

# 开环双脉冲液晶自适应光学视网膜成像系统

孔宁宁<sup>1,2,3</sup> 李大禹<sup>2</sup> 夏明亮<sup>1,2,3</sup> 齐岳<sup>1,2,3</sup> 宣丽<sup>1</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> 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163  
<sup>3</sup> 中国科学院研究生院, 北京 100049

**摘要** 为了获得高分辨率视网膜图像,利用液晶空间光调制器作为波前校正器建立了一套开环液晶自适应光学视网膜成像系统。与闭环模式相比,采用开环模式后,系统的能量利用率提高了 1 倍。系统采用双脉冲照明方式,以减少人眼曝光量,保护人眼安全。在照明光学系统中加入了大小视场切换装置使成像视场由之前的  $0.8^\circ$  增至  $1.7^\circ$ 。同时优化了系统的时序控制流程,对人眼像差连续校正的同时快速调节成像相机的前后位置至最佳像面。对于开环模式对动态人眼像差的校正精度进行了测量,实验测得,经开环校正后,残差波面的均方根值约为  $0.09\lambda$ ; 相应的斯特雷尔(Strehl)比高于 0.70,系统分辨率接近光学衍射极限的分辨率。对两名志愿者进行了实验,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;视网膜成像;液晶空间光调制器;开环

中图分类号 O436.1 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS201232.0111002

## Liquid Crystal Adaptive Optics System for Retinal Imaging Operated on Open-Loop and Double-Pulse Mode

Kong Ningning<sup>1,2,3</sup> Li Dayu<sup>2</sup> Xia Mingliang<sup>1,2,3</sup> Qi Yue<sup>1,2,3</sup> Xuan Li<sup>1</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> Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China  
<sup>3</sup> Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** Using the liquid crystal spatial light modulator as the wavefront compensator, an open-loop adaptive optics system for retinal imaging is developed. Compared with the closed-loop liquid crystal adaptive optics system, the energy efficiency is doubled. The fundus is illuminated twice by two laser pulses throughout a single correction loop, which will be much safer for the human eye. A modified mechanical shutter is incorporated in the illumination channel to change the imaging field, and the field of view is thus increased from  $0.8^\circ$  to  $1.7^\circ$ . The timing sequence is optimized, and the continuous correction is performed. Meanwhile, the imaging camera is adjusted to achieve the best image plane. The residual wavefront error after open-loop correction is approximately equal to  $0.09\lambda$ , and the Strehl ratio is bigger than 0.70. It is a nearly diffraction limited system. The clear photoreceptor images are obtained through open-loop correction.

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

**OCIS codes** 110.1085; 010.1080; 110.2970; 170.4470

收稿日期: 2011-07-25; 收到修改稿日期: 2011-08-29

基金项目: 国家自然科学基金(60736042, 1174279, 1174274)、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: 孔宁宁(1985—),男,博士研究生,主要从事液晶自适应光学方面的研究。E-mail: nnjxp@163.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

## 1 引言

视网膜是人体内重要的视觉感受器官,它具有多层组织结构。很多疾病,包括眼科疾病(例如青光眼等)和其他全身性疾病(例如糖尿病,高血压等)都在视网膜上有所反映。所以无论在视觉研究还是在疾病诊断等方面,眼底检查都具有重要意义<sup>[1~3]</sup>。但是现有的眼科检查设备受到人眼像差的影响,其分辨率只有  $10\sim 15\ \mu\text{m}$ ,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,Liang 等<sup>[4,5]</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>[6~8]</sup>。

自适应光学技术是一种实时校正光波波前随机扰动的技术。首先利用波前探测器探测波前畸变,将得到的波前畸变信号反馈给波前校正器,波前校正器产生可控的光学相移,实时补偿入射光束的波前畸变,从而获得接近衍射极限的图像。在自适应光学系统中一般采用夏克-哈特曼波前传感器(SH-WFS)作为波前探测器件;而最常用的波前校正器是变形镜(DM)<sup>[9,10]</sup>,但是由于其价格昂贵,结构庞大,所以它在视网膜成像中的应用受到了限制。近年来,低成本、小型化的波前校正器件,如液晶空间光调制器(LC-SLM)<sup>[11,12]</sup>、微机械薄膜变形镜(MEMS-DM)等在自适应光学视网膜成像系统中得到了广泛的应用<sup>[13]</sup>。

本文利用 LC-SLM 作为波前校正器件搭建了一套自适应光学视网膜成像系统。LC-SLM 作为波前校正器具有成本低、体积小、功耗低和空间密度高等优点,此外使用相位解包裹方法可以大幅提高 LC-SLM 的校正能力<sup>[14]</sup>,能够满足人眼较大畸变的校正需求。

LC-SLM 作为波前校正器也存在一些缺点。其中最主要的是它具有偏振依赖特性,即 LC-SLM 只能对偏振方向与液晶分子排列方向一致的线偏振光进行相位调制,因此从人眼眼底反射出来的光会损失掉一半。为了克服 LC-SLM 的偏振光损失,人们提出了很多方法<sup>[15,16]</sup>。本文采用开环自适应校正方法解决这一问题。与闭环液晶自适应光学系统相比,能量利用率提高了 1 倍。

在一般的视网膜成像系统中,在进行像差探测

和视网膜成像时一般采用不同波长的光照明眼底,即采用双光源照明系统。但是在液晶自适应光学系统中,由于液晶材料的色散特性<sup>[17]</sup>,如果采用双光源照明系统会导致 LC-SLM 无法有效地校正人眼像差,因此本文采用单光源照明系统,即在像差探测和视网膜成像时采用同一光源照明眼底。这样不仅解决了 LC-SLM 的色散问题,而且简化了系统结构,降低了成本。

但是采用单光源照明眼底,在像差探测和视网膜成像时眼底照明区域的大小是相同的,此时成像视场会受到 SH-WFS 的限制,在之前的实验中,为了保证 SH-WFS 的探测精度将成像视场设为  $0.8^\circ$ 。为了扩大成像视场,且不影响 SH-WFS 的探测精度,本文提出在照明光路中与人眼眼底的共轭位置加入一个大小视场切换装置以控制像差探测和眼底成像时的眼底照明区域的面积。此外,照明光源以脉冲方式工作,在一个校正周期内,仅在像差探测和视网膜成像时照明眼底,这样就避免了在数据传输和处理期间人眼受到不必要的激光照射,保护了人眼的安全。下面将详细论述该系统的结构和实验结果。

## 2 实验系统及方法

实验光路如图 1 所示,系统采用 LC-SLM 为波前校正器,SH-WFS 为波前探测器,LC-SLM 和 SH-WFS 的具体参数在表 1 中列出。由于视网膜细胞在近红外波段反射率比较高<sup>[18]</sup>,且近红外光对人眼的刺激比较小,所以实验采用 808 nm 的激光为照明光源。所使用的 LC-SLM 出厂时设计的工作波长为 785 nm,在实验中首先使用 Mask 相位法对其在 808 nm 处的相位调制特性进行了标定<sup>[19]</sup>。在激光光源前使用旋转的毛玻璃来消除激光散斑<sup>[20]</sup>;在 LC-SLM 后的人眼眼底的中间实像面处放置一个小孔用来阻挡 LC-SLM 的高级次衍射光和环境中的杂散光。受到 SH-WFS 动态范围和 LC-SLM 校正能力的限制,对于大畸变量的人眼,有时无法取得良好的校正效果,由于人眼主要的像差为低阶像差(主要是离焦和像散),约占总像差的 95.04%,所以在人眼前插入补偿镜对人眼的低阶像差(主要是离焦和像散)进行预补偿,这样,将主要由 LC-SLM 校正残留的少量低阶像差和高阶像差,对于大畸变量的人眼也能取得良好的校正效果。

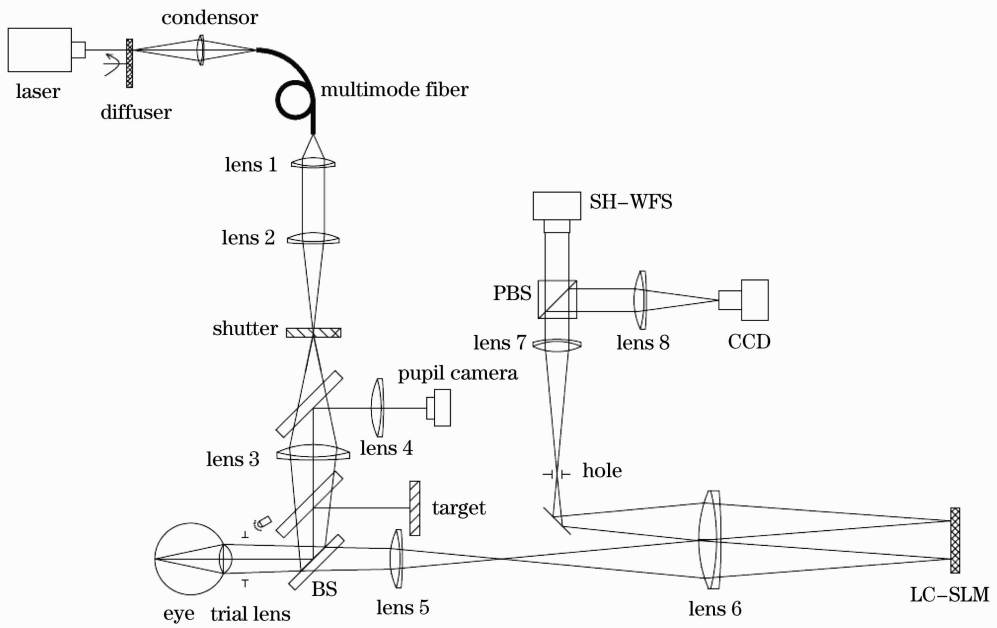


图 1 开环液晶自适应光学视网膜成像系统光路图

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

表 1 SH-WFS 和 LC-SLM 的参数

Table 1 Parameters details of the SH-WFS and LC-SLM

SH-WFS		LC-SLM	
Aperture dimension /mm	4.2×4.2	Array size /mm	7.68×7.68
Subaperture diameter / $\mu\text{m}$	300	Active pixels	512×512
Lenslet focal length /mm	6	Response time /ms	13
Working wavelength /nm	600~900	Design wavelength /nm	785
Measurement accuracy in relative mode [root mean square (RMS)]	0.01 $\lambda$	Phase levels	50 linear levels for $2\pi$ phase stroke

## 2.1 开环自适应光学校正方法

在闭环液晶自适应光学系统中<sup>[21,22]</sup>,从眼底反射出来的光束首先要经过一偏振片成为线偏振光,然后投射到 LC-SLM 上,经过调制之后,再用分光棱镜(BS)将光束分成成像和波前探测两个部分。所以在闭环系统中 SH-WFS 可以实时探测到经过校正之后的波前残差,以波面残差作为 LC-SLM 的校正信号,形成闭环控制。但是在人眼视网膜成像实验中,人眼视网膜的反射率很低,而且人眼的安全曝光量也有限,若使用闭环液晶自适应光学系统会使从人眼中反射出来的光再损失掉一半,进一步降低成像信噪比,无法满足视网膜高质量成像的要求。为了克服 LC-SLM 的偏振依赖特性,以提高系统的能量利用率,提出了开环自适应校正方法<sup>[23]</sup>。如图 1 所示,从人眼中反射出来的光直接进入 LC-SLM 上,但是只有偏振方向与 LC-SLM 调制方向一致的偏振光才能够被调制。经过 LC-SLM 的

射,光束入射到偏振分光棱镜(PBS)上并被分成两束光,其中被 PBS 反射的 S 偏振光可以被 LC-SLM 调制,它经过 PBS 的反射进入成像光路;直接穿过 PBS 的 P 偏振光的偏振方向与 LC-SLM 的调制方向垂直,无法被调制,它直接进入 SH-WFS 用于像差探测。由于人眼像差无偏振依赖特性<sup>[24]</sup>,波前在 SH-WFS 上的分布和在 LC-SLM 上的分布是相同的,直接以 SH-WFS 测得的波前畸变信号作为 LC-SLM 的校正信号可以完全补偿波前畸变。采用开环模式之后,SH-WFS 无法探测到校正之后的残差波面,而是探测人眼的整体像差。在开环液晶自适应光学系统中,无法被 LC-SLM 调制的偏振光完全用于像差探测,而可以被 LC-SLM 调制的光则全部用于成像,从而避免了偏振损失。相对于闭环液晶自适应光学系统,开环系统的能量利用率提高了 1 倍。此外,LC-SLM 具有良好的线性和重复性并且不存在磁滞效应,所以它十分适用于开环自适应光

学系统,经实验测试,对于静态像差,其开环自适应校正残差可达  $0.07\lambda\sim 0.08\lambda$ ,可获得接近光学衍射极限的成像质量<sup>[25]</sup>。

### 2.2 大小视场切换装置

对于眼底视网膜成像,成像视场越大则越有利于眼底定位及后期的图像处理。但是在自适应光学视网膜成像系统中,成像视场会受到人眼等晕角的限制<sup>[26,27]</sup>。一般自适应光学系统只能对中心视场光束的像差进行完全的校正,对轴外视场光束的校正存在一定的残差。如果成像视场超过等晕角范围则成像质量将迅速下降。因此一般的自适应光学视网膜成像系统的视场均控制在人眼等晕角的范围内,为  $1.5^\circ\sim 2^\circ$ 。

在液晶自适应光学视网膜成像系统中,采用单光源照明眼底,在进行像差探测和视网膜成像时眼底照明区域的大小是相同的。如果眼底的照明区域过大,在 SH-WFS 上相邻的子光斑会相互交联。如图 2 所示(彩图见电子版),利用模拟眼,对不同眼底照明区域对像差探测的影响进行了实验。图 2(a)

是眼底照明区域为  $0.33^\circ$  时,SH-WFS 的光斑阵列图;图 2(b)是由(a)重构出的正确的波面图;图 2(c),(d)分别是眼底照明区域为  $1.7^\circ$  时,SH-WFS 光斑阵列图和对应的波面图。从图中可以很明显地看出,眼底照明区域过大会导致相邻子光斑发生交联而引起像差探测错误。为了保证 SH-WFS 的探测精度,在之前的实验中将眼底照明区域设置为  $0.8^\circ$ <sup>[28]</sup>。但是这样也减小了视网膜成像区域。为了在保证 SH-WFS 探测精度的前提下扩大成像视场,提出在照明光路上与人眼视网膜共轭的位置增加一个大小视场切换装置。该装置由一个机械快门改造而成,如图 3 所示,在机械快门中间用激光打一个直径为  $0.9\text{ mm}$  的小孔。在进行像差探测时快门是闭合的,此时快门的通光孔径为  $0.9\text{ mm}$ ,对应的在眼底的照明区域为  $0.33^\circ$ ;当进行成像时,快门打开,整个光束都可以通过快门,此时眼底的照明区域增大至  $1.7^\circ$ 。这样就既保证了 SH-WFS 的探测精度,又扩大了成像视场。

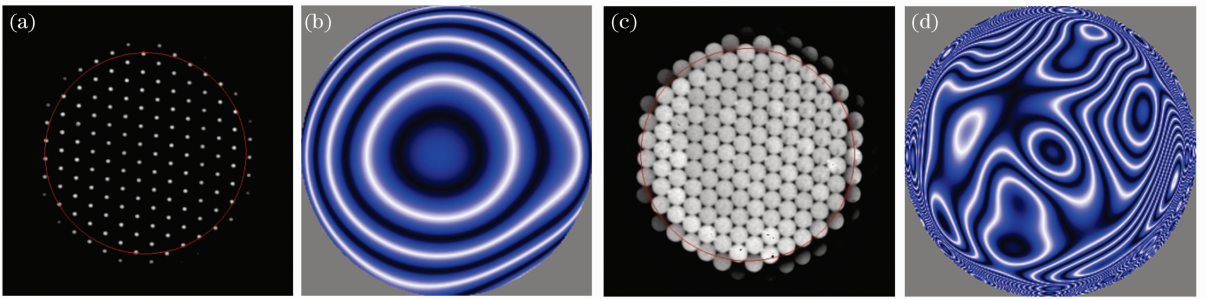


图 2 SH-WFS 光点阵列图和重构的波面图。(a)小视场照明时的光点阵列图;(b)正确的波面图;(c)大视场照明时的光点阵列图;(d)错误的波面图

Fig.2 Spots array on the SH-WFS and the corresponding wavefront map. (a) Spots array on the SH-WFS when the illumination area on the fundus is small; (b) real wavefront; (c) spots array on the SH-WFS when the illumination area on the fundus is big; (d) wrong wavefront

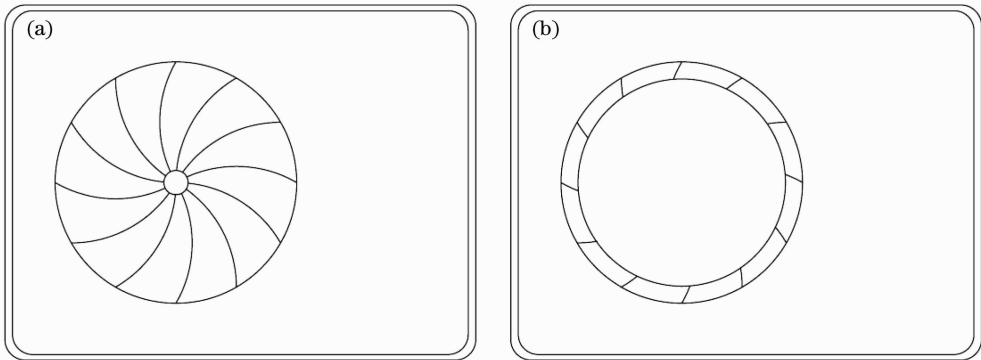


图 3 大小视场切换装置示意图。(a)快门闭合;(b)快门开启

Fig.3 Diagram of modified shutter. (a) Shutter closed; (b) shutter opened

### 2.3 系统控制流程

在之前的实验中,从像差探测开始直到成像结束,在整个校正成像过程中激光一直照射人眼。但是其中有很长一段时间进行数据处理和信号传输,在此期间内照射到眼底的光既不能用于像差探测也不能用于成像。为了进一步减少人眼的曝光量,提出采用双脉冲方式照明眼底。利用外触发模式控制激光器出光及激光持续时间,在单个校正周期内只在 SH-WFS 采集波前和像差校正后成像时对眼底照明。这样可以充分减少人眼的曝光量,保护人眼安全。此外,由于人眼视网膜具有多层的组织结构,对于不同人而言视网膜的各层反射率会存在差异。使用 SH-WFS 探测人眼像差时测得离焦像差是多层反射的综合结果,这就导致自适应校正之后理想的聚焦面有可能偏离视觉细胞层,从而造成图像模糊,所以单次校正很难直接获得清晰的视觉细胞图像。此时可以在波前校正的基础上通过调节成像相机的前后位置将相机定位于视觉细胞的像面处,从而获得视觉细胞的清晰图像。由于人眼像差是动态变化的,这就要求在对人眼像差实时校正的情况下快速地对成像相机的位置进行调整。而且在系统中加入了大小视场切换装置之后,在像差探测完成之后需要将快门快速切换到大孔的状态以进行成像,为了避免增加系统时间,快门的切换过程需要与波前数据处理和校正信号传输同步进行。由于需要在对人眼像差

进行连续校正的情况下对成像相机快速调焦,所以在得到眼底图像之后,要将快门由大孔快速切换至小孔以进行下一周期的校正成像。因此,整个自适应校正过程需要严格控制各个子过程的时间和工作顺序以尽可能减少系统工作时间,提高校正频率。

系统的控制流程如图 4 所示,开始时快门处于小孔状态,SH-WFS 首先开始曝光,紧接着触发激光照明眼底,激光持续时间为 10 ms,此时在眼底为小视场照明,从人眼反射出来的光进入探测成像系统,并在 SH-WFS 上形成光斑阵列,SH-WFS 探测到光斑阵列之后用 Zernike 模式将人眼像差波面重构出来并生成 LC-SLM 的校正信号;由于波前数据的数据量很大,在此采用图形处理器(GPU)作为计算手段,只需要 3 ms 即可完成波前数据的处理<sup>[29]</sup>。然后将校正信号传输给 LC-SLM,信号传输时间约为 13 ms。接收到校正信号之后 LC-SLM 响应到位需要 12 ms。从 SH-WFS 曝光结束到 LC-SLM 响应到位所花费的时间为 28 ms,在此期间快门也由小孔切换为大孔。快门由单片机控制,经测试,快门由小孔切换到大孔需要 26 ms,与数据处理和 LC-SLM 响应同步,不增加系统时间。在 LC-SLM 响应到位之后,人眼像差就得到了校正,此时快门大孔也响应到位,成像相机开始曝光,激光光源再次照明眼底,由于眼底会有抖动,如果相机曝光时间过长的话,眼球的微颤会使图像模糊<sup>[30]</sup>。经实验验证当曝光时

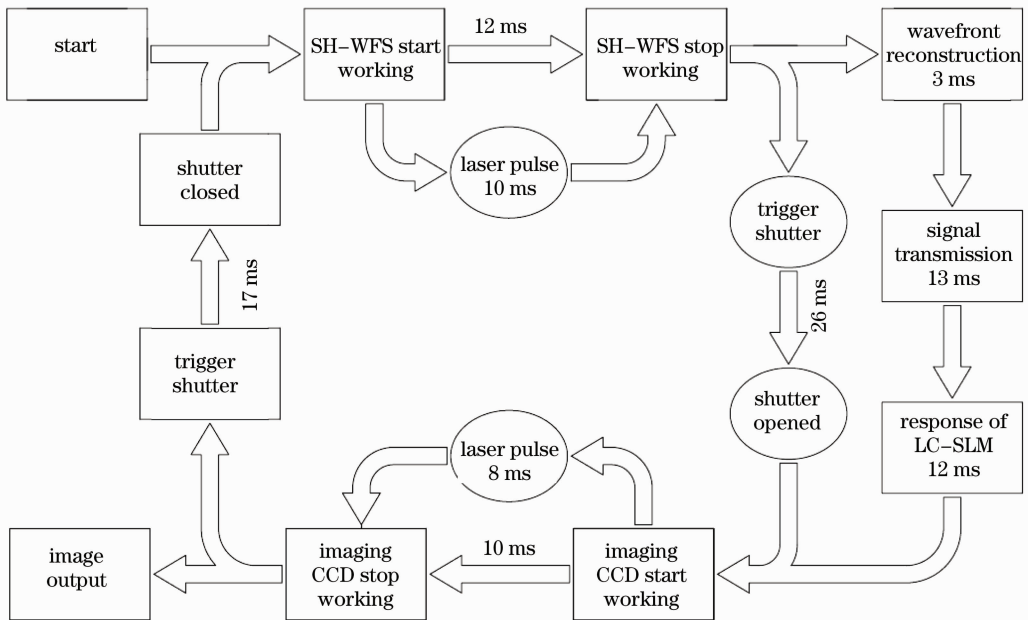


图 4 开环液晶自适应光学视网膜成像系统时序控制图

Fig. 4 Sequential chart of open-loop liquid crystal AO system

间低于 10 ms 时<sup>[31]</sup>,可以忽略眼动对成像的影响,因此设定在成像时成像相机曝光时间为 10 ms。激光照明眼底的时间为 8 ms。在成像相机曝光完成之后,立即触发快门由大孔切换到小孔以进行下一周期的校正。如此往复便可以对人眼像差进行连续校正。在对人眼像差进行校正的同时,前后调节相机的位置便可获得视觉细胞的清晰图像。

完成单次校正成像的时间为 50 ms,在单个校正周期内可以忽略人眼像差动态变化的影响<sup>[32]</sup>。由于快门切换到小孔还需要 17 ms 的时间,所以连续校正的工作频率约为 15 Hz。

成像时,在角膜处的光能密度为 0.5 mW,低于美国国家标准学会(ANSI)规定最大允许曝光量的 1/20<sup>[33]</sup>。在不加散瞳剂的情况下,被测者的瞳孔在光学暗室内自然散瞳到约 6 mm;且在瞳孔对准过程中,使用红外 LED 灯照明瞳孔,以保证瞳孔不收缩。

### 3 实验结果分析

在之前的实验中,主要对开环液晶自适应光学系统对于静态像差的校正精度进行了测量<sup>[25,28]</sup>,所以在此首先对开环液晶自适应光学系统对于动态人眼像差的校正精度进行了测量。对于开环校正,SH-WFS 无法探测到校正之后的残差波面,所以实验对图 1 所示的系统光路进行了改动,将 SH-WFS 置于成像相机处,如图 5 所示。采用改动之后的光

路之后,SH-WFS 就可以探测到经过开环校正之后的人眼像差的波面残差,但是此时无法采集经过自适应校正之后的眼底图像。系统采用开环校正方法,控制流程与 2.3 节所述基本相同,但是,由于需要测量校正之后的波面残差,所以像差探测完成时并不进行大小视场切换,而是触发 SH-WFS 进行像差探测。分别对两名志愿者 LC(近视-5.00D,29岁)和 DY(近视-3.00D,32岁)进行了实验。得到的结果如图 6 所示(彩图见电子版)。其中图 6(a)和图 6(c)分别为 LC 和 DY 人眼像差的原始波面,均方根(RMS)值分别为 0.6030 $\lambda$  和 0.4582 $\lambda$ ( $\lambda=808$  nm)。经过开环校正之后的残差波面如图 6(b)和图 6(d)所示。从图中可以看出,经过开环校正,人眼的高阶、低阶像差均得到了有效的补偿,残差波面的 RMS 值分别为 0.0912 $\lambda$  和 0.0853 $\lambda$ ,对应的斯特雷尔(Strehl)比分别为 0.7201 和 0.7503,由此可知,对于动态人眼像差经过开环校正之后系统的分辨率接近衍射极限分辨率。

接下来对以上两位志愿者进行了活体人眼视网膜成像实验,实验在暗室条件下进行,采用图 1 所示的系统光路。人眼瞳孔自然散瞳到 6 mm 左右,志愿者头部通过头托固定,在瞳孔相机中监视瞳孔位置,通过调节头托的位置,将人眼瞳孔定位于系统的入瞳处,与此同时人眼通过盯视视标将成像区域定

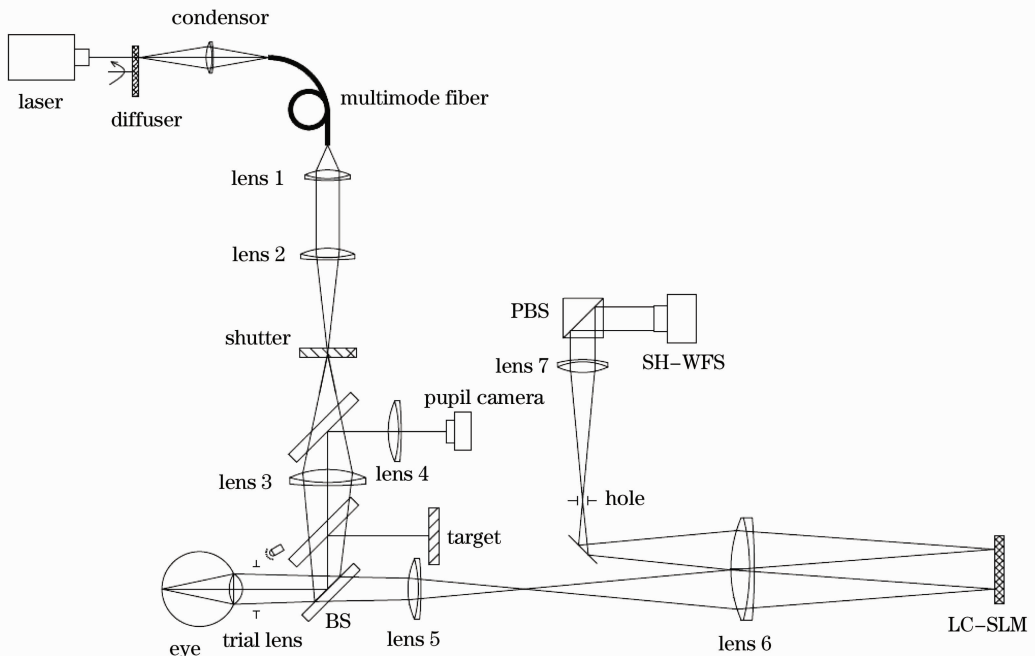


图 5 测量开环校正精度系统光路图

Fig. 5 Diagram of the optical system to test the open-loop correction precision

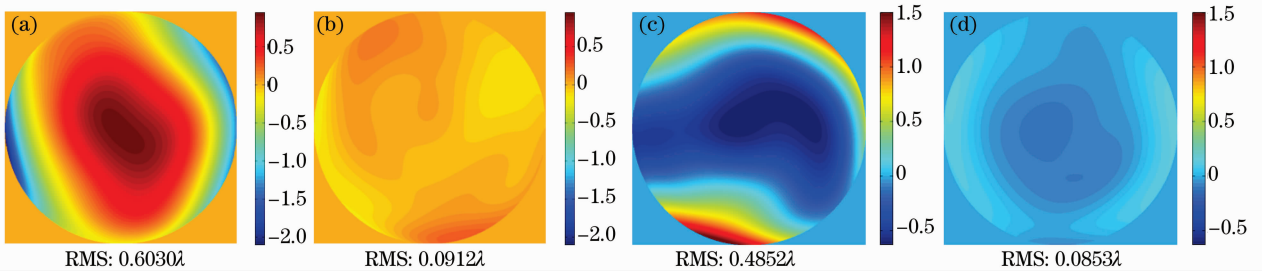


图 6 开环液晶自适应光学视网膜成像系统校正精度。(a) LC 像差波面；(b) LC 经开环校正之后的残差波面；  
(c) DY 像差波面；(d) DY 经开环校正之后的残差波面

Fig. 6 Correction precision of the open-loop LC-SLM based AO retinal imaging system. (a) Original wavefront of LC; (b) residual wavefront of LC after open-loop correction; (c) original wavefront of DY; (d) residual wavefront of DY after open-loop correction

位于距离小凹处约  $1.5^\circ$  处。待人眼位置稳定之后开始触发激光照明眼底，进行自适应校正成像。

两名被测者未进行自适应校正的视网膜细胞图像如图 7 所示，从图中可以看出，在像差校正之前，眼底图像模糊无法分辨出任何细节。利用开环液晶

自适应光学系统补偿人眼动态像差，同时调节成像相机前后位置至最佳像面，得到视网膜图像如图 8 所示。从图中可以看出经过开环自适应校正之后可以清晰地分辨出圆形的视觉细胞。

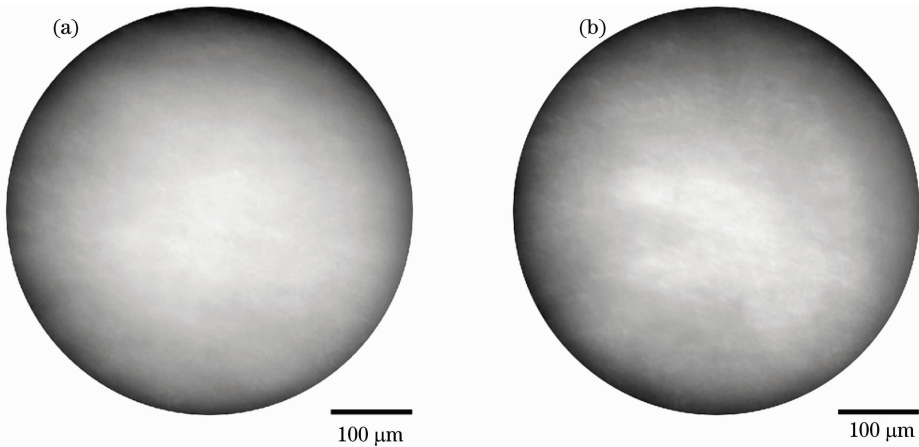


图 7 未进行像差校正的眼底视网膜图像。(a) LC; (b) DY

Fig. 7 Retinal images without AO compensation. (a) LC; (b) DY

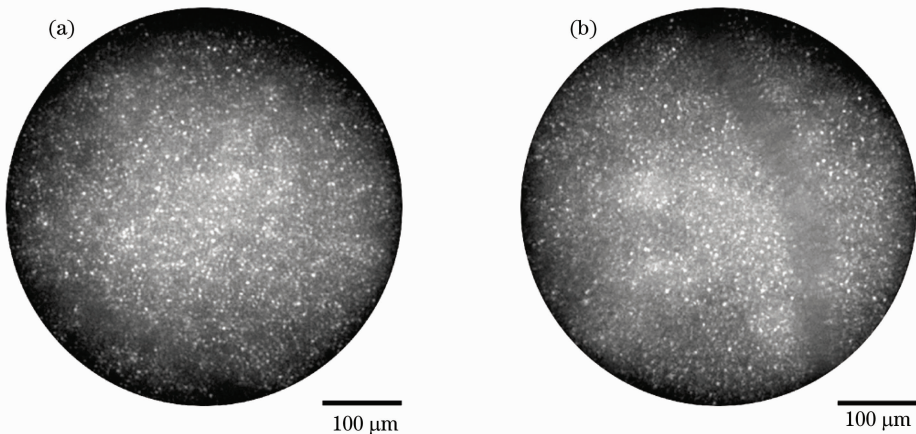


图 8 像差校正后的眼底视网膜图像。(a) LC; (b) DY

Fig. 8 Retinal images with AO compensation. (a) LC; (b) DY

为了进一步评价人眼像差经过开环自适应校正之后视网膜细胞图像质量的改善程度,以测试者 LC 为例,计算了在自适应校正前后的视网膜细胞图像的平均功率谱,如图 9 所示。功率谱以对数尺度显示,图中 cones 下横线表示人眼视网膜细胞的空间频率在  $70\sim 90\text{ cyc}/(^{\circ})$  范围内<sup>[31]</sup>。从图 9 可以看出,在  $70\sim 90\text{ cyc}/(^{\circ})$  范围内,校正之后图像的功率谱比校正之前有了明显的提高。综上所述,经过开环自适应校正之后,视网膜图像质量有了明显的改善,与闭环自适应光学视网膜系统所得到的图像的清晰度基本相同<sup>[22,31]</sup>。此外,加入了大小视场切换装置之后成像视场与之前的实验相比明显扩大。

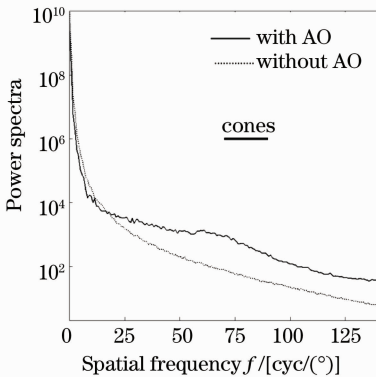


图 9 像差校正前后人眼视网膜图像的功率谱

Fig. 9 Radially averaged power spectra of retinal image before and after AO compensation

## 4 结 论

利用自适应光学原理搭建了一套开环液晶自适应光学视网膜成像系统。与闭环液晶自适应光学视网膜成像系统相比,采用开环模式后,系统的能量利用率提高了 1 倍。为了克服 LC-SLM 的色散,实验中采用单光源照明系统照明眼底,相比于双光源照明系统,单光源照明系统不仅简化了系统结构而且降低了系统的成本。在之前的实验中,由于系统采用单光源照明,所以成像视场受到 SH-WFS 的限制,为了在不影响 SH-WFS 探测精度的前提下扩大成像视场,故在照明光学系统中与眼底共轭的位置加入了一个由机械快门改造而成的大小视场切换装置,在像差探测时采用小视场照明,成像时切换到大视场,使得视场扩大至  $1.7^{\circ}$ ,达到人眼等晕角所限制范围的极限。为了避免人眼在数据处理和传输期间遭受不必要的激光照射,提出了双脉冲激光照明眼底的方式,在一个校正周期内,只在像差探测时和成像时照明眼底,有效减少了人眼的曝光量,保护了

人眼安全。此外为了尽量缩短校正周期,优化了系统的时序控制,并进行连续校正,配合相机快速调焦找到视网膜的最佳像面。首先测量了开环校正对动态人眼像差的校正精度,实验结果表明,采用开环液晶自适应光学系统可以有效地补偿人眼像差,经过开环校正之后人眼像差的残差波面的 RMS 值小于  $0.09\lambda$ ,对应的斯特雷尔比约为 0.7;由此可知,经过开环校正之后,人眼的高低阶像差均得到了校正,系统的分辨率接近衍射极限的分辨率。对两名志愿者进行了视网膜成像实验,获得了清晰的视网膜细胞图像。

## 参 考 文 献

- 1 R. S. Jonnal, J. R. Besecker, J. C. Derby *et al.*. Imaging outer segment renewal in living human cone photoreceptors[J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(5): 5257~5270
- 2 S. V. Steffen, F. Monika, H. P. N. Scholl *et al.*. Fundus autofluorescence and progression of age related macular degeneration[J]. *Survey of Ophthalmology*, 2009, **54**(1): 96~117
- 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 J. 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
- 4 J. Liang, B. Grimm, S. Goelz *et al.*. Objective measurement of 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
- 5 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
- 6 A. Roorda, F. Romero-Borja, W. J. Donnelly *et al.*. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(9): 405~412
- 7 P. Prieto, E. Fernandez, S. Manzanera *et al.*. Adaptive optics with a programmable phase modulator: applications in the human eye[J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(17): 4059~4071
- 8 D. U. Bartsch, L. J. Zhu, P. C. Sun *et al.*. Retinal imaging with a low-cost micromachined membrane deformable mirror[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2002, **7**(3): 451~456
- 9 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
- 10 Yang Huafeng, Rao Changhui, Zhang Yudong *et al.*. Adaptive optics system based on combinational deformable mirror for improving wavefront spatial correction capability[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(3): 587~593  
杨华锋,饶长辉,张雨东等. 一种提高波前空间校正能力的组合变形镜自适应光学系统[J]. 光学学报, 2009, **29**(3): 587~593
- 11 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



- 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  
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 Li Bangming, Liao Wenhe, Shen Jianxin *et al.*. Wavefront control algorithm research on micromachined membrane deformable mirror in the human eye aberration correction [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(4): 917~921  
李邦明, 廖文和, 沈建新等. 微机械薄膜变形镜在人眼像差校正中的波前控制算法研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(4): 917~921
- 14 Y. Liu, Z. Cao, D. Li *et al.*. Correction for large aberration with phase-only liquid-crystal wavefront corrector [J]. *Opt. Engng.*, 2006, **45**(12): 128001
- 15 H. W. Ren, Y. H. Lin, S. T. Wu. Polarization-independent and fast-response phase modulators using double-layered liquid crystal gels[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **88**(6): 061123
- 16 G. D. Love. Liquid-crystal phase modulator for unpolarized light [J]. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(13): 2222~2223
- 17 S. T. Wu. Birefringence dispersions of liquid crystals[J]. *Phys. Rev. A*, 1986, **33**(2): 1270~1274
- 18 F. C. Delori, K. P. Pflibsen. Spectral reflectance of the human ocular fundus[J]. *App. Opt.*, 1989, **28**(6): 1061~1077
- 19 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
- 20 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
- 21 Q. Mu, Z. Cao, D. Li *et al.*. Liquid crystal based adaptive optics system to compensate both low and high order aberrations in a model eye[J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(4): 1946~1953
- 22 Q. Q. Mu, Z. L. Cao, C. Li *et al.*. Accommodation-based liquid crystal adaptive optics system for large ocular aberration correction[J]. *Opt. Lett.*, 2008, **33**(24): 2898~2900
- 23 Q. Mu, Z. Cao, D. Li *et al.*. Open-loop correction of horizontal turbulence: system design and result [J]. *Appl. Opt.*, 2008, **47**(23): 4297~4301
- 24 Pedro M. Prieto, Fernando Vargas-Martin, James S. McLellan *et al.*. Effect of the polarization on ocular wave aberration measurements[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, **19**(4): 809~814
- 25 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
- 26 A. Dubinin, T. Cherezova, A. Belyakov *et al.*. Human eye anisoplanatism; eye as a lamellar structure [C]. *SPIE*, 2006, **6138**: 613813
- 27 A. Dubinin, T. Cherezova. Anisoplanatism in human retina imaging [C]. *SPIE*, 2005, **5894**: 589409
- 28 C. Li, M. Xia, D. Li *et al.*. High-resolution retinal imaging through open-loop adaptive optics [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2010, **15**(4): 046009
- 29 Li Dayu, Hu Lifa, Mu Quanquan *et al.*. Wavefront parallel computing of liquid crystal adaptive optics based on GPU [J]. *Chinese J. Liquid Crystals and Displays*, 2007, **22**(5): 572~575  
李大禹, 胡立发, 穆全全等. GPU计算液晶自适应光学波前重构的并行性研究[J]. *液晶与显示*, 2007, **22**(5): 572~575
- 30 Curtis R. Vogel, David W. Arathorn, Austin Roorda *et al.*. Retinal motion estimation in adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(2): 487~497
- 31 J. Rha, R. S. Jonnal, K. E. Thorn *et al.*. Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(10): 4552~4569
- 32 Heidi Hofer, Pablo Artal, Ben Singer *et al.*. Dynamics of the eye's wave aberration [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2001, **18**(3): 497~506
- 33 Laser Institute of America. American National Standard for the Safe Use of Lasers ANSI Z136.1-2007 [S]. Orlando: American National Standard Institute, 2007

栏目编辑: 李文誌