

用于自适应光学视网膜成像的平场校正方法研究

孔宁宁^{1,2,3} 李抄^{1,2,3} 夏明亮^{1,2,3} 齐岳^{1,2,3} 李大禹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, 江苏 苏州 215163
³中国科学院研究生院, 北京 100049

摘要 采取平场校正的方法消除薄型背照式电荷耦合器件(CCD)相机在对视网膜细胞成像时由于多光束干涉效应在输出图像上产生了干涉条纹。在分析 CCD 芯片多光束干涉效应产生机理的基础上, 根据视网膜细胞成像的特点, 提出将未进行像差补偿的视网膜图像作为平场校正的参考图像对像差补偿之后的图像进行校正, 解决了标准反射率白板图像作为平场校正参考图像时残留有干涉条纹的问题。通过计算平场校正前后视网膜细胞图像的平均功率谱验证消除干涉条纹的效果, 在空间频率 70~90 lp/(°) 范围内, 校正之后图像的功率谱的平均值比校正之前提高了 132.1%。实验结果表明, 利用未进行像差补偿的眼底图像作为平场校正参考图像可以有效地消除视网膜细胞图像上的干涉条纹, 提高视觉细胞的对比度, 所获得的图像质量有了明显的改善。

关键词 图像处理; 自适应光学; 平场校正; 视网膜成像; 薄型背照明

中图分类号 O436.1 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201131.1211001

Research on Flat Field Correction Method in Adaptive Optics Retinal Imaging System

Kong Ningning^{1,2,3} Li Chao^{1,2,3} Xia Mingliang^{1,2,3} Qi Yue^{1,2,3} Li Dayu² 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 Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China
³ Graduate University of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract A flat-field correction method is proposed to eliminate the interference fringes on the retinal photoreceptor images which origin from the etaloning effect in the thinned back illuminated CCD. First of all, the generation mechanism of etaloning effect is analyzed. Different from other flat-field method which uses the image of white balance reflectance target as reference image, the retinal image without adaptive optics compensation is used as reference image for flat-field correction method in this experiment, and the calibration result using the new reference image has a significant improvement compared with the result calibrated using the white balance reflectance target as reference image. As a means to quantify the calibrated result of flat-field method, the average power spectra of the photoreceptor image is calculated. The mean value of the average power spectra for the image after calibration is improvedly 132.1% compared with the image before calibration in the range of spatial frequency 70 and 90 lp/(°). Experimental result indicates that the image of retinal photoreceptor has a significant improvement using flat-field correction method.

Key words image processing; adaptive optics; flat-field correction method; retinal imaging; thinned back illumination

OCIS codes 110.1080; 100.2000; 040.1520

收稿日期: 2011-05-08; **收到修改稿日期**: 2011-06-14

基金项目: 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疾病诊断等方面^[1~3],眼底视网膜成像都已经成为一种重要的检测手段。但是现有的眼底检查设备受到人眼像差的限制,其横向分辨率只有 $15\ \mu\text{m}$ 左右。为了克服人眼像差的影响,梁俊忠等^[4,5]在 1997 年建立了一套自适应光学视网膜成像系统,利用自适应光学的原理,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的获得了广泛的研究^[6~8]。

由于视网膜在近红外波段的反射率较高^[9],且近红外光对于人眼的刺激较小,所以在自适应光学视网膜细胞成像系统中,一般都采用近红外光作为照明光源。在本课题组搭建的自适应光学视网膜成像系统中,所采用的照明光源为 $808\ \text{nm}$ 的激光光源^[10],眼底视网膜具有十分精细的组织结构,对入射到人眼的照明光的光强有十分严格的限制,一般要求照明光要低于安全标准的 $1/10$ 。而且经视网膜反射后由瞳孔出射进入成像系统的光能大约是入射光能的 0.01% 。为了提高眼底反射光的能量利用率,在对视网膜成像时应使用高量子效率的电荷耦合器件(CCD)相机作为探测成像器件。在现有的 CCD 相机中,薄型背照式 CCD 相机具有较高的量子效率。但是薄型背照式 CCD 相机在对近红外波段进行成像时,由于硅材料对于近红外光的透过率较高,且外延层被减薄,入射的近红外光会在 CCD 内部多次来回反射,并发生干涉,这种干涉效应会导致在输出的图像中出现干涉条纹,人们将这种现象称为多光束干涉效应。由于多光束干涉效应在图像上产生的干涉条纹掩盖了图像细节,严重降低了图像质量。因此在使用背照式 CCD 相机对视网膜细

胞进行成像时,必须考虑多光束干涉效应对图像的影响,并对其进行校正。

平场校正方法是一种数字图像处理的方法,主要应用于对像素间响应不均匀性的校正。在 CCD 探测器、X 射线探测器等探测器的标定校准中均有广泛的应用^[11,12]。传统的平场校正方法一般局限于线性响应的情况,针对非线性响应的情况人们又发展了基于最小二乘法^[13]和迭代法^[14]的平场校正方法。目前平场校正方法已经成为探测器标定的一个常用方法。

在传统的平场校正方法中,一般将标准反射率白板的图像作为平场参考图像。本文根据人眼视网膜细胞成像中多光束干涉效应导致的干涉条纹的特点,将未进行像差补偿的人眼视网膜细胞图像作为平场参考图像,消除了图像中的干涉条纹,解决了采用标准反射率白板图像作为平场参考图像时,在校正后的图像中残留有干涉条纹的问题,取得了良好的效果。

2 薄型背照式 CCD 及其多光束干涉效应

CCD 是一种金属-氧化物-半导体结构的光电转换器件。由于它在光谱响应,量子效率和动态范围等方面具有独特的优势,所以在电视摄像,图像采集,目标跟踪及工业测量等领域有着广泛的应用^[15~17]。传统的 CCD 采取前照式的工作方式,如图 1(a)所示,上端是 CCD 的正面,由电极和氧化硅层组成,在 CCD 内部是由 P+型硅组成的硅衬底和 p 型半导体和 n 型半导体组成的外延层。当在电极上加上电压之后,在外延层中会产生耗尽层并产生正面电荷阱以吸收存储电子。入射光子从正面进入 CCD 内部,并在 CCD 内部产生光生电子,在电极的作用下,光生电子进入正面电荷阱中,并最终被转移

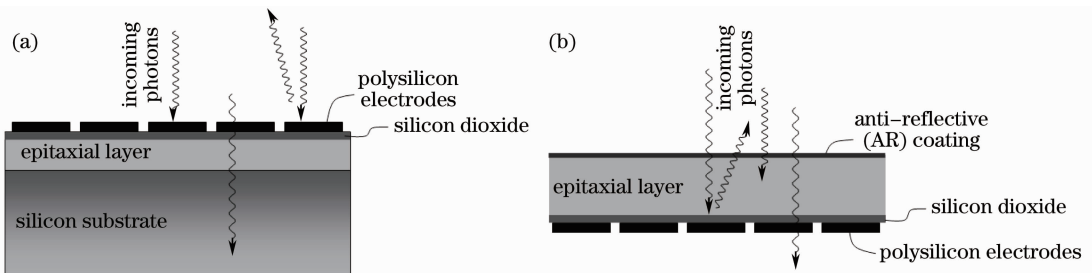


图 1 CCD 的工作原理(a)厚型前照式 CCD;(b)薄型背照式 CCD

Fig. 1 Operation principle of CCD (a) thick front-side illuminated CCD; (b) thin back-side illuminated CCD

探测出来。但是由于从正面入射的光子有很大一部分被电极和氧化硅层吸收和反射掉。所以前照式 CCD 量子效率不高,尤其是在微弱光探测中,前照式 CCD 的应用受到了严重的限制。为了克服前照式 CCD 量子效率低的缺点,人们又发展了背照式的成像方式^[14]。它的工作原理如图 1(b)所示,为了躲开电极的阻挡,入射光子从 CCD 的背面进入 CCD 内部并激发产生电子,光生电子在电场的作用下进入正面电荷阱,最后被转移读出。但是在背照式 CCD 中如果基片太厚,光生电子就无法迁移到正面的电荷阱中去,所以必须要把硅衬底减薄,只保留大约 10~20 μm 厚的外延层。因此这种工作方式的 CCD 也叫做薄型背照式 CCD。

薄型背照式 CCD 相机在工作时,由于硅材料对于近红外光的透过率较高,且外延层被减薄,所以入射的近红外光会在 CCD 内部多次来回反射,多次反射光束之间会发生干涉,类似于标准具里的多光束干涉,所以人们将这种现象叫做多光束干涉效应。根据多光束干涉原理^[18]可知,薄型背照式的 CCD 芯片对于近红外波段成像时由于多光束干涉效应在图像中产生的干涉条纹的分布与入射光的光谱成分和 CCD 芯片的光学厚度和等因素有关。其中由于光波长不同而产生不同的量子效率的现象叫做光谱型多光束干涉效应;由于 CCD 芯片的光学厚度的起伏而导致的量子效率的变化叫做空间型多光束干涉效应。

一般情况下,被成像物体的照明光源不是严格的单色光,所以光谱型多光束干涉效应和空间型多光束干涉效应是同时存在的。如果成像的照明光源光谱带宽比较宽,则由于各个单色光之间的多光束干涉效应叠加平均,得到的图像中不会出现多光束干涉效应导致的干涉条纹。因此只有在近似单色光的情况下才会出现比较明显的干涉条纹。在自适应光学视网膜细胞成像系统中,所使用的照明光源是 808nm 的激光,光谱半峰全宽(FWHM)为 2.8 nm,相当于准单色光照明,所以当使用薄型背照式 CCD 相机进行视网膜细胞成像时,图像中会出现明显的干涉条纹,此时的多光束干涉效应可以近似认为是空间型多光束干涉效应。如图 2 所示。

3 平场校正

CCD 像素会由于其材料特性,制作工艺,环境温度等原因出现像素间响应不一致的现象^[19]。平场校正方法就是为了消除 CCD 像素间的响应不均

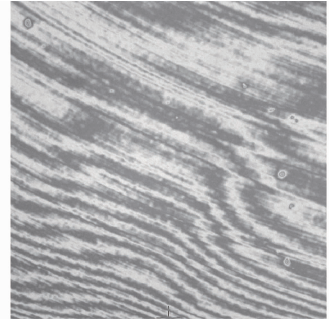


图 2 空间型多光束干涉效应

Fig. 2 Diagram of space etaloning

匀而发展起来的一种图像处理方法。

CCD 采集到的图像的强度分布信息可以表示为

$$G_i(x, y) = \eta_0(x, y)O(x, y) + G_{\text{off}}, \quad (1)$$

式中 $O(x, y)$ 为被成像物体的实际光强分布, $\eta_0(x, y)$ 为 CCD 像素的量子效率, G_{off} 是 CCD 的暗背底图像,即是在没有光入射的情况下, CCD 像素由于暗电流等噪声产生的图像; $G_i(x, y)$ 是 CCD 得到的图像的光强分布。如果 CCD 的各个像素响应均匀的话,即各个像素的 η_0 是一致的,那么 CCD 得到的图像就是被成像物体的实际光强分布再加上 CCD 的暗背底噪声。但是实际上 CCD 的各个像素间响应是不均匀的,即每个像素的 η_0 是不同的,所以最后得到的图像与真实物体的光强分布是有偏差的。为了校正这种成像缺陷,人们提出了平场校正的方法。

首先,用 CCD 采集一幅标准反射率白板(硫酸钡喷涂)图像,作为均匀反射物体的图像。在 CCD 上得到图像光强分布可以表示为

$$G_r(x, y) = \eta_0(x, y)O_r(x, y) + G_{\text{off}}, \quad (2)$$

式中 $O_r(x, y)$ 是标准反射率白板的实际光强分布,它在各个位置上的光强值都是相同的。 $G_r(x, y)$ 是在 CCD 上得到的图像的光强分布。由于各个像素的 $\eta_0(x, y)$ 不同,所以即使对均匀光场成像,在 CCD 上各个像素的信号值也不相同。将这一均匀光场的图像作为平场校正时的参考。

然后,采集 CCD 的暗背底图像,在没有光照的情况下, CCD 由于其材料特性,温度,偏置电压等原因也会有微弱信号输出,它与光照强度无关,称之为暗电流。它是 CCD 的固定花样噪声,可以通过减法去除。采集到的 CCD 暗背底图像表示为 G_{off} 。

根据(1),(2)式可得

$$\frac{O(x, y)}{O_r(x, y)} = \frac{G_i(x, y) - G_{\text{off}}}{G_r(x, y) - G_{\text{off}}}, \quad (3)$$

(3)式的左边是物体的实际光强分布与均匀光场的商,由于均匀光场各个位置的光强度都一样,所

以 $\frac{O(x,y)}{O_r(x,y)}$ 可以看作是实际物体的相对光强分布。

根据(3)式可以由 CCD 采集到的图像去除像素间响应的不均匀性,得到物体的真实光强分布。这种校正方法叫做平场校正。

薄型背照式 CCD 的多光束干涉效应导致的输出图像有严重的干涉条纹也可以看作是一种像素响应不均匀特性,所以也可以采用平场校正的方法进行校正。

由前面的分析可知,在自适应光学视网膜细胞成像实验中输出图像中的干涉条纹是由空间型多光束干涉效应造成的。其强度分布主要受到 CCD 芯片光学厚度的影响,而 CCD 芯片的光学厚度由 CCD 芯片的几何厚度和成像光束的入射角度决定。CCD 芯片的几何厚度不会发生改变,所以影响干涉条纹分布的主要是成像光束的入射角度。成像光束的入射角度与成像光学系统的参数有关。在自适应光学视网膜细胞成像系统中,人眼也是成像光学系统的一部分,所以不同的人眼所对应的光学系统的参数也不同,因此对不同的人眼视网膜进行成像时,输出图像中的干涉条纹分布也会发生变化。所以在采集平场校正参考图像时要考虑到不同人眼的个体差异,针对不同的人眼采集对应的平场参考图像,否则就无法取得良好的校正效果。

4 实验结果

4.1 纸屏模拟实验

实验室中所使用的电子倍增型 CCD 相机 (EMCCD, Andor DU897) 采用的芯片是薄型背照式 CCD 芯片,根据以上的分析,当其对近红外光成像时会由于多光束干涉效应在输出图像中产生干涉条纹。

首先使用 EMCCD 相机对 808 nm 激光照明的纸屏成像并检验平场校正消除干涉条纹的效果。由图 3(a) 可以看出所获得图像有明显的干涉条纹。根据上一节提到的平场校正的方法,首先采集相机的多幅暗背底图像,并多幅平均,作为基线噪声减除,如图 3(b) 所示;然后在同样条件下对标准反射率白板成像,得到的图像作为平场校正的参考图像,如图 3(c) 所示;最后根据(3)式对图 3(a) 进行校正,得到的图像如图 3(d) 所示,从图中可以看出,校正之后,原图像上的干涉条纹基本消除,成像质量有了明显的提高。

图 3(a) 和 (d) 中用黑框标出的区域为纸屏上的

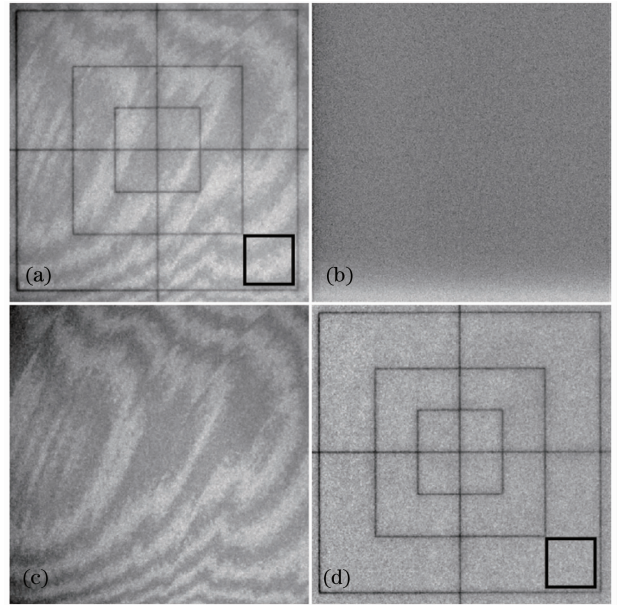


图 3 平场校正前后的纸屏图片。(a)原始图片;(b)相机暗噪声图像;(c)平场校正参考图像;(d)校正之后的图片
Fig. 3 Paper screen image before and after calibrated by flat-field method. (a) Original photo; (b) dark current noise; (c) reference image of flat-field correction; (d) image processed by flat-field correction method

均匀反射区,将平场校正前后该处的光强分别读出,比较平场校正前后图像的均匀性。图像的均匀性以图像的灰度值的峰谷值(d_{PV})和标准差(S)表示,如图 4 所示。图 4(a) 和 (b) 分别为图 3(a) 和 (d) 中方框内光强分布三维图,可见平场校正之后图像的均匀度有了明显的提高。进一步计算表明,平场校正前图像灰度值的 d_{PV} 为 0.4168, S 为 0.0598;校正之后,图像灰度值的 d_{PV} 为 0.0314, S 为 0.0039。结果表明,平场校正对于消除由多光束干涉效应导致的干涉条纹非常有效。

4.2 真实人眼实验

搭建自适应光学视网膜成像系统对视网膜细胞成像,以验证平场校正正在消除视网膜细胞图像上的干涉条纹的效果。系统光路如图 5 所示。

在激光光源前使用旋转的毛玻璃 (Diffuser) 来消除激光散斑^[10]。所使用的波前校正器为液晶波前校正器 (LC-SLM),由于 LC-SLM 只能对线偏振光的相位进行调制,在闭环液晶自适应光学系统中从眼底反射的自然光的能量会损失掉一半,而人眼安全曝光量有限且视网膜反射率很低,所以成像信噪比不够,无法满足视网膜高质量成像的要求。为了提高能量利用率,解决偏振光损失的问题实验采

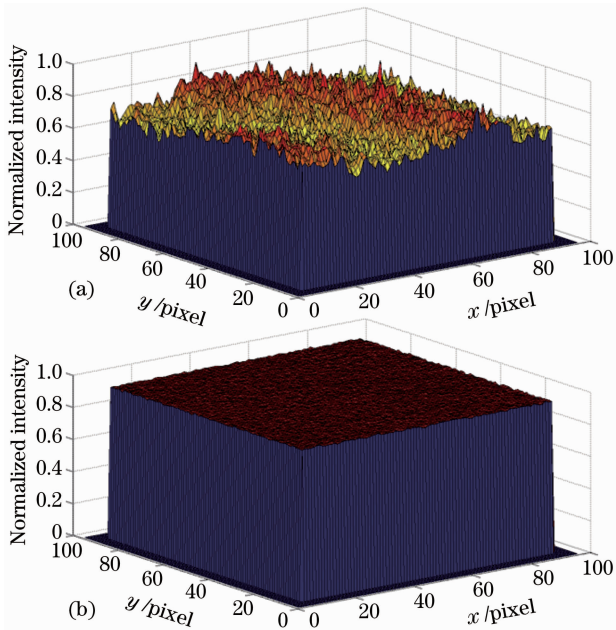


图4 纸屏均匀反射区内平场校正前后的光强分布。
(a)校正前;(b)校正后

Fig. 4 Intensity distribution on uniform reflection area of the paper screen before and after flat-field correction. (a) Before correction; (b) after correction

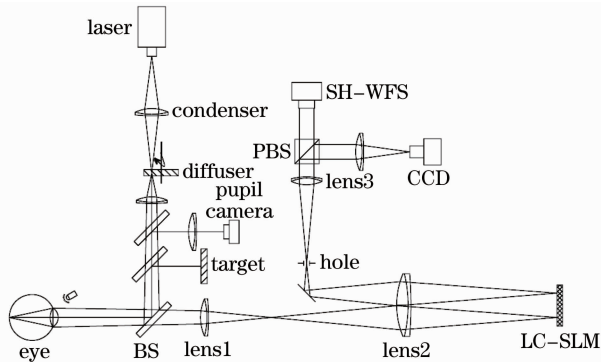


图5 人眼视网膜细胞自适应光学成像系统光路图
Fig. 5 Configuration of adaptive optics imaging system of human retina

用开环液晶自适应光学系统^[20~22]。照明光源的波长为 808 nm,在人眼角膜处的光强为 $500 \mu\text{W}$,大约是 ANSI 规定的最大允许曝光量的 $1/20$ ^[23]。照明光经过照明光学系统投射在视网膜上照明眼底,经过眼底的反射通过瞳孔出射进入探测成像系统。经过人眼的屈光介质之后,出射光束便携带了人眼的像差信息。成像光束投射到液晶波前校正器上经反射后进入成像相机和哈特曼波前探测器(SH-WFS),在成像相机和 SH-WFS 之前放置偏振分光棱镜(PBS),它将光束分成两束偏振方向互相垂直的线偏振光,偏振方向与 LC-SLM 调制方向相同的线偏振光(即能够被 LC-SLM 调制的偏振光)进入

CCD 相机成像,另外一束偏振方向与 LC-SLM 调制方向垂直的光穿过 PBS 进入 SH-WFS 并被微透镜阵列采样。由于人眼像差无偏振依赖特性^[24](各个偏振态的波前是相同的)所以直接以 SH-WFS 测得的波前残差信号作为 LC-SLM 的校正信号即可以完全补偿波前畸变。实验测得 LC-SLM 在波前调制方面具有非常好的重复性和线性,开环自适应光学系统的校正残差可达 $0.07 \sim 0.08\lambda$ ^[21]。在开环自适应光学系统中无法被校正的偏振光完全用于波前探测,而可被校正的偏振光则完全用于成像,从而避免了偏振光能量的损失,相对于闭环的液晶自适应系统,能量利用率提高了 1 倍。该自适应光学系统的工作频率为 20 Hz 可以实时校正人眼动态像差^[25,26]。

对两名志愿者 LDY(32 岁, -3D)ZXL(25 岁, -5D)进行了实验,成像时眼底照明区域约为 $500 \mu\text{m}$ 。图 6(a),(b)分别为从 CCD 上直接获取的 LDY 和 ZXL 的眼底视网膜细胞图,从图中可以看出所获得的视网膜细胞图像有很严重的干涉条纹出现,掩盖了视觉细胞的细节,需要对其进行校正。

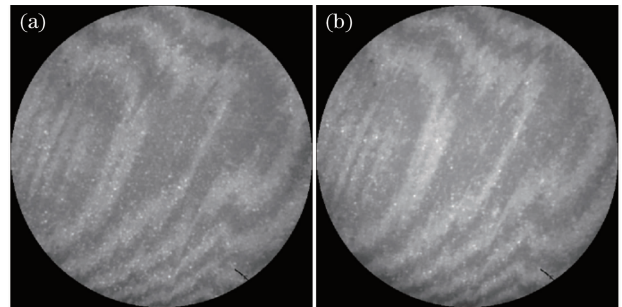


图6 未经平场校正的眼底视网膜图片。
(a) LDY;(b) ZXL

Fig. 6 Image of human retina before flat-field correction. (a) LDY; (b) ZXL

根据前面的分析可知,图像上干涉条纹的分布会随着光学系统参数的变化而改变,所以采用图 3(c)表示的标准反射率白板的图像作为平场校正的参考图像对视网膜细胞图像进行校正时实际的校正效果并不好,会在图像上残留有干涉条纹。如图 7 所示。

为了解决这一问题,提出采用未进行像差校正的眼底图像作为平场校正的参考图像。在人眼凝视视标时,眼球并不是静止不动,而是处于一种颤动状态,其颤动的平均周期为 $10 \sim 20 \text{ ms}$ ^[27]。所以当使用未进行像差补偿的眼底图像作为平场校正参考图像时,所采集的平场校正参考图像与待校正的图像

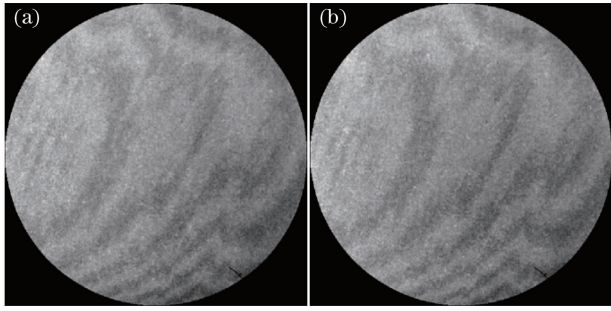


图 7 用标准反射率白板图像作为平场校正参考图像进行校正的眼底视网膜图片。(a) LDY; (b) ZXL

Fig. 7 Image of human retina after correction using the image of white balance reflectance target as reference image of flat-field correction. (a) LDY; (b) ZXL

对应的眼底视网膜的区域并不相同。但是眼底的成像区域(对于照明光学系统来讲就是照明区域)相对于光学系统的位置是不变的,即相对照明光学系统和成像光学系统而言,成像区域的位置没有发生改变,眼底视网膜的颤动只是改变了成像区域内的成像内容。对于同一人眼无论成像区域对应的是视网膜的位置发生任何改变,其对应在成像相机上的位置是不变的,而且成像的光学系统参数没有发生改变,所以图像上的干涉条纹的分布也不会发生变化。

采集未进行像差校正的眼底图像的步骤为,在对视网膜细胞进行成像时,将 LC-SLM 的校正信号强制置为 0,这样 LC-SLM 就不会对人眼像差进行校正,采集 10 幅未进行像差校正的图像叠加平均作为平场校正的参考图像,如图 8 所示。

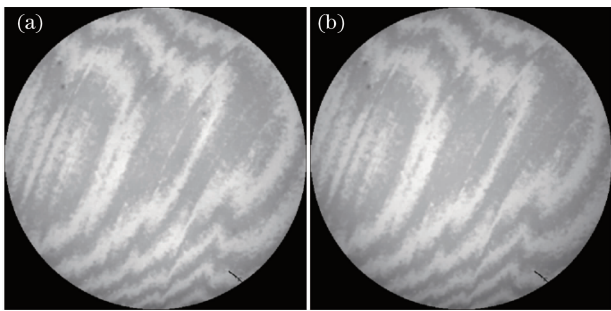


图 8 未进行像差校正的眼底图像作为平场校正参考图像。(a) LDY; (b) ZXL

Fig. 8 Retina image without AO compensation used as the reference image of flat field correction. (a) LDY; (b) ZXL

由于未对人眼像差进行补偿,图像上无法分辨出视网膜细胞的细节,此时的眼底可以看做均匀的反射物体。而且根据上面的分析可知未进行像差补偿的平场参考图像与待校正的图像上的干涉条纹分布是一致的,且由于经过的是同一光学系统成像,所

以采集平场参考图像和待校正图像时眼底光强分布也是一致的。综上可知,采集未进行像差补偿的眼底图像与像差校正后的眼底图像的条件基本相同,未校正的眼底图像可以作为平场校正的参考图像。解决了标准反射率白板作为平场校正参考图像时干涉条纹的分布与待校正的图像不一致的问题。得到平场校正的参考图像之后,根据(3)式计算得到平场校正之后的视网膜细胞图像如图 9 所示。从图中可以看出取得了良好的校正效果。

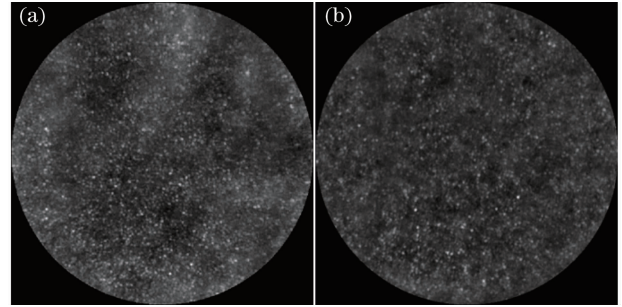


图 9 平场校正后得到的眼底视网膜图像。

(a) LDY; (b) ZXL

Fig. 9 Image of human retina after flat-field correction. (a) LDY; (b) ZXL

为了进一步评价平场校正算法对图像中的干涉条纹的校正效果,计算了平场校正前后人眼视网膜细胞图像的平均功率谱,得到的结果如图 10 所示。

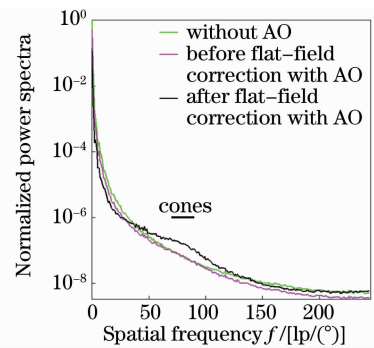


图 10 平场校正前后图像平均功率谱

Fig. 10 Radially averaged power spectra of retinal image before and after flat-field correction

功率谱以对数尺度显示并且将空间频率为 0 的功率谱归一化为 1。图中 cones 下横线表示人眼视网膜细胞的空间频率在 $70 \sim 90 \text{ lp}/(\text{°})$ 范围内^[28],从图中可以看出如果不使用平场校正算法去除图像上的干涉条纹,那么进行像差补偿和未进行像差补偿的图像的功率谱在 $70 \sim 90 \text{ lp}/(\text{°})$ 范围内基本相同,这主要是由于图像上的干涉条纹掩盖了视网膜细胞的细节,即使校正了人眼像差仍然不能清晰的分辨

出视网膜细胞。将进行像差校正之后的图像利用平场校正算法去除图像上的干涉条纹。从图中可以看出在 $70\sim 90$ lp/° 范围内图像的功率谱有了明显的提高,进一步计算可知在 $70\sim 90$ lp/° 范围内平场校正后图像的功率谱的平均值比校正之前提高了 132.1%。这说明利用本文中提出的平场校正算法可以在保持视网膜细胞的细节的前提下有效地去除图像上的干涉条纹。

5 结 论

在人眼自适应视网膜细胞高分辨率成像实验中,所使用的薄型背照式 CCD 相机在对视网膜细胞成像时,由于多光束干涉效应在输出图像中会出现干涉条纹现象,严重影响了成像质量。论述了多光束干涉效应的产生机理,并针对在自适应视网膜细胞成像中 CCD 相机的空间型多光束干涉现象,利用平场校正的方法对细胞图像中的干涉条纹进行校正。利用纸屏对平场校正的效果进行了验证,校正之后在均匀反射区内的图像均匀性提高,灰度起伏 d_{PV} 值由 0.4168 下降到 0.0314, S 值由 0.0598 下降到 0.0039。在此基础上对活体人眼进行了实验。与纸屏模拟实验不同,由于不同人眼会改变光学系统的参数,会导致不同人眼的图像上的干涉条纹的分布发生变化,因此采用标准反射率白板作为平场校正的参考图像在得到的图像中会残留有干涉条纹。为了解决这一问题,提出采用未进行像差补偿的视网膜眼底图像作为平场校正的参考图像。采用新的平场校正参考图像对图像进行校正之后,视网膜细胞图像质量得到了很大的提高,在空间频率为 $70\sim 90$ lp/° 范围内,平场校正之后图像的功率谱比校正之前提高了 132.1%。实验结果表明,平场校正方法对于校正薄型背照式 CCD 相机在自适应光学人眼视网膜高分辨率成像中图像上的干涉条纹是一种有效的方法。

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 Y. Kitaguchi, T. Fujikado, K. Bessho *et al.*. Adaptive optics fundus camera to examine localized changes in the photoreceptor layer of the fovea [J]. *Ophthalmology*, 2008, **115** (10): 1771~1777
- 3 Z. Zhong, B. L. Petrig, X. Qi *et al.*. In vivo measurement of erythrocyte velocity and retinal blood flow using adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(17): 12746~12756

- 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 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
- 7 A. Roorda, F. Romero-Borja, W. J. Donnelly *et al.*. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(9): 405~412
- 8 Cheng Shaoyun, Hu Lifa, Cao Zhaoliang *et al.*. Application of liquid crystal adaptive optics system on human eye fundus imaging with high spatial resolution[J]. *Chin. 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
- 9 F. C. Delori, K. P. Pflibsen. Spectral reflectance of the human ocular fundus[J]. *App. Opt.*, 1989, **28**(6): 1061~1077
- 10 Li Chao, Xia Mingliang, Mu Quanquan *et al.*. Laser speckle reduction in retina imaging illumination[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(12): 2245~2249
- 李 抄, 夏明亮, 穆全全等. 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
- 11 Jiang Xiaoguo, Wang Yuan, Zhang Kaizhi *et al.*. Calibration method for non-uniformity between multiple images from a high-speed multi-frame CCD camera[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(4): 531~535
- 江孝国, 王 远, 张开志等. 高速分幅成像系统中多路图像性能不一致的校正方法研究[J]. *光学学报*, 2006, **26**(4): 531~535
- 12 Topfer Karin, Dehority John. Optimized operation and offset corrections for a battery-powered wireless digital X-ray detector [C]. *SPIE*, 2009, **7258**: 725830I~725830O
- 13 Dou Changyong, Zhang Xiaodong, Doug Olsen *et al.*. Flat field correction for AgCam[J]. *Periodical of Ocean University of China*, 2010, **40**(9): 137~141
- 窦长勇, 张晓东, Doug Olsen等. AgCam 传感器平场校正[J]. *中国海洋大学学报*, 2010, **40**(9): 137~141
- 14 Lee Hyoung Koo, Kim Do Il, Kim Sung Hyeon *et al.*. An iterative method for flat-field correction of digital radiography when detector is at any position [C]. *SPIE*, 2005, **5745**: 1025~1029
- 15 Yang Junwei, Hu Zhongxiang, Shi Xiaojun *et al.*. Error analysis of on-line temperature-field measurement by infrared CCD[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(5): 1281~1284
- 杨军伟, 胡仲翔, 时小军等. 红外 CCD 在线温度场测量误差分析[J]. *光学学报*, 2009, **29**(5): 1281~1284
- 16 Song Zongxi, Zhao Baochang, Gao Wei *et al.*. Focal plane design of Chang'e-1 satellite CCD stereo-camera and laboratory radiation calibration[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(12): 3508~3514
- 宋宗玺, 赵葆常, 高 伟等. 嫦娥一号卫星 CCD 立体相机焦平面设计与辐射定标[J]. *光学学报*, 2010, **30**(12): 3508~3514
- 17 Liu Jun, Zhao Jibin, Liu Weijun *et al.*. Gene chip microarray fluorescent spots images CCD scanning and acquiring system[J]. *Chin. J. Lasers*, 2010, **37**(2): 505~509
- 刘 军, 赵吉宾, 刘伟军等. 基因芯片荧光靶点阵列图像 CCD 扫描采集系统[J]. *中国激光*, 2010, **37**(2): 505~509
- 18 Liang Zhu. Principle of Optics[M]. Beijing: Beihang University Press, 2005. 107~111
- 梁 柱. 光学原理教程[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社,

2005. 107~111
- 19 Ding Xiaohua, Li You, Yu Qifeng *et al.*. CCD noise calibration and its application in edge location[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(1): 99~104
丁晓华, 李 由, 于起峰 等. CCD 噪声标定及其在边缘定位中的应用[J]. *光学学报*, 2008, **28**(1): 99~104
- 20 C. Li, M. Xia, D. Li *et al.*. High-resolution retinal imaging through open-loop adaptive optics[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2010, **15**(4): 046009-1~046009-6
- 21 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
- 22 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
- 23 ANSI. American National Standard for the Safe Use of Lasers [S]. ANSI Z136.1-2007, Laser Institute of America, Orlando, FL (2007)
- 24 P. M. Prieto, F. V. Martin, J. 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 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
- 26 Thomas Nirmaier, Gopal Pudasaini, Josef Bille. Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(21): 2704~2716
- 27 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
- 28 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

栏目编辑: 李文喆