

新型大视场消杂光眼底相机光学系统的设计

杨加强 程德文 王庆丰 王涌天

(北京理工大学光电学院, 北京 100081)

摘要 设计了一款大视场、免散瞳便携式眼底相机。综合考虑接目物镜被成像和照明系统共用、人眼的像差和视度差异等因素,采用 16 重结构进行优化设计。设计结果的视场角达 60° ,分辨率为 200 万像素,对 $-8\text{ D}\sim+10\text{ D}$ ($1\text{ D}=1\text{ m}^{-1}$)的人眼普遍适用,在 120 lp/mm 处各视场的调制传递函数(MTF)均大于 0.2,畸变小于 5%。为消除角膜反射产生的严重杂散光,提出采用 LED 环形光源改进传统科勒式照明光路,不仅保证眼底照明均匀,而且大大提高了系统的光能利用率,降低了光学系统的复杂程度。为了解决传统系统中接目物镜杂散光无法消除的难题,提出采用偏振分光棱镜代替系统中的分光镜,同时在接目物镜前端加入 $\lambda/4$ 波片,消除了 99.5% 以上的由接目物镜反射产生的杂光。

关键词 光学设计;眼底相机;消杂光设计;偏振分光棱镜;环形光源

中图分类号 TH744 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.1122002

Design of a Novel Wide View-Field Angle and Anti-Stray-Light Fundus Camera

Yang Jiaqiang Cheng Dewen Wang Qingfeng Wang Yongtian

(School of Optoelectronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

Abstract A novel portable free-dilated fundus cameras with large field of view (FOV) is designed. By taking consideration of human eye's aberration and vergence, as well as the sharing of the eye-piece objective lens between the illumination system and the imaging system, a lens system with 16 configurations is set up for optimization. As a result, an FOV of 60° and 2 mega pixels resolution have been achieved. The camera can be adapted to eyes in which vergence ranges from -8 D to $+10\text{ D}$; the modulation transfer function (MTF) values of all fields are higher than 0.2 at 120 lp/mm with distortion less than 5%. In order to eliminate the stray light reflected by cornea, ring-shaped LED light source is used to replace traditional Kohler illumination system. The method not only ensures illumination uniformity on fundus, but also greatly improves illumination efficiency and dramatically simplifies the system. A polarizing beam splitter (PBS) and a quarter-wave retarder are used to replace the traditional beam splitter and the black dot board for the first time to shield the stray light. 99.5% of the stray light caused by the eye-piece objective lenses is eliminated.

Key words optical design; fundus camera; anti-stray-light design; polarizing beam splitter; annular light source

OCIS codes 040.1490; 220.3620

1 引 言

人眼视网膜上分布的毛细血管,是人体内唯一能够直接观测到的小动脉、小静脉^[1]。对人眼底血管的检测,是早期诊断眼疾病的重要依据,例如,糖尿病性视网膜病变是糖尿病患者致盲的主要原因,已经成为患者致盲的四大病变之一^[2~4]。但糖尿病

性视网膜病变有可能病发数年而不出现明显的视网膜病变,因此,在患者出现明显视力障碍之前,提早进行视网膜筛查,是及时发现病变、及时治疗的唯一有效途径。此外,像冠心病、高血压等疾病,也可以通过进行早期的视网膜筛查,及早发现、进行及时治疗。眼底照相机是用于对视网膜进行成像的重要眼

收稿日期: 2012-04-19; **收到修改稿日期**: 2012-06-19

基金项目: 国家 973 计划(2011CB706701)和国家自然科学基金(61178038)资助课题。

作者简介: 杨加强(1988—),男,硕士研究生,主要从事成像光学系统设计和光机集成分析等方面的研究。

E-mail: jiaqiang1988-2006@163.com

导师简介: 程德文(1982—),男,博士,副教授,主要从事新型光学系统设计、光学 CAD/CAE 和 3D 成像显示技术等方面的研究。E-mail: cdwlxk@bit.edu.cn(通信联系人)

科设备,是医生进行视网膜检查的重要手段。因此,眼底相机是现代医学中必不可少的眼科器材。

从1925年德国蔡司公司研制的第一台眼底相机开始^[5],大部分眼底相机的成像和照明系统共用接目物镜,以及采用共轴照明光路^[6,7]。眼底相机光学系统设计的一个关键因素是消除角膜和接目物镜反射产生的杂散光。由于视网膜的反射率非常微弱,远远低于角膜和接目物镜的反射率,如果不采取抑制杂光措施,眼底在CCD上所成的图像会被淹没在杂散光中。为了消除角膜反射的影响,照明系统必须将光源在角膜上照射成环形光斑。传统设计方法在科勒照明系统中加入环形挡光板^[8],大幅降低了系统的光能量利用率。本文采用环形光源,直接将其成像在角膜处得到环形光斑,既简化了照明系统,又提高了光能利用率。为了消除接目物镜产生的杂散光,常规方法是在照明系统中加入黑点板^[5]。黑点板的使用增加了系统计算和结构的复杂程度。本文提出了采用偏振分光镜(PBS)和 $\lambda/4$ 波片结合的方法消除接目物镜产生的杂散光。

在传统设计方法中,成像系统和照明系统的设计一般分开进行,容易造成因照明效果达不到要求而导致设计过程反复。为此,本文采用一体化设计的方法,将照明和成像系统作为整体同步优化,充分发挥接目物镜的像差校正能力,保证最终设计更合理。同时,本论文的眼底相机采用了 60° 的大视场角设计,可以观测更大范围的眼底图像。

2 系统优化设计

2.1 设计难点和设计指标

2.1.1 设计难点

眼底相机主要由成像系统和照明系统组成。在对眼底相机的设计中,主要存在以下设计难点:

1) 成像系统和照明系统共用一组接目物镜,需要进行共光路设计;

2) 消杂光设计是眼底相机设计的另一难点,角膜反射和接目物镜反射产生的杂散光对系统成像质量影响很大,甚至比眼底反射回来的光要强数倍;

3) 眼底相机需要满足对不同视度人眼普遍适用,观瞄和成像系统还需要具有一定的调焦能力。

2.1.2 设计要求

在正常情况下,人眼的瞳孔直径为 $2\sim 8$ mm,眼底相机必须保证在此条件下工作。为保证能获得清晰的眼底图像,在成像系统中选用的CCD像素数为200万,成像系统的调制传递函数(MTF)值必须在 120 lp/mm处大于 0.2 。为了保证能对眼底更大范围内清晰成像,选取系统视场角为 60° 。为了保证眼底图像不失真,要求畸变值不超过 5% 。此外,照明系统必须保证能对眼底进行充分、均匀的照明,照明系统的照明均匀度必须大于 90% 。

2.2 成像系统设计

成像系统由接目物镜和成像物镜两部分组成。由于接目物镜为成像系统和照明系统共用,同时要保证对不同视度人眼的调焦能力,要求接目物镜所成中间像的像差,尤其是畸变要足够小。为满足上述要求,在设计过程中利用软件CODE V的多重结构功能对不同视度的人眼模型和接目物镜共设置16重结构(可见和近红外波段各8重结构),进行同步优化设计。选取成像系统的初始结构如图1所示。成像系统的接目物镜由4片透镜组成,成像物镜由6片透镜组成。图2为在可见光和近红外波段下成像系统对正常人眼的MTF曲线。图2中,在 120 lp处,可见光和近红外波段下的MTF值均低于 0.2 ,此外在其他光屈度时的MTF值均低于对正常人眼的MTF值,成像系统不能满足与 200 万像素 $1/2$ inch(1 inch= 0.0254 m)的CCD配合使用的要求。因此需要对成像系统的设计进行修改。

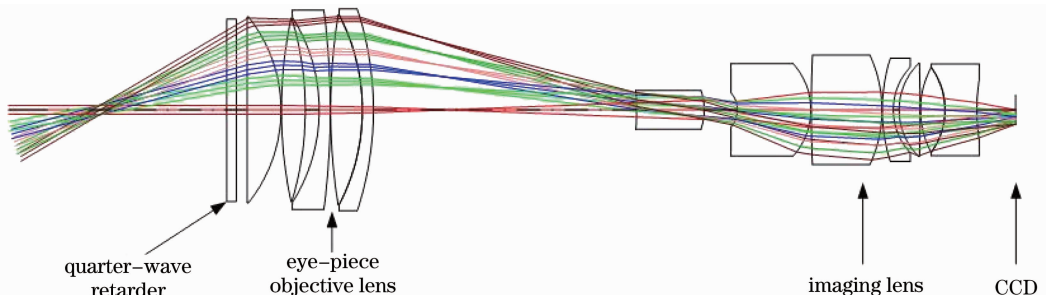


图1 成像系统初始结构光路图

Fig. 1 Initial structure optical path of the imaging system

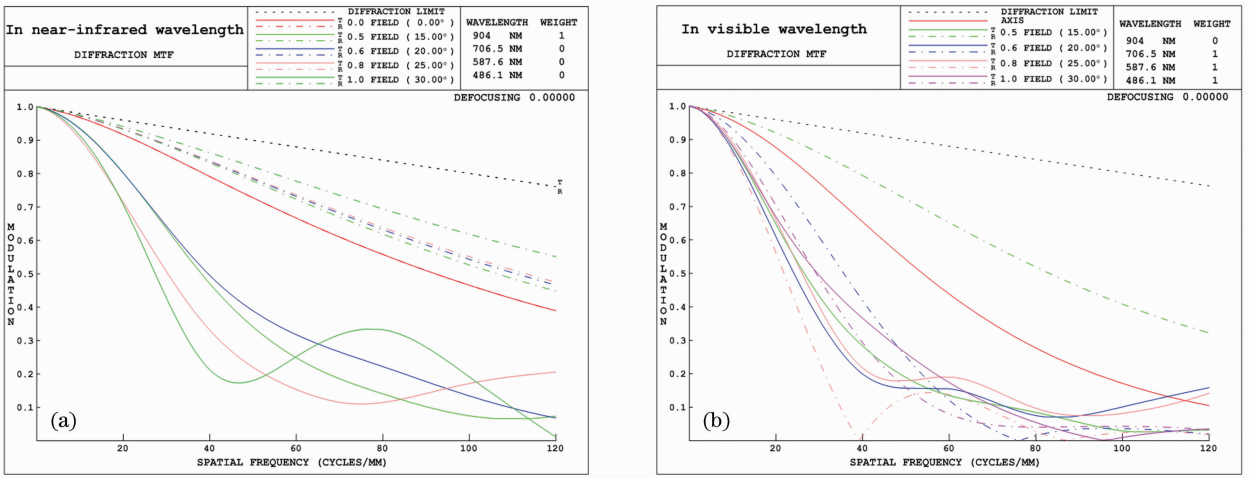


图2 (a)可见光和(b)近红外波段下成像系统对正常人眼的MTF曲线

Fig. 2 MTF curves of imaging system for normal eyes in (a) visible and (b) near-infrared wavelength

利用光学设计软件 CODE V 对成像系统进行优化设计。设计过程中综合考虑了成像系统的畸变、色差等各种像差,最终优化得到了如图3所示的

成像系统。相比于初始结构,该系统在接目物镜和成像物镜各减少一片透镜,并且系统的MTF曲线在可见光和近红外波段都有了很大的提高。

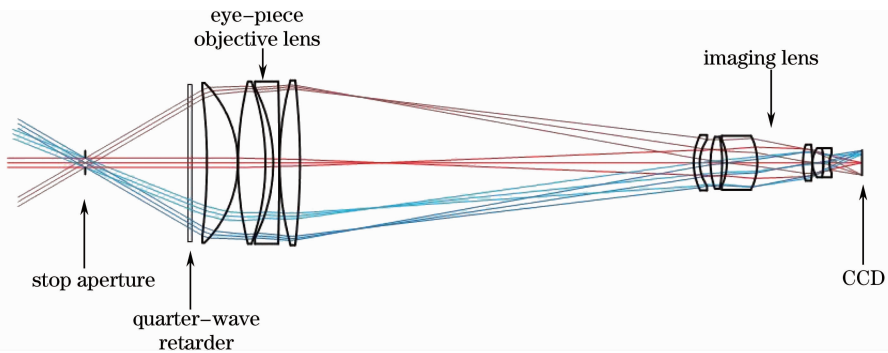


图3 眼底相机的成像光路示意图

Fig. 3 Layout of the imaging system of fundus camera

图4为在可见光波段下成像系统对于正常人眼的MTF曲线和畸变曲线。成像系统各个视场在120 lp/mm处的MTF值均大于0.2,满足成像系统中使用200万像素1/2 inch的CCD的要求。同时成像系统的畸变在全视场范围内均不超过5%,保证了最终获得的眼底图像不失真。

证对人眼-8 D~+10 D(1 D=1 m⁻¹)范围内清晰成像。为了满足观察瞄准系统和摄影系统的成像要求,系统还要对可见和近红外波段清晰成像。本文所述成像系统在近红外和可见光波段下,对不同视度人眼的MTF曲线如图6所示。

接目物镜的MTF曲线和畸变如图5所示。从图5中可以看出,在成像系统±7°视场范围内,由接目物镜所成中间像的MTF曲线非常接近衍射极限。接目物镜的像差得到了有效的校正,并且中间像在相同范围内的畸变值不超过0.5%,满足系统设计的要求。

图6给出在120 lp/mm处子午方向各个视场的MTF值随人眼视度的变化曲线。在弧矢方向以及小于120 lp/mm的各线对处,MTF值均好于图中的结果。由图6可以看出在-8 D~+10 D的范围内,各点的MTF值均能大于0.2,并且各点在120 lp/mm处的MTF值变化不大,满足成像系统对于视度在-8 D~+10 D的人眼均清晰成像的设计要求。

此外,通过调节CCD对系统进行调焦,能够保

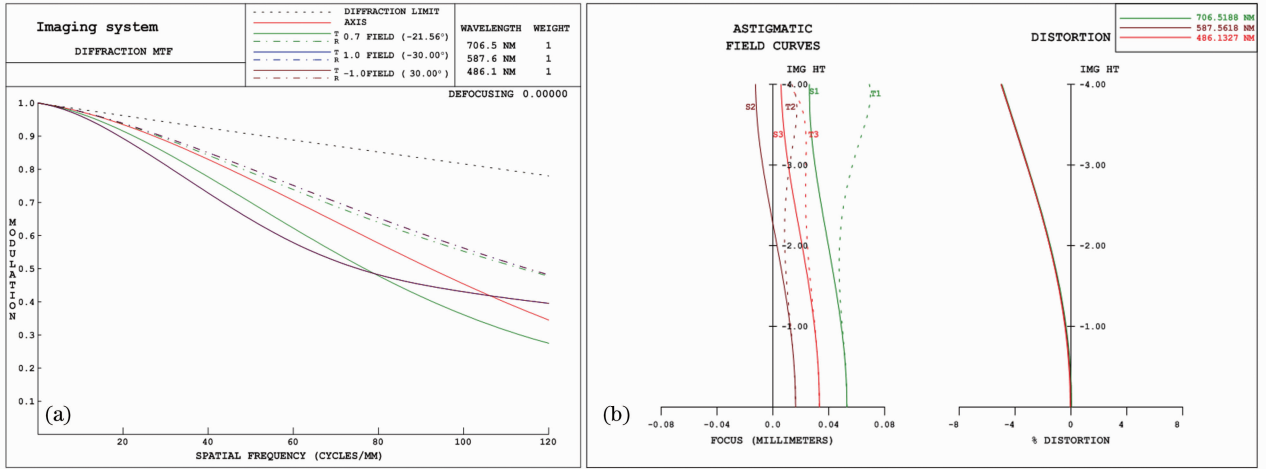


图 4 成像系统的(a)MTF 曲线和(b)畸变图
Fig. 4 (a) MTF Curves and (b) distortion of the imaging system

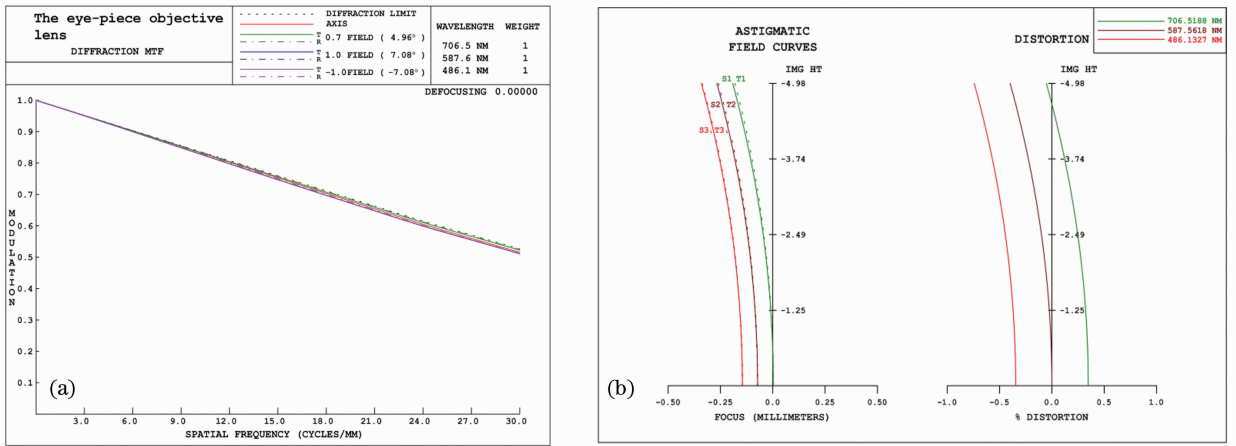


图 5 接目物镜的(a) MTF 曲线和(b)畸变图
Fig. 5 (a) MTF curves and (b) distortion of the eye-piece objective lens

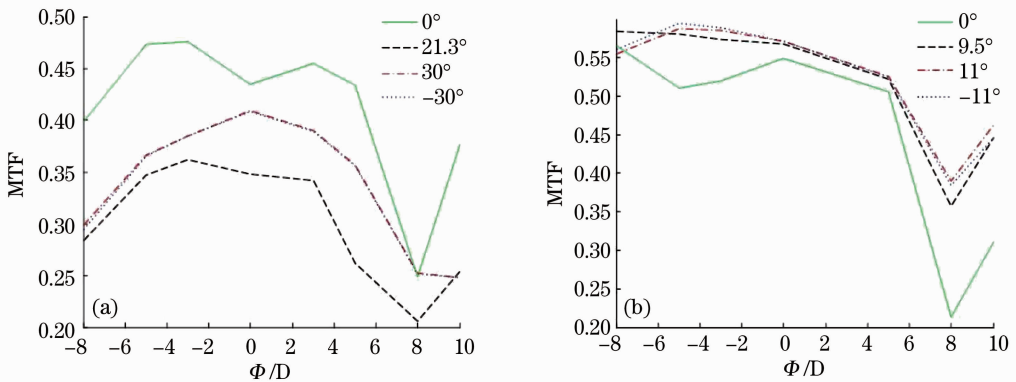


图 6 (a)可见光和(b)近红外波段下 120 线对处的 MTF 值随人眼光焦度的变化曲线

Fig. 6 MTF curves with different diopter Φ in 120 lp/mm in (a) visible and (b) near-infrared wavelength

2.3 照明系统设计

照明系统采用共轴照明方式对人眼进行照明。

人眼本身不发光,需要加入外部光源将眼底照亮,并由成像系统接收眼底的反射光。由于人眼角膜的反

射很强,产生的杂散光对系统成像影响比较严重,因此需要在眼瞳处形成一个环形光斑对眼底进行照明,以降低眼角膜的反射^[8]。本文提出利用近红外和白光闪光 LED 交替排列成环形光源,通过照明系统的匀光镜和接目物镜将光源直接成像在眼瞳处,以得到尺寸合适的环形光斑。具体设计光路如图 7

所示。图 7 中,白光 LED 作为系统的闪光灯,用于对眼底图像进行拍照;近红外 LED 用于对眼底图像进行实时观察。白光闪光 LED 和近红外 LED 均匀排列成一个圆环,有利于照明系统对眼底进行均匀充分的照明。

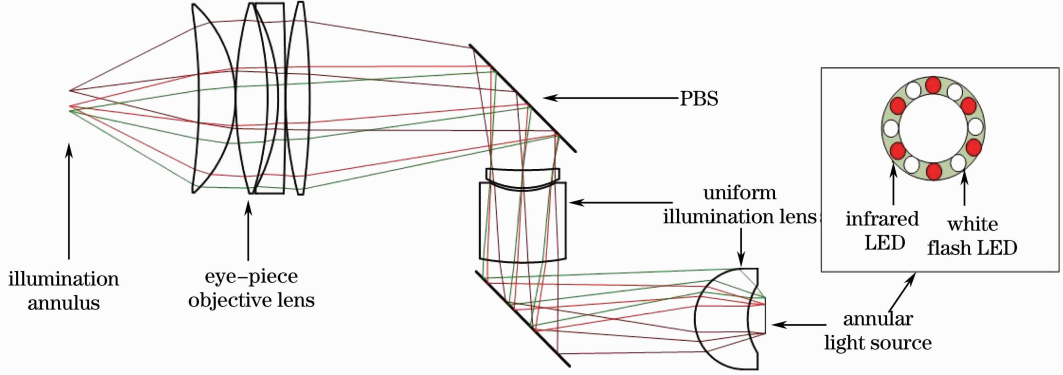


图 7 照明系统结构示意图

Fig. 7 Layout of the illumination system

2.4 系统消杂光设计

通过控制照明光斑在眼瞳处的尺寸,可以降低角膜反射对系统的影响。此外,由于照明系统和成像系统共用一组接目物镜,接目物镜的杂散光也是严重影响系统成像质量的杂光之一。目前存在的眼底相机中,大多数采用在照明系统的合适位置设置黑点板的方法来消除接目物镜的杂散光,系统计算复杂。

采用新的方法消除接目物镜的杂散光。在接目物镜与成像物镜之间加入偏振分光棱镜代替半反透镜,并在接目物镜与眼睛之间加入 $\lambda/4$ 波片。由光源发出的光线经过偏振分光棱镜后,垂直分量的线偏振光反射后依次经过接目物镜、 $\lambda/4$ 波片然后进入眼睛。由眼底反射回来的光再经过 $\lambda/4$ 波片和接目物镜后经偏振分光棱镜透射到成像物镜。由于经过偏振分光棱镜反射的线偏振光相位只有改变 π ^[9] 才能透射,因此应用此方法只能透过由眼底反射回来的光线,从而消除了接目物镜的杂散光。

3 光路追迹结果与分析

3.1 设计实例

选取照明系统和成像系统共用一组接目物镜的共轴照明结构形式^[10],利用光学设计软件 CODE V 对系统进行优化。系统参数如表 1 所示。

表 1 设计实例的系统参数表

Table 1 System parameters of the designed example

Eye model	Liou-Brennan eye model
Entrance pupil diameter	3 mm
View-field angle	60°
Light-source diameter	Inner 8 mm, outer 12 mm
Illumination-annulus diameter	Inner 3 mm, outer 6 mm

3.2 照明均匀性模拟

利用 LightTools 软件对照明系统进行模拟仿真,并进行照明效果分析。设置光源功率 100 W,光源发散角 30°,追迹光线 1×10^7 条。图 8 为得到的照明效果图。图 8(a)为在眼睛角膜处得到的环形光斑照明效果图,光斑内径 3 mm,外径 6 mm;图 8(b)为得到的在视网膜上的照明效果图。照明系统能够对眼底直径 20 mm 的区域内照明;图 8(c)为眼底的照明能量分布图。

图 8(c)所示的照度分布曲线图中, ± 4.47 mm 对应眼底 $30^\circ (\pm 15^\circ)$ 范围内的照明区域,中心点的功率密度 P_{center} 最高,为 0.01286 W/mm^2 , 30° 照明区域内 85% 位置上的功率密度 $P_{85\%}$ 为 0.01166 W/mm^2 ,最大功率 P_{max} 为 0.01286 W/mm^2 。定义照明均匀度 U 为^[11]

$$U = 1 - \frac{P_{center} - P_{85\%}}{P_{max}} \times 100\% \quad (1)$$

设计的照明系统对眼底 30° 范围内照明的均匀度达到 90.7%,满足照明系统要求。

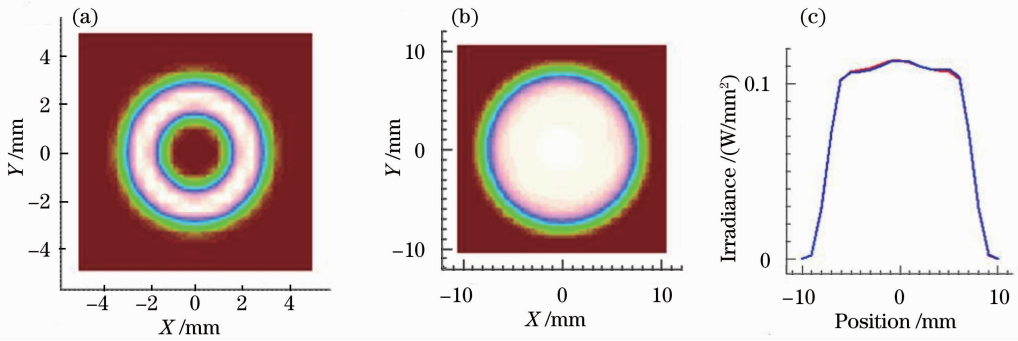


图 8 眼底照明均匀性仿真效果图。(a)眼角膜处环形光斑照明效果；(b)视网膜上照明效果；(c)眼底照明能量分布图
Fig. 8 Simulation of illumination uniformity in fundus. (a) Illumination annulus at the pupil of the eye; (b) illumination spot at fundus; (c) energy distribution curve at fundus

3.3 消杂光分析与抑制

利用 LightTools 软件进行照明系统模拟仿真,其结构如图 9 所示。设置光源发散角 30° ,功率 100 W,角膜反射率 4%,其余表面反射率 1%,使用 PBS 进行分析时,设定 PBS 的 p 光透射率 97%,s 光反射率 100%,采用半反透镜代替 PBS 分析时,设定半反透镜反射率 50%,透射率 48.5%,各自追迹 1×10^7 条光线,表 2 列出了详细分析结果。在不引入任何消杂光措施的情况下,CCD 像面接收到的功率为 1.6618 W,其

中由视网膜反射的功率为 1.1289 W,其他各面产生的杂光为 0.5329 W,加入 PBS 后由视网膜反射的功率为 1.1289 W,杂光为 0.03472 W,杂光尽占总量的 3% 甚至更低。对于接目物镜产生的杂散光影响,通过加入 PBS 和 $\lambda/4$ 波片,消除了 99.5% 以上的杂光;对角膜产生的杂光,在使用环形光源的情况下,加入 PBS 能够抑制 92% 以上的剩余杂光,由此可见,系统中的杂光得到了很好的抑制。

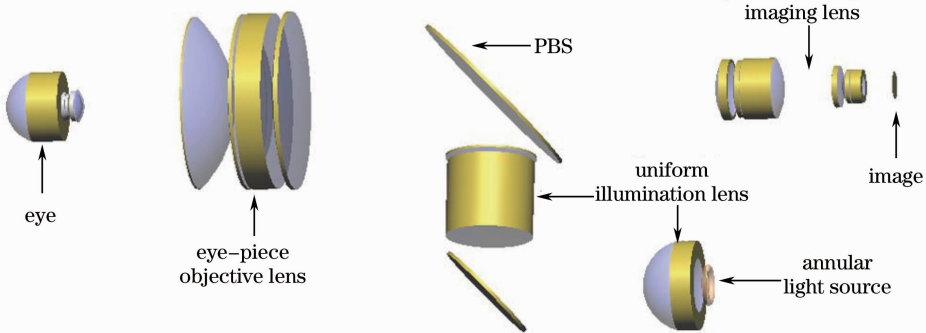


图 9 LightTools 中眼底相机的三维结构图

Fig. 9 3D structure of fundus camera in LightTools

从表 2 可以看出,加入 PBS 后角膜反射光得到了很大程度上的抑制,但由视网膜反射的能量并未改变。角膜反射受到抑制的原因在于若保持 PBS 透射轴的旋转角相对于 $\lambda/4$ 波片的快轴为 0° 时,由 PBS 反射产生的线偏振光,经过角膜反射和两次 $\lambda/4$ 波片的透射后仍为线偏振光,且振动方向不变,因此不能经 PBS 透射,从而达到抑制角膜反射光的效果。对于视网膜反射未受到抑制的现象,经在 LightTools 软件中对多种眼模型进行大量验证实验后可知,入射到眼睛的线偏振光,在眼睛内进行多次的散射和反射后,出射光偏振态接近自然光。因此系统中无论是否加入 PBS,入射到眼睛内的光都以自然光出射,最终到达像面的能量也就不会因使

用 PBS 改变。

表 2 加入 PBS 和不加入 PBS 时各表面的反射情况

Table 2 Reflected power of surfaces with and without PBS

	With PBS	Without PBS
Reflection of the cornea /W	0.03452	0.4916
Reflection of the fundus /W	1.1289	1.1289
Reflections of the eye-piece objective lens /W	0.0002018	0.04128

4 结 论

设计了一种便携式免散瞳眼底相机,具有如下特点:首先,照明光源采用由近红外 LED 和白光闪

光 LED 交替排列组成的环形光源。相比于传统光源, 环形光源大大提高了系统的能量利用率和光源寿命, 并满足了降低角膜反射产生的杂散光和均匀照明的要求; 其次, 利用 PBS 和 $\lambda/4$ 波片消除接目物镜反射产生的杂散光, 通过 LightTools 软件进行仿真, 可以消除接目物镜产生的 99.5% 以上的杂散光, 杂光抑制效果明显; 最后, 系统采用大视场设计, 全视场角 60° , 并能在近红外和可见光范围内对 $-8D \sim +10D$ 的人眼均清晰成像。

参 考 文 献

- 1 Xiao Zexin. Optics system design of eyeground television[J]. *Opt. Technol.*, 2005, **31**(2): 170~172
萧泽新. 眼底电视光学系统的设计[J]. 光学技术, 2005, **31**(2): 170~172
- 2 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
- 3 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
- 4 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
- 5 Cui Guihua. Control of ghost and scatter light in retinal camera [J]. *Opt. Technol.*, 2000, **26**(2): 139~141
崔桂华. 眼底照相机光学系统中杂光和鬼像的控制[J]. 光学技术, 2000, **26**(2): 139~141
- 6 C. Riva, I. Ben-Sira. Two-point fluorophotometer for the human ocular fundus[J]. *Appl. Opt.*, 1975, **14**(11): 2691~2693
- 7 J. Liang, D. R. Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, **14**(11): 2873~2883
- 8 Li Chun, Sun Qiang, Liu Ying *et al.*. Design of uniform illumination system of fundus camera and its stray light shield[J]. *Chinese J. Opt. & Appl. Opt.*, 2010, **3**(4): 363~368
李 淳, 孙 强, 刘 英等. 眼底相机的均匀照明及消杂光干扰设计[J]. 中国光学与应用光学, 2010, **3**(4): 363~368
- 9 Ji Jiarong. Advanced Optics Tutorial [M]. Beijing: Science Press, 2007. 37~43
季家镛. 高等光学教程[M]. 北京: 科学出版社, 2007. 37~43
- 10 E. Dehoog, J. Schwiegerling. Fundus camera systems: a comparative analysis[J]. *Appl. Opt.*, 2009, **48**(2): 221~228
- 11 E. Dehoog, J. Schwiegerling. Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras[J]. *Appl. Opt.*, 2008, **47**(36): 6769~6777

栏目编辑: 韩 峰