



DOI: 10.12086/oe.2019.180137

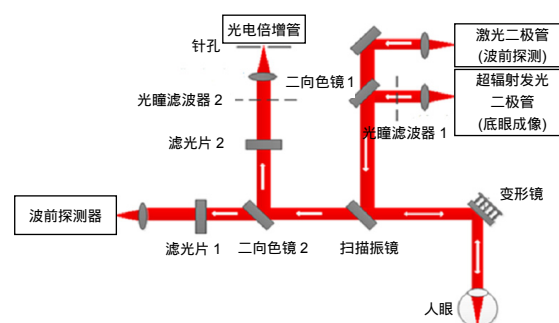
双光源自适应共焦检眼镜

李凌霄^{1,2,3}, 何益^{1,2*}, 王媛媛^{1,2,3},
魏凌^{1,2}, 张雨东^{1,2}

¹中国科学院自适应光学重点实验室, 四川 成都 610209;

²中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209;

³中国科学院大学, 北京 100049



摘要: 自适应共焦检眼镜以其高分辨率、动态成像等光学特性, 已经在生物医学和临床医学的多个领域得到了广泛而具体的应用。为了能够将非圆形光瞳滤波器等瞳面调制技术运用于其中, 并不对波前探测产生影响, 系统需要利用两个光源分别进行成像和波前校正。本文首先设计了一套基于双光源的自适应共焦检眼镜, 对不同光源的人眼像差进行测量, 分析了其主要差异。然后对双光源系统的像差校正能力和高分辨成像能力进行了验证, 系统闭环后的图像的亮度、对比度和分辨率都有了显著的提高。最后验证了使用半圆形光瞳实现暗场成像的可行性, 并得到了模拟人眼的明暗场图像。

关键词: 自适应光学; 共焦检眼镜; 双光源

中图分类号: TB872; R318.51

文献标志码: A

引用格式: 李凌霄, 何益, 王媛媛, 等. 双光源自适应共焦检眼镜[J]. 光电工程, 2019, 46(2): 180137

Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with two sources

Li Lingxiao^{1,2,3}, He Yi^{1,2*}, Wang Yuanyuan^{1,2,3}, Wei Ling^{1,2}, Zhang Yudong^{1,2}

¹Key Laboratory of Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China;

²Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China;

³University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract: Adaptive confocal laser ophthalmoscope with the high-resolution and dynamic imaging ability has been widely applied in specific biomedical and clinical medical fields. In order to apply the noncircular pupil filter and other pupil modulation technology without influence in wavefront detection, the system needs two light sources for imaging and aberration correction respectively. This paper has designed an adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with two sources, and then analyzed the differences of the aberration of the two light sources. Then, the aberration correction and high-resolution imaging ability of the system have been verified, and the brightness, contrast and resolution of the image have been significantly improved after close-loop. Finally, we have studied the feasibility of realizing the dark field imaging by semi-circular pupil and obtained the bright and dark field images of the artificial eye.

收稿日期: 2018-04-21; 收到修改稿日期: 2018-05-26

基金项目: 国家自然科学基金项目(61605210); 国家重大仪器专项(2012YQ120080); 江苏省杰出青年科学基金项目(BK20060010); 中国科学院前沿科学重点研究计划(QYZDB-SSW-JSC03); 中国科学院战略性先导科技专项(XDB02060000); 国家重点研发计划(2016YFC0102500); 浙江省科技计划项目(2013C33170)

作者简介: 李凌霄(1991-), 男, 博士研究生, 主要从事自适应共焦检眼镜的研究。E-mail: lingxiaoli_joe@163.com

通信作者: 何益(1984-), 男, 博士, 副研究员, 主要从事人眼自适应光学的研究。E-mail: heyi_job@126.com

Keywords: adaptive optics; confocal laser ophthalmoscope; two sources

Citation: Li L X, He Y, Wang Y Y, et al. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with two sources[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(2): 180137

1 引言

自适应光学技术的概念最先于 1953 年由美国科学家 Babcock 提出,其目的是为了弥补天文观测中由大气湍流产生的影响。自适应光学从 20 世纪 70 年代开始迅速发展,已经在天文高分辨率成像领域取得了巨大的成就^[1]。进入 80 年代以来,自适应光学的应用范围逐步扩大,完成了从军事领域向民用领域的拓展,从大尺寸向小型化发展。这使得自适应光学系统在生物医学方面也有了广泛的应用,特别是针对活体人眼视网膜成像的研究^[2-3]。目前,自适应光学技术与三种视网膜成像方式的结合在实验室已经取得了巨大成功,分别形成了自适应眼底相机、自适应光学相干层析、自适应共焦检眼镜三种仪器,它们可以在细胞尺度上对活体人眼视网膜的血管和细胞进行观测^[4-6]。其中自适应共焦检眼镜以其最高的横向分辨率,较高的纵向分辨率,高速实时的成像速度,以及可实现荧光探测等独特的优势,已经在视网膜前沿研究领域处于绝对的统治地位。

视网膜可以将人体自身的健康状态传递给外界,对许多疾病都有相应的表征^[7]。为了得到视网膜上的更多细节信息,以实现严重影响视力及致盲疾病的更为早期诊断,需要进一步提高共焦检眼镜的分辨率。多环形光瞳滤波器对点扩散函数主瓣宽度的减小以及

共焦显微镜的旁瓣抑制特性^[8-10],为在自适应共焦检眼镜应用瞳面调制技术提高横向分辨率方面提供了可能。此外,对通过使用非圆形光瞳来提高纵向分辨率的方法^[11-12],最近也有了广泛的研究。通常的自适应共焦检眼镜采用同一个光源进行波前探测和视网膜成像。如果使用非圆形的光瞳对其进行调制,则哈特曼探测器上无法得到完整的波前图像,从而无法对人眼像差进行探测和校正。若对环形光瞳滤波器进行振幅和相位调制,哈特曼探测器则会探测到添加的调制信息,并控制变形镜对其进行校正,导致我们无法获得想要的相位和振幅的改变。

针对这一问题,本文首先设计了一套基于双光源的自适应共焦检眼镜,系统中两个光源分别用于波前探测和成像;然后,对两个光源的造成的不同像差进行了比较分析,计算了双光源的离焦量差值,再对人眼像差进行校正并得到了人眼视网膜的高分辨率图像;最后,利用半圆形光瞳获得了模拟人眼的明暗场对比图像。

2 实验系统介绍

根据实验需求,首先设计了一套基于双光源的自适应共焦检眼镜,其核心是使用一个光源用来探测波前并进行校正,而另一个光源获得眼底的高分辨率图像,其基本组成如图 1 所示。

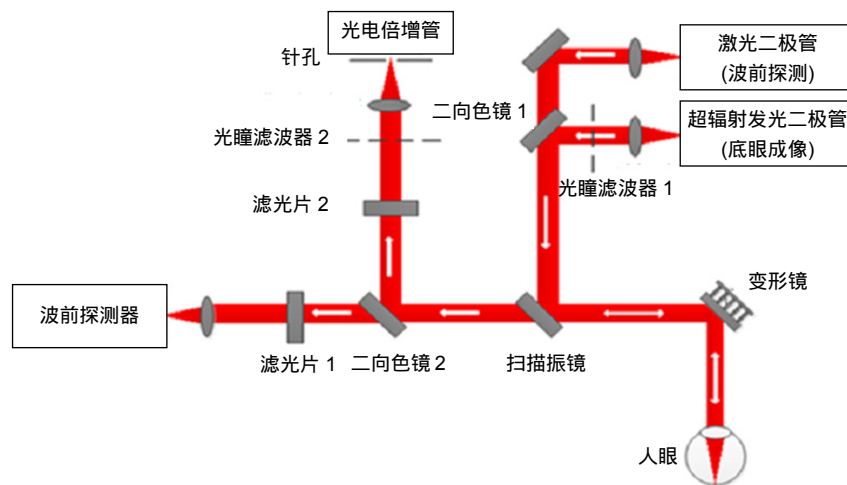


图 1 双光源自适应共焦检眼镜示意图

Fig. 1 The diagrammatic sketch of adaptive confocal laser ophthalmoscope based on dual light sources

其工作原理如下：两个不同波长的光源发出的光线经过二向色镜 1 后形成一束光线，它们经过相同的光学元件后，汇聚到视网膜上的一点。该点散射的光线再次经过相同的光学元件后被二向色镜 2 分开，经过滤光片 1 和滤光片 2 后分别到达的哈特曼波前探测器和光电倍增管。根据阵列排布为 11×11 的哈特曼上探测到的人眼像差信息，系统控制通光口径为 40 mm 的 169 单元变形镜对波前误差进行校正，就能通过光电倍增管得到该点的图像。通过扫描振镜(X、Y 方向频率分别为 16 kHz 和 30 Hz)对扫描点的位置进行改变，将各点图像拼接到一起后就可以得到一定范围内视网膜的高分辨率图像。其中光瞳滤波器 1 和光瞳滤波器 2 分别对应照明端和成像端的光瞳滤波器，它们只对成像光线进行调制，而对波前探测的光线没有影响。

选择超辐射发光二极管作为成像光源，可以避免图像出现随机散斑^[13]，激光二极管具有很好的单色性，有助于更精确地测量波前误差。为了有效地进行分光，在双光源系统中使用可见光和红外光两种不同波长的光源。对于传统的自适应共焦检眼镜，成像光和信标光的强度之比一般为 95:5，成像的光源强度应远大于波前探测的光源强度。人眼对红外光的透过率可达 80%，而可见光的大部分能量会被吸收。此外，眼底还对于红外光有着更高的反射率，更为重要的是人眼对于红外光不敏感。因此，将红外光源用来进行成像对于人眼的损伤性很小能使人眼更加舒适，并且能够获得更高的图像质量。

3 双光源像差分析

由于使用两个不同的光源分别进行成像和波前探测，整个成像过程会出现色散现象。双光源的自适应共焦检眼镜采用球面镜和平面镜进行反射，故而系统自身造成的影响较小。但是人眼并非一个完美的光学系统，当不同波长的光线进入人眼后会产生明显的色差^[14-16]。因此，必须对人眼的色差进行分析和补偿。

实际运用中，采用 680 nm 的可见光和 830 nm 的红外光作为系统使用的两个光源。首先分别测得在两个波长下的人眼 Zernike 像差系数，如图 2 所示。

通过比较两个光源对应的前 35 项泽尼克多项式的系数，发现两者之间最大的差距在于第四项即离焦项。泽尼克多项式的其他项的系数虽然也有一些不同，但是它们加起来的总波前色差与离焦项所造成的差值相比，都可以忽略不计。根据 Susana、Enrique 等人对 450 nm~1000 nm 照明情况下人眼像差的测量结果，人眼像差中的高阶项除离焦项外无明显的波长依赖性，即高阶像差不随波长变化^[17-19]。因此，当利用 680 nm 光线的波前信息对 830 nm 光线的像差进行校正时，高阶像差都可以获得很好的补偿。故而人眼色差在成像时主要表现为离焦项，而人眼的离焦像差的 PV 值可以近似表示为^[14]

$$W_{PV} = RE \cdot r^2 / 2 (\mu\text{m}), \quad (1)$$

式中： r 为瞳孔半径，其单位为 mm。 RE 为屈光度差值，在选取的光源范围内，人眼色差导致的屈光度差

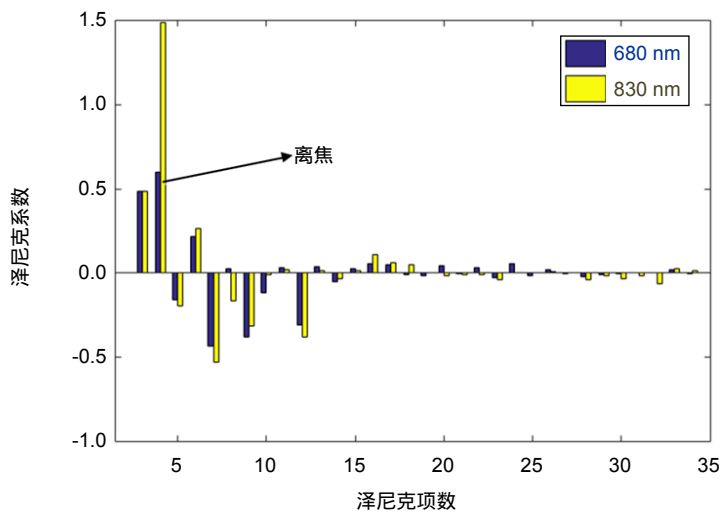


图 2 泽尼克多项式系数的比较
Fig. 2 Comparison of the coefficients of Zernike polynomials

值可近似的写为

$$RE = p - q(\lambda - c) \text{ (Diopter)}, \quad (2)$$

式中： $p=1.90524$ ， $q=0.665$ ， $c=0.2281 \mu\text{m}$ ； λ 为波长，单位为 μm 。根据上式，两种不同波长光源的离焦量差值：

$$\Delta W_{PV} = \frac{r^2}{2} \cdot \frac{q(\lambda_1 - \lambda_2)}{(\lambda_1 - c)(\lambda_2 - c)} \text{ (}\mu\text{m)}, \quad (3)$$

式中： λ_1 和 λ_2 分别是两个光源的波长，其单位为 μm 。双光源系统中的信标光源的波长 $\lambda_1=680 \text{ nm}$ ，成像光源的波长 $\lambda_2=830 \text{ nm}$ 。在散瞳情况下，人眼瞳孔的半径约为 3 mm 。将其代入上式后可求得以信标光的波前信息对成像光线进行校正后的光残留离焦波前差约为 $1.65 \mu\text{m}$ 。

解决离焦量差值问题的方法有主要两种^[20]：一是进行波前校正时，在测得的波前离焦量的基础上补偿相应的由人眼色差导致的相对离焦差值，这样波前补偿后对于成像光是理想的。值得注意的是，这种方法无法解决人眼像差的个体差异问题，只是在统计平均值水平上对色差进行补偿。二是直接根据测得波前数据进行完全校正，成像时对相机的前后位置进行相应的调节，即通过相机的“离焦”补偿人眼色差导致的相对离焦。这种方法是手动调节，并利用肉眼对图像质量进行观察，虽然操作比较麻烦但是可以针对不同个体进行调节。

4 人眼像差校正实验

在实验中，采用对光电倍增管前的针孔进行前后移动的方式来对位置色差进行补偿。采用自适应光学

系统对人眼像差进行闭环校正，记录下闭环前后志愿者的人眼像差波面如图 3 所示。

整套系统的采样频率为 20 f/s ，在理论上可以实现对人眼像差的实时校正。由图 3 可以看出，自适应光学系统以 680 nm 作为信标光进行闭环校正后，人眼像差的 RMS 值由 0.333 下降为 0.039 。因此，可以认为双光源共焦系统到达了衍射极限。

进一步得到系统闭环前后，以 830 nm 光源作为成像光源所获得的人眼视网膜的图像，如图 4 所示。

选取了同时存在血管和视网膜的区域进行拍摄，每幅图像的大小都为 $512 \text{ pixels} \times 449 \text{ pixels}$ ，拍摄时的视场角接近 2° 。对比左右两图可以发现，闭环前由于人眼像差的影响，无法得到视网膜的清晰图像；当系统闭环后，人眼像差被校正，可以清晰地观察到视细胞的形态和数量。

采用对比度比较两幅图的图像质量，对比度定义为^[21]

$$C_{\text{imag}} = \frac{\sigma}{\bar{I}} \times 100\% \quad (4)$$

式中： \bar{I} 是所有像素点的强度的平均值， σ 是图像的均方根值，它们都是由灰度图像计算而来的。

由表 1 可以看出，当系统闭环后，图像的整体亮度得到了显著增加，图像的对比度也有了明显的提高。

为了进一步分析图质量，对两幅图像进行频谱分析。根据瑞利判据，在通光口径为 6 mm 和成像光线波长为 830 nm 的条件下，Gullstrand 模型眼的对应的最小分辨率约为 $110 \text{ cycles/degree}$ 。两幅图像在此范围内的频率分量的分布情况如图 5 所示。

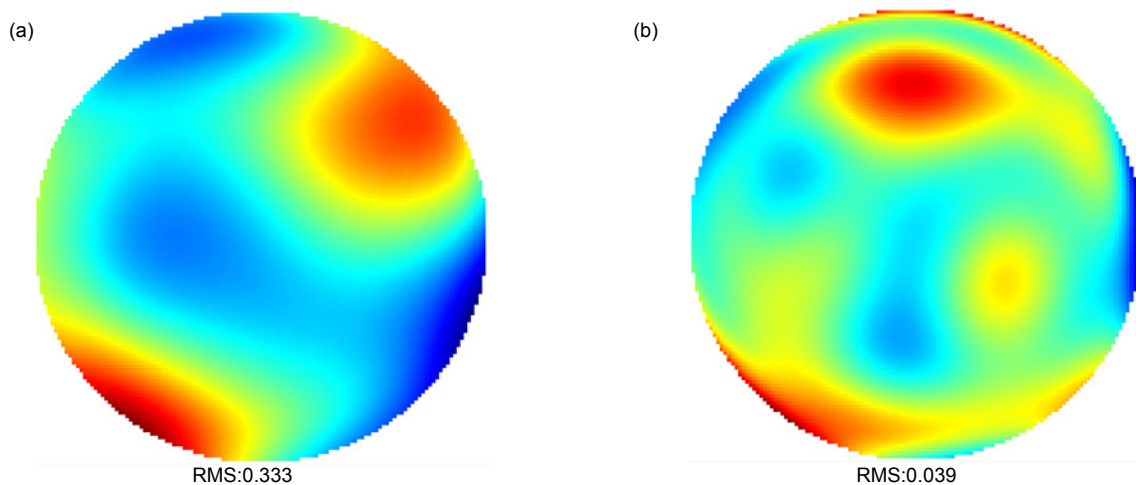


图 3 闭环前(a)和闭环后(b)的波面图
Fig. 3 Wavefronts before (a) and after (b) close-loop

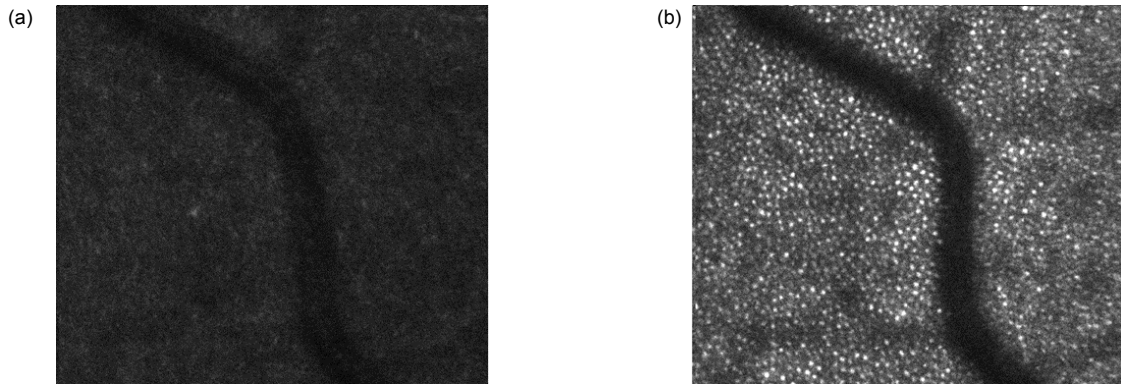


图 4 闭环前(a)和闭环后(b)视网膜图像
Fig. 4 The retinal images before (a) and after (b) close-loop

表 1 闭环前后视网膜图像的平均强度、均方根值和对比度

Table 1 Mean intensity, root mean square and contrast of the retinal image before and after close-loop

	平均强度	均方根值	对比度/%
开环	36.41	11.91	32.71
闭环	85.71	37.07	43.24

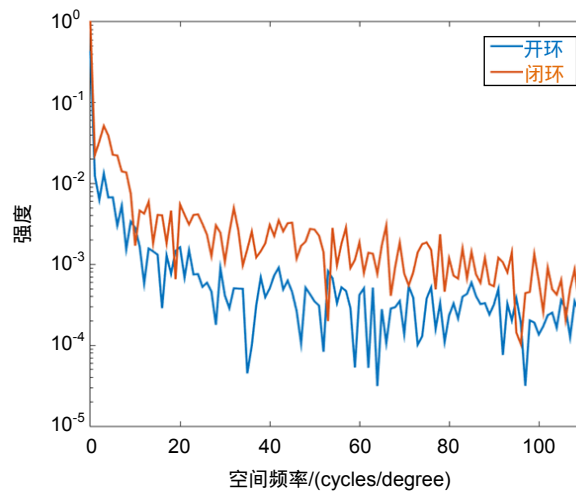


图 5 闭环前后视网膜图像的空间频率
Fig. 5 The spectra of the retinal image before and after close-loop

从空间频率分布图像可以看出，在分辨率范围内绝大多数的频率分量的强度都有了明显的提高。由此，证明了双光源自适应共焦检眼镜可以很好地校正人眼像差，得到活体人眼视网膜的高分辨率图像。

5 半圆形光瞳暗场成像实验

在搭建好的双光源自适应共焦检眼镜上，采用非圆形的光瞳进行实验。通过在共焦系统中使用最简单的半圆形光瞳，就能得到观察样品的暗场图像，其基

本原理如图 6 所示^[22]。

当圆形光束经过半圆形光瞳后会变为半圆形，然后被透镜聚焦到样品上，直接反射光经过半圆形光瞳时会被遮挡，只有部分散射光线可以通过半圆形光瞳。由此，图像的背景光被消除，可以得到由散射光形成的暗场图像。对于双光源自适应共焦检眼镜，在图 1 所示的光瞳滤波器 1 和光瞳滤波器 2 的位置对光线进行半圆形的遮挡即可达到相同的目的，获得暗场图像。由于视网膜的多层结构的特殊性，当光线进入人眼每

层都有不同强度的光线返回,其中感光细胞层的光线最强,它会遮挡色素上皮层细胞层产生的较弱的光线。使用暗场技术可以去除感光细胞反射的较强光线,从而使得色素上皮层细胞层的图像显现出来^[23]。

由于使用两个半圆形光瞳会对得到的图像强度产生较大的减弱,而入射到活体人眼的光线强度受到严格的限制,所以先使用较大功率的光源在模拟人眼上进行了相关的原理性验证实验。实验所用的模拟人眼由凸透镜和毛玻璃组成,它们分别对应活体人眼中的晶状体和视网膜,我们还在模拟人眼前加入了离焦片和像散片来模拟人眼像差。

使用双光源自适应共焦系统中的信标光源对波前误差进行校正后,能够得到模拟人眼的明场图像;然后在系统的成像端和照明端同时使用半圆形光瞳,即可得到模拟人眼的暗场图像,两幅图像如图7所示。可以看出,明场状态下的模拟眼图像主要信息是大量的颗粒状物体,而它的形态大小对应着人眼视网膜中

的视细胞。对于暗场图像,整个图像的亮度明显下降,而颗粒状物体的亮度下降最为显著;但是图像中的沟壑等信息相反则更加明显,它们对应着视网膜中的被视细胞光线淹没住的色素上皮层细胞层。因此,在活体人眼视网膜成像时利用半圆光瞳来得到暗场图像的方法是可行,应该能够获得视网膜中其他层的信息。

6 结 论

本文设计并搭建了一套基于双光源的自适应共焦检眼镜,系统中的两个光源相互独立,一个光源对人眼像差进行探测,另一个光源则对视网膜进行成像。通过活体人眼视网膜实验,对双光源系统的像差校正能力和高分辨成像能力进行了验证。系统闭环后,人眼视网膜图像的亮度、对比度和分辨率都有了显著的提高。此外,在搭建好的双光源自适应共焦检眼镜上,在系统中使用半圆形光瞳实现暗场成像的可行性进行了验证,并得到了模拟人眼的明暗场图像。

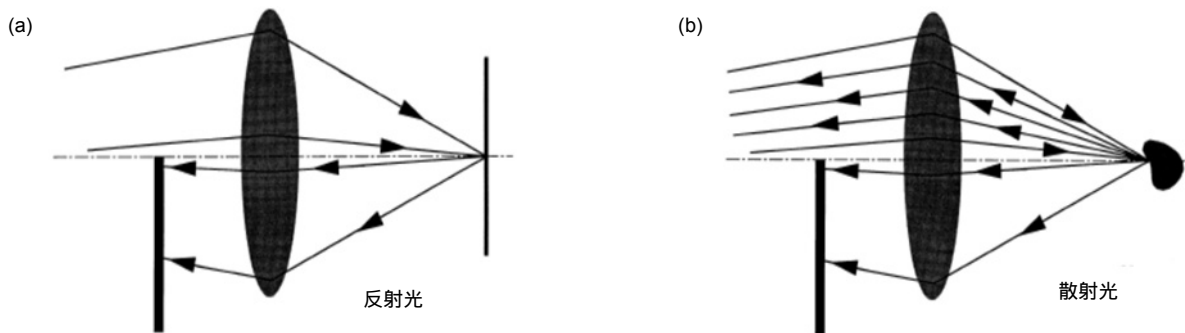


图6 暗场成像的原理。(a) 反射光; (b) 散射光
Fig. 6 Principle of dark field imaging. (a) Reflected light; (b) Scattered light

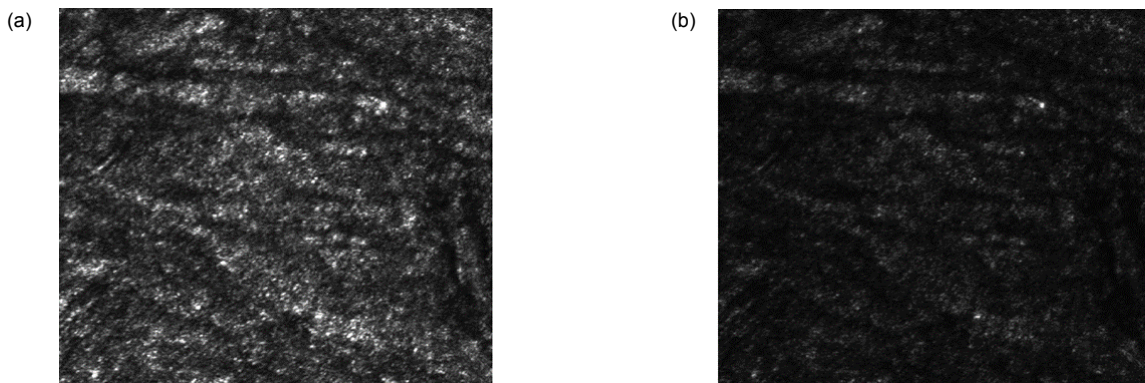


图7 模拟人眼的明场图像(a)和暗场图像(b)
Fig. 7 The bright (a) and dark (b) field images of the artificial eye

参考文献

- [1] Cathey W T Jr, Hayes C L, Davis W C, *et al.* Compensation for atmospheric phase effects at 10.6 μm [J]. *Applied Optics*, 1970, **9**(3): 701–707.
- [2] Rao X, Li X, Jiang W. Small tabletop adaptive optical systems for human retinal imaging[J]. *Proceedings of SPIE*, 2002, **4825**: 99–108.
- [3] Jiang W H. Overview of adaptive optics development[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, **45**(3): 170489.
姜文汉. 自适应光学发展综述[J]. *光电工程*, 2018, **45**(3): 170489.
- [4] Gliss C, Parel J M, Flynn J T, *et al.* Toward a miniaturized fundus camera[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, **9**(1): 126–131.
- [5] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178–1181.
- [6] Kong W, Lang T T, Gao F, *et al.* Design of high-resolution wide field of view confocal line scanning laser microscopy[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2017, **44**(6): 616–620.
孔文, 郎婷婷, 高峰, 等. 高分辨率大视场线扫描共焦显微镜的设计与研制[J]. *光电工程*, 2017, **44**(6): 616–620.
- [7] Wu C R, Ma Z Z, Hu L N, *et al.* Analysis of systemic factors associated with diabetic retinopathy[J]. *International Journal of Ophthalmology*, 2007, **7**(4): 1056–1059.
伍春荣, 马志中, 胡莲娜, 等. 糖尿病视网膜病变相关因素的因子分析[J]. *国际眼科杂志*, 2007, **7**(4): 1056–1059.
- [8] Sheppard C J R, Campos J, Escalera J C, *et al.* Two-zone pupil filters[J]. *Optics Communications*, 2008, **281**(5): 913–922.
- [9] Sheppard C J R, Campos J, Escalera J C, *et al.* Three-zone pupil filters[J]. *Optics Communications*, 2008, **281**(14): 3623–3630.
- [10] Sales T R M, Morris G M. Axial superresolution with phase-only pupil filters[J]. *Optics Communications*, 1998, **156**(4–6): 227–230.
- [11] Gong W, Si K, Sheppard C J. Optimization of axial resolution in a confocal microscope with D-shaped apertures[J]. *Applied Optics*, 2009, **48**(20): 3998–4002.
- [12] Ma Y, Kuang C F, Gong W, *et al.* Improvements of axial resolution in confocal microscopy with fan-shaped apertures[J]. *Applied Optics*, 2015, **54**(6): 1354–1362.
- [13] Liang J Z, Williams D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye[J]. *Journal of the Optical Society of America A Optics, Image Science, and Vision*, 1997, **14**(11): 2873–2883.
- [14] Thibos L N, Ye M, Zhang X X, *et al.* The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans[J]. *Applied Optics*, 1992, **31**(19): 3594–3600.
- [15] Dai Y, Xiao F, Zhao J L, *et al.* Ocular aberrations manipulation with adaptive optics and its application[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, **45**(3): 170703.
戴云, 肖飞, 赵军磊, 等. 自适应光学人眼像差调控及其应用[J]. *光电工程*, 2018, **45**(3): 170703.
- [16] Wang J Y, Candy T R, Teel D F W, *et al.* Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye[J]. *Journal of the Optical Society of America A Optics, Image Science, and Vision*, 2008, **25**(9): 2263–2270.
- [17] Fernández E J, Artal P. Ocular aberrations up to the infrared range: from 632.8 to 1070 nm[J]. *Optics Express*, 2008, **16**(26): 21199–21208.
- [18] Manzanera S, Canovas C, Prieto P M, *et al.* A wavelength tunable wavefront sensor for the human eye[J]. *Optics Express*, 2008, **16**(11): 7748–7755.
- [19] Marcos S, Burns S A, Moreno-Barriusop E, *et al.* A new approach to the study of ocular chromatic aberrations[J]. *Vision Research*, 1999, **39**(26): 4309–4323.
- [20] Cheng S Y. Design of liquid crystal adaptive optical system for fundus blood vessel imaging[D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2010.
程少园. 视网膜血管的液晶自适应光学成像系统设计[D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2010.
- [21] 田雨. 波前解卷积及自适应光学图像事后处理技术研究[D]. 成都: 中国科学院光电技术研究所, 2009.
- [22] Török P, Laczik Z, Sheppard C J. Effect of half-stop lateral misalignment on imaging of dark-field and stereoscopic confocal microscopes[J]. *Applied Optics*, 1996, **35**(34): 6732–6739.
- [23] Scoles D, Sulai Y N, Dubra A. In vivo dark-field imaging of the retinal pigment epithelium cell mosaic[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, **4**(9): 1710–1723.

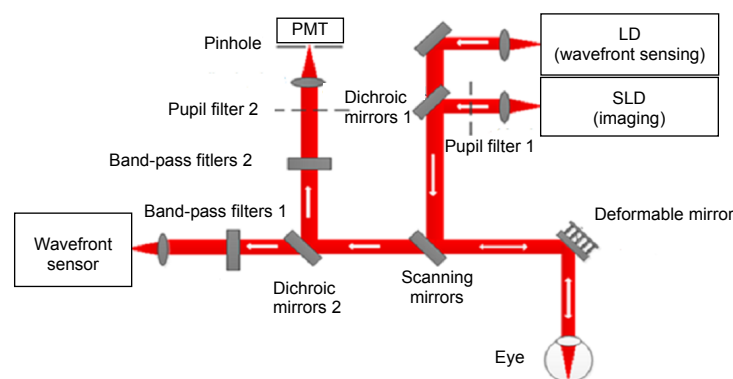
Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with two sources

Li Lingxiao^{1,2,3}, He Yi^{1,2*}, Wang Yuanyuan^{1,2,3}, Wei Ling^{1,2}, Zhang Yudong^{1,2}

¹Key Laboratory of Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China;

²Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China;

³University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China



The diagrammatic sketch adaptive confocal laser ophthalmoscope based on dual light source

Overview: Adaptive confocal laser ophthalmoscope with the high-resolution and dynamic imaging ability has been widely applied in specific biomedical and clinical medical fields. In order to get more information of the retina, the non-circular pupil filter and other pupil modulation technology should be applied in the adaptive confocal laser ophthalmoscope without influence in wavefront detection, so two light sources are need for imaging and aberration correction respectively. We have designed an adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with infrared and visible light sources. The principle of the system and some parameters of optical elements have been introduced. The two beams with different wavelengths are combined and separated by dichroic mirrors. The pupil filter could be utilized in entrance and exit of imaging optical path and it could not make an impact on the wavefront detection. Since two different light beams are used at the same time, we should consider the chromatic dispersion effect of human eye. By measuring the human eye aberrations made by the two light sources, it could be found that the biggest difference is in the defocus and the other high-order aberrations are almost same. We have calculated the difference of the defocus of the two sources by empirical formulas and finally compensated it by moving the pinhole that is in front of PMT. Then, the aberration correction and high-resolution imaging ability of the system have been verified through the experiments in human retina. Wavefronts before and after close-loop have been obtained, which proves that the system has realized the diffraction limit after the close-loop. We have found from the image that both brightness and contrast of the image have been significantly improved. In addition, the spectra of the retinal image have also showed that the intensities of almost whole the spatial frequency components are increased, so that more details could be observed. Finally, we studied the feasibility of realizing the dark field imaging by semi-circular pupil, which could block the reflected light and let some of the scattered light pass through, and thus the dark filed image can be obtained. We have inserted two semi-circular pupils in entrance and exit pupils of the adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy and obtained the dark field image of the artificial eye. By comparing the bright and dark field images, it could be seen that the main information are different, which may help us obtain more details of the retina based on the multi-layer structure of the retina.

Citation: Li L X, He Y, Wang Y Y, *et al.* Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy with two sources[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, **46**(2): 180137

Supported by National Science Foundation of China (61605210), National Instrumentation Program (NIP) (2012YQ120080), Jiangsu Province Science Fund for Distinguished Young Scholars (BK20060010), the Frontier Science Research Project of the Chinese Academy of Sciences (QYZDB-SSW-JSC03), the Strategic Priority Research Program of the Chinese Academy of Sciences (XDB02060000), the National Key Research and Development Program of China (2016YFC0102500), and the Zhejiang Province Technology Program (2013C33170)

* E-mail: heyi_job@126.com