

# 抑制眼内杂散光提高视网膜成像质量方法研究

解洪升<sup>1,2,3</sup> 杨乐宝<sup>1,2,3</sup> 夏明亮<sup>3\*</sup> 李大禹<sup>1</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> 中国科学院大学, 北京 100049  
<sup>3</sup> 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所江苏省医用光学重点实验室, 江苏 苏州 215163

**摘要** 利用液晶空间光调制器和夏克-哈特曼探测器为核心器件搭建了一套液晶自适应光学(AO)视网膜成像系统。通过计算哈特曼光斑图和视网膜图像的调制传递函数(MTF)定量分析了眼内杂散光对视网膜成像质量的影响,结果表明哈特曼光斑图的MTF优于视网膜图像的MTF,说明眼内杂散光降低了视网膜的成像质量。根据眼内散射光偏振状态改变的特点,系统采用偏振光照明,抑制眼内散射光;利用补偿镜和位于眼前1 m位置处的视标,使照明光准确聚焦在视网膜血管层上,抑制视网膜多层组织反射杂光。通过对比实验,证明以上方法在一定程度上抑制了眼内杂散光对视网膜成像质量的影响。最后对4名志愿者进行了视网膜血管自适应成像实验,均获得了清晰的眼底视网膜血管图像。

**关键词** 自适应光学;微血管成像;杂散光;偏振光;1 m<sup>-1</sup>视标

中图分类号 O436.2 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS201434.1011004

## Inhibiting Intraocular Stray Light Method to Improve Quality of Retinal Image

Xie Hongsheng<sup>1,2,3</sup> Yang Lebao<sup>1,2,3</sup> Xia Mingliang<sup>3</sup> Li Dayu<sup>1</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> University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

<sup>3</sup> Jiangsu Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China

**Abstract** Using the liquid crystal spatial light modulator and Shack-Hartmann wave front sensor as the core components, an adaptive optics (AO) system for retinal imaging *in vivo* is constructed. Based on the modulation transfer function, quantitative analysis of the effects of the intraocular stray light on retinal imaging is carried out. The result demonstrates that the ocular stray light degrades the quality of the retinal images. According to the change characteristic of the polarization state of intraocular stray light. The fundus is illuminated by the polarized light. With the help of trial lens and sighting target with focal length of 1 m, the light source can be precisely focused on the capillary layer of the retina. Adopting the above mentioned methods, the effect of the ocular stray light is inhibited and the quality of retinal images is improved. Four volunteers participates in the experiments. The clear capillary images are obtained.

**Key words** adaptive optics; micro-vascular imaging; intraocular stray light; polarized light; with focal length of 1 m sighting target

**OCIS codes** 110.1080; 110.1085; 260.5430; 290.2648

收稿日期: 2014-04-17; 收到修改稿日期: 2014-05-18

基金项目: 国家自然科学基金(60736042,1174279,1174274)、上海市宝山区科学技术委员会产学研合作项目(CXY-2012-25)

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。E-mail: mingliangxia@hotmail.com

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

## 1 引言

研究表明,很多眼科疾病及人体全身系统性疾病(如糖尿病、高血压等)会在早期引起血液成分发生微量变化,从而导致视网膜微血管形态的变化。因此,通过对视网膜微血管的观察可以为眼科疾病及其他全身系统性疾病早期诊断和健康筛查提供极具价值的信息。然而由于眼内屈光介质的不均匀、各屈光成分的光学中心不共轴<sup>[1-3]</sup>等原因,使得人眼本身具有像差。人眼像差分为低阶像差和高阶像差,低阶像差和高阶像差分别占人眼总像差的90%和10%。低阶像差可通过补偿镜补偿的方法得到降低,但高阶像差却很难得到补偿。尽管高阶像差仅占人眼像差的10%,但对人眼的视觉和视网膜成像具有重要的影响<sup>[4-6]</sup>。这也导致了普通眼底检查仪器无法实现视网膜细胞级的高分辨率成像。为实现视网膜细胞级的高分辨率成像,必须克服人眼像差的影响。近年来,自适应光学在人眼像差校正成像中得到了广泛的应用。通过测量-控制-校正的反馈回路实时校正人眼像差,得到视网膜的清晰图像<sup>[7-16]</sup>。1997年,Liang等<sup>[16]</sup>利用自适应光学技术实现了视网膜细胞的高分辨率成像。此后其他科研小组也相继利用自适应光学技术实现了视网膜细胞的清晰成像<sup>[14,17-18]</sup>。本课题组利用液晶空间光调制器(LC-SLM)和夏克-哈特曼波前传感器(SH-WFS)分别作为波前校正器和探测器,搭建了一套开环液晶自适应光学(AO)视网膜成像系统<sup>[19]</sup>,获得了清晰的视网膜细胞图像。但对视网膜血管成像时,只能得到直径约为20~30  $\mu\text{m}$ 的血管图像,无法实现对早期病变有诊断意义的微细血管清晰成像。对眼底微血管进行高分辨率成像面临许多难题,如何降低眼内杂散光对视网膜成像对比度的影响是其中一个难题。另有研究表明,照明光是否准确聚焦在视网膜血管层对视网膜血管的成像质量也有影响<sup>[20]</sup>。

眼内杂散光可分为两类:1)由眼内介质造成的散射光;2)眼底多层组织的反射杂光。研究表明,光偏振态的改变与介质的散射特性有关<sup>[21-24]</sup>。入射光照射到眼底,由于眼内介质的散射作用,出射光的偏振状态相对入射光会发生改变,本文利用该特点采用偏振光照明的方式,抑制眼内散射光;使用补偿镜补偿人眼低阶像差,位于眼前1 m(即1 D,D为屈光度)位置处的视标,配合照明光微调,使照明光准确聚焦在视网膜血管层,降低了视网膜多层组织的

反射杂光。通过对比实验,验证了以上方法的可行性。最后对4名志愿者进行了视网膜血管自适应成像实验,获得了视网膜血管图像。

## 2 眼内杂散光对成像质量的影响和抑制方法

利用LC-SLM和SH-WFS作为核心器件搭建了一套液晶自适应光学视网膜成像系统。实验光路如图1所示,系统采用开环AO系统模式<sup>[25]</sup>,该系统由照明光路、波前探测光路和波前校正成像光路组成。像差探测光源采用超发光二极管(SLED,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)。实验中利用SH-WFS实时探测人眼波前,利用LC-SLM实时校正人眼像差,经LC-SLM校正后的波前,其峰谷(PV)值已达到衍射极限,但视网膜成像质量并没有达到衍射极限的效果。研究认为造成波前探测器过高估计视网膜成像质量的原因主要是眼内杂散光的存在。SH-WFS探测到的波前只包含人眼的像差信息,而不能区分杂散光,同时LC-SLM也不能校正杂散光<sup>[26]</sup>。未经校正的眼内杂散光和信号光一起进入成像相机,从而降低了视网膜的成像质量。通过计算调制传递函数(MTF)定量分析了眼内杂散光对视网膜成像质量的影响,并研究抑制眼内杂散光的方法。

### 2.1 眼内杂散光对成像质量影响的定量分析

眼内杂散光主要来源于角膜、晶状体<sup>[26-27]</sup>、眼球壁<sup>[28]</sup>和视网膜的多层反射<sup>[26-27]</sup>。杂散光约四分之一来源于角膜<sup>[29-30]</sup>,四分之一来源于视网膜反射<sup>[29,31]</sup>,剩余大部分来源于晶状体<sup>[32]</sup>,小部分来源于房水和玻璃体<sup>[2]</sup>。Stiles等<sup>[33-34]</sup>率先对眼内杂散光进行了定量的研究。此后Bueno等<sup>[35-38]</sup>都对眼内杂散光进行了研究。

利用Double-Pass(DP)方法来评估视网膜成像质量已有半个多世纪。该方法是通过记录眼底反射光来分析视网膜成像质量。利用DP方法获得的眼底图像,通过计算可以得到眼底视网膜图像的MTF,该MTF是在包括像差和杂散光等所有因素下得到的。SH-WFS被广泛用来测量人眼像差,因其只记录了波前的像差信息<sup>[26]</sup>,因此通过SH-WFS可以计算得到由人眼像差决定的MTF。因此将DP方法和哈特曼波前探测技术结合在一起,可以定量地分析眼内杂散光对视网膜成像质量的影响。

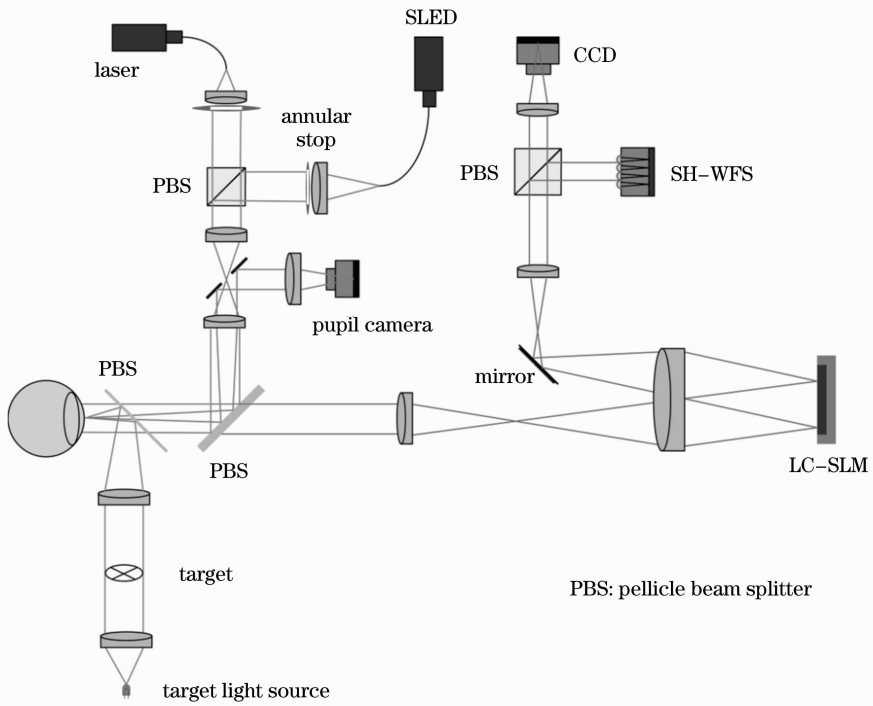


图1 开环液晶自适应视网膜成像系统示意图

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

Fernando 等<sup>[39]</sup>利用该方法定量分析了眼内杂散光对视网膜成像质量的影响,但他们是利用两个独立的光路分别获得眼底波前和眼底视网膜图像。由于两个独立的光路中,不能保证照明光聚焦在眼底同一位置,因此会导致两光路中像差不一样。另一方面,由于人眼像差具有动态变化的特点<sup>[19]</sup>,利用两个独立的光路不能记录同一时刻的眼底波前和

眼底图像,因此,利用两个独立的光路得到的数据不能完全准确地表征眼内杂散光对眼底成像质量的影响。本文将 SH-WFS 和成像相机集成到一个光路里,如图 2 所示,同时得到眼底波前信息和眼底图像信息,然后计算 MTF。根据 SH-WFS 计算得到的 MTF 记为 MTF\_HS,根据眼底图像计算得到的 MTF 记为 MTF\_DP,通过比较 MTF\_HS 和 MTF\_

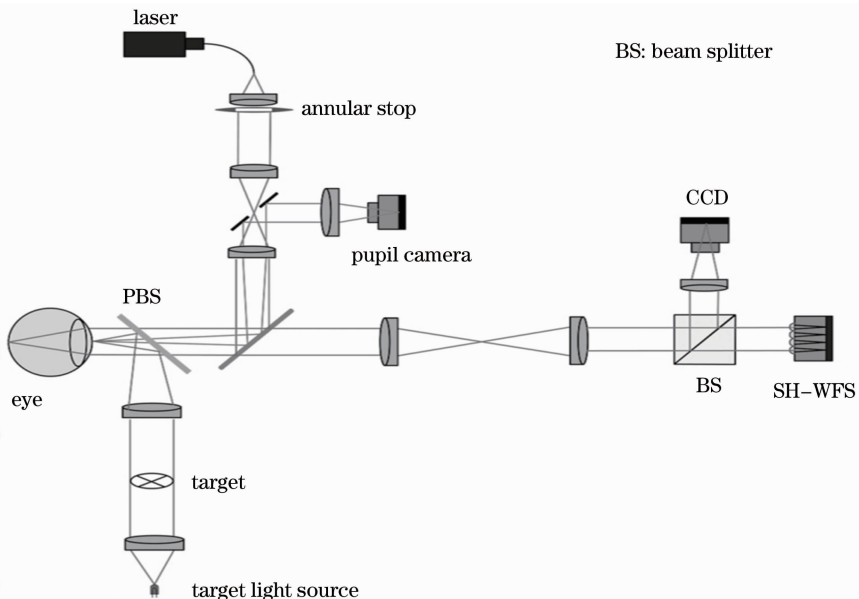


图2 DP 实验光路示意图

Fig. 2 Schematic of DP experimental setup

DP 即可定量分析眼底杂散光对视网膜成像质量的影响。

SH-WFS 的参数如表 1 所示,表中 RMS 为均方根偏差。光源采用的是固体激光器(中心波长为 808 nm),使用旋转的毛玻璃来消除激光散斑<sup>[40]</sup>。采用环形光阑消除角膜前表面反射杂光。利用瞳孔相机实时追踪人眼瞳孔,保证人眼瞳孔与 SH-WFS 微透镜面板的共轭。

表 1 SH-WFS 的技术参数

Table 1 Detailed parameters of SH-WFS

Parameter	Value
Aperture dimension	4.8 mm×4.8 mm
Sub-aperture number	13×13
RMS of relative measurement accuracy	1/(150λ)
RMS of repeatability	<1/(200λ)
Working wavelength	450~900 nm
Frame frequency	160 Hz

实验中所得到数据采用如图 3 所示的流程进行处理。由哈特曼得到光斑图(HS image),然后经过波前重构得出波前,最后得到 MTF\_HS。另一方面,利用相机得到视网膜图像(DP image),MTF\_DP 采用 Artal 等<sup>[41]</sup>提出的方法计算。最后对 MTF\_HS 与 MTF\_DP 进行比较,通过对 MTF 的比较定量分析杂散光对视网膜图像的影响。所有的数据均在 Matlab (The MathWorks, Inc.) 编写的程序中进行处理。

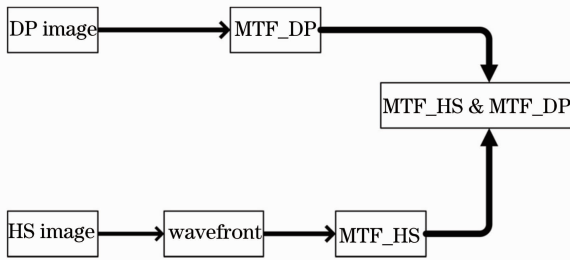


图 3 数据处理流程图

Fig. 3 Procedure of data processing

图 4 为计算所得的 MTF\_HS 和 MTF\_DP,可以看出,MTF\_HS 要优于 MTF\_DP,说明眼内杂散光确实影响了视网膜成像质量,利用哈特曼得到的 MTF 过高地估计了像质。

## 2.2 抑制眼内杂散光的方法

在消除眼内散射光和反射杂光方面最常采用的是共焦成像技术,且常用于激光扫描检眼镜(SLO)和光学相干层析技术(OCT)中。共焦成像技术要求照明光在眼底的视场很小<sup>[20]</sup>,因此若要对一个区域进行成像必须采取扫描的方式,再将所得的每个

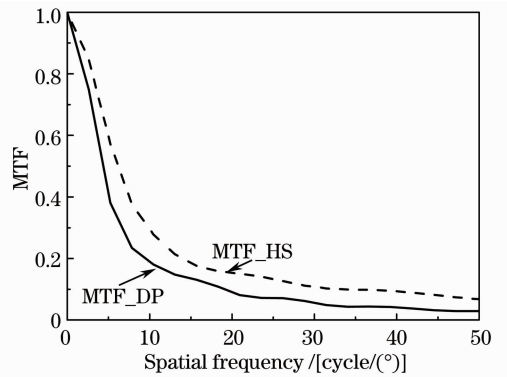


图 4 MTF\_HS 和 MTF\_DP 的对比

Fig. 4 Comparison of MTF\_HS and MTF\_DP

点的信号进行图像重建,因此成像时间长且需要对人眼连续进行曝光,不利于人眼的保护。本课题组采用宽场照明,不适合使用共焦成像技术消除杂散光<sup>[20]</sup>。因此需研究其他可降低眼内杂散光的方法。

### 2.2.1 眼内散射光的抑制方法

研究表明,光偏振态的改变与介质的散射特性有关<sup>[21-24]</sup>。当用偏振光照明眼底时,由于眼内介质的散射作用,出射光的偏振态会发生改变。因此,成像时若只利用与入射光偏振态相同的光进行成像,即可有效地抑制散射光对成像的影响。并且,眼底视网膜具有消偏作用。因眼底视网膜反射率很低,在  $10^{-3} \sim 10^{-5}$  量级,因此,若眼底视网膜消偏严重,利用偏振特性抑制眼内散射光时会造成眼底出射光能量的大量损失,这样,即便眼内散射光得到了抑制,但信号光太弱导致信噪比低,同样得不到高对比度的视网膜图像。因此,需要首先对视网膜的消偏能力进行研究。Campbell 等<sup>[42-44]</sup>对眼底反射光的偏振度(DOP)进行了测量,眼底反射光的平均偏振度为 60%~80%。即眼底反射光中约 60%~80%的光与入射光的偏振状态是一致的。本文成像系统采用开环 AO 模式,如图 1 所示,眼底出射光经偏振分光棱镜(PBS)后分别进入哈特曼探测器和成像相机,即探测光源只用其 s 态进行探测,成像光源只用其 p 态进行成像,在不考虑元器件损失的前提下,当自然光入射到眼底时,眼底出射光的能量利用率只有 50%。若利用偏振光照明,根据 Campbell 等的研究结果,眼底出射光能量利用率会提高 10%~30%。因此,利用偏振光照明,在有效抑制眼内散射光的同时,可保证眼底出射光被高效利用。为验证眼底反射光的消偏程度,对眼底反射光的保偏度进行了测量。本课题组选用美国 BNS (Boulder Nonlinear Systems, Inc.) 公司生产的 LC-SLM 作

为校正器。LC-SLM 只能校正与液晶分子长轴方向一致的线偏振光，本课题组选用的 LC-SLM 校正 p 态线偏振光。因此，在测量眼底反射光的保偏度时，采用 p 态线偏振光照明。具体方法是成像光源以 p 态偏振光入射人眼，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者的比值，进而得到反射光中 p 光的偏振度。共有 8 名志愿者参加了测试，每位志愿者均进行了多次测量，测量结果如图 5 所示，图中横坐标为志愿者姓名缩写，纵坐标为眼底出射光中 p 光的偏振度。8 名志愿者眼底反射光的平均保偏度为 70.75%，与 Campbell 等的结果一致。实验结果表明，采用开环 AO 成像模式时，利用偏振光照明，成像支路中眼底出射光的能量利用率可提高约 20%。

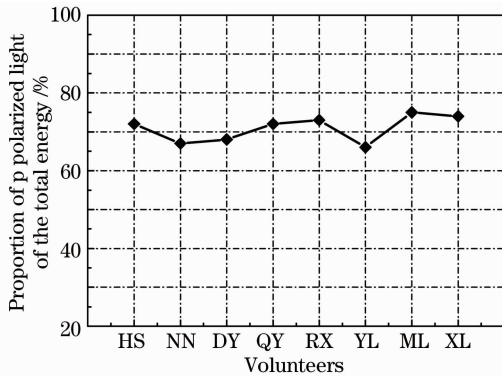


图 5 眼底反射光中 p 偏振态的偏振度

Fig. 5 Degree of polarization of p polarized light of the light reflected from the fundus

为验证利用偏振特性抑制眼内散射光的可行性，进行了对比实验，在自然光照明和偏振光照明条件下分别计算了 MTF\_DP 和 MTF\_HS，实验结果如图 6 所示。结果表明，利用偏振光照明时，MTF\_DP 更接近于 MTF\_HS，眼内散射光得到了一定程度的抑制。因此，在开环 AO 系统中，采用偏振光照明来抑制眼内散射光是可行的。

### 2.2.2 视网膜多层组织反射杂光的抑制方法

在视网膜的多层组织中，视觉细胞层的反射率最高，神经纤维层的反射率次之。在对视网膜微血管成像时，反射杂光主要来自视觉细胞层和神经纤维层。因此，对反射杂光的抑制，主要是抑制视觉细胞层和神经纤维层的反射光。在对视网膜微血管成像时，若使照明光聚焦在血管层上，可有效地减弱视觉细胞层和神经纤维层的反射杂光影响<sup>[19]</sup>。比如，人眼轴长 24 mm，反射最强的两层细胞层和纤维层相距 0.3 mm，瞳孔直径为 6 mm，入射光聚焦到眼

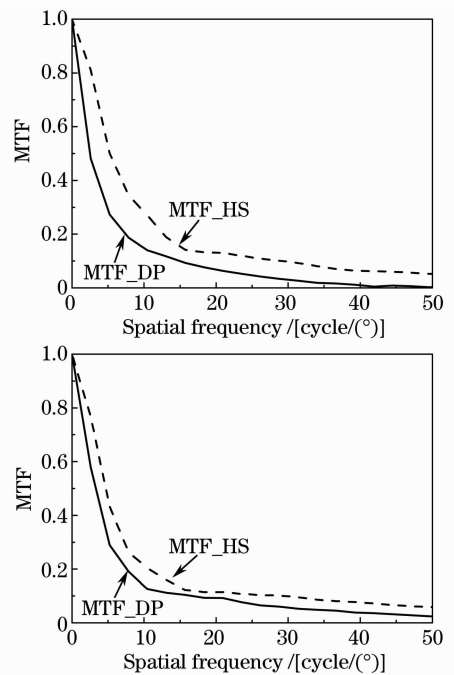


图 6 MTF\_DP 和 MTF\_HS 对比。(a) 自然光照明；  
(b) 偏振光照明

Fig. 6 Comparison of MTF\_HS and MTF\_DP. (a) Natural light illumination; (b) polarized light illumination

底直径为 0.3 mm，血管层与细胞层相距约 0.1~0.2 mm，按 0.15 mm 计算。对血管层成像时，当照明光准确聚焦在血管层时，计算可得，此时细胞层和纤维层照明直径大约为 0.35 mm。因此，血管层能量密度约是细胞层和纤维层能量密度的 1.5 倍。这样，细胞层和纤维层带来的反射杂光的干扰就会小一些。因此使照明光准确地聚焦在血管层是抑制视网膜多层组织反射杂光的一个方法。

人眼通过视觉细胞来观察外界物体，因此当光入射到人眼后，会自动聚焦在视觉细胞层上。为了使照明光准确聚焦在血管层，首先利用视标引导照明光聚焦在视觉细胞层，再微调照明光源，使照明光聚焦在血管层上。研究表明，当外界刺激不同时，人眼光焦度的调节与外界刺激并不是等量的<sup>[2]</sup>。比如给予人眼光焦度为  $2 \text{ m}^{-1}$  的外界刺激，人眼光焦度的变化不等于  $2 \text{ m}^{-1}$ ，这种现象称为视调节误差<sup>[2]</sup>。在先前的研究中使用一个发光二极管作为视标，位于距离人眼无穷远的位置。但由于人眼视调节误差的存在，人眼不需要准确聚焦在物体所在的面，便已主观认为看清了视标。所以，虽然可以知道视标的准确位置，但不能确定人眼的准确聚焦位置，也就无法对视网膜血管层进行精确定位。因此为使照明光

准确聚焦在血管层上,对人眼光焦度调节与外界刺激的关系做了如下实验:给予人眼不同离焦量的外界刺激,利用哈特曼波前探测器探测人眼光焦度,实验结果如图7所示,横坐标表示不同离焦量的外界刺激,纵坐标表示人眼对刺激的反应,即人眼的光焦度,单位  $m^{-1}$ 。实线表示理想状态,虚线表示实验结果。从实验结果可以看出,人眼对外界刺激做出的反应并不都是等量变化的,只有当外界刺激为  $1 m^{-1}$  时,人眼光焦度的变化约为  $1 m^{-1}$ ,也就是说,  $1 m^{-1}$  视标能引导人眼光焦度的准确变化。基于该实验结果,利用  $1 m^{-1}$  视标引导照明光聚焦在血管层上。

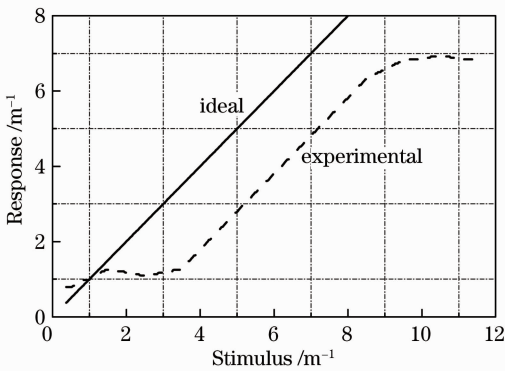


图7 人眼光焦度变化与外界刺激关系曲线图

Fig.7 Schematic of accommodation response and stimulus curve

选择中心波长为  $530 nm$  的 LED 作为视标的背景光,因为人眼对绿光最为敏感,采用该波段的光能保证人眼在测试时始终保持兴奋,避免光焦度发生变化<sup>[19]</sup>。视标位于人眼前  $1 m^{-1}$  的位置,当人眼看清视标时,人眼呈现  $1 m^{-1}$  的光焦度变化,视标光会准确地聚焦在眼底视觉细胞层上。成像光源采用  $808 nm$  的激光,由于人眼存在色差,根据 Cauchy 公式<sup>[45]</sup>

$$R(\lambda) = 1.60911 - 6.70941 \times \frac{10^5}{\lambda^2} + 5.55334 \times \frac{10^{10}}{\lambda^4} - 5.59998 \times \frac{10^{15}}{\lambda^6}, \quad (1)$$

可计算对应波长处的轴向色差。当波长  $\lambda = 590 nm$  时,  $R(590) = 0 m^{-1}$ , 由此,可得  $530 nm$  的视标光和  $808 nm$  的成像光的色差约为  $1 m^{-1}$ 。因此,在  $530 nm$  的视标光引导人眼  $1 m^{-1}$  光焦度变化时,  $808 nm$  的成像光以平行光入射,在人眼色差的补偿下,成像光会准确地聚焦在视觉细胞层上,此时微调照明光源,使照明光源聚焦在视网膜血管层上。

为验证利用  $1 m^{-1}$  视标引导照明光,以此来抑

制视网膜多层组织反射杂光的可行性,在  $0 m^{-1}$  视标和  $1 m^{-1}$  视标引导下,分别计算了 MTF\_DP 和 MTF\_HS,结果如图8所示。结果表明,利用  $1 m^{-1}$  视标引导照明光时,MTF\_DP 更接近于 MTF\_HS,视网膜多层组织反射杂光得到了一定程度的抑制。因此利用  $1D$  视标引导照明光准确聚焦,抑制视网膜多层组织反射杂光是可行的。

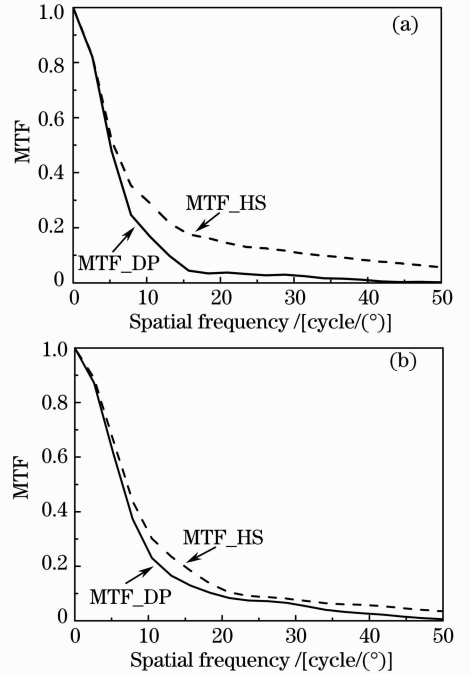


图8 MTF\_HS 和 MTF\_DP 的对比。(a)  $0 m^{-1}$  视标;  
(b)  $1 m^{-1}$  视标

Fig.8 Comparison of MTF\_HS and MTF\_DP. (a)  $0 m^{-1}$  sighting target; (b)  $1 m^{-1}$  sighting target

### 3 实验结果与分析

在先前的研究中得到了视觉细胞的图像,对血管成像时只得到了较粗血管图像且图像对比度低<sup>[19]</sup>。结合本文提出的抑制眼内杂散光的方法,对4名志愿者进行了视网膜血管自适应成像实验,4名志愿者分别为 ML(近视  $-2D$ 、散光  $2D$ , 30岁)、RX(近视  $-4.5D$ , 28岁)、HS(近视  $-6D$ , 27岁)、XL(近视  $-4D$ , 28岁)。实验前,向4名志愿者详细介绍了实验流程、注意事项和实验目的等,本实验遵从赫尔辛基宣言(The Declaration of Helsinki)的要求<sup>[46]</sup>。利用图1所示的开环双光源液晶自适应系统,对4名志愿者进行自适应校正对比实验。图9为自然光照明和偏振光照明的对比实验结果,在该对比实验中,均采用  $1 m^{-1}$  视标引导照明光。图9中(a)为校正前图像,(b)为自然光照明下得到的校

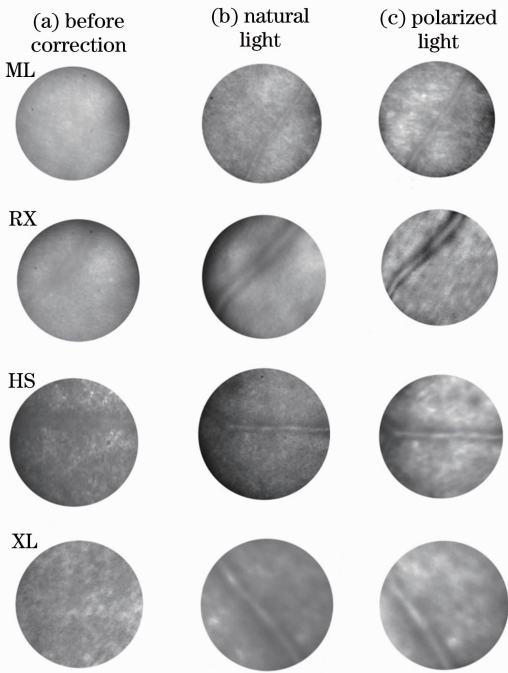
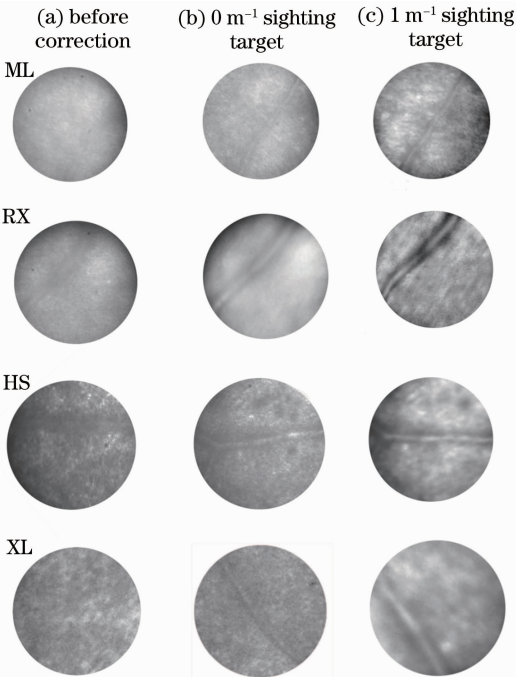


图9 自然光与偏振光照明对比实验图像

Fig. 9 Comparison of polarized light illumination and natural light illumination

图10  $0\text{ m}^{-1}$ 视标与 $1\text{ m}^{-1}$ 视标对比实验图像Fig. 10 Comparison of  $0\text{ m}^{-1}$  sighting target and  $1\text{ m}^{-1}$  sighting target

正后图像,(c)为偏振光照明下得到的校正后图像。由图可以看出,利用偏振光照明时,成像质量有了提高。图10为采用 $0\text{ m}^{-1}$ 视标和 $1\text{ m}^{-1}$ 视标引导照明光的对比实验结果,在该对比实验中,均采用偏振光

照明。图10中(a)为校正前图像,图10(b)为 $0\text{ m}^{-1}$ 视标下得到的校正后图像,图10(c)为 $1\text{ m}^{-1}$ 视标下得到的校正后图像。由图可以看出,采用 $1\text{ m}^{-1}$ 视标引导时,成像质量有了明显提高。图9和图10中某些血管在成像视场中的位置并不完全吻合,这是由于眼底的抖动导致的。在两组对比实验中,图9(c)和图10(c)均是在偏振光照明、 $1\text{ m}^{-1}$ 视标的条件下得到的。所以,两组对比实验中的(c)所示图像是一样的。根据对比实验结果,说明了上文所提出的抑制眼内杂散光的方法是可行的。

对4名志愿者进行了液晶自适应视网膜血管成像实验。系统采用偏振光照明,利用补偿镜和 $1\text{ m}^{-1}$ 视标引导照明光并微调照明光焦面使照明光准确聚焦在视网膜血管层上。另一方面,利用步进电机移动成像相机,使其位于血管焦面处。实验结果如图11所示。在图11中,根据系统放大率和血管所占像素数估算了血管直径,结果如图所示。

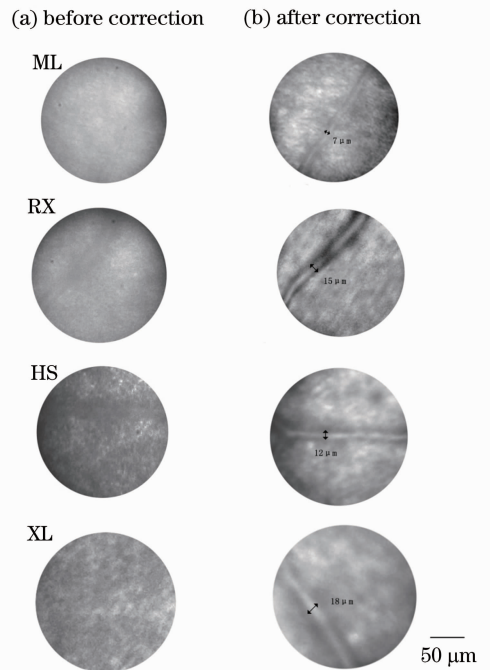


图11 校正前后的视网膜血管图像

Fig. 11 Retinal images of (a) before correction and (b) after correction

## 4 结 论

搭建了一套开环双光源液晶自适应视网膜成像系统。通过计算MTF定量分析了眼内杂散光对视网膜成像质量的影响,分析结果表明眼内杂散光降低了视网膜成像质量。眼内杂散光主要分为眼内散射光和视网膜多层组织反射杂光。用眼内散射光的

偏振特性,系统采用偏振光照明,有效抑制了眼内散射光的影响。同时,在开环 AO 模式下,偏振光照明时,出眼光的能量利用率提高了约 20%。利用波长为 530 nm 的 LED 作为视标光源,利用  $1\text{ m}^{-1}$  视标准确引导人眼  $1\text{ m}^{-1}$  的光焦度变化,根据人眼的色差,808 nm 的成像光以平行光入射,配合入射光焦面的微调,使 808 nm 的成像光准确聚焦在视网膜血管层上,有效抑制了视觉细胞层和神经纤维层反射杂光的影响。采用该抑制眼内杂散光的方法,搭建了开环双光源液晶自适应视网膜成像系统并对 4 名志愿者进行了活体人眼视网膜微血管成像实验,均获得了视网膜血管图像。

## 参 考 文 献

- 1 M Lombardo, S Serrao, N Devaney, *et al.*. Adaptive optics technology for high-resolution retinal imaging [J]. *Sensors (Basel)*, 2013, 13(1): 334–366.
- 2 Michael Bass, Jay M Enoch. *Handbook of Optics Volume III: Vision and Vision Optics* [M]. McGraw-Hill, 2010.
- 3 Wang Yuliang, Li Kai. *Ophthalmology & Ophthalmometry* [M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2008.  
王育良,李凯. *眼视光学*[M]. 北京:人民军医出版社,2008.
- 4 Antonio Guirao, Jason Porter, David R Williams, *et al.*. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes: erratum [J]. *J Opt Soc Am A*, 2002, 19(3): 620–628.
- 5 W N Charman, N Chateau. The prospects for super-acuity: limits to visual performance after correction of monochromatic ocular aberration [J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2003, 23(6): 479–493.
- 6 Larry N Thibos, Xin Hong, Arthur Bradley, *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.
- 7 Jungtae Rha, Ravi S Jonnal, Karen E Thorn, *et al.*. Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging [J]. *Opt Express*, 2006, 14(10): 4552–4569.
- 8 Yan Zhang, Jungtae Rha, Ravi Jonnal, *et al.*. Adaptive optics parallel spectral domain optical coherence tomography for imaging the living retina [J]. *Opt Express*, 2005, 13(12): 4792–4811.
- 9 Austin Roorda, Fernando Romero-Borja, William Donnelly III, *et al.*. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy [J]. *Opt Express*, 2002, 10(9): 405–412.
- 10 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.
- 11 Tan Zuojun, Xie Jing, Lu Jun, *et al.*. High spatial resolution confocal microscopy using adaptive optics [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2012, 49(9): 090002.  
谭佐军,谢静,卢军,等.自适应光学高分辨率共聚焦显微成像技术[J]. *激光与光电子学进展*, 2012, 49(9): 090002.
- 12 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.
- 13 Y He, H Li, J Lu, *et al.*. Retina imaging by using compact line scanning quasi-confocal ophthalmoscope [J]. *Chin Opt Lett*, 2013, 11(2): 021101.
- 14 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.
- 15 G Liu, R Wang. Stripe motion artifact suppression in phase-resolved OCT blood flow image of the human eye based on the frequency rejection filter [J]. *Chin Opt Lett*, 2013, 11(3): 031701.
- 16 Junzhong Liang, David R Williams, Donald T Miller. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J Opt Soc Am A*, 1997, 14(11): 2884–2892.
- 17 Enrique J Fernández, Ignacio Iglesias, Pablo Artal. Closed-loop adaptive optics in the human eye [J]. *Opt Lett*, 2001, 26(10): 746–748.
- 18 M Glanc, E Gendron, F Lacombe, *et al.*. Towards wide-field retinal imaging with adaptive optics [J]. *Opt Commun*, 2004, 230(4): 225–238.
- 19 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.
- 20 Qi Yue. *Retinal Microvasculature Imaging Research Based-on the Liquid Crystal Adaptive Optics* [D]. Beijing: University of Chinese Academy of Sciences, 2013.  
齐岳.基于液晶自适应光学技术的视网膜微血管成像的研究[D].北京:中国科学院大学,2013.
- 21 F Delplancke. Automated high-speed Mueller matrix scatterometer [J]. *Appl Opt*, 1997, 36(22): 5388–5395.
- 22 Andreas Hielscher, Angela Eick, Judith Mourant, *et al.*. Diffuse backscattering Mueller matrices of highly scattering media [J]. *Opt Express*, 1997, 1(13): 441–453.
- 23 Brent D Cameron, M J Rakovic, Mehrübe Mehrübeoglu, *et al.*. Measurement and calculation of the two-dimensional backscattering Mueller matrix of a turbid medium [J]. *Opt Lett*, 1998, 23(7): 485–487.
- 24 William S Bickel, Wilbur M Bailey. Stokes vectors, Mueller matrices, and polarized scattered light [J]. *American Journal of Physics*, 1985, 53(5): 468–478.
- 25 Chao Li, Dayu Li, Quanquan Mu, *et al.*. High-resolution retinal imaging through open-loop adaptive optics [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, 15(4): 046009.
- 26 Jason Porter, Hope Queener, Julianna Lin, *et al.*. *Adaptive Optics for Vision Science: Principles, Practices, Design and Applications* [M]. New York: John Wiley & Sons, 2006. 55–56.
- 27 Van Den Berg, Thomas J T P O D, F A A O. Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age [J]. *Optometry & Vision Science*, 1995, 72(2): 52–59.
- 28 T J T P Van den Berg, J K I J speert, P W T de Waard. Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall [J]. *Vision Research*, 1991, 31(7): 1361–1367.
- 29 J J Vos, J Boogaard. Contribution of the cornea to entoptic scatter [J]. *J Opt Soc Am*, 1963, 53(7): 869–873.
- 30 Robert M Boynton, Frank J J Clarke. Sources of entoptic scatter in the human eye [J]. *J Opt Soc Am*, 1964, 54(1): 110–119.
- 31 J J Vos. Contribution of the fundus oculi to entoptic scatter [J].



- J Opt Soc Am, 1963, 53(12): 1449–1451.
- 32 Richard P Hemenger. Small-angle intraocular light scatter: a hypothesis concerning its source [J]. J Opt Soc Am A, 1988, 5(4): 577–582.
- 33 Walter Stanley Stiles. The effect of glare on the brightness difference threshold [J]. Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character, 1929: 322–351.
- 34 L L Holladay. The fundamentals of glare and visibility [J]. J Opt Soc Am, 1926, 12(4): 271–319.
- 35 Juan M Bueno, Esther Berrio, Maris Ozolinsh, *et al.*. Degree of polarization as an objective method of estimating scattering [J]. J Opt Soc Am A, 2004, 21(7): 1316–1321.
- 36 Pablo Artal, Ignacio Iglesias, Norberto Lopez-Gil, *et al.*. Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system [J]. J Opt Soc Am A, 1995, 12(10): 2358–2366.
- 37 Justin M Wanek, Marek Mori, Mahnaz Shahidi. Effect of aberrations and scatter on image resolution assessed by adaptive optics retinal section imaging [J]. J Opt Soc Am A, 2007, 24(5): 1296–1304.
- 38 Gerald Westheimer, Junzhong Liang. Influence of ocular light scatter on the eye's optical performance [J]. J Opt Soc Am A, 1995, 12(7): 1417–1424.
- 39 Fernando Díaz-Doutón, Antonio Benito, Jaume Pujol, *et al.*. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument [J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2006, 47(4): 1710–1716.
- 40 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.
- 41 Pablo Artal, Susana Marcos, Rafael Navarro, *et al.*. Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality [J]. J Opt Soc Am A, 1995, 12(2): 195–201.
- 42 F W Campbell, R W Gubisch. Optical quality of the human eye [J]. The Journal of Physiology, 1966, 186(3): 558–578.
- 43 R A Weale. Polarized light and the human fundus oculi [J]. The Journal of Physiology, 1966, 186(1): 175.
- 44 M Millodot. Reflection from the fundus of the eye and its relevance to retinoscopy [J]. Atti Fond Giorgio Ronchi, 1972, 27: 31–50.
- 45 Max Born, Emil Wolf. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1999.
- 46 World Medical Association. Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects [J]. <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>, 2008.

栏目编辑：王晓琰