瞳面位置,并移动视标至成像最清晰的位置,然后测算出实际诱导值。具体测算结果如图8所示,结果显示移动视标的诱导精度很好,误差不大于1%。

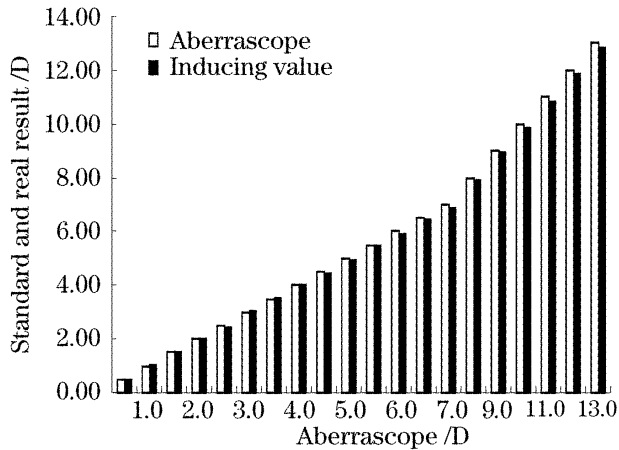


图8 离焦片与实测诱导值对比图

Fig. 8 Inducing value of moving target compared with aberrascopes

### 7 诱导产生的调节

测量调节状态下的动态像差,关键是能定量地诱导调节。通过在眼前移动视标模拟人眼生理状态下的用眼状态。入选志愿被试者10人,男5人,女5人,年龄19~33岁,平均年龄22.8岁。被测眼共19眼,自然瞳孔,平均球镜屈光度为-3.87±0.92 D,平均柱镜屈光度为0.65±0.42 D。

将移动视标标识从远处往人眼角膜方向移动,嘱被试者注视视标“E”,诱发相应的调节。当被测者产生恰当的调节时,视物清晰,此时像差仪连续测量1s,并记录下10帧数据。当视标移动的位置不再能诱发出调节或调节过程中瞳孔缩小,不能满足数据采集需要,结束采集。对每种调节状态下的10帧数据计算出平均值,那么19只眼的诱发调节幅度列于表3。结果表明,在19只被试眼中,最大的诱发调节幅度为8.6 D,最常见的诱发调节幅度在3~8 D之间,占总人数的84%。说明通过在眼前移动视标的方式可以实现诱发调节。

人眼在正常情况下看近物时,还会有集合与瞳

表3 诱发调节情况

Table 3 Results of induced accommodation

Accommodation /D	Eye	Accommodation /D	Eye
1~2	2	5~6	3
2~3	0	6~7	6
3~4	1	7~8	2
4~5	4	8~9	1

孔缩小两个现象伴随调节产生。其中随调节程度加深,瞳孔明显缩小的情况能被像差仪及时地记录下来。瞳孔缩小反过来说明像差仪的诱发调节机构功能的有效性。

图9表达的是这10名被测者随诱发调节瞳径发生的变化。从图中可以看到,随诱发量的加大,瞳径逐渐缩小,其中灰色标记为像差仪测量到的各被测眼在不同诱发量情况下的瞳径,黑色方形标记为对应诱发调节状态下的被测眼瞳径的平均值。被测眼瞳径随诱发量加大而逐渐缩小的趋势反映了诱发的确导致了调节的产生,并且调节随诱发的加大而加强。

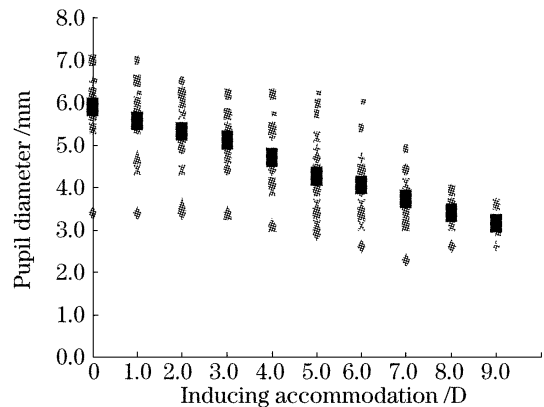


图9 瞳径的变化与调节的关系。灰色标记为像差仪测量到的各诱发状态下的瞳径,黑色方形标记为对应诱发状态下的被测眼瞳径均值

Fig. 9 Relation of pupil diameter and accommodation grey signs denote pupil diameter recorded by H-S wavefront sensor in different inducing condition, and black square show averages of pupil diameters in corresponding inducing condition

图10为一位受试者的左眼分别在1.0 D, 4.0 D, 8.0 D的9种诱发状态下测量到的像差波面图,由测量出的7阶35项泽尼克多项式复原而成。从图中可看到,随诱发量加大,高阶像差逐渐变小。这是因为当诱发量加大,调节加强,瞳径缩小,从而引起周边像差减少。

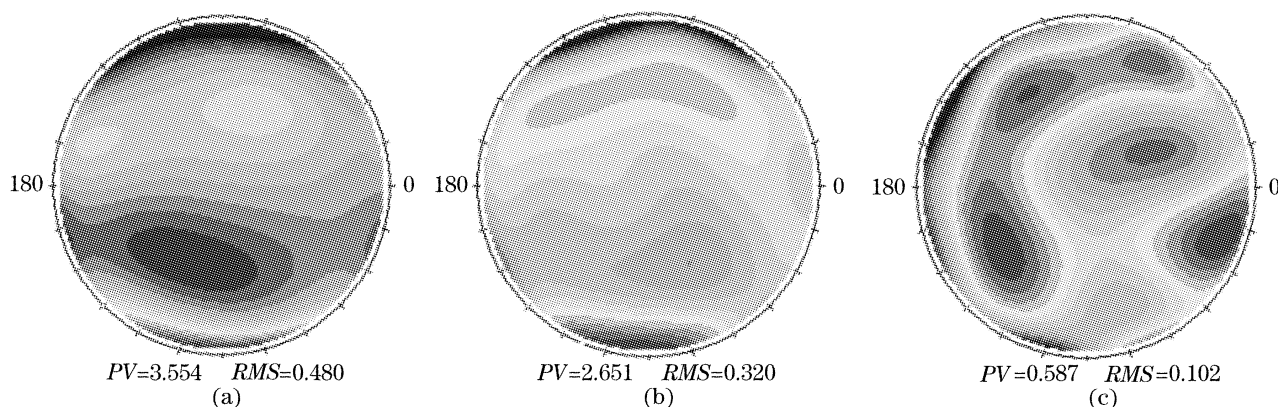


图 10 在不同诱发状态下的高阶像差波面图。(a) 1.0 D, (b) 4.0 D, (c) 8.0 D

Fig. 10 High-order aberration wave surface image in different inducing condition. (a) 1.0 D, (b) 4.0 D, (c) 8.0 D

## 8 结 论

提出了一种可诱导人眼屈光调节,并能测量不同调节状态下人眼像差的像差仪。由于增加了移动视标机构,该像差仪可诱导人眼产生自主调节,测量精度均方根值为 $\lambda/50$ ,重复性为 $\lambda/500$ 。在测量的 10 人 19 只眼中,最大的诱发调节幅度为 8.6 D,一般可诱发调节幅度为 3~8 D 之间,占总人数的 84%。该像差仪测量快速,软件数据处理功能强大,可全面分析人眼光学系统各光学参量,为眼科医生更全面地了解波前像差对视觉功能的影响提供了方便,并极大地扩展了人眼光学评估的范围,具有实际推广应用的价值。

## 参 考 文 献

- 1 J. C. He, S. A. Burns, S. Marcos. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye[J]. *Vision Research*, 2000, **40** (1): 41~48
- 2 T. Oshika, T. Mimura, S. Tanaka. Apparent accommodation and corneal wavefront aberration in pseudophakic eyes [J]. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 2002, **43**(9): 2882~2886
- 3 S. Ninomiya, T. Fujikado, T. Kuroda *et al.*. Wavefront analysis in eyes with accommodative spasm [J]. *Am. J. Ophthalmol.*, 2003, **136**(6): 1161~1163
- 4 S. Ninomiya, T. Fujikado, T. Kuroda *et al.*. Changes of ocular aberration with accommodation[J]. *Am. J. Ophthalmol.*, 2002, **134**(6): 924~926
- 5 Jiang Wenhan, Xian Hao, Yang Zeping *et al.*. Application of Hartmann wavefront sensor [J]. *Chin. J. Quant. Electron.*, 1998, **15**(2): 228~235 (in Chinese)
- 姜文汉, 鲜 浩, 杨泽平等. 哈特曼波前传感器的应用[J]. *量子电子学报*, 1998, **15**(2): 228~235
- 6 Xian Hao, Li Huagui, Jang Wenhan *et al.*. Measurement of the wavefront phase of a laser beam with Hartmann-Shack sensor [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 1995, **22**(2): 38~45 (in Chinese)
- 鲜 浩, 李华贵, 姜文汉等. 用 Hartmann-Shack 传感器测量激光束的波前相位[J]. *光电工程*, 1995, **22**(2): 38~45
- 7 Jiang Wenhan, Xian hao, Shen Feng. The measurement error of Shack-Hartmann wavefront sensor [J]. *Chin. J. Quant. Electron.*, 1998, **15**(2): 218~227 (in Chinese)
- 姜文汉, 鲜 浩, 沈 峰. 夏克-哈特曼波前传感器的探测误差 [J]. *量子电子学报*, 1998, **15**(2): 218~227
- 8 Chen Xingdan. *Optics and Optical Engineering* [M]. Beijing: Science Press, 2005. 73~89 (in Chinese)
- 陈星旦. *光学与光学工程*[M]. 北京: 科学出版社, 2005. 73~89
- 9 Ning Ling, Xuejun Rao, Zheping Yang *et al.*. Wave front sensor for the measurement of vivid human eye[C]. *Proc. of the 3rd International Workshop on Adaptive Optics for Industry and Medicine*, Albuquerque, 2001. 85~90
- 10 Xu Guangdi. *Ophthalmic Dioptrics* [M]. Beijing: Military Medical Science Publishing Company, 2001. 100~102 (in Chinese)
- 徐广第. *眼科屈光学*[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2001. 100~102