

# 人眼色差对夏克-哈特曼波前探测器的影响

解洪升<sup>1,2</sup> 杨乐宝<sup>1,2</sup> 李大禹<sup>1</sup> 宣丽<sup>1</sup> 夏明亮<sup>3</sup>

<sup>1</sup>中国科学院长春光学精密机械与物理研究所应用光学国家重点实验室 吉林 长春 130033

<sup>2</sup>中国科学院大学,北京 100049

<sup>3</sup>苏州天准精密技术有限公司,江苏 苏州 215163

**摘要** 为获得高分辨率视网膜血管图像,在自适应成像系统中,采用双光源照明模式。由于人眼存在色差,采用双光源照明模式会导致探测到的波前与实际需校正波前不一致。采用36项Zernike多项式拟合人眼波前,利用Liou & Brenann、Navarro模型眼和真实人眼分析了人眼色差对夏克-哈特曼波前探测器的影响:对于Liou & Brenann和Navarro模型眼,561 nm和785 nm光的波前色差均方根值(RMS)分别为0.09 $\lambda$ 和1.44 $\lambda$ ,去除离焦项后的波前色差RMS值分别为0.0025 $\lambda$ 和0.01 $\lambda$ ;对于真实人眼,两光源的波前色差RMS值为1.92 $\lambda$ ,去除离焦项后的波前色差RMS值为0.04 $\lambda$ 。根据Maréchal判据,除离焦项外,色差对其他波前像差的影响均方根值小于衍射极限(1/14 $\lambda$ ),故波前像差的影响可忽略。由色差造成的离焦量可通过移动成像相机进行补偿。从结果可以看出采用双光源照明的视网膜血管自适应光学成像方案是可行的。

**关键词** 大气光学;自适应光学;夏克-哈特曼波前探测器;人眼色差;离焦

中图分类号 O435.2

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.030801

## Influence of Chromatic Aberration on Shack-Hartmann Wavefront Sensor

Xie Hongsheng<sup>1,2</sup> Yang Lebao<sup>1,2</sup> Li Dayu<sup>1</sup> Xuan Li<sup>1</sup> Xia Mingliang<sup>3</sup>

<sup>1</sup>State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China

<sup>2</sup>University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

<sup>3</sup>Tian Zhun Technology Precision Co., Ltd., Suzhou, Jiangsu 215163, China

**Abstract** To obtain the high resolution retinal vessels imaging, illumination mode of double light sources is adopted in the retinal vessels adaptive optics (AO) imaging system. Because of the existence of ocular chromatic aberration in humans, the actual wavefront and the detected wavefront are inconsistent. Adopting 36 Zernike polynomials to fit the human eye's wavefront, the research is done on the influence of chromatic aberration on Shack-Hartmann wavefront sensor (S-H WFS) using Liou & Brenann eye model, Navarro eye model and the vivo human eye: for Liou & Brenann and Navarro eye model, the chromatic aberration root mean square (RMS) of 561 nm and 785 nm is 0.09 $\lambda$  and 1.44 $\lambda$  respectively with defocus, and is 0.0025 $\lambda$  and 0.01 $\lambda$  without defocus. For the vivo human eye, the chromatic aberration RMS of 561 nm and 785 nm is 1.92 $\lambda$  with defocus, and is 0.04 $\lambda$  without defocus. According to Maréchal Criterion, the influence on the other chromatic aberrations is under diffractive limit level (1/14 $\lambda$ ) excluding defocus. So the influence of chromatic aberration without defocus can be neglected. Defocus resulting from chromatic aberration can be compensated by moving imaging charge coupled device (CCD). According to the results, it is feasible to adopt double light sources to obtain the retinal vessels in AO imaging system.

收稿日期: 2014-08-12; 收到修改稿日期: 2014-09-28; 网络出版日期: 2015-02-12

基金项目: 国家自然科学基金(1174279,1174274,61205021,11204299,61377032,61378075)

作者简介: 解洪升(1987—),男,博士研究生,主要从事液晶自适应光学、光学设计等方面的研究。

E-mail: hsxie1002@gmail.com

导师简介: 宣丽(1957—),女,博士,研究员,主要从事液晶光学、液晶自适应光学工程和液晶器件物理等方面的研究。

E-mail: xuanli@ciomp.ac.cn(通信联系人)

**Key words** atmosphere optics; adaptive optics; Shack-Hartmann wavefront sensor; chromatic aberration; defocus

**OCIS codes** 080.1005; 080.1010; 220.1080

## 1 引言

人眼视网膜具有终末血管系统,最微细的血管约为  $6\ \mu\text{m}$ <sup>[1]</sup>,是人体唯一可无创伤、直接观察的血管。很多眼科疾病和全身其他系统性疾病(如糖尿病、高血压等)都会在视网膜血管上有所反映,因此,对眼底视网膜微血管的检测在疾病的早期诊断方面具有重要意义<sup>[2-4]</sup>。但现有的眼科成像设备受到人眼像差的影响,其分辨率只有  $10\sim 15\ \mu\text{m}$ <sup>[5]</sup>,无法实现对微细血管或血管瘤的清晰成像,也就无法满足早期微小病变检查的需求。为了克服人眼像差的影响,Grimm等<sup>[6-7]</sup>建立了一套基于自适应光学(AO)技术的视网膜成像系统,利用自适应光学原理补偿人眼动态像差获得了接近衍射极限的视网膜细胞图像。此后基于自适应光学技术的视网膜成像系统得到了广泛的研究<sup>[8-11]</sup>。

综合血管的吸收光谱<sup>[12]</sup>、人眼安全、激光器价格等因素,对视网膜微血管进行自适应成像系统设计时,成像光源采用  $561\ \text{nm}$  波长的激光。一方面单光源自适应成像系统<sup>[9]</sup>,受到夏克-哈特曼波前探测器对光斑大小的限制,使得成像视场会较小<sup>[13]</sup>;另一方面,若利用  $561\ \text{nm}$  光进行波前探测,由于  $561\ \text{nm}$  光对人眼刺激性很强,完成探测后会造成人眼的抖动、瞳孔缩放甚至眨眼,最终会导致成像波前校正出错;另外,用  $561\ \text{nm}$  光连续的进行探测和校正成像,受试者会感到不适。因此,很难采用单光源自适应光学成像系统对血管进行成像。基于以上考虑,采用双光源自适应光学系统对视网膜血管进行成像。为使受试者更舒适,同时考虑到视网膜的反射光谱<sup>[12]</sup>,本文采用  $785\ \text{nm}$  的超发光二极管作为探测光源。

夏克-哈特曼波前探测器(S-H WFS)具有客观准确、测量速度快、可重复性强、可实时探测动态像差等特点,在人眼波前像差的实时精确测量上具有重要应用<sup>[14]</sup>。波前探测的准确与否决定了最终校正成像的效果。因波前探测和校正成像采用的是两种不同波长的光,若利用  $785\ \text{nm}$  光探测到的波前与  $561\ \text{nm}$  光探测到的波前相等,那么成像光会得到准确的校正。然而,由于人眼色差的存在,导致用  $785\ \text{nm}$  光和  $561\ \text{nm}$  光探测到的波前不一致。本文采用 36 项 Zernike 多项式拟合人眼波前像差,研究了人眼色差对夏克-哈特曼波前探测器探测波前的影响。利用 ZEMAX 光学设计软件对 Liou & Brenann 和 Navarro 两种模型眼<sup>[15-17]</sup>进行模拟分析,实测真实人眼波前像差。由于平移和倾斜对成像分辨率没有影响,因此,计算人眼波前时,去除了 Zernike 多项式的前三项。对于 Liou & Brenann 模型眼,含有离焦项时,  $561\ \text{nm}$  和  $785\ \text{nm}$  光的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 0.09\lambda$ ,去除离焦项后的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 0.0025\lambda$ ;对于 Navarro 模型眼,含有离焦项时,  $561\ \text{nm}$  和  $785\ \text{nm}$  光的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 1.44\lambda$ ,去除离焦项后的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 0.01\lambda$ ;利用夏克-哈特曼波前探测器实测两种波长下的真实人眼像差,含有离焦项时,  $561\ \text{nm}$  和  $785\ \text{nm}$  光的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 1.92\lambda$ ,去除离焦项后的波前色差  $\delta_{\text{rms}} = 0.04\lambda$  ( $\lambda = 561\ \text{nm}$ )。根据 Maréchal 判据,从模拟及真实人眼实测结果可以看出,除离焦外,色差对其他波前像差的影响小于衍射极限,故其可忽略。由人眼色差造成的离焦量可通过移动成像相机进行补偿,或在控制矩阵中加入该部分离焦量进行校正。从模拟及实测结果可以看出采用双光源照明模式进行视网膜血管自适应光学成像是可行的。

## 2 人眼色差对 S-H WFS 影响的分析方法

人眼是一个存在色差的非完美光学系统<sup>[18-20]</sup>,而自适应光学技术只能校正单色像差,因此,在视网膜血管自适应成像中,理想的照明条件是探测光源和校正成像光源是同一波长的光源。在双光源自适应光学成像模式下,由于探测光与成像光不是同一波长的光,因此探测到的波前与实际需校正的波前存在差别,两者差别的大小直接决定了自适应校正的效果。因此,采用  $561\ \text{nm}$  光为成像光源和  $785\ \text{nm}$  光为探测光源的双光源液晶自适应视网膜血管成像系统是否可行,首先需要研究人眼色差对波前探测的影响。本文依次利用模型眼和真实人眼来研究人眼色差对波前探测的影响。

模型眼在眼睛成像特性、眼镜光学特性<sup>[21-23]</sup>,甚至眼科手术,如角膜屈光手术、晶状体移植<sup>[24]</sup>等方面有重要的应用。对模型眼的研究已有很长的历史,随着研究的深入,模型眼的光学特性也越来越接近于真实人眼。同时,模型眼的结构也多种多样,不同的模型眼其表现出的色差对波前的影响也会有所不同,为更好地

说明色差对波前的影响,也为避免单一模型可能出现的不准确,本文选用两种常用的模型眼: Liou & Brennan 模型眼和 Navarro 模型眼分析色差对波前的影响。两种模型眼的主要区别在于对晶状体的描述,两种眼模型的结构参数如表 1 和表 2 所示。

表 1 Liou &amp; Brennan 模型眼参数

Table 1 Liou &amp; Brennan eye model parameters

Surface	Refractive index (555 nm)	Radius of curvature /mm	Distance between surfaces /mm	Conic constant	$n_{00}$	$n_{01}$	$n_{02}$	$n_{10}$
Ant cornea		7.77		-0.18				
	1.376		0.5					
Post cornea		6.4		-0.60				
	1.336		3.16					
Ant lens		12.4		-0.94	1.368	0.04906	-0.01543	-0.001978
Ant GRIN	1.368		1.59					
GRIN Junction								
Post GRIN	1.368		2.43		1.407	0	-0.006605	-0.001978
Post lens		-8.1		0.96				
	1.336		16.27					
Retina		-12.0						

表 1 中折射率为 555 nm 光下的折射率,其与波长的关系为<sup>[16]</sup>

$$n(\lambda) = n(0.555 \mu\text{m}) + 0.0512 - 0.1455\lambda + 0.0961\lambda^2. \quad (1)$$

表 2 Navarro 模型眼参数

Table 2 Navarro eye model parameters

Surface	Refractive index (555 nm)	Radius of curvature /mm	Distance between surfaces /mm	Conic constant
Ant cornea		7.72		-0.26
	1.367		0.55	
Post cornea		6.5		
	1.3374		3.05	
Ant lens	1.42	10.2	4	-3.1316
Post lens		-6		-1
	1.336		16.4	
Retina		-13.4		

表 2 中的折射率为 555 nm 光下的折射率,其与波长的关系为<sup>[15]</sup>

$$n(\lambda) = a_1(\lambda)n^{**} + a_2(\lambda)n_F + a_3n_C + a_4(\lambda)n^*, \quad (2)$$

式中  $n^{**} = n(0.365 \mu\text{m})$ ,  $n_F = n(0.4861 \mu\text{m})$ ,  $n_C = n(0.6563 \mu\text{m})$ ,  $n^* = n(1.014 \mu\text{m})$ ,

$$a_1(\lambda) = 0.66147196 - 0.040352796\lambda^2 - \frac{0.2804679}{\lambda^2 - \lambda_0^2} + \frac{0.03385979}{(\lambda^2 - \lambda_0^2)^2}, \quad (3)$$

$$a_2(\lambda) = -4.20146383 + 2.73508956\lambda^2 - \frac{1.50543784}{\lambda^2 - \lambda_0^2} + \frac{0.11593235}{(\lambda^2 - \lambda_0^2)^2}, \quad (4)$$

$$a_3(\lambda) = 6.29834237 - 4.69409935\lambda^2 - \frac{1.5750865}{\lambda^2 - \lambda_0^2} + \frac{0.10293038}{(\lambda^2 - \lambda_0^2)^2}, \quad (5)$$

$$a_4(\lambda) = 1.75835059 + 2.36253794\lambda^2 - \frac{0.35011657}{\lambda^2 - \lambda_0^2} + \frac{0.02085782}{(\lambda^2 - \lambda_0^2)^2}, \quad (6)$$

其中,  $\lambda_0^2 = 0.028 \mu\text{m}^2$ 。

表 3 给出了  $n^{**}$ 、 $n_F$ 、 $n_C$  和  $n^*$  在不同眼介质中的折射率。

利用模型眼分析人眼色差对波前影响的步骤是:利用 ZEMAX 建立模型眼,光由位于视网膜上的点光源发出,经晶状体和角膜等结构从模型眼出射,如图 1 所示,记录其出瞳位置处的 Zernike 系数;利用 36 项

表3  $n^{**}$ 、 $n_F$ 、 $n_c$  和  $n^*$  在不同眼介质中的折射率Table 3 Refractive indices of  $n^{**}$ 、 $n_F$ 、 $n_c$  and  $n^*$  in different ocular media

Ocular medium	$n^{**} = n(0.365 \mu\text{m})$	$n_F = n(0.4861 \mu\text{m})$	$n_c = n(0.6563 \mu\text{m})$	$n^* = n(1.014 \mu\text{m})$
Cornea	1.3975	1.3807	1.37405	1.3668
Aqueous	1.3593	1.3422	1.3354	1.3278
Lens	1.4492	1.42625	1.4175	1.4097
Vitreous	1.3565	1.3407	1.3341	1.3273

Zernike 多项式拟合人眼像差;对 561 nm 光的像差和 785 nm 光的像差进行对比,分析人眼色差对波前的影响。

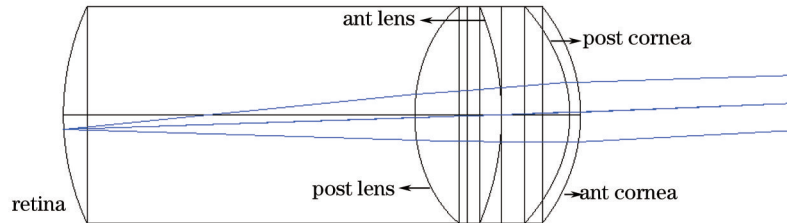


图1 模型眼示意图

Fig.1 Schematic of eye model

对真实人眼进行分析时,采用图2所示的实验光路,光路中采用的两个光源分别为固体激光器(中心波长为 561 nm)、超发光二极管(SLED,中心波长为 785 nm)。利用旋转毛玻璃消除激光散斑<sup>[25]</sup>,两个光源耦合进多模光纤中实现眼底照明。光路中采用环形光阑消除角膜前表面反射杂光<sup>[26]</sup>,利用瞳孔相机实时追踪人眼瞳孔,保证人眼瞳孔与 S-H WFS 微透镜面板的共轭。为保证测量结果的准确,本实验从以下 5 个方面进行了精心设计:

1) 两光源在眼底的照明区域大小相等,保证 S-H WFS 探测的是眼底同一区域的像差。

2) 由夏克-哈特曼波前探测原理可知,其接收到的能量不同,最终探测结果可能不同。本组夏克-哈特曼波前探测器采用的相机为 Andor iXon DUV860,其在 561 nm 波长下的量子效率为 97%,在 785 nm 波长下的量子效率为 75%;另一方面,根据视网膜反射光谱可知,眼底反射率在 561 nm 和 785 nm 处约为 48:1。因此,综合以上两点,实验中 561 nm 和 785 nm 的光入眼能量比设为 1:62,从而保证了 S-H WFS 接收到的眼底反射光的能量相等。

3) 利用视标,并结合参数  $S = \frac{\sum_{i=1}^Q \sum_{j=1}^Q I^2(x_i, y_j)}{\left[ \sum_{i=1}^Q \sum_{j=1}^Q I(x_i, y_j) \right]^2}$  来保证照明光聚焦在眼底同一位置上,其中  $(x_i, y_j)$  表示第  $(i, j)$  个元素的坐标,  $I(x_i, y_j)$  表示第  $(i, j)$  个元素的光强值,  $Q$  表示第  $Q$  个像素。参数  $S$  在文献[11]中已做了详尽的说明。

4) 实验中 S-H WFS 对两束光的采集间隔为 5 ms,防止了人眼抖动带来测量误差,使测量结果更加准确。

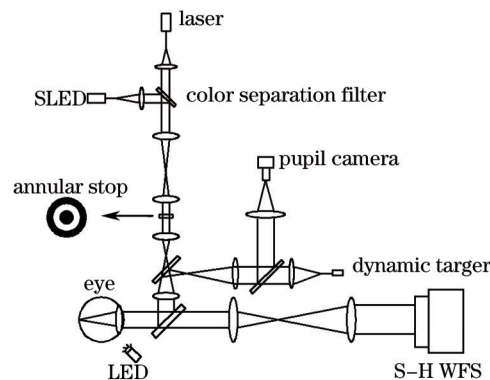


图2 人眼像差测量实验光路示意图

Fig.2 Schematic of chromatic aberration measurement setup

5) 为消除系统自身引入的像差,保证系统测量像差完全为人眼像差,首先利用模拟眼测量出系统自身所引入的像差。模拟眼由纸屏和一个双胶合透镜构成。该模型眼经过调试,不会引入像差。

### 3 结果与分析

#### 3.1 模型眼结果与分析

视网膜血管分布在距离中心凹  $1.5^\circ$  以外的区域,尤其微细血管集中在距离中心凹  $1.5^\circ \sim 3^\circ$  的区域,本文的成像目标就是该区域的微细血管。因此,为更加真实地模拟人眼色差对波前的影响,针对模型眼,分别模拟了  $1.5^\circ$ 、 $2^\circ$ 、 $2.5^\circ$  和  $3^\circ$  4 个视场。图 3 和图 4 分别表示 Liou & Brennan 模型眼和 Navarro 模型眼在 4 个视场下的  $561 \text{ nm}$  和  $785 \text{ nm}$  波前色差均方根(RMS)值。图中横坐标  $\alpha$  表示视场,单位为度( $^\circ$ ),纵坐标表示  $561 \text{ nm}$  和  $785 \text{ nm}$  波前色差 RMS 值,单位为波长( $\gamma$ ),为更好地显示结果,纵坐标采用对数形式。因平移与倾斜对最终的成像分辨率没有影响,因此,计算 RMS 值时忽略了 Zernike 多项式的前三项,只研究色差对离焦及其他像差的影响。图中虚线表示衍射极限。图 5 和图 6 分别为 Liou & Brennan 模型眼和 Navarro 模型眼在  $2.5^\circ$  视场下的波前图及含有离焦项和不含离焦项时的波前色差图。从图中可以看出,去除离焦项后,色差对波前像差的影响很小,在衍射极限以下。对于 Liou & Brennan 模型眼,含有离焦项时,  $\delta_{\text{rms}} = 0.09\lambda$ , 不含离焦项时,  $\delta_{\text{rms}} = 0.0025\lambda$ ; 对于 Navarro 模型眼,含有离焦项时,  $\delta_{\text{rms}} = 1.44\lambda$ , 不含离焦项时,  $\delta_{\text{rms}} = 0.01\lambda$ 。从模型眼的模拟结果可以看出色差对人眼波前的影响主要是离焦,对其他像差的影响可忽略。

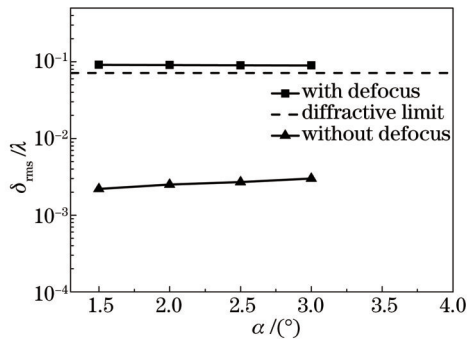


图 3 Liou & Brennan 模型眼不同视场下的波前色差 RMS 值

Fig.3 Wavefront aberration RMS in different field of

& Brennan eye model

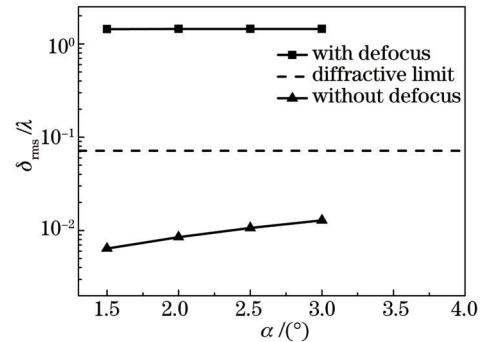


图 4 Navarro 模型眼不同视场下的波前色差 RMS 值

Fig.4 Wavefront error RMS in different field of

Navarro eye model

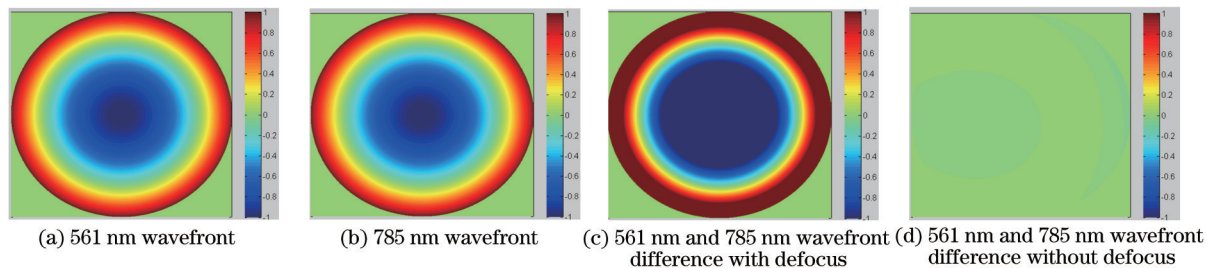


图 5 Liou & Brennan 模型眼在  $\alpha = 2.5^\circ$  时的波前图

Fig.5 Liou & Brennan eye model wavefront schemes in  $\alpha = 2.5^\circ$

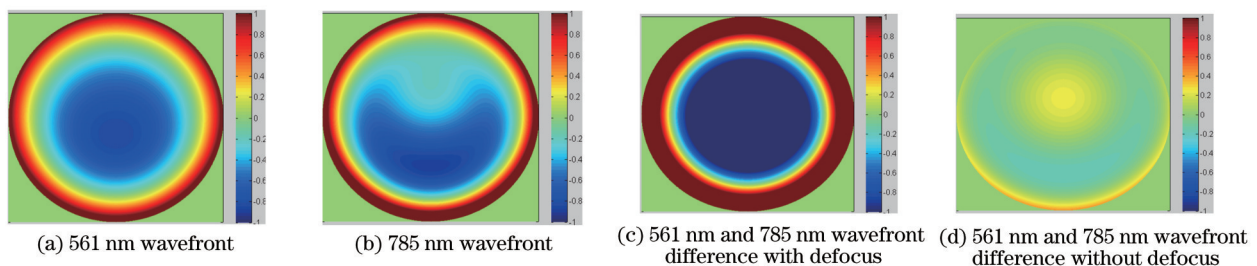


图 6 Navarro 模型眼在  $\alpha = 2.5^\circ$  时的波前图

Fig.6 Navarro eye model wavefront schemes in  $\alpha = 2.5^\circ$

### 3.2 真实人眼结果与分析

图7为利用模型眼测出的系统自身像差波前图。图7(a)、(b)为561 nm、785 nm光下的系统像差,图7(c)、(d)分别为含有离焦项和不含离焦项时两波长下系统像差的差别。经计算,由系统引入的离焦量 $\delta_{rms} = 0.13\lambda$  ( $\lambda = 561$  nm)。因此,在计算由色差造成的人眼像差变化时,将系统像差扣除掉,从而保证了所计算像差的变化量全部来自于人眼,图中波前RMS值的单位均为波长 $\lambda$ 。图8(a)为 $2.5^\circ$ 视场下561 nm和785 nm波前RMS值,横坐标 $Z$ 为Zernike多项式的项数,纵坐标为波前RMS值,单位为波长( $\lambda = 561$  nm)。图8(b)为4个视场下的561 nm和785 nm波前色差RMS值。横坐标为视场 $\alpha$ ,单位为度( $^\circ$ ),纵坐标表示561 nm和785 nm波前色差RMS值,单位为波长( $\lambda = 561$  nm)。纵坐标采用对数形式。在真实人眼像差RMS值计算中仍忽略了Zernike多项式的前三项,只研究色差对离焦及其他像差的影响。图9表示在 $2.5^\circ$ 视场下561 nm和785 nm的波前图及含有离焦项和不含离焦项时的波前色差图。含有离焦项时, $\delta_{rms} = 1.92\lambda$ ,不含离焦项时, $\delta_{rms} = 0.04\lambda$ 。从结果可以看出,去除离焦项后,色差对波像差的影响很小,在衍射极限以下。

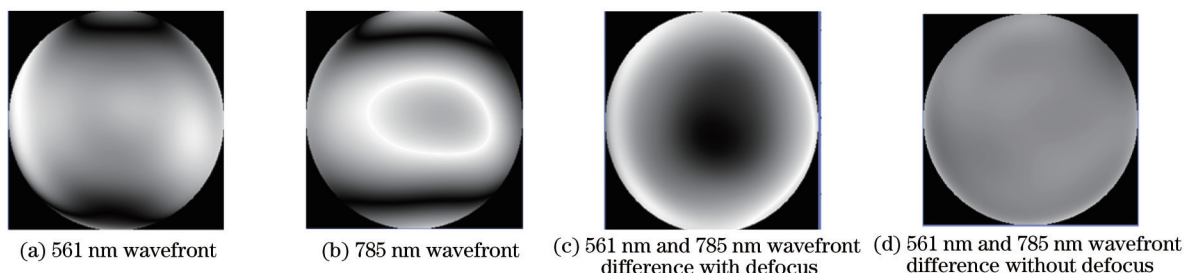
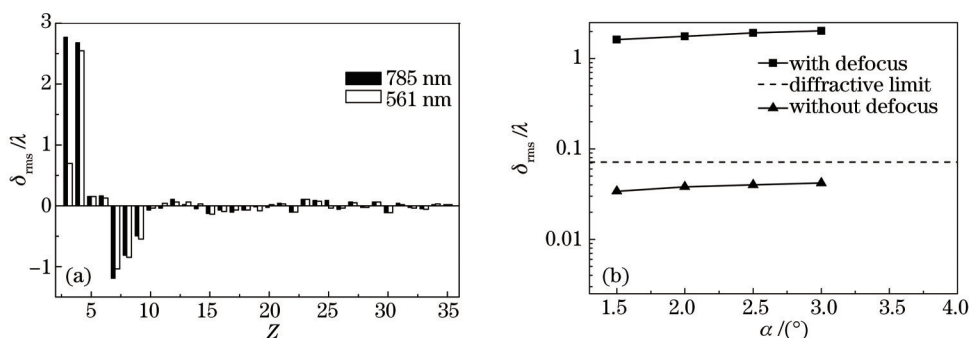
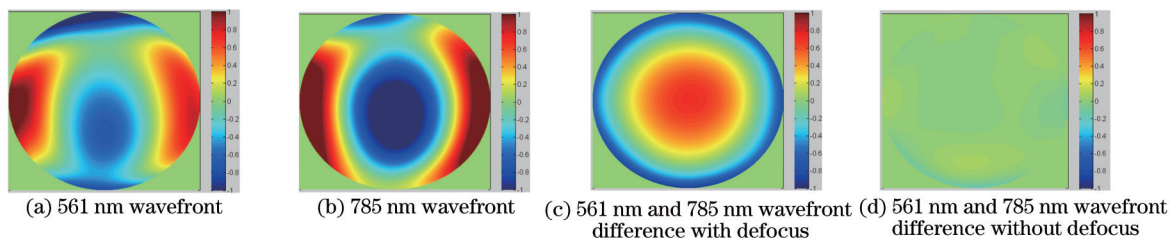


图7 系统波前图

Fig.7 System wavefront schemes

图8 (a)  $2.5^\circ$ 视场下的波前RMS值; (b) 不同视场下的波前色差RMS值Fig.8 (a) Wavefront error RMS in  $2.5^\circ$ ; (b) wavefront error RMS in different field图9 真实人眼 $2.5^\circ$ 视场下的波前图Fig.9 Human eye wavefront schemes in  $2.5^\circ$ 

通过模型眼及真实人眼实测结果可以看出,人眼色差对波前的影响主要为离焦,对其他像差的影响可以忽略。由于两种模型眼的结构参数不同,必然会导致RMS值的不同。由于1)人眼抖动、微颤等因素的存在,2)真实人眼实验中,眼底照明区域不是严格的点光源,像差探测区域大于模型眼中的区域,导致真实人眼的测量结果RMS值大于模型眼的结果,因此人眼像差的RMS值大于模型眼的RMS值是正常的。另外,由于不同的人其眼像差特性会不同,因此,对于不同的人,其波前RMS值及波前色差RMS值会有所不同。实验中对4名志愿者进行了测量,其RMS值不同,本文给出的结果是其中一名志愿者的结果。但对于其他志

愿者,去除离焦项后,色差对其他像差的影响均很小,也均在衍射极限之下,色差对人眼波前的影响主要是离焦。通过本文的结果可以看出,采用561 nm光作为成像光源、785 nm光作为探测光源的双光源视网膜血管自适应光学成像方案是可行的,只需在血管成像前测量出两种波长造成的离焦量,然后通过移动成像相机或在控制矩阵中加入该部分离焦量进行校正即可。

## 4 结 论

采用36项Zernike多项式拟合人眼波前,利用Liou & Brenann和Navarro两种模型眼分析了人眼色差对人眼波前的影响。结果表明,根据Maréchal判据,色差对人眼波前的影响主要为离焦,对其他像差的影响很小,低于衍射极限( $1/14 \lambda$ )。利用夏克-哈特曼波前探测器实测了两种波长下的人眼像差,结果同样表明,色差对人眼像差的影响主要为离焦,对其他像差的影响小于衍射极限( $1/14 \lambda$ ),可忽略。由人眼色差造成的离焦量可通过移动成像相机或在控制矩阵中加入该部分离焦量进行校正予以补偿。因此,从模拟及实测结果可以证实采用561 nm光作为成像光源、785 nm光作为探测光源的双光源视网膜血管自适应光学成像方案是可行的。

## 参 考 文 献

- 1 Zhang Huirong. Atlas of Ocular Fundus Diseases[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2007: 22.  
张惠蓉. 眼底病图谱[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2007: 22.
- 2 Lü Peilin, Zhu Xiuping, Shi Weihua, *et al.* Incidence and clinical conditions of diabetic retinopathy in 565 patients with type 2 DM by initial investigations and early diagnosis[J]. International Journal Ophthalmology, 2009, 9(1): 156-158.  
吕沛霖, 朱秀萍, 石维华, 等. 糖尿病患者565例视网膜病变初步调查及早期诊断[J]. 国际眼科杂志, 2009, 9(1): 156-158.
- 3 Katherine E Talcott, Kavitha Ratnam, Sanna M Sundquist, *et al.* Longitudinal study of cone photoreceptors during retinal degeneration and in response to ciliary neurotrophic factor treatment[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2011, 52(5): 2219-2226.
- 4 N Chapman, G Dell'Omo, MS Sartini, *et al.* Peripheral vascular disease is associated with abnormal arteriolar diameter relationships at bifurcations in the human retina[J]. Clinical Science, 2002, 103(2): 111-116.
- 5 Kong Ningning, Li Dayu, Xia Mingliang, *et al.* Liquid crystal adaptive optics system for retinal imaging operated on open-loop and double-pulse mode[J]. Acta Optica Sinica, 2011, 32(1): 111002.  
孔宁宁, 李大禹, 夏明亮, 等. 开环双脉冲液晶自适应光学视网膜成像系统[J]. 光学学报, 2011, 32(1): 0111002.
- 6 Bernhard Grimm, Stefan Goelz, Josef F Bille. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor[J]. JOSA A, 1994, 11(7): 1949-1957.
- 7 Junzhong Liang, David R Williams, Donald T Miller. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. JOSA A, 1997, 14(11): 2884-2892.
- 8 Austin Roorda, Fernando Romero-Borja, William J Donnelly III, *et al.* Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy [J]. Optics Express, 2002, 10(9): 405-412.
- 9 Pedro M Prieto, Enrique J Fernández, Silvestre Manzanera, *et al.* Adaptive optics with a programmable phase modulator: applications in the human eye[J]. Optics Express, 2004, 12(17): 4059-4071.
- 10 Dirk-Uwe Bartsch, Lijun Zhu, P C Sun, *et al.* Retinal imaging with a low-cost micromachined membrane deformable mirror[J]. Journal of Biomedical Optics, 2002, 7(3): 451-456.
- 11 Qi Yue, Kong Ningning, Li Dayu, *et al.* High resolution open-loop adaptive optics system for retinal imaging based on liquid crystal spatial light modulator[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(10): 1011003.  
齐岳, 孔宁宁, 李大禹, 等. 高分辨率开环液晶自适应光学视网膜成像系统[J]. 光学学报, 2012, 32(10): 1011003.
- 12 Dirk J Faber, Maurice C G Aalders, Egbert G Mik, *et al.* Oxygen saturation-dependent absorption and scattering of blood[J]. Physical Review Letters, 2004, 93(2): 028102.
- 13 Cheng Shaoyuan, Cao Zhaoliang, Hu Lifa, *et al.* Design of LC adaptive optics system for human retinal imaging operated on open-loop and two-wavelength mode[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2010, 47(2): 021101.  
程少园, 曹召良, 胡立发, 等. 开环双波段人眼视网膜成像液晶自适应光学系统设计[J]. 激光与光电子学进展, 2010, 47(2): 021101.
- 14 Cheng Shaoyuan, Chao Zhaoliang, Hu Lifa, *et al.* Measurement of wavefront aberrations of human eyes with Shack-Hartmann wavefront sensor[J]. Optics and Precision Engineering, 2010, 18(5): 1060-1067.

- 程少园, 曹召良, 胡立发, 等. 用夏克-哈特曼探测器测量人眼波前像差[J]. 光学精密工程, 2010, 18(5): 1060-1067.
- 15 R Navarro, J Santamaría, J Bescós. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics[J]. JOSA A, 1985, 2(8): 1273-1281.
- 16 Hwey-Lan Liou, Noel A Brennan. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling[J]. JOSA A, 1997, 14(8): 1684-1695.
- 17 Isabel Escudero-Sanz, Rafael Navarro. Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model[J]. JOSA A, 1999, 16(8): 1881-1891.
- 18 J G Sivak, T Mandelman. Chromatic dispersion of the ocular media[J]. Vision research, 1982, 22(8): 997-1003.
- 19 D A Palmer, J Sivak. Crystalline lens dispersion[J]. JOSA, 1981, 71(6): 780-782.
- 20 Jingyun Wang, T Rowan Candy, Danielle F W Teel, *et al.*. Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye[J]. JOSA A, 2008, 25(9): 2263-2270.
- 21 Ronald B Rabbetts. Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics[M]. Butterworth-Heinemann: Elsevier Medicine, 2007: 224.
- 22 George Smith. Invited review schematic eyes: history, description and applications[J]. Clinical and Experimental Optometry, 1995, 78(5): 176-189.
- 23 David A Atchison, George Smith. Optics of the Human Eye[M]. Butterworth-Heinemann: Elsevier Medicine, 2000: 125.
- 24 Alan E A Ridgway. Intraocular lens implants[J]. Vision and Visual Dysfunction Visual Optics and Instrumentation, 1991, 7: 120-137.
- 25 Li Chao, Jiang Baoguang, Xia Mingliang, *et al.*. Laser speckle reduction in retina imaging illumination[J]. Acta Optica Sinica, 2008, 28(12): 2245-2249.
- 李抄, 姜宝光, 夏明亮, 等. 用于人眼视网膜成像照明的激光消散斑技术研究[J]. 光学学报, 2008, 28(12): 2245-2249.
- 26 Cheng Shaoyuan, Chao Zhaoliang, Hu Lifa, *et al.*. Elimination of stray light reflected from anterior surface of cornea[J]. Chinese Journal of Optics and Applied Optics, 2010, 3(3): 257-262.
- 程少园, 曹召良, 胡立发, 等. 消除角膜前表面反射杂散光方法的比较[J]. 中国光学与应用光学, 2010, 3(3): 257-262.

栏目编辑: 史敏