文章编号:0253-2239(2008)12-2245-05

用于人眼视网膜成像照明的激光消散斑技术研究

李 抄 姜宝光 夏明亮 程少园 宣 丽

(中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033)

摘要 以近红外激光(808 nm)作为人眼波前像差探测的信号光和视网膜成像的照明光,液晶空间光调制器 (LCOS)作为波前校正器,用哈特曼波前探测器探测人眼像差,构建了人眼像差自适应校正的视网膜成像系统。利用模拟眼分析了激光散斑对相机成像的影响和对哈特曼波前探测器进行像差探测的影响,同时验证了利用旋转散射体的方法消除激光散斑的可行性和有效性;用活体人眼进行了激光消散斑前后照明视网膜进行成像的对比实验,并进一步利用自适应光学技术实现了对人眼像差的动态校正和视网膜细胞的连续成像。校正后,系统波前像 差的均方根值小于 0.1λ。实验表明激光消散斑后可以同时作为人眼像差探测的信号光和视网膜成像的照明光,从 而可以进行连续自适应校正和成像。

关键词 自适应光学;视网膜成像;激光散斑;液晶空间光调制器 中图分类号 TN 249;TH 786 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20082812.2245

Laser Speckle Reduction in Retina Imaging Illumination

Li Chao Jiang Baoguang Xia Mingliang Cheng Shaoyuan Xuan Li

(Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchunilin 130033, China)

Abstract An adaptive optical system with a liquid crystal spatial modulator device as the wave-front aberration corrector for the human retina imaging was constructed. A Shack-Hartmann wave-front sensor was used to test the wave-front aberration of the eye. A near-infrared (NIR) laser (808 nm) was used as the beacon light source for measuring the wave-front and the light source for the retina imaging. A model eye was constructed to analyse the impact of the laser speckle on retina imaging on camera and wave-front measurement. The method of rotating diffuser was confirmed feasible and valid for reducing the speckle. And then, the contrast experiment that illuminates the vivo human eye by the laser with the diffuser rotating or not was carried out and the retina images with and without speckle were taken. Finally a series of images of the retina cells were obtained after the aberration of the eye was corrected. After correction the residual errors of the system aberration were less than 0.1 λ . It is testified that the laser speckle can be reduced by rotating diffuser, and the NIR laser after speckle reduction can be used as the beacon light source and the illuminating light for the retina imaging. As a result, the human eye aberration can be corrected continuously and a video of the retina can be taken.

Key words adaptive optics; retina imaging; laser speckle; liquid crystal spatial modulator

1 引 言

视网膜是人类认知世界的视觉感受器。视网膜 疾病往往导致患者视力下降,其它眼科疾病(如青 光眼等)常伴有视网膜损伤,此外,人体其它部位 的疾病(如糖尿病)也能在视网膜上反映出来,因此 视网膜的清晰观察对人体疾病的检查具有重要意 义。眼底镜早已是常用的医学检查仪器,但由于人 眼本身的像差^[1~2],用眼底镜无法达到视网膜细胞

收稿日期: 2008-04-15; 收到修改稿日期: 2008-06-30

基金项目:国家自然科学基金(60578035,60736042)和吉林省自然科学基金(20050520)资助课题。

作者简介:李 抄(1982-),男,博士研究生,主要从事基于液晶空间光调制器的自适应光学技术。

E-mail: nk_lich@hotmail.com

导师简介: 宣 丽(1959-),女,研究员,博士生导师,目前主要从事液晶光学器件及应用技术方面的研究。 E-mail: xuanli@ciomp.ac.cn 层次的高分辨观察。近几年来,自适应光学在人眼 像差校正中得到广泛应用。

自适应光学通过测量-控制-校正的反馈回路可 以实时校正光学系统的像差,该技术已成功应用于 天文观测和激光整形。1994年梁俊忠等首次将哈 特曼波前探测器引入人眼像差测量,1997 他们成 功实现了自适应光学用于活体人眼视网膜高分辨率 成像[3],此后其它科研小组也实现了自适应光学用 于人眼像差校正[4~6],并获得视网膜细胞的清晰成 像。目前,视网膜成像系统中人眼像差的探测一般 用近红外半导体激光器作为光源,视网膜成像时则 用闪光灯加滤色片的方法进行照明。因此,需要精 确控制闪光时间和成像相机的曝光时间,使两者同 步,这样可以获得单幅视网膜图像。采用近红外激 光(808 nm)对视网膜照明, 使之同时作为人眼像差 探测的信号光和视网膜成像的照明光,由于没有闪 光灯对人眼的刺激,可以实现一段时间内对视网膜 的连续成像。

用近红外激光作为照明光源,减少了所需光源 的数量;同时,由于不必再用闪光灯和滤色片,可 以大大提高光源能量利用率;此外,激光能量密度 高,光束易于整形,光强通过驱动电源可以精确控 制。但由于激光相干性很强,存在严重的散斑 场^[77],激光散斑对成像效果影响非常严重,能将物 体的微细结构完全掩盖住,而且散斑对人眼波前像 差的探测也有严重影响^[8~10]。激光诞生不久,人们 便发现散斑场的存在,并尝试多种消散斑的方 法^[11~15]。我们采用旋转毛玻璃的办法,利用模拟 眼验证近红外激光消散斑用于视网膜高分辨率成像 的可行性,再用活体人眼进行实验,初步实现对人 眼视网膜的连续成像。

2 激光散斑理论和消除方法

激光散斑是一种干涉现象。激光照射粗糙表面 时,表面上每点都可以看作子波源,产生散射光, 由于激光的强相干性,众多子波源的散射光之间仍 存在相干性。因此,它们在空间某点相遇时,将会 发生相长干涉或相消干涉,从而出现无规则分布的 亮暗散斑纹。激光散斑,可分为自由空间散斑(菲 涅耳散斑)和像面散斑(夫琅和费散斑),激光用于 成像照明时产生的散斑即像面散斑。像面散斑的平 均横向尺寸主要由成像系统的像方孔径角决定:

$$\delta_x = \frac{1.22\lambda}{(2\sin\alpha)} \approx \frac{1.22\lambda l'}{D},\tag{1}$$

其中 l'为像面到出瞳距离,D为出瞳直径。可见像 面散斑横向尺寸与系统的衍射极限相当,因此对成 像质量有严重影响。

散斑是由激光的强相干性引起的,可以通过降低激光的时间或空间相干性来抑制,对此不少科研工作者曾提出很多方法^[10~14],如用不同波长光照明,用单光纤或多光纤束照明,利用反馈或振动的色散体扩展激光谱宽,用运动的散射体或移动孔径法等。实验中,采用旋转毛玻璃的方法即通过运动的散射体来抑制散斑,这种方法成本低廉且操作方便。图1为用不同光强对毛玻璃不同点进行透射率测量的实验结果,结果表明毛玻璃对光能的平均散射损失只有25%左右,且不同点间透射率的最大相对偏差小于10%,从其对光能的散射损失和透射率均一性方面都可以满足照明要求。



图 1 毛玻璃光强透射曲线

Fig. 1 Transmission curve of the milk glass

系统光路如图 2 所示。激光由光纤耦合输出, 经透镜在毛玻璃上聚焦,聚集光斑被散射后大部分 能量仍按原方向向前传播,因此毛玻璃上的激光亮 斑最终成为照明光源。通过调整光纤和光纤前透镜 的位置,可以控制毛玻璃上光斑的大小,进一步控 制照明区域的大小。模型眼由短焦透镜(焦距



图 2 人眼视网膜自适应成像系统结构图 Fig. 2 Schematic of the adaptive optics for human eye retina imaging

20 mm, 口径 7 mm)和反射体(分辨率板)构成; 像 差校正部分所用的波前校正器是由美国 BNS 公司 生产的液晶空间光调制器(LCOS),液晶分子平行 取向, 有效区域 7.68 mm × 7.68 mm, 像素数 512×512,单个像素尺寸 15 μm×15 μm^[16,17];波前 探测采用的是哈特曼波前探测器。

移动散射体消散斑时, 散斑引入的图像噪声的 信噪比可按(2)式计算[14]:

 $R_{\scriptscriptstyle
m SN}=N^{\scriptscriptstyle 1/2}$ $N = L/\delta_r = vT/\delta_r$ (2)其中v为散射体移动速度,T为成像积分时间即成 像相机曝光时间。实验中采用毛玻璃的有效直径为 30 mm,成像相机前的透镜焦距为100 mm,该处光 束直径为3 mm,成像相机曝光时间为10 ms。将 参数代入(1)式和(2)式得到,当毛玻璃转速大于10 r/s时, 散斑引入噪声的信噪比将大于18。

实验结果 3

通过模型眼验证了旋转毛玻璃消除激光散斑的 可行性和有效性。在视网膜位置放分辨率板,通过 调整分辨率板在成像相机上得到分辨率板中心处的 图像,如图3所示,分辨率板第7组线条的周期数 如表1所示。从图3中可以明显看出,消散斑后, 分辨率板最小的一组也可以清晰分辨,成像质量接 近系统的衍射极限(对比度为 0.1 时,系统的物方 极限分辨率为 2.0 µm)。图 3 中方框标出区域为分 辨率板上一均匀反射区,将消散斑前后该处的光强 分别读出,可比较消散斑前后的光照均匀性。光照 均匀性以相机采集到的光信号的峰谷值(PV)和标 准偏差(S)表示,如图4所示。图4为以光强为纵轴 表示的图 3 中方框内光强分布三维图,可见旋转毛 玻璃后光照均匀性大大提高,进一步计算表明,消散 斑前光照峰谷值为144(最大值175,以像素灰度值为 单位),标准偏差值为464.87;消散斑后光照峰谷值 为 21(最大值 163),标准偏差值为 27.15。实验表明



(a) milk glass static

图 3 分辨率板图像 Fig. 3 Target plate images

旋转毛玻璃对抑制散斑场非常有效。



图 4 图 3 中方框区域内消散斑前(a)后(b)光强分布 Fig. 4 Illumination uniformity with (a) and without (b) speckle 表1 分辨率板的线条空间周期 Table. 1 Resolution value of resolution test pattern

Elements No.	7.1	7.2	7.3	7.4	7.5	7.6
Resolution value/	128	143	161	181	203	228
(cycle/mm)						

同时,用哈特曼波前探测器,对毛玻璃旋转前 后的波前进行采样,如图5所示。从图5中局部像 素放大图可以明显看出, 散斑使哈特曼波前探测器 中每个微透镜后光强分布散乱,而正常情况下每个 微透镜后光强近似呈高斯分布,图6为散斑消除前 后测得的系统波前差的泽尼克系数值(泽尼克项取 到5阶,平移项不计算在内),激光散斑使拟合的波 前高阶像差无规律增大,因此激光散斑的存在对波 前像差测量也存在严重影响。



speekle reduction speekle reduction

图 5 哈特曼波前探测器上的光强分布 Fig. 5 Light spot diagram on the wave-front sensor





用活体人眼进行激光消散斑用于成像照明的对比 实验。实验中激光进行连续照明,入射到人眼的光强 50 μW,是激光对人眼损伤安全极限的几十分之一,成 像相机曝光时间为 30 ms。由于所用激光为 808 nm 的 近红外光,人眼不敏感,所以即使在 50 μW 的光照强 度下,无需散瞳人眼瞳孔就能达到 6 mm 大小。



(a) static milk glass

(b) milk glass rotating

图 7 视网膜中心凹向左 7 度视场处的血管图像 Fig. 7 Images of the vessel at the left 7° field of fovea

图 7 为在中心凹向左 7°视场位置的视网膜上的 血管图,通过对比可以明显看出散斑的存在,但散 斑对直径约 30 μm 的粗血管的成像影响相对较小。 图 8 为视网膜中心凹处的细胞图像,对比图 8(a)和 图 8(c),可见激光散斑尺寸刚好与视网膜细胞尺寸 相当,旋转毛玻璃使照明均匀,对抑制散斑效果明 显。但由于人眼本身的像差,使所得图像无法分辨 出细胞轮廓,经过自适应对人眼像差校正后得到视 网膜细胞图像。图 8(c)和图 8(d)为在一次校正成 像过程所得的多幅连续图像中截取的两幅。图9给 出了校正前系统(人眼像差及光路引入像差)波前像 差的泽尼克系数和校正后连续3s采集的系统像差 泽尼克系数,由于倾斜对成像质量无影响,故在波 前探测和闭环校正中去掉前两项倾斜项,校正前系 统波前像差的均方根值为1.235λ,校正后连续3s测 得的波前像差的均方根值分别为 0.152 λ、0.097 λ、 0.098 λ_{0}



图 8 视网膜中心凹处的细胞图像 Fig. 8 Images of the cells at fovea



图 9 自适应校正前后活体人眼的波前像差的泽尼克系数 Fig. 9 Zernike coefficient of the vivo eye aberration before and after adaptive correction

4 结 论

提出了在人眼视网膜自适应成像中用近红外激 光进行照明,使之同时作为眼像差探测的信号光和 视网膜成像的照明光。利用模拟眼分析了激光散斑 对波前探测和成像效果的影响,并利用旋转散射体 的办法有效抑制散斑,得到了接近衍射极限的分辨 率板的清晰图像;对活体人眼进行了消散斑的对比 实验,消除散斑并且以空间光调制为波前校正器补 充人眼像差后得到了视网膜细胞图像。相比闪光灯 照明方法,这种方法不仅可以减少所需光源数量, 简化系统控制难度,而且能实现对视网膜的连续动 态观察。但由于目前所采用的成像相机对 808 nm 光的量子效率只有 20 %,读出噪声较大,而且眼 睛前表面的反射光没有得到充分滤除,所以视网膜 细胞图像清晰度不够高,有待于进一步完善。

参考文献

- Fang Lihua, Wang Zhaoqi, Wang Wei *et al.*. Influence of wavefront aberration of single Zernike modes on optical quality of human eyes[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11):1721~1726 方利华, 王肇圻, 王 伟等. 泽尼克各项像差对人眼光学质量 的影响[J]. 光学学报, 2006, **26**(11):1721~1726
- Xue Lixia, Rao Xuejun, Wang Cheng *et al.*. Higher-order aberrations correction and vision analysis system for human eye [J]. Acta Optica Sinica, 2007, 27(5): 893~897 薛丽霞, 饶学军, 王 成等. 人眼高阶像差校正和视觉分析系统
- [J]. 光学学报, 2007, **27**(5): 893~897
- 3 Jiang Wenhan. Progresses on adaptive optics techniques
 [J]. Opto Electronic Engineering, 1992, 19(4): 50~60
 姜文汉. 自适应光学技术进展[J]. 光电エ程, 1992, 19(04): 50~60
- 4 M. Glanc, E. Gendron, F. Lacombe *et al.*. Towards wide-field retinal imaging with adaptive optics[J]. *Opt. Commun.*, 2004, **230**: 225~238
- 5 Fernandez E. j., Iglesias I., Artal P. *et al.*. Closed-loop adaptive optics in the human eye[J]. *Opt. Lett.*, 2001, 26(10): 746~748

- 6 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
- 7 Hitoshi Fujii, Naoki Konishi, Min-Chul Lee. Blood flow analyses with laser speckle flowgraphy [J]. Chin. Opt. Lett., 2007, 5 (s1): 235~236
- 8 Hu Xinqi, Yu Xin, Zhao Dazun. Influence of scene structure and noise on precision of correlating hartmann-shack wavefront sensing[J]. Acta Optica Sinica, 2007, **27**(8): 1414~1418 胡新奇, 俞 信,赵达尊.目标图像结构和噪声对相关哈特曼-夏克波前传感精度的影响[J]. 光学学报, 2007, **27**(8): 1414~1418
- 9 Liu Dan, Huang Huijie, Ren Bingqiang. Scanning Hartmann test method and its application to lens aberration measurement [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2006, 4(12): 725~728
- 10 Li Jun, Chen Haiqing, Ren Wenxin *et al.*. Improvement of the robustness of Hartmann wavefront sensor by using Zernike moment[J]. *Chin. J. Lasers*, 2006, **33**(8): 1033~1037
 李 俊,陈海清,任温馨等. Zernike 矩提高哈特曼波前传感器的鲁棒性[J]. 中国激光, 2006, **33**(8): 1033~1037
- 11 Nicholas George , Atul Jain. Speckle reduction using multiple tones of illumination[J]. Appl. Opt., 1973, 12(6): 1202~1212
- 12 B. Dingel, S. Kawata. Speckle-free image in a laser-diode microscope by using the optical feedback effect[J]. Opt. Lett., 1993, 18(7): 549~551
- 13 Caesar Saloma, Satoshi Kawata. Laser-diode microscope that generates weakly speckled images[J]. Opt. Lett., 1990, 15(4): 203~205
- 14 S. Lowenthal, D. Joyeux. Speckle removal by a slowly moving diffuser associated with a motionless diffuser[J]. J. Opt. Soc. Am., 1971, 61(7): 847~851
- 15 Lingli Wang, Theo Tschudi. Speckle reduction in laser projection systems by diffractive optical elements[J]. Appl. Opt., 1998, 37(10): 1770~1775
- 16 Q. Mu, Z. Cao, L. Hu et a.. Adaptive optics imaging system based on a high-resolution liquid crystal on silicon device [J]. Opt. Express., 2006, 14(18): 8013~8018
- 17 Ye Biqing, Chen Jun, Norihiro Fukuchi *et al.*. Characteristics of liquid crystal spatial light modulator at oblique incidence [J]. *Chin. J. Lasers*, 2007, **34**(3): 374~378
 叶必卿,陈 军,福智昇央等. 液晶空间光调制器的斜入射特性[J]. 中国激光, 2007, **34**(3): 374~378