

双变形镜人眼视网膜高分辨率显微成像系统

肖 飞^{1,2,3} 戴 云^{1,3} 赵军磊^{1,2,3} 赵豪欣^{1,3} 周 虹^{1,3} 樊新龙^{1,3} 张小军^{1,3} 胡羿云^{1,3} 张雨东^{1,3}

¹中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209

²中国科学院大学, 北京 100049

³中国科学院自适应光学重点实验室, 四川 成都 610209

摘要 如何有效校正随人群起伏很大的人眼像差, 提高视网膜高分辨率成像技术的人群适用范围是临床应用面临的重大难题。现有的单一波前校正器无法同时清除高阶和低阶视觉像差。针对人眼高阶像差校正需求, 研制成功了169单元3 mm极间距分立式压电变形镜, 并与大行程Bimorph变形镜组合, 建立了一套双变形镜的人眼视网膜成像系统。系统可实现对离焦小于 ± 4.5 D、散光小于 ± 3.0 D的低阶像差及前8阶Zernike像差的有效校正, 极大地提高了系统的人群适用范围和成像质量。以低阶像差大小作为入选标准, 进行小样本量人眼视网膜成像实验, 获得了近衍射极限的视网膜图像。该系统适用范围明确, 便于后续临床应用。

关键词 自适应光学; 变形镜; 人眼像差; 视网膜成像

中图分类号 O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.0501004

High-Resolution Retinal Imaging System with Dual Deformable Mirrors

Xiao Fei^{1,2,3} Dai Yun^{1,3} Zhao Junlei^{1,2,3} Zhao Haoxin^{1,3} Zhou Hong^{1,3} Fan Xinlong^{1,3}
Zhang Xiaojun^{1,3} Hu Yiyun^{1,3} Zhang Yudong^{1,3}

¹Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

³Key Laboratory on Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

Abstract How to effectively correct ocular aberrations which vary fast from person to person and improve the application scope of adaptive optics retinal imaging system is the biggest problem in clinical application. It is difficult for a single corrector to compensate both low order and high order ocular aberrations simultaneously. Due to the correction requirements of high order aberrations, a 169-element discrete piezoelectric deformable mirror with 3 millimeters spacing is successfully developed. Combined with a large stroke bimorph mirror, a retinal imaging system with two deformable mirrors is developed. The system can compensate low order aberrations up to ± 4.5 diopters of defocus and ± 3 diopters of cylindrical. High order Zernike aberrations up to the 8th order can also be corrected by this system. Both imaging quality and application scope are significantly improved. Taking the size of low order aberrations as inclusion criteria, a little sample is tested by the human retinal imaging experiment, and near diffraction-limited retinal images are achieved. The system has a clear application scope, which is convenient for future clinical application.

Key words adaptive optics; deformable mirrors; eye aberration; retinal imaging

OCIS codes 010.1080; 330.4300; 330.4460

收稿日期: 2015-01-19; 收到修改稿日期: 2015-02-09

基金项目: 国家自然科学基金(61378064, 61205202)、国家重大仪器专项(2012YQ120080)

作者简介: 肖 飞(1988—), 男, 博士研究生, 主要从事人眼视网膜高分辨率成像技术方面的研究。

E-mail: ustcxiaofei@163.com

导师简介: 张雨东(1964—), 男, 博士, 研究员, 主要从事自适应光学方面的研究。E-mail: ydzhang@ioe.ac.cn(通信联系人)

1 引 言

活体人眼视网膜高分辨率成像技术在眼科疾病特别是眼底疾病的发病机理研究、疾病早期诊断、不同治疗手段和药物疗效评价以及视觉科学研究等方面具有重要应用价值。人眼屈光系统经过漫长的生物进化,已经相当智能但并不完美,存在多种随时间动态变化的低阶(离焦和散光)和高阶(除离焦和散光之外)光学像差,大大降低了视网膜成像的分辨率。1997年,美国Rochester大学Liang等^[1]利用自适应光学(AO)技术校正人眼低阶和高阶光学像差,首次获得了活体人眼视网膜视细胞和毛细血管高分辨率图像,分辨率接近理论衍射极限。随后,国内外多个研究小组相继开展了活体人眼视网膜高分辨率成像技术研究,相继发展了AO显微成像、AO共焦扫描及AO光学相干层析三种活体人眼视网膜高分辨率成像技术^[2],在实验室获得了从二维到三维的视网膜高分辨率图像。

活体人眼视网膜高分辨率成像技术通过AO校正人眼像差,而人眼像差的两个突出特点是人群分散性和像差幅值起伏很大,如离焦起伏可达 ± 10 D,散光为 ± 5 D。为了获得近衍射极限的成像分辨率,除了大幅值的低阶像差校正,AO系统还需同时具备较强的高阶次、小幅值高阶像差校正能力。人眼像差统计分析表明,为了获得接近衍射极限的视网膜高分辨率图像,在6 mm瞳孔下,AO系统需要对人眼前8阶44项Zernike像差进行有效校正^[3]。如何有效校正随人群起伏很大的人眼像差,扩大视网膜高分辨率成像技术的人群适用范围是临床应用面临的重大难题。多种波前校正器,如分立式压电驱动变形镜、微机电系统变形镜、双压电片变形镜、液晶空间光调制器等被应用到人眼AO系统中^[4-7]。受到各自原理和技术条件的限制,现有的单一波前校正器无法兼顾大行程、高精度人眼像差校正的需求。早期采用插片补偿低阶像差,高阶像差由波前校正器校正^[4]的方式简单便捷,但存在降低系统光能利用率等不利因素,同时补偿片的插入会改变人眼瞳孔与波前传感器和波前校正器的共轭关系,从而降低人眼像差测量的准确性和AO系统的校正效果,随低阶像差变大这种影响会更加严重,无法适用于大规模人群。Badal调焦技术^[8]是一种既能补偿离焦又能保持共轭关系不变的一种调焦技术,但无法实现散光补偿。

双波前校正器人眼像差校正通过两个波前校正器分别校正人眼低阶和高阶像差,可以有效解决单一波前校正器无法兼顾大行程、高精度像差校正的难题。2007年,美国Livermore实验室的Chen等^[9]在双波前校正器高分辨率AO共焦扫描成像系统中首次应用了由Bimorph变形镜和144单元微机电系统(MEMS)变形镜构成的双变形镜AO系统,采用分步串行的工作方式校正人眼像差,该方法虽然简单,但是以牺牲AO闭环带宽为代价。随后,其他一些研究小组在AO系统中采用商业化的双变形镜对人眼像差进行校正,系统工作方式也由串行向并行转变^[10-12]。

针对活体人眼视网膜高分辨率成像技术对人眼像差校正的实际需求,本文研制建立了一套基于双变形镜的人眼视网膜高分辨率显微成像系统。该系统采用光电所自主研制的35单元大行程Bimorph变形镜和169单元3 mm极间距分立式压电变形镜分别校正人眼低阶和高阶像差,采用基于控制信号重置的解耦算法实现双变形镜并行控制。系统能对离焦小于 ± 4.5 D、散光小于 ± 3.0 D的低阶像差及前8阶44项Zernike像差进行有效校正,双变形镜的使用极大地提高了系统的成像质量扩大了人群适用的范围。以低阶像差大小作为入选标准,进行小样本量人眼视网膜成像实验,获得了较好的实验结果。该系统人群适用范围明确,便于后续临床应用。

2 169单元3 mm极间距分立式变形反射镜

35单元Bimorph变形镜已有文献报道^[6],这里仅对新研制的169单元3 mm极间距分立式压电变形镜进行介绍。常规的分立式压电变形镜利用压电陶瓷 d_{33} 原理产生压电变形,驱动器很难小型化,在驱动器单元数较多时口径往往很大。考虑到人眼视网膜高分辨率成像系统小型化的需求,基于压电陶瓷 d_{31} 原理,研制了3 mm极间距压电驱动器,实测了其面形影响函数,如图1所示,其交连值为14%,驱动器最大行程约为 ± 2 μm 。根据实测面形影响函数,仿真分析确定满足人眼高阶像差(前8阶44项Zernike像差)校正所需的驱动器数目,经优化并适当增加裕量,最终确定13 \times 13方形排布的驱动器布局,变形镜通光口径 $\Phi=35$ mm。图2(a)为研制的169单元变形镜实物,图2(b)为原始面形图,图2(c)为驱动器布局示意图,原始面形峰谷值(PV)和均方根值(RMS)分别为0.536 μm 和0.101 μm ,原始面形偏差可以利用其自身的校正能力来补偿。

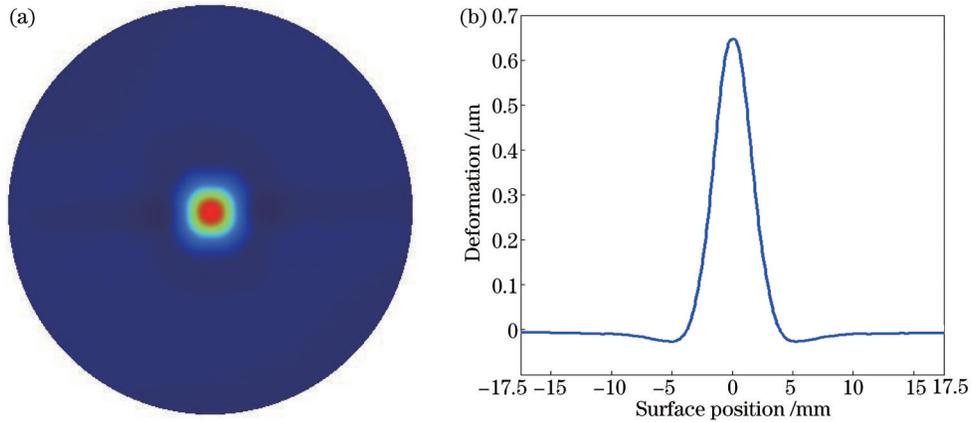


图1 3 mm极间距压电驱动器(a)面形影响函数及(b)横向截线图

Fig.1 (a) Influence function of 3 mm spacing piezoelectric actuator and (b) its horizontal cross section

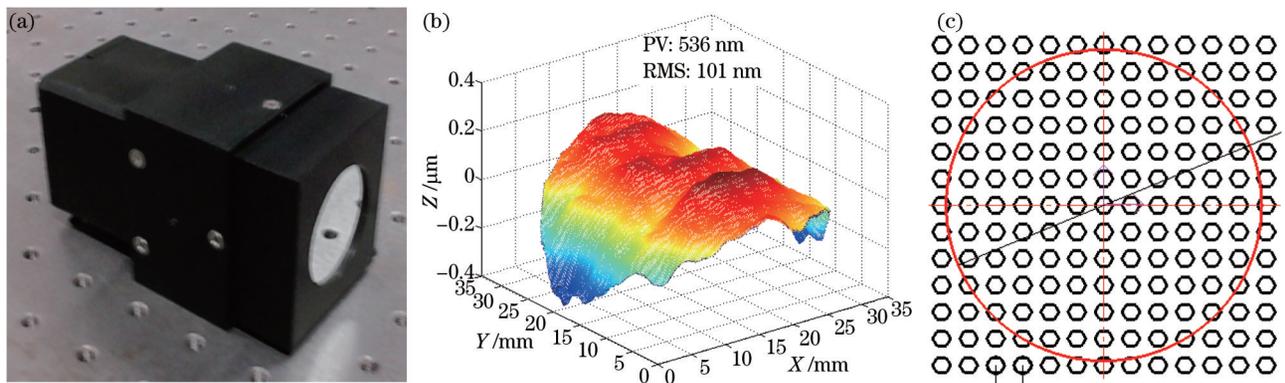


图2 (a) 169单元变形镜实物、(b)原始面形和(c)驱动器布局示意图

Fig.2 (a) Picture of 169-element deformable mirror, (b) original surface and (c) its electrode distribution

169单元变形镜研制完成后对其进行了一系列性能测试,包括响应频率、迟滞特性等,以确定其是否满足使用要求。变形镜具有较高的响应频率是自适应系统能够实时校正快速变化的人眼像差的基本保证。用TD1250频响分析仪和Keyence微位移传感器结合测量了169单元变形镜的响应频率,图3(a)为实测169单元变形镜的幅频和相频曲线,谐振频率大于1 kHz,足以保证对人眼像差的实时校正。压电驱动器响应具有迟滞性,图3(b)为169单元变形镜实测迟滞曲线,线性拟合后最大迟滞为0.776 μm ,其线性度是可以接受的,在闭环系统中这样的非线性不会对校正精度有多大的影响。

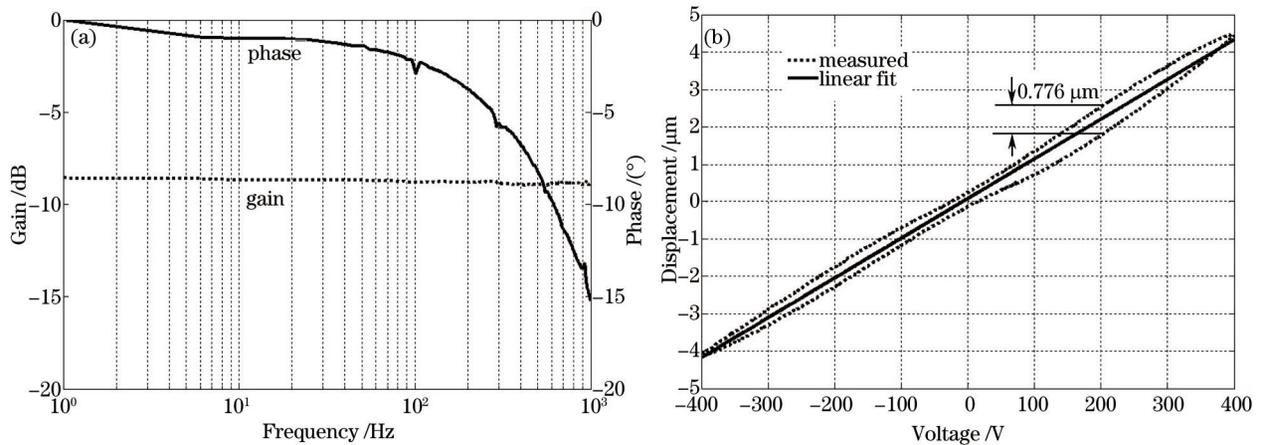


图3 169单元变形镜的(a)频率响应曲线及(b)迟滞特性曲线

Fig.3 (a) Frequency response curves and (b) hysteretic curves of 169-element deformable mirror

根据实测的影响函数,以各项 Zernike 像差为待拟合波面,用最小二乘法计算所需的拟合电压并加载到变形镜,用干涉仪测量拟合波面,计算实测波面与待拟合波面相减后残余波面的均方根值,并与待拟合波面均方根值相比,值越低表明拟合精度越高。图 4 是实测的 169 单元变形镜对前 8 阶 44 项 Zernike 像差的拟合结果,并与仿真结果进行了对比,可以看到实测结果与仿真结果基本一致,该变形镜对前 8 阶 Zernike 像差均有较好的拟合能力。受限于驱动器行程,该变形镜对像差的校正幅值较小,仅能对 $\pm 0.5D$ 以内的离焦或散光进行有效校正,故该变形镜不适宜校正大幅值的人眼低阶像差。

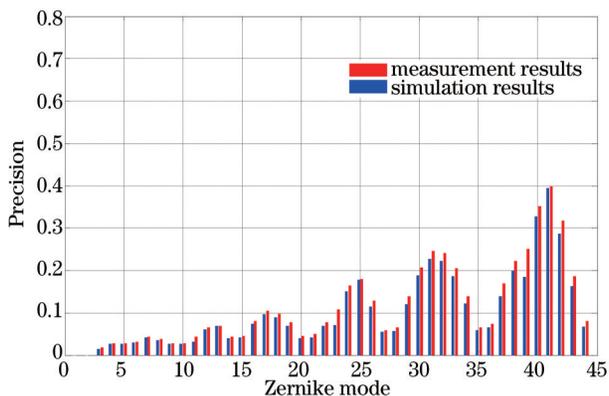


图 4 仿真与实测 44 项 Zernike 像差的拟合结果对比

Fig.4 Comparison of fitting precision for Zernike aberrations up to 44 items between simulation and measurement

3 双变形镜人眼视网膜高分辨率显微成像系统

基于自主研发的 35 单元 Bimorph 变形镜和 169 单元压电变形镜(DM169),研制了一套双变形镜人眼视网膜高分辨率显微成像系统,系统原理图如图 5 所示。主光路采用球面反射式系统,SLD 信标光源发出的光经准直由薄膜分光镜 BS2 引入主光路,经球面反射镜 SM2、35 单元 Bimorph 变形镜(DM35)、中继光路 SM2~SM1 和平面反射镜 M1 后进入人眼。信标经过 DM35 可以对其进行预补偿,以提高眼底信标质量。从眼底返回的信标光携带人眼像差经主光路(M1、SM1、SM2、DM35、SM2、M2、SM3、DM169、SM3、SM4),由分光镜 BS2 反射后进入哈特曼传感器,实时测量人眼像差,控制系统根据测得的像差斜率信号控制双变形镜对像差进行校正。待校正完成后,启动照明光源闪光照明眼底,同时触发成像相机同步完成眼底图像采集。在信标支路设置固视目标,用于引导眼球偏转拍摄眼底不同区域图像。系统成像视场为 1° ,入瞳直径为 6 mm,照明光波长为 617 nm。

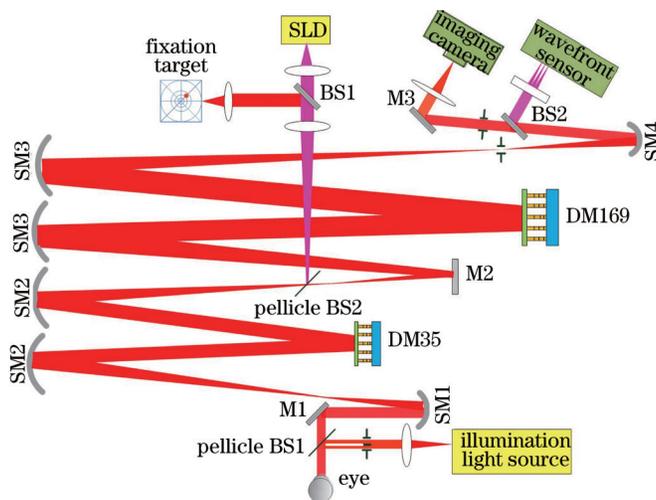


图 5 双变形镜人眼视网膜自适应光学系统原理图

Fig.5 Schematic of dual deformable mirrors adaptive optics system for retinal imaging

系统中 DM35 和 DM169 两块变形镜共用一套哈特曼波前传感器,图 6(a)为两块变形镜驱动器与哈特曼波前传感器子孔径布局图。哈特曼传感器的 208 个子孔径数按 16×16 阵列正方形排布。经优化选取,舍去 169 单元变形镜角落驱动器,实际有效驱动器数目为 145 个。图 6(b)为该系统对前 8 阶 44 项 Zernike 像差的拟

合结果,可以看到,DM35对前20项Zernike像差有一定的校正能力,而DM169的校正能力扩大到前44项,满足人眼像差校正的要求。虽然DM35对前20项Zernike像差有校正能力,为了充分利用其低阶校正性能和扩大低阶校正量,系统中该变形镜仅用于校正离焦和散光,剩余高阶像差由DM169进行补偿。

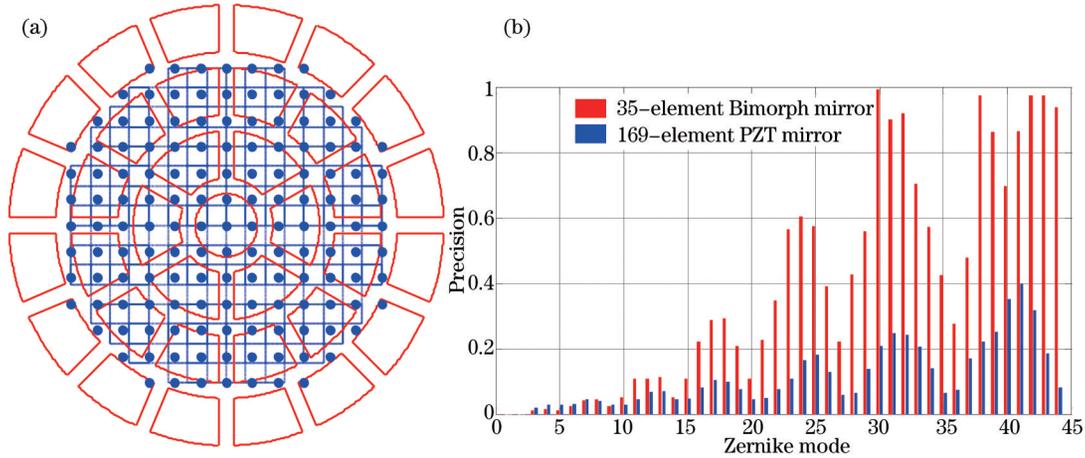


图6 (a)两块变形镜驱动器与哈特曼波前传感器子孔径布局图及(b)系统对Zernike像差拟合精度

Fig.6 (a) Layout match between two deformable mirrors and Shack-Hartmann wavefront sensor and (b) system's fitting precision for Zernike aberrations

在系统控制上,考虑到本系统不需要具体像差模式系数的特性,对基于控制信号重置^[13]的双镜解耦算法进行改进,改进后的算法与原算法相比在保证良好性能的同时减少了一次矩阵运算,并能相应减少一定的存储空间,从而更适宜于本系统的工作特性。改进后的算法流程如下:设当前波前传感器测得残差波前斜率为 \mathbf{g} ,波前传感器的Zernike模式斜率响应矩阵为 \mathbf{Z} ,DM35校正的低阶Zernike模式系数为 \mathbf{a}_w ,由DM35和DM169产生的斜率向量分别表示为 \mathbf{g}_w 和 \mathbf{g}_l ,则由波前模式复原算法即可知:

$$\mathbf{g} = \mathbf{g}_w + \mathbf{g}_l, \quad (1)$$

$$\mathbf{g}_w = \mathbf{Z} \mathbf{a}_w = \mathbf{Z} \mathbf{I}_w \mathbf{Z}^+ \mathbf{g}, \quad (2)$$

$$\mathbf{g}_l = \mathbf{g} - \mathbf{Z} \mathbf{I}_w \mathbf{Z}^+ \mathbf{g} = (\mathbf{I} - \mathbf{Z} \mathbf{I}_w \mathbf{Z}^+) \mathbf{g}, \quad (3)$$

式中 \mathbf{I}_w 是用于模式选择的对角矩阵,与DM35需要校正的像差阶次数对应的对角元素为1,其余矩阵元素为0, \mathbf{Z}^+ 为 \mathbf{Z} 的广义逆矩阵。设DM35与DM169的电压控制信号分别为 v_w 、 v_l ,斜率响应矩阵分别为 \mathbf{R}_w 、 \mathbf{R}_l ,则由直接斜率法^[14]可知:

$$v_w = \mathbf{R}_w^+ \mathbf{g}_w = \mathbf{D}_w \mathbf{g}, \quad (4)$$

$$\mathbf{D}_w = \mathbf{R}_w^+ \mathbf{Z} \mathbf{I}_w \mathbf{Z}^+, \quad (5)$$

$$v_l = \mathbf{R}_l^+ \mathbf{g}_l = \mathbf{D}_l \mathbf{g}, \quad (6)$$

$$\mathbf{D}_l = \mathbf{R}_l^+ (\mathbf{I} - \mathbf{Z} \mathbf{I}_w \mathbf{Z}^+), \quad (7)$$

式中 \mathbf{R}_w^+ 、 \mathbf{R}_l^+ 分别为 \mathbf{R}_w 、 \mathbf{R}_l 的广义逆矩阵。由(4)式便可获得DM35的控制信号,由于无需在线复原像差模式系数,且由矩阵乘法的结合律可知矩阵 \mathbf{D}_w 可事先计算得出,对DM35的整个控制过程仅需一次矩阵乘法完成,计算复杂度和占用存储空间与直接斜率法相当。虽然由(6)式获得的PZT变形镜控制信号 v_l 已经是由分解后的斜率计算得出,但由于变形镜影响函数及其一阶偏导数的非正交性,以及斜率分解时存在误差的影响, v_l 中依然会存在少量的可能导致变形镜耦合的控制分量,可对该信号进行文献[13]提出的整体电压约束,进而消除与DM35相耦合的分量。

4 系统性能测试及人眼实验

4.1 系统校正范围及校正精度

系统采用大行程 Bimorph 变形镜单独校正低阶像差,在系统建立后首先对其低阶像差校正能力进行了实

验测试。在系统入瞳位置插入不同屈光度的离焦或散光镜片,单独控制 Bimorph 变形镜使其闭环校正,以残差 RMS 小于 $0.1 \mu\text{m}$ 为指标评价其低阶像差校正范围。图 7(a)为单像差实验结果,从图中可以看出该变形镜可以对 $\pm 4.5 \text{ D}$ 以内的离焦, $\pm 3.0 \text{ D}$ 以内的散光进行有效校正,校正残差 RMS 小于 $0.1 \mu\text{m}$ 。图 7(b)为离焦与散光同时存在时变形镜校正范围实验结果,图中横坐标表示插入的散光屈光度,纵坐标为相应散光下在满足变形镜校正残差 RMS 小于 $0.1 \mu\text{m}$ 条件下能够插入的最大离焦屈光度,从图中可以看出当同时存在离焦和散光时,变形镜校正范围会有所减小,但是仍然可以对 $\pm 3 \text{ D}$ 以内离焦与 $\pm 2 \text{ D}$ 以内散光的任意组合像差进行有效校正。

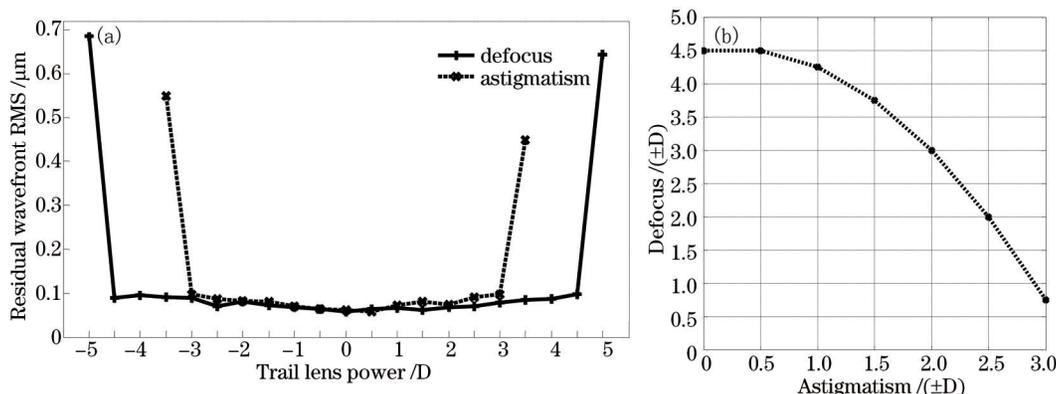


图 7 系统校正范围及校正精度图。(a) 单像差结果;(b) 离焦散光同时存在的结果

Fig.7 Correction precision and correction range of the system. (a) Results of single aberration; (b) results of the existence of defocus and astigmatism

为了测试全系统像差校正精度,在系统入瞳位置放置高光束质量平行光管使系统闭环,并测量成像相机靶面上的焦斑尺寸。图 8 是系统闭环后归一化的远场焦斑截面,其半峰全宽(FWHM)为 $1.1 f\lambda/D$, f 为焦距,口径 $D=6 \text{ mm}$,波长 $\lambda=0.78 \mu\text{m}$,相当于眼底视网膜上的分辨率为 $2.4 \mu\text{m}$ 。

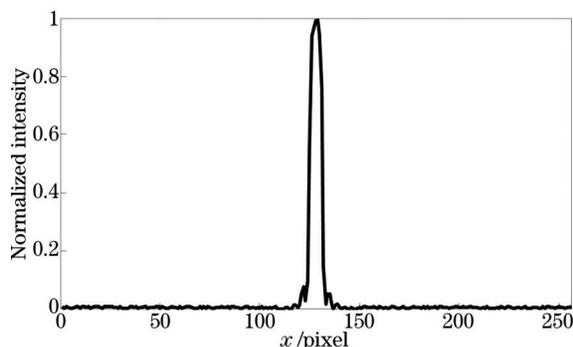


图 8 系统闭环后的远场光斑截面图

Fig.8 Cross-section of system's far field focus spot after closed loop

4.2 活体人眼视网膜成像实验

在系统性能测试后,以低阶像差大小作为入选标准,进行了小样本量的活体人眼视网膜成像实验,共招募志愿者 15 名(年龄: 22 ± 5 岁,离焦: $-2.41 \pm 1.15 \text{ D}$,散光: $-0.48 \pm 0.30 \text{ D}$)参加了成像实验,成像前使用复方托吡卡胺滴眼液进行散瞳。实验时,按照验光数据计算 DM35 驱动电压并加载到变形镜上,实现对低阶像差的预校正,提高眼底信标质量并方便被试固视视标。在眼位调整对准后,启动 AO 全系统闭环校正人眼像差,校正完成后启动照明光源闪光照明眼底,同时触发成像相机同步完成眼底图像采集。表 1 列出了小样本实验中所有被试的年龄、屈光度及校正前后的 RMS 值,并获得了视细胞和毛细血管的高分辨率图像,所有被试校正残余像差 RMS 均小于 $0.05 \mu\text{m}$ 。受篇幅限制,仅给出典型被试的图像结果。

图 9 和图 10 为其中一名被试 LB(离焦: -2.75 D ,散光: -0.5 D)的实验结果,其中图 9 为 AO 闭环过程中残余像差 RMS 及由残差计算得到的 Strehl 比值(SR)的变化曲线。从图中可以看出,经 Bimorph 变形镜校正低阶后,残余像差 RMS 值从校正前的 $4.37 \mu\text{m}$ 降低到 $0.48 \mu\text{m}$ 。经 DM169 进一步校正后,残差 RMS 值降低到 $0.04 \mu\text{m}$,而相应的 SR 值从校正前的 0.01 提高到 0.06(低阶校正后),最终稳定在 0.85 左右。图 10 为 LB 被试右眼偏鼻侧 2° 位置处的校正前、低阶校正后及高阶校正后的视细胞图像,成像质量较好。

表 1 15 名被试年龄、屈光度及校正前后 RMS 值详细列表

Table 1 Age, diopter and RMS before and after AO correction of 15 subjects

Subject	Name	Age	Sphere /D	Cylinder /D	Before AO RMS / μm	After AO RMS / μm
1	DY	38	-1.50	-0.75	2.43	0.048
2	ZJL	26	-3.25	-0.50	4.87	0.046
3	LB	25	-2.75	-0.50	4.37	0.041
4	LFW	24	-1.00	-0.50	1.62	0.043
5	CSY	27	-4.25	-1.00	5.31	0.049
6	LZH	24	-1.00	-0.50	1.64	0.039
7	LL	18	-2.75	-0.50	4.28	0.044
8	WZX	18	-3.25	-0.25	4.66	0.048
9	MXR	19	-2.00	-0.25	2.56	0.046
10	TQ	20	-2.50	-1.00	3.12	0.050
11	DMY	18	-1.25	-0.25	1.73	0.041
12	HYP	20	-3.00	-0.25	4.12	0.048
13	TYC	20	-4.25	0.00	4.72	0.049
14	GL	18	-1.00	-0.25	1.38	0.043
15	HXM	20	-1.50	-0.75	2.32	0.047

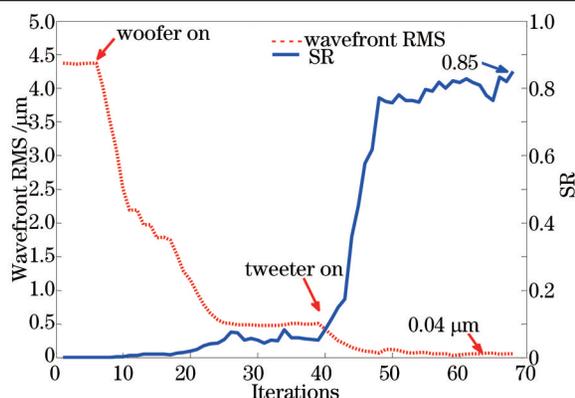


图 9 闭环过程中的残差 RMS 值及 Strehl 值变化曲线

Fig.9 Residual wavefront RMS and corresponding Strehl ratio during iterations

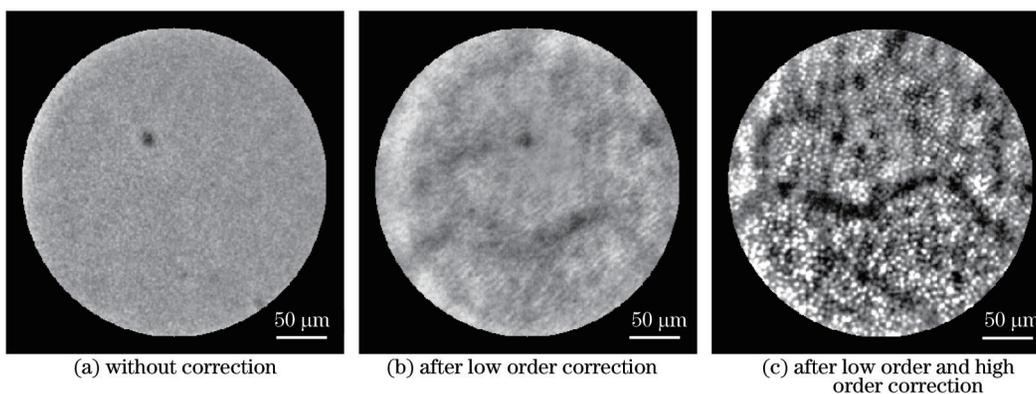


图 10 被试 LB 的视网膜图像

Fig.10 Retinal imaging results for subject LB.

图 11 为其他被试的成像结果,图 11(a)为被试 CSY(离焦:-4.25 D,散光:-1.0 D)的成像结果,其低阶像差已接近系统校正极限,仍然获得了清晰的视细胞图像。图 11(b)为被试 LZH(离焦:-1.0 D,散光:-0.5 D)的成像结果,图像中无血管,成像区域为中心凹附近,视细胞直径 $2.5 \mu\text{m}$ 左右,分辨率接近理论极限。图 11(c)为被试 ZJL(离焦:-3.25 D)在右眼鼻侧 2° 对毛细血管的成像结果,由于照明光源为红光(617 nm),对血管成像的对比度略差。

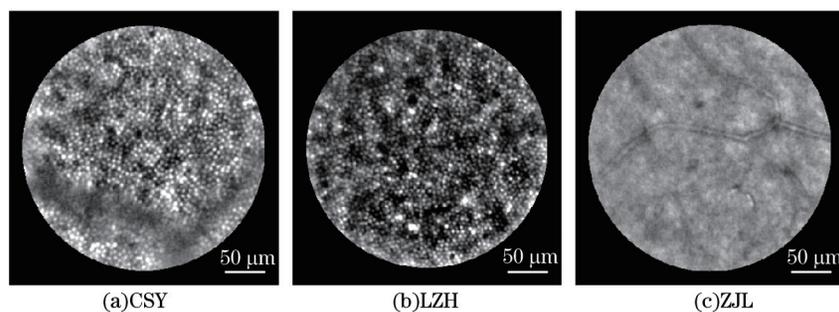


图 11 其他被试的视网膜成像结果

Fig.11 Retinal imaging results for some other subjects

5 结 论

为了解决目前单一波前校正器无法兼顾大行程、高精度人眼像差校正的需求,研制了一套基于双变形镜的人眼视网膜高分辨率显微成像系统。该系统采用中国科学院光电技术研究所自主研发的 35 单元大行程 Bimorph 变形镜和 169 单元 3 mm 极间距分立式压电变形镜分别校正人眼低阶和高阶像差,系统能对离焦小于 ± 4.5 D、散光小于 ± 3.0 D 的低阶像差及前 8 阶 44 项 Zernike 像差实现有效校正,双变形镜的使用极大地扩大了系统的人群适用范围,并提高了成像质量。以低阶像差大小作为入选标准,进行小样本量人眼视网膜成像实验,获得了较好的实验结果。该系统人群适用范围明确,便于后续临床应用。

致谢 感谢志愿者在实验中给予的积极配合,感谢姜文汉院士对本文的审阅和指导。

参 考 文 献

- 1 Liang J, Williams D R, Miller D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. J Opt Soc Am A, 1997, 14(11): 2884-2892.
- 2 Williams D R. Imaging single cells in the living retina[J]. Vision Research, 2011, 51(13): 1379-1396.
- 3 Thibos L N, Hong X, Bradley A, *et al.*. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes[J]. J Opt Soc Am A, 2002, 19(12): 2329-2348.
- 4 Ling Ning, Zhang Yudong, Rao Xuejun, *et al.*. A small adaptive optical imaging system for cells of living human retina[J]. Acta Optica Sinica, 2004, 24(9): 1153-1158.
凌 宁, 张雨东, 饶学军, 等. 用于活体人眼视网膜观察的自适应光学成像系统[J]. 光学学报, 2004, 24(9): 1153-1158.
- 5 Niu S, Shen J, Liang C, *et al.*. High-resolution retinal imaging with micro adaptive optics system[J]. Applied Optics, 2011, 50(22): 4365-4375.
- 6 Zhou Hong, Guan Chunlin, Dai Yun. Bimorph deformable mirrors for adaptive optics of human retinal imaging system[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(2): 0211001.
周 虹, 官春林, 戴 云. 用于自适应光学视网膜成像系统的双压电片变形反射镜[J]. 光学学报, 2013, 33(2): 0211001.
- 7 Kong Ningning, Li Dayu, Xia Mingliang, *et al.*. Liquid crystal adaptive optics system for human retinal imaging operated on open-loop and double-pulse mode[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(1): 0111002.
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, 2012, 32(1): 0111002.
- 8 Dalimier E, Dainty C, Barbur J L. Effects of higher-order aberrations on contrast acuity as a function of light level[J]. Journal of Modern Optics, 2008, 55(4-5): 791-803.
- 9 Chen D C, Jones S M, Silva D A, *et al.*. High-resolution adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with dual deformable mirrors[J]. J Opt Soc Am A, 2007, 24(5): 1305-1312.
- 10 Cense B, Gao W, Brown J M, *et al.*. Retinal imaging with polarization-sensitive optical coherence tomography and adaptive optics[J]. Optics Express, 2009, 17(24): 21634-21651.
- 11 Zou W, Qi X, Burns S A. Woofer-tweeter adaptive optics scanning laser ophthalmoscopic imaging based on Lagrange-multiplier damped least-squares algorithm[J]. Biomedical Optics Express, 2011, 2(7): 1986-2004.
- 12 Hammer D X, Daniel Ferguson R, Mujat M, *et al.*. Multimodal adaptive optics retinal imager: design and performance[J]. J Opt Soc Am A, 2012, 29(12): 2598-2607.
- 13 Liu W, Dong L, Yang P, *et al.*. A Zernike mode decomposition decoupling control algorithm for dual deformable mirrors adaptive optics system[J]. Optics Express, 2013, 21(20): 23885-23895.
- 14 Jiang W, Li H. Hartmann-Shack wavefront sensing and wavefront control algorithm[C]. International Society for Optics and Photonics, 1990: 82-93.

栏目编辑: 史 敏