

高分辨率开环液晶自适应光学视网膜成像系统

齐 岳^{1,2,3} 孔宁宁^{1,2,3} 李大禹² 夏明亮² 宣 丽¹

¹ 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
² 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所医学影像室,江苏 苏州 215163
³ 中国科学院研究生院,北京 100049

摘要 利用液晶空间光调制器和夏克-哈特曼波前探测器作为核心器件搭建了一套开环双光源液晶自适应光学视网膜成像系统。系统采用人眼屈光 0D 基准设计并使用动态视标定位人眼,提高了人眼在测试时的稳定性,有效降低了由不同人眼个体差异带来的影响。通过补偿镜预补偿,配合微调照明光焦面,使照明光聚焦在眼底视觉细胞层,保证了像差探测精度和成像质量。利用人眼的偏振特性,采用偏振光照明的方式,将系统的能量利用率提高了 20%。优化了系统的工作流程,优化后系统连续工作频率可超过 20 Hz。对 4 名志愿者进行了实验,均获得了清晰的眼底视网膜细胞图像。

关键词 成像系统;自适应光学;液晶空间光调制器;视网膜成像;开环

中图分类号 TG502.33; TH786 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.1011003

High Resolution Open-Loop Adaptive Optics System for Retinal Imaging Based on Liquid Crystal Spatial Light Modulator

Qi Yue^{1,2,3} Kong Ningning^{1,2,3} Li Dayu² Xia Mingliang² Xuan Li¹

¹ State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China
² Medical Imaging Department, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China
³ Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract An open-loop adaptive optics system with liquid crystal spatial light modulator and Shark-Hartmann wavefront sensor is constructed. The system is designed according to zero diopter. Compared with the static target, the stability of the pupil increases obviously while staring at the dynamic target during the experiment. The impact of individual differences on human eyes has been reduced effectively. The focal plane of the light source can be axial shifted to ensure it can reach the photoreceptors layer of the retina with the help of trial lens. The fundus is illuminated by polarized light and the energy efficiency increases by 20%. The control flow of the system is optimized and the continuous working frequency of the system is above 20 Hz. Four volunteers are participated in the experiments. Both of them obtain the clear photoreceptor images after corrections.

Key words imaging systems; adaptive optics; liquid crystal spatial light modulator; retinal imaging; open-loop

OCIS codes 110.1080; 110.1085; 010.1080; 230.3720

1 引 言

医学研究表明,很多眼科疾病以及全身的系统

性疾病(例如糖尿病、高血压和动脉硬化等)都在视网膜上有相应的表征。因此,眼底检测在疾病的早

收稿日期: 2012-04-10; **收到修改稿日期**: 2012-05-21

基金项目: 国家自然科学基金(60736042)、江苏省自然科学基金(SBK201020903)和苏州市科技发展计划(ZXS201001)资助课题。

作者简介: 齐 岳(1985—),男,博士,主要从事液晶自适应光学方面的研究。E-mail: tju_qiyue@sina.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

期诊断方面具有十分重要的意义^[1~3]。但是由于人眼像差的影响,常规眼底成像设备的分辨率无法满足对疾病早期微小病变检测的要求。自适应光学(AO)技术能实时测量和补偿系统像差来提高光学系统的成像分辨率^[4,5],已被广泛地应用于各类眼底成像系统中^[6~10]。本课题组利用夏克-哈特曼波前传感器(SH-WFS)和液晶空间光调制器(LC-SLM)^[11~13]分别作为波前探测器和校正器,搭建了一套开环液晶自适应视网膜成像系统^[14],获得了清晰的视网膜细胞图像。

该系统的不足主要体现在普适性方面,即并不是对所有的测试者都能得到清晰的视网膜细胞图像。一些测试者细胞图像的对比度较低,难以满足临床诊断的要求。造成图像不清晰的原因主要是不同人之间的个体差异。先前的系统是以人眼屈光-5D基准设计的^[15],即在测试者眼前200 mm处放置一个视标,当被测者盯视并看清视标时,利用人眼的视度调节能力将屈光度调节至-5D并保持稳定,此时照明光刚好能够聚焦到眼底的视觉细胞层,而从眼底反射回的光在SH-WFS上刚好无离焦,进而完成像差探测和校正成像。可以看出,视标在该系统中起到了诱导人眼的屈光度调节、定位眼底成像区域和稳定人眼等作用。这些都需要测试者在测试过程中始终能够看清视标。但在实际应用中发现,由于盯视能力存在个体差异,一些测试者在盯视过程中会逐渐对视标失去感知,造成人眼不稳定,包括瞳孔的漂移和屈光度的变化等现象。瞳孔的漂移会使其偏离光轴,降低像差探测精度,严重时会导致边缘像差的探测出错。而屈光度的变化会造成照明光的焦面偏离眼底的视觉细胞层。这会使SH-WFS探测到的光点能量分散,降低探测精度。同时眼底视觉细胞层的光能密度也会因离焦而下降,造成校正后图像中细胞的对比度低,图像不清晰。盯视能力的差异还体现在一些测试者在主观认为已经看清视标的情况下,屈光度并没有调节到设计需要的

-5D,造成照明光的离焦。另外,人眼的轴向色差对照明光焦面的影响也不可忽略。视标光为人眼最敏感的550 nm波段,其与照明光808 nm波段在人眼中的轴向色差约为-1D^[16,17]。虽然在先前的系统中已经对其进行了固定的补偿,但人眼轴向色差是存在明显的个体差异的,其值大于0.2D^[18,19]。

本文采用人眼屈光0D基准对光路进行了设计,使人眼在睫状肌处于完全放松的状态下进行测试,采用动态视标代替静止视标,更利于人眼的稳定,有效降低了个体差异对系统的影响。使用补偿镜补偿人眼的低阶像差,配合照明光源焦面的轴向微调功能,并以SH-WFS上光点的能量集中程度作为判断依据,使照明光会聚在眼底视觉细胞层,保证像差探测精度和成像质量。另外,系统采用双光源偏振光照明的方式,进一步提高了系统的能量利用率并简化了系统控制流程。

2 实验系统及方法

实验光路如图1所示,系统采用开环AO系统模式^[20,21],核心器件的参数如表1所示。像差探测光源采用超发光二极管(中心波长为785 nm),成像光源采用固体激光器(中心波长为808 nm)。两个光源分别耦合不同芯径的多模光纤,使系统在像差探测和校正成像时眼底的照明视场分别为 0.3° 和 1.7° ,省去了先前系统进行大小视场切换的环节。装调LC-SLM前需对其在808 nm波段的相位调制特性进行标定^[22]。在进行测试时,对于正常人眼,照明光刚好可以聚焦到眼底视觉细胞层,而对于有屈光不正(近视或远视)的测试者,照明光的焦面会偏离眼底视觉细胞层。为了保证像差探测精度和成像质量,需要在眼前插入补偿镜对人眼的低阶像差(离焦和像散)进行预补偿。但补偿镜只能对固定的像差值进行补偿,因此还需要配合对照明光源焦面的微调。由于两个光源波段相近且都需要调节,使用两个位移器不方便系统控制且成本高。所以通过

表1 LC-SLM和SH-WFS的技术参数

Table 1 Detailed parameters of LC-SLM and SH-WFS

LC-SLM		SH-WFS	
Array size	7.68 mm×7.68 mm	Aperture dimension	4.8 mm×4.8 mm
Active pixels	512 pixel×512 pixel	Sub-aperture number	13×13
1st diffraction efficiency	90%	RMS of relative measurement accuracy	1/150λ
Response time	13 ms	RMS of repeatability	<1/200λ
Design wavelength	760~865 nm	Working wavelength	450~900 nm
RMS of Reflected wavefront distortion	1/20λ, λ=785 nm	Frame frequency	160 Hz

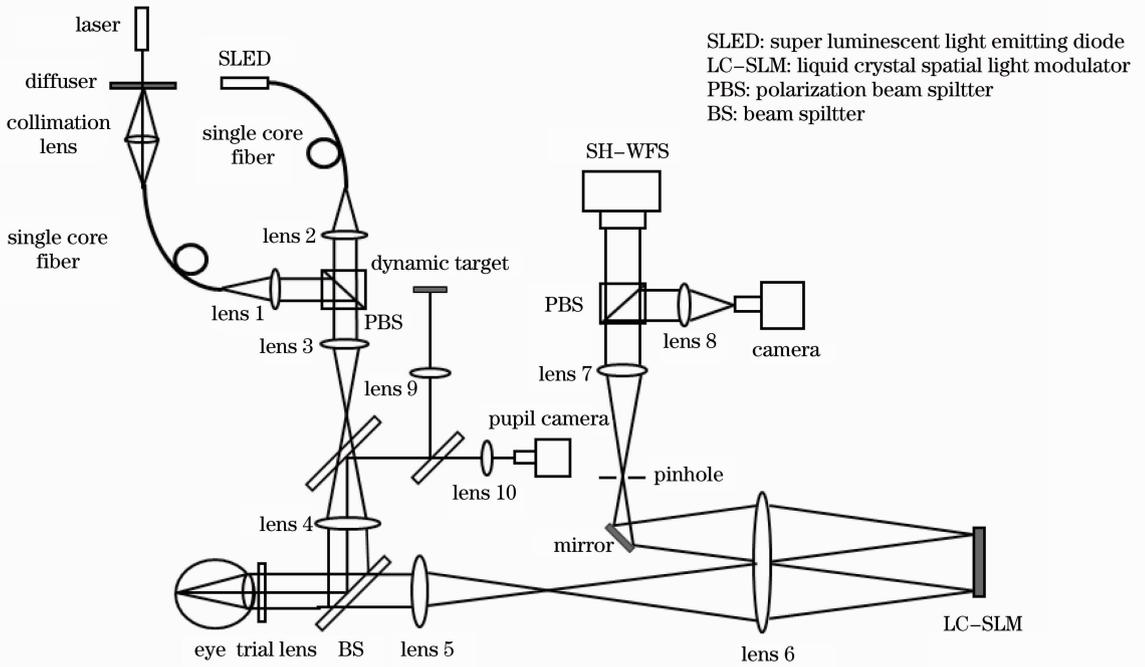


图 1 基于 LC-SLM 的开环液晶 AO 视网膜成像系统光路图

Fig. 1 Layout of the open-loop AO retinal imaging system based on LC-SLM

微调透镜 4 的方法达到同时微调两个光源焦面的目的。

2.1 人眼屈光 0D 基准和动态视标

对于正常人眼,在睫状肌完全放松的情况下,屈光度为 0D,无穷远的物体刚好会聚在眼底,而眼底反射回的光也近似为平行光。系统采用屈光 0D 基准设计,当人眼看清位于等效无穷远位置的视标时,照明光刚好能聚焦到视觉细胞层。由于睫状肌处于完全放松的状态,不对人眼屈光度产生调节作用,避免了先前系统中利用视标诱导人眼视度调节过程中的个体差异。

当人盯视目标时,眼睛会通过快速的微颤改变眼底局部的光强分布来保持视神经的兴奋^[23]。但经过长时间的盯视,特别是对于静止目标,会使人眼

产生视觉疲劳(一般 2 s 后开始产生),在没有新刺激的情况下,人眼会逐渐对目标失去感知(一般为 5~10 s)^[24]。为了避免在测试过程中出现该现象,系统采用动态视标代替原来的静态视标,视标外围采用静止的同心圆环,而中间的十字线周期性的出现和消失,周期为 1 s。通过十字线的亮暗变化不断地刺激人眼视觉神经,使其保持兴奋,更利于人眼在盯视过程中保持稳定。为了验证改进效果,对两名志愿者分别在盯视动态和静态视标时的瞳孔稳定性进行了测试。具体方法是让测试者盯视视标,待稳定之后利用瞳孔相机记录瞳孔图像,时间为 5 s,采样间隔 100 ms。以第一帧图像为基准,计算后面每一帧图像与其的相对偏移量,结果如图 2 所示(本文彩图效果请详见网络电子版)。在盯视静态视标时,

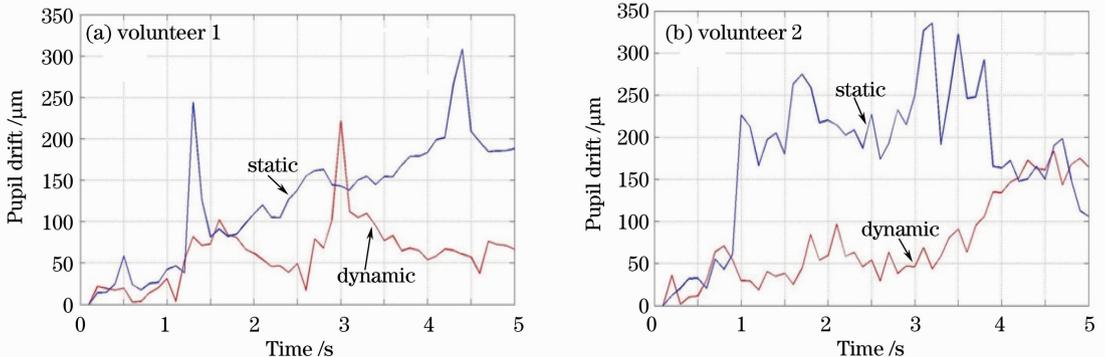


图 2 人眼在盯视不同视标时瞳孔的稳定性

Fig. 2 Stability of pupil while staring at different targets

两名志愿者瞳孔的平均漂移量分别为 $126.73 \mu\text{m}$ 和 $177.78 \mu\text{m}$,而在盯视动态视标时,瞳孔的平均漂移量分别为 $66.30 \mu\text{m}$ 和 $75.68 \mu\text{m}$ 。可以看出,当采用动态视标后,测试者在盯视过程中的瞳孔稳定性有明显提高,而且测试者对动态视标的主观感受也更为舒适。

2.2 判断照明光聚焦到眼底视觉细胞层的方法

在一些利用 SH-WFS 测量人眼高阶动态像差的系统中,需要对人眼的离焦像差进行补偿^[25]。有研究人员提出利用 SH-WFS 上光点的特征来确定

最佳离焦补偿位置的方法^[26]。在人眼视网膜结构中,视觉细胞层的是强反射层,而其他层的反射能力很弱。因此,当照明光聚焦到视觉细胞层时,SH-WFS 上的光点能量集中。而当照明光焦点偏离视觉细胞层时,SH-WFS 上的光点能量分散,如图 3 所示。同样,当有像散存在时,SH-WFS 上的光点会被在一个方向上拉长,能量也会分散。可以看出,SH-WFS 上光点的能量分布受人眼低阶像差影响较大。因此,利用 SH-WFS 上光点能量的集中程度作为参考来判断照明光是否聚焦到视觉细胞层。

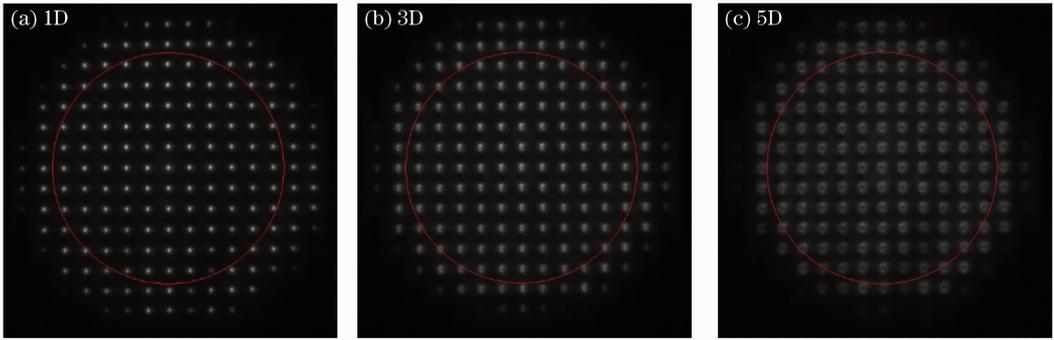


图 3 SH-WFS 上光点阵列随照明光离焦量的变化

Fig. 3 Variation of spots array on SH-WFS with the change of defocus

为了准确分析 SH-WFS 上光点阵列的能量变化,引入参数^[27]

$$S = \frac{\sum_{i=1}^Q \sum_{j=1}^Q I^2(x_i, y_j)}{\left[\sum_{i=1}^Q \sum_{j=1}^Q I(x_i, y_j) \right]^2}, \quad (1)$$

式中 Q 为 SH-WFS 的一个子孔径中的像素数, $I(x_i, y_j)$ 为子孔径中不同像素所对应的光强。从(1)式可以看出 S 是一个 0 和 1 之间的数,代表着光点能量的集中程度。光点能量越集中, S 也越接近于 1;反之,光点能量越发散, S 越趋近于 0。从数学表达式中可以看出,只有当光点的能量完全集中在光点中心 1 个像素时 S 才能达到 1,而当有能量分布在其他像素时 S 会迅速减小。但在实际应用中,为了保证像差探测精度,必须要考虑 SH-WFS 的采样误差^[28],不能只用 1 个像素对光点进行采集,本系统采用 $4 \text{ pixel} \times 4 \text{ pixel}$ 采集光点。这样即便是在衍射极限的情况下, S 仍然会是一个很小的值,需要用衍射极限时对应的参数 S 的值对其进行归一化处理。另外,为了避免电荷耦合器件(CCD)噪声的影响,在计算参数 S 值时需要对于子孔径内的光强进行阈值处理^[29]。系统经过预补偿后,再微调照明光源焦点并计算参数 S 的值,当参数 S 处于最大值范围时,则表示照明光已聚焦到视觉细胞层。为了验证该方法

的准确性,利用模拟眼进行了验证实验。模拟眼由一个焦距为 20 mm 的双胶合透镜和一个纸屏组成,数值孔径为 0.18,与人眼相当。微调照明光源的焦点,使其与纸屏之间产生不同程度的离焦,任选 SH-WFS 上的 3 个子孔径计算参数 S 的值,观察其变化的趋势,结果如图 4 所示。可以看出对于任意的子孔径,参数 S 的变化趋势完全符合离焦量的变化趋势,而且曲线在离焦小于 1.5D 的区间斜率最大,说明在此区间参数 S 对离焦量的变化最为敏感,可以作为判断照明光焦点的依据。

需要注意的是,系统在微调照明光焦点时会造

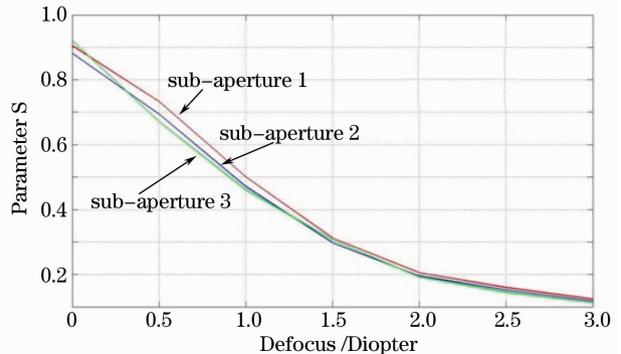


图 4 参数 S 随照明光离焦量的变化

Fig. 4 Variation of parameter S with the change of defocus

成人眼瞳孔与照明光路出瞳的偏离,使得一部分光能无法进入人眼。但由于有补偿镜的预补偿,照明光焦面的调节量一般不超过 0.5D。经计算,微调焦面补偿 0.5D 的离焦量时,由于瞳面失配造成的能量损失约为 4.5%,其影响可以忽略。

2.3 偏振光照明提高系统能量利用率

采用开环 AO 系统,即探测光源只用其 P 态偏振分量进行像差探测,而成像光源只用其 S 态偏振分量进行成像,在不考虑其他光学元件损失的情况下,出眼光的能量利用率只有 50%。为了提高系统的能量利用率,采用偏振光照明的方式,在照明光路中加入了一个偏振分光棱镜(PBS)并与 LC-SLM 后的 PBS 的偏振态相匹配。这样两个光源以不同的偏振态入射,若从人眼反射回的光仍然保持原有的偏振态,那么该方法可大幅提高能量利用率。但是一些研究表明,人眼具备一定的消偏能力^[30],偏振光入射到人眼后反射回的光为部分偏振光。因此,眼底反射光的偏振度(DOP)越高,系统的能量利用率越高。Bueno 等^[31]对人眼的消偏性进行了测量,对于 5 mm 瞳孔,眼底反射光的平均 DOP 为 0.54 ± 0.03 。依此计算,采用偏振光照明后系统的能量利用率将提高 25% 以上。

为了验证偏振光照明提高能量利用率的效果,对系统的能量利用率进行了测量,具体方法是利用成像光源以 S 态偏振入射人眼,出眼光经 LC-SLM 反射后被 PBS 分光,用相机分别记录 P 光和 S 光的信号值并计算两个偏振态能量的比值,进而得到 S 光能量占全部光能量的比值,即能量利用率。共有 10 位志愿者参加了测试,每位志愿者都有一定的屈光不正,并且进行了多次测量,具体结果如图 5 所示,图中横坐标为志愿者姓名缩写。在 10 位志愿者中,

只有 1 位志愿者的 S 光所占的能量比例不足 60%,其余均在 67% 以上,有 5 位超过了 70%,10 位的平均值为 69.7%。说明通过偏振光照明,系统的能量利用率提高了近 20%,略低于理论值的 25%。分析其原因是从眼底反射回的光中保偏成分的偏振态并非线偏光而是椭圆偏光^[31],造成保偏的成分并没有完全被利用。另外 LC-SLM 也具有较弱的消偏能力^[32],使能量利用率略低于理论值。对像差探测光源进行了相同的实验(以 P 态偏振入射),所得结果基本一致。说明对于两个照明光源,系统的能量利用率均有明显的提高。

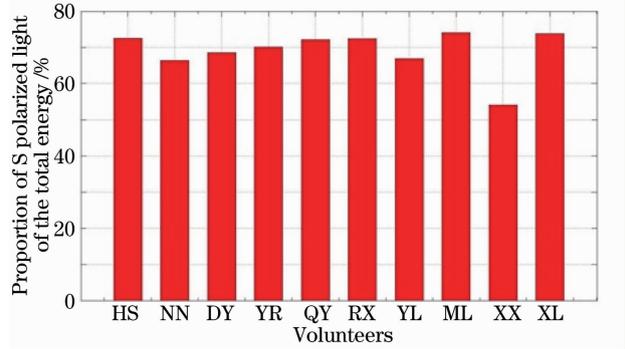


图 5 眼底反射光中 S 态偏振光的比例

Fig. 5 Proportion of S polarized light of the whole light reflected from fundus of different volunteers

2.4 系统工作流程的优化

在进行测试时,需要对测试者进行验光,确定其近视、散光的程度,并在光路中加入相应的补偿镜对低阶像差进行预补偿。然后利用瞳孔相机将人眼瞳孔与系统光轴以及入瞳对准,待人眼稳定后触发像差探测光源。通过计算机控制高精度单轴位移器微调照明光焦面使其聚焦在视觉细胞层上,进而触发成像光源,进入像差校正流程。系统像差校正流程如图 6 所示,由于采用偏振光照明提高了系统的能

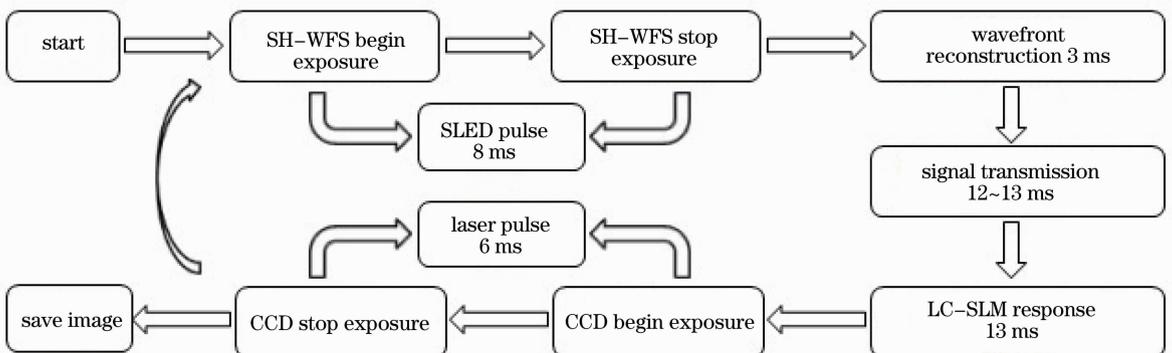


图 6 开环液晶 AO 视网膜成像系统控制流程图

Fig. 6 Control flow chart of open-loop liquid crystal AO system

量利用率,因此适当减少了 SH-WFS 和成像相机的曝光时间。新系统从结束像差探测到完成校正成像的间隔为 36 ms,完成一个探测校正周期的时间为 45 ms,可以忽略人眼像差变化对成像质量的影响^[33]。双光源照明方式省去了进行大小视场切换的时间,优化后系统连续校正的工作频率可提高到 20 Hz 以上。另外,为了进一步提高图像的对比度,采用了高灵敏度的背照式 CCD,因此需要对所得图像进行平场校正^[34],以克服标准具效应对图像的影响。其他具体流程基本与原系统保持一致^[14]。

3 校正成像实验及结果分析

在先前的研究中已经对开环液晶 AO 系统校正人眼动态像差精度进行了测量^[14],校正后系统的分辨率接近衍射极限。实验共有 4 名志愿者参加,分别为 DY(近视 -3D, 33 岁)、ML(近视 -2D、散光 2D, 29 岁)、QY(近视 -3D、散光 1D, 27 岁)和 RX(近视 -4.5D, 26 岁)。其中 DY、QY 和 RX 参与过

多次实验,ML 为第一次参与实验。在先前的实验中,DY 和 QY 可以获得较清晰的视觉细胞图像,而 RX 所获得的图像则难以满足临床诊断要求。

对 4 名志愿者进行了自适应校正实验。4 名志愿者的波前像差如图 7 所示,校正前后的视觉细胞图像分别如图 8 和图 9 所示。由于是开环 AO 系统,无法监测到校正后的波前残差。但从图像中可以看出,校正前的图像由于像差的影响无法分辨细节。而经过 AO 系统像差校正后的图像可以清晰地分辨出眼底的视觉细胞,人眼视觉细胞的尺寸一般为 $3\sim 5\ \mu\text{m}$ 。图 10 为 4 名志愿者校正前后细胞图像的一维平均功率谱,从图中可以看出,在 $70\sim 90\ \text{cyc}/(\circ)$ 的范围内,即人眼视觉细胞所在的空间频率范围内,校正后细胞图像的功率谱有了明显的提高,图像质量有了显著的改善。对于 4 名志愿者来说,所得图像的清晰度差别不大,均能满足临床诊断的需求。

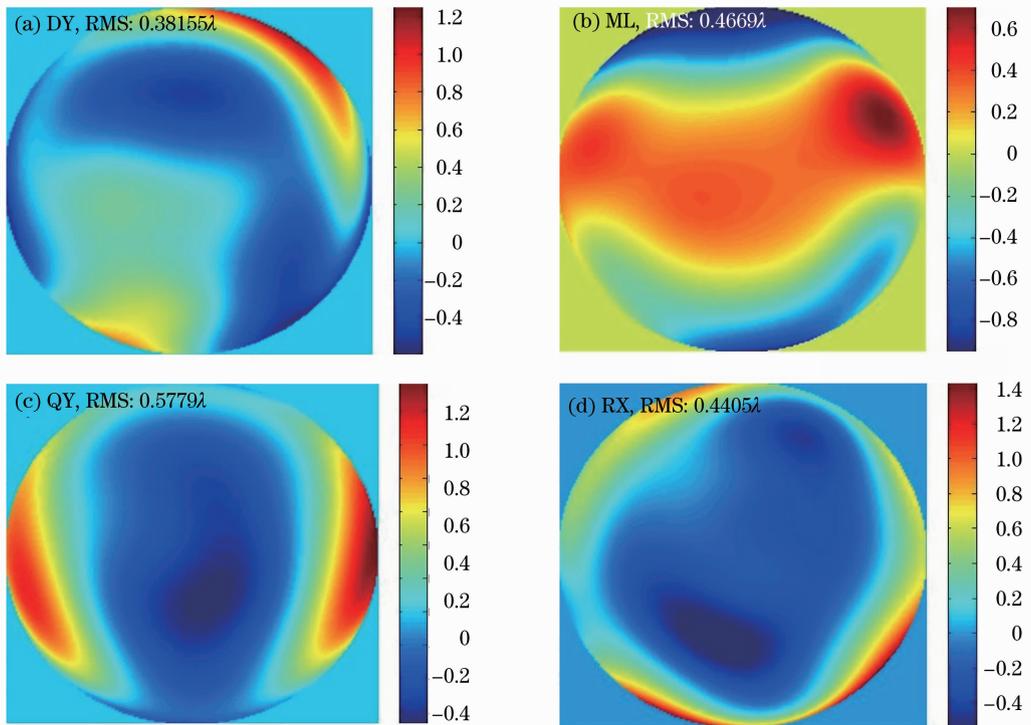


图 7 自适应校正前 4 名志愿者的波前像差图

Fig. 7 Wavefront aberrations for the four volunteers

4 结 论

搭建了一套双光源开环液晶 AO 视网膜成像系统,针对先前系统存在的由于不同人之间的个体差异所带来的问题进行了改进,有效降低了人体差异

带来的影响,提高了人眼在测试时的稳定性。通过补偿镜对人眼的低阶像差进行预补偿,配合照明光源焦面的轴向微调,使照明光会聚在眼底视觉细胞层。分析了微调照明光焦面所带来的入眼光能量的

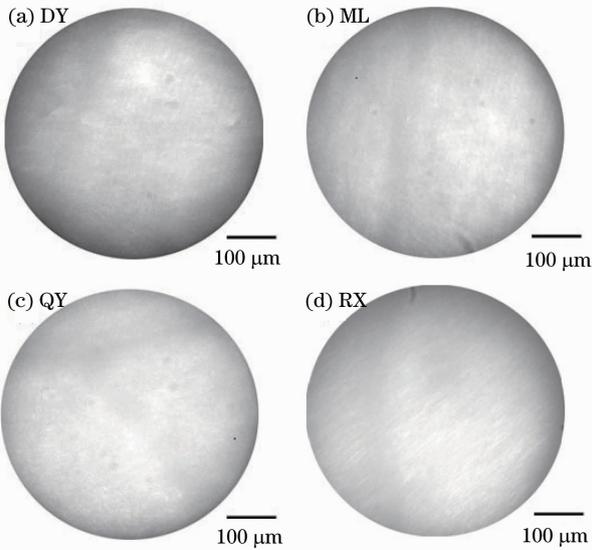


图 8 像差校正前的眼底视网膜图像
Fig. 8 Retinal image before correction

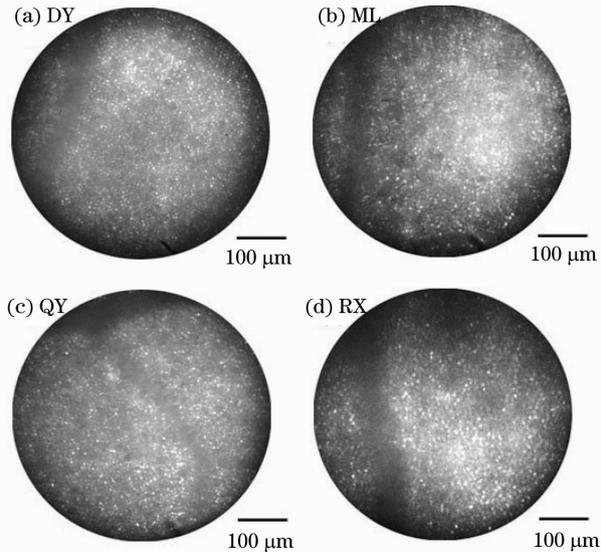


图 9 像差校正后的视网膜图像
Fig. 9 Retinal image after correction

变化,并引入了一个与 SH-WFS 上光点能量的集中程度相关的参数作为调节照明光焦面时的参考,同时作为系统校正流程中的可监视参数,保证像差探测精度和成像质量。采用双光源偏振光照明方式,利用人眼的偏振特性,将系统的能量利用率提高了近 20%。对系统的控制流程进行了优化,缩短了系统单次校正的时间,将系统的连续工作频率提高到 20 Hz 以上。利用所搭建的系统对 4 名志愿者进行了活体人眼视网膜成像实验,均获得了清晰的视网膜视觉细胞图像。

参 考 文 献

- 1 K. E. Talcott, K. Ratnam, S. 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
- 2 N. Chapman, G. Dell'omo, M. 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
- 3 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 of Ophthalmology*, 2009, **9**(1): 156~158
吕沛霖,朱秀萍,石维华等. 565 例糖尿病患者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
- 4 J. W. Hardy, J. E. Lefebvre, C. L. Koliopoulos. Real-time atmospheric compensation[J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1977, **67**(3): 360~369
- 5 Jiang Wenhan, Zhang Yudong, Rao Changhui *et al.*. Progress on adaptive optics of institute of optics and electronics Chinese academy of sciences [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(9): 0900106
姜文汉,张雨东,饶学军等. 中国科学院光电技术研究所的自适应光学研究进展[J]. *光学学报*, 2011, **31**(9): 0900106
- 6 J. Liang, D. R. Williams, D. T. Miller. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, **14**(11): 2884~2892
- 7 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
- 8 J. Rha, R. S. Jonnal, K. E. Thom *et al.*. Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging[J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(10): 4552~4569
- 9 A. Roorda, F. Romero-Borja, W. J. Donnelly *et al.*. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(9): 405~412
- 10 Y. Zhang, J. Rha, R. S. Jonnal *et al.*. Adaptive optics parallel spectral domain optical coherence tomography for imaging the living retina[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(12): 4792~4811
- 11 G. D. Love. Wave-front correction and production of Zernike modes with a liquid-crystal spatial light modulator [J]. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(7): 1517~1524
- 12 Cai Dongmei, Yao Jun, Jiang Wenhan. Performance of liquid-crystal spatial light modulator using for wave-front correction [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(2): 285~291

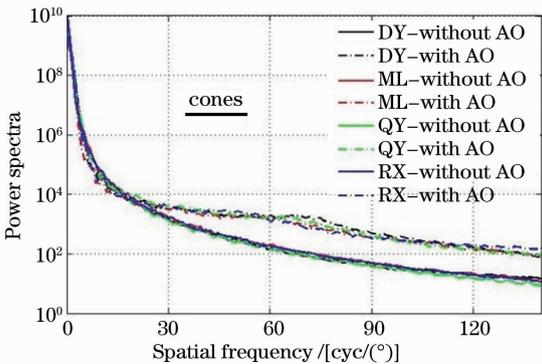


图 10 自适应校正前后人眼视网膜图像的平均功率谱
Fig. 10 Averaged power spectra of retinal image before and after AO correction

- 蔡东梅, 姚 军, 姜文汉. 液晶空间光调制器用于波前校正的性能[J]. 光学学报, 2009, **29**(2): 285~291
- 13 Cheng Shaoyuan, Hu Lifa, Cao Zhaoliang *et al.*. Application of liquid crystal adaptive optics system on human eye fundus imaging with high spatial resolution [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2524~2527
程少园, 胡立发, 曹召良 等. 液晶自适应光学在人眼眼底高分辨率成像中的应用[J]. 中国激光, 2009, **36**(10): 2524~2527
- 14 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*, 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
- 15 Chao Li, Mingliang Xia, Baoguang Jiang *et al.*. Retina imaging system with adaptive optics for the eye with or without myopia [J]. *Opt. Commun.*, 2009, **282**(7): 1496~1500
- 16 D. A. Atchison, G. Smith. Chromatic dispersion of the ocular media of human eyes [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2005, **22**(1): 29~37
- 17 J. Wang, T. R. Candy, D. F. W. Feel *et al.*. Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2008, **25**(9): 2263~2270
- 18 L. Llorente, L. Diaz-Santana, D. Lara-Saucedo *et al.*. Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination [J]. *Optom. Vis. Sci.*, 2003, **80**(1): 26~35
- 19 E. J. Fernández, A. Unterhuber, P. M. Prieto *et al.*. Ocular aberrations as a function of wavelength in the near infrared measured with a femtosecond laser [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(2): 400~409
- 20 C. Li, M. Xia, Q. Mu *et al.*. High-precision open-loop adaptive optics system based on LC-SLM [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(13): 10774~10781
- 21 C. Li, M. Xia, D. Li *et al.*. High-resolution retinal imaging through open-loop adaptive optics [J]. *J. Biomedical Optics*, 2010, **15**(4): 046009
- 22 Kong Ningning, Li Chao, Xia Mingliang *et al.*. Calibration of phase modulation properties of liquid crystal spatial light modulator by mask-phase method [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(3): 0305002
孔宁宁, 李 抄, 夏明亮 等. Mask相位法校准液晶空间光调制器的相位调制特性[J]. 光学学报, 2011, **31**(3): 0305002
- 23 L. A. Riggs, J. C. Armington, F. Ratliff. Motions of the retinal image during fixation [J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1954, **44**(4): 315~321
- 24 H. Ripps, R. A. Weale. Flash bleaching of rhodopsin in the human retina [J]. *J. Physiol.*, 1969, **200**(1): 151~159
- 25 Cheng Shaoyuan, Cao Zhaoliang, Hu Lifa *et al.*. Measurement of wavefront aberrations of human eyes with Shack-Hartmann wavefront sensor [J]. *Opt. Precision Eng.*, 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
- 26 Bao Hua, Rao Changhui, Zhang Yudong *et al.*. An automatic defocus compensation method for human eye Hartmann-Shack wavefront aberrameter [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(11): 3082~3089
鲍 华, 饶长辉, 张雨东 等. 一种可用于人眼像差哈特曼-夏克测量仪的自动离焦补偿方法 [J]. 光学学报, 2010, **30**(11): 3082~3089
- 27 Y. Geng, L. A. Schery, R. Sharman *et al.*. Optical properties of the mouse eye [J]. *Biomed. Opt. Express*, 2011, **2**(4): 717~738
- 28 G. Cao, X. Yu. Accuracy analysis of a Hartmann-Shack wavefront sensor operated with a faint object [J]. *Opt. Eng.*, 1994, **33**(7): 2331~2335
- 29 Xia Mingliang, Li Chao, Liu Zhaonan *et al.*. Adaptive threshold selection method for Shack-Hartmann wavefront sensors [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, **18**(2): 334~340
夏明亮, 李 抄, 刘肇楠 等. Shack-Hartmann波前传感器图像自适应阈值的选取 [J]. 光学精密工程, 2010, **18**(2): 334~340
- 30 B. F. Hochheimer, H. A. Kues. Retinal polarization effects [J]. *Appl. Opt.*, 1982, **21**(21): 3811~3818
- 31 J. M. Bueno. Depolarization effects in the human eye [J]. *Vision Research*, 2001, **41**(21): 2687~2696
- 32 A. Márquez, I. Moreno, C. iemmi *et al.*. Mueller-Stokes characterization and optimization of a liquid crystal on silicon display showing depolarization [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(3): 1669~1685
- 33 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
- 34 Kong Ningning, Li Chao, Xia Mingliang *et al.*. Research on flat field correction method in adaptive optics retinal imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(12): 1211001
孔宁宁, 李 抄, 夏明亮 等. 用于自适应光学视网膜成像的平场校正方法研究 [J]. 光学学报, 2011, **31**(12): 1211001

栏目编辑: 李文喆