

# 便携式立体成像眼底相机的光学系统设计

娄世良<sup>1\*\*</sup>, 吴骏<sup>1,2</sup>, 肖志涛<sup>1,2\*</sup>, 耿磊<sup>1,2</sup>, 张芳<sup>1,2</sup>, 王雯<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>天津工业大学电子与信息工程学院, 天津 300387;

<sup>2</sup>天津市光电检测技术与系统重点实验室, 天津 300387

**摘要** 设计了一个视场角为 $30^\circ$ 的免散瞳立体成像眼底相机的光学系统。系统由成像系统和照明系统组成,在成像系统中,设计了新型眼底立体成像光学结构,并加入前置物镜来提高成像分辨率;在照明系统中,通过设置环形光阑来避免角膜反射光的产生,并加入黑点板来消除网膜物镜产生的杂散光。研究表明,该系统不仅可以实现眼底视网膜图像的多角度同步采集,还可以实现眼底视网膜 $6 \times 10^6$  pixel的高清成像。系统对正常人眼的物方分辨率高于 $200 \text{ lp/mm}$ ,系统总长为 $290 \text{ mm}$ ,场曲值小于 $28 \mu\text{m}$ ,畸变仅为 $-4.9\%$ 。系统具有较强的调焦能力,能对 $-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$ 屈光度人眼的眼底进行清晰成像。

**关键词** 光学设计; 眼底相机; 立体成像; 免散瞳

中图分类号 TH773

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.1122004

## Optical System Design of Portable Stereoscopic Imaging Fundus Camera

Lou Shiliang<sup>1\*\*</sup>, Wu Jun<sup>1,2</sup>, Xiao Zhitao<sup>1,2\*</sup>, Geng Lei<sup>1,2</sup>, Zhang Fang<sup>1,2</sup>, Wang Wen<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> School of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

<sup>2</sup> Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology and System, Tianjin 300387, China

**Abstract** An optical system for the non-mydratic stereoscopic imaging fundus camera with a field of view of  $30^\circ$  is designed, which is composed of an imaging system and an illumination system. In the imaging system, a new optical structure for the stereoscopic imaging of fundus is designed, in which a prefixing objective lens is introduced to improve the imaging resolution. In the illumination system, an annular aperture is introduced to avoid the generation of the corneal reflected light and the black spot plates are adopted to eliminate the stray light produced by the ophthalmic lens. The research results show that, this system can be used to achieve not only the multi-angle synchronous acquisition of the retina images, but also the highly clear imaging of the fundus with  $6 \times 10^6$  pixel. As for this system, the object resolution of the normal human eyes is higher than  $200 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$ . This system has an overall length of  $290 \text{ mm}$ , a field curve value of smaller than  $28 \mu\text{m}$ , and a distortion value of only  $-4.9\%$ . This system has a strong focusing ability and the human fundus with a diopter range of  $-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$  can be imaged clearly.

**Key words** optical design; fundus camera; stereoscopic imaging; non-mydrasis

**OCIS codes** 220.3620; 170.4460; 170.3010; 120.4820

## 1 引 言

眼底是人体唯一可直接进行无创观察的内部生理结构。人眼视网膜上分布着大量的血管,全身性疾病如高血压、动脉硬化、中风、心肌梗死等都会对眼底视网膜血管的宽度、曲折度和分支角度等特征

产生影响,依据血管的这些特征可以准确判定多种眼部疾病和全身性疾病<sup>[1-2]</sup>。

临床医学上常用眼底相机检查眼底,其具有操作简单、成本低、可实时成像、无外伤、可重复、易存取等优点,是最经济有效的眼底检查设备之一<sup>[3]</sup>。虽然眼底相机已经被医生广泛使用,但大部分眼底

收稿日期: 2018-04-25; 修回日期: 2018-06-07; 录用日期: 2018-06-25

基金项目: 天津市科技重大专项与工程(17ZXSCSY00060, 17ZXHLSY00040, 17ZXSCSY00090)、天津市高等学校创新团队培养计划(TD13-5034)

\* E-mail: xiaozhitao@tjpu.edu.cn; \*\* E-mail: loushiliang@126.com

相机都是无法方便移动的台式机。为了方便眼底检查和进行眼科普查,需要一种便携的眼底相机作为社区医院和一些偏远地区的眼底检查设备。

现有眼底相机采集的都是二维眼底图像,而二维图像无法真实而详尽地展示眼底视网膜的三维空间关系,这使得医生无法准确和清晰地观察眼底病灶的大小、空间位置和几何形状,从而产生误诊<sup>[4]</sup>。眼底的三维重建可以辅助医生对眼底病变进行定性和定量分析,提高诊断的准确性和医疗诊断水平。

大部分研究采用多幅图像配准的方法<sup>[5-6]</sup>进行眼底三维重建,但活体人眼会有震颤、漂移和微眼跳等生理现象,会产生高阶像差<sup>[7]</sup>,不同时间拍摄的眼底图像的状态和像质有较大差异,最终的三维重建精度不高。基于双目立体视觉技术的三维重建精度较高,这是因为所需的两幅视网膜图像是从不同角度同时拍摄的,这两幅图像的状态和像质完全相同。然而,目前的眼底相机均为单目系统,无法在同一时刻获取满足上述要求的两幅眼底图像,因此设计一种能对视网膜进行多角度同步成像的眼底相机十分

重要。

本文设计了一个体积小巧的立体成像眼底相机光学系统,该系统不仅可以实现对眼底视网膜图像的多角度同步采集,还可以实现眼底视网膜  $6 \times 10^6$  pixel 的高清成像。系统可采集视网膜三维重建所需的立体图像对,有利于计算机在三维空间结构中自动诊断眼底疾病,对医疗影像技术和远程医疗技术的发展都有积极的促进作用。

## 2 系统结构及设计指标

便携式立体成像眼底相机光学系统的基本结构包括成像系统和照明系统,如图 1 所示。为了实现对视网膜的多角度同步成像,对格里诺式体视显微镜的光学结构进行了改进,并设置前置物镜来提高成像分辨率,该新型结构主要由网膜物镜、前置物镜、成像物镜和电荷耦合器件(CCD)组成。综合考虑照明的均匀性和杂光的控制,采用共轴环形照明方式<sup>[8]</sup>。照明系统由环形光阑、黑点板、光源、匀光镜、场镜、聚光镜和半反透镜组成。

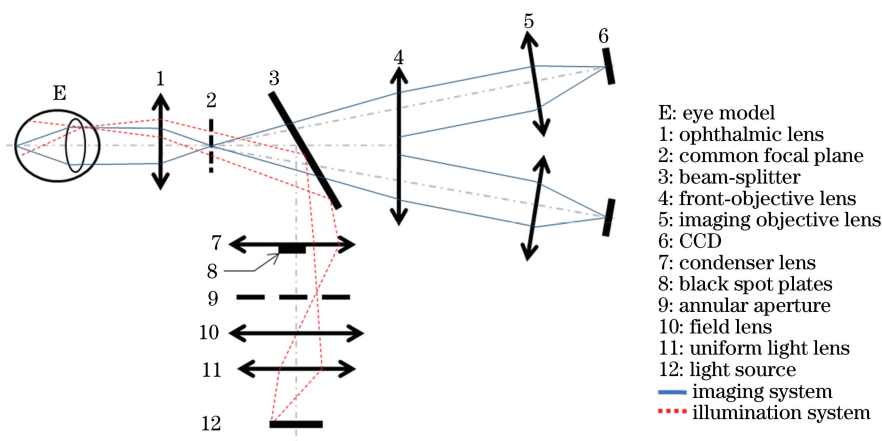


图 1 眼底相机的光学结构

Fig. 1 Optical structure of fundus camera

为了满足便携的要求,光学系统总长小于 290 mm;为了避免散瞳对人眼造成伤害,拍摄瞳孔直径设为 6 mm;为了满足医学研究和三维重建的需要,视场角设为  $30^\circ$ ,所拍两幅眼底图像的视差角为  $11^\circ$ ;为了实现对眼底的高清成像,系统对正常人眼的物方分辨率要求高于 200 lp/mm,对屈光不正人眼的物方分辨率要求高于 130 lp/mm;为了保证获取清晰的眼底图像,选用  $6 \times 10^6$  pixel 的 1 inch (1 inch = 2.54 cm) CCD,像元尺寸为  $4.23 \mu\text{m} \times 4.23 \mu\text{m}$ ;为了确保照明的安全性,选择波长为 560~610 nm 的医用暗光源作为照明光源;不同人眼的屈光度有较大差异,设计的眼底相机要求能对

$-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$  的人眼清晰成像。

## 3 设计过程

### 3.1 成像系统设计原理

体视显微镜是使双眼从不同角度观察物体从而引起立体感觉的双筒显微镜,需要两路完全相同的光路采集图像,由此产生了体视显微镜的两种基本形式:格里诺式光学系统和平行式光学系统,如图 2 所示<sup>[4]</sup>。格里诺式光学系统的镜片尺寸比平行式光学系统的小,为了缩小相机尺寸并实现眼底多角度同步成像,对格里诺式体视显微镜的光学结构进行了改进。

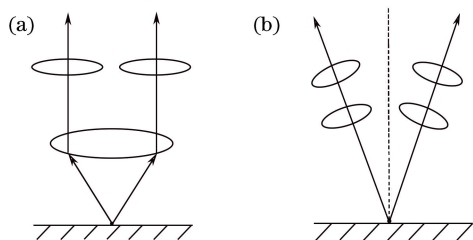


图2 体视显微镜的两种形式<sup>[4]</sup>。(a) 平行光路系统；  
(b) 格里诺式光路系统

Fig. 2 Two forms of stereomicroscope<sup>[4]</sup>. (a) Parallel optical path system; (b) Tilted optical path system

从人眼反射出的光近似为平行光,不满足体视显微镜对成像光线的要求,因此格里诺式体视显微镜的光学结构无法完成视网膜成像,需要改进其光学结构。改进思路是将视网膜在网膜物镜后侧成一次实像,两倾斜子光路上的成像物镜分别接收此实像面发出的成像光束,两成像物镜将成像光束投射到各自的 CCD 上来完成视网膜成像。两倾斜子光路关于主光轴对称,其倾斜顶点位于实像面与主光轴的交点处,两倾斜子光路上的成像光束所含的视差信息不同,故最终两幅图像也会存在一定的视差。

### 3.2 成像系统的优化设计与结构改进

为了避免检查时患者的眼睫毛触及仪器镜片表面,光学系统的工作距离设为 11 mm。网膜物镜是距离人眼最近的光学部件,也是成像系统中最重要光学部件,其主要作用是将视网膜在网膜物镜后方成一次中间像。艾尔弗目镜作为网膜物镜的初始结构,其具有消色差组件,高级像差较小,视场角较大。Planar 物镜作为成像物镜的初始模型,是一种中等视场的大相对孔径摄影物镜。Planar 物镜的对称光学结构应用厚透镜和薄透镜组合消像差,能较好地校正多种像差,有利于提高成像质量。

使用 ZEMAX 软件对成像系统进行优化设计,采用最接近真实人眼的 Gullstrand-Le Grand 光学眼模型<sup>[9]</sup>作为被测人眼。光学系统较复杂,属于非共轴光学系统,为了简化非共轴光学系统的优化设计难度,先独立优化网膜物镜部分,待网膜物镜部分的各项光学指标达到要求后再优化两倾斜子光路部分,并采用全局优化与锤形优化相结合的优化策略。

在使用全局优化方法寻找最佳镜片组合结构时发现,成像系统中两倾斜子光路的光轴都偏离了主光轴,离轴成像光束的像差校正非常困难,成像质量很难提高。为了解决这个问题,在网膜物镜与成像物镜之间引入前置物镜,前置物镜的物方焦点和网膜物镜的像方焦点重合于实像面,成像光束经前置

物镜后以近似平行光束的方式被两倾斜子光路上的成像物镜接收,此过程类似于开普勒望远镜成像原理的逆运用。选取了一种以两片式平视场物镜作为前置物镜的初始模型,成像系统中加入前置物镜后,两倾斜子光路的成像质量有了明显的提高。

在网膜物镜和前置物镜的优化完成后,为了进一步提高成像质量,将对称的 Planar 物镜改为非对称型的双高斯物镜,并在双高斯物镜前后分别添加一片单透镜,用于进一步增强系统对各类像差的校正能力,并采用锤形优化方法优化这组镜片结构。待成像系统的各项光学指标达到要求后,再用 Light Tools 软件进行整体系统的测试和微调,成像系统优化后的结构如图 3 所示。

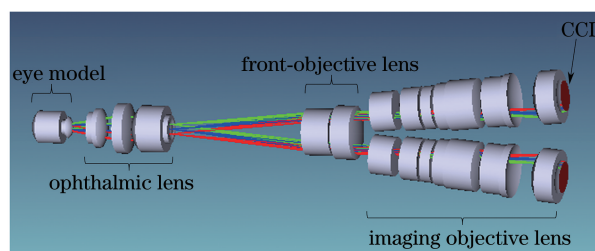


图3 成像系统

Fig. 3 Imaging system

### 3.3 成像系统的成像效果分析

眼底相机是采集视网膜图像的医学设备,其成像分辨率越高越好。要求对屈光度正常人眼的物方分辨率达到 200 lp/mm,成像系统放大倍率为 1.29,故像方分辨率要求高于 155 lp/mm。成像系统调制传递函数(MTF)曲线如图 4(a)所示,可以看出,成像系统的各视场在 160 lp/mm 处的 MTF 值均大于 0.2,远高于  $6 \times 10^6$  pixel 的 CCD 对成像分辨率的要求(CCD 分辨率不低于 90 lp/mm)。场曲和畸变曲线如图 4(b)所示,可以看出,成像系统的畸变在全视场范围内均小于 -4.9%,场曲最大仅为 28  $\mu\text{m}$ ,能够保证最终获取的眼底图像清晰不失真。成像系统的色差曲线如图 4(c)所示,可以看出,全视场色差值均在艾里斑之内,其值均小于 2.1  $\mu\text{m}$ ,故色差矫正符合要求。综上所述,所设计的眼底相机的成像质量较高。

### 3.4 成像系统的屈光度分析

不同人眼的屈光度有着较大的差异,要给屈光不正的患者拍摄清晰的视网膜图像,成像系统需要具备较强的调焦能力。根据现有单目眼底相机的调焦方式并考虑到操作便捷性,采用整体移动对称倾斜子光路这种操作简单的调焦方式。现代医学已经

证实,人眼屈光度的变化会导致眼球多个参数都发生相应的变化。为了真实说明光学系统的调焦能力,引入 Navarro 等<sup>[10]</sup>的 Schematic 眼模型。人眼

的晶状体折射率  $n_3$ 、晶状体厚度  $D_3$ 、晶状体玻璃体厚度  $D_2$  和前后表面曲率半径  $R_3$ 、 $R_4$  随人眼屈光度  $A$  变化的关系表达式<sup>[10]</sup>见表 1。

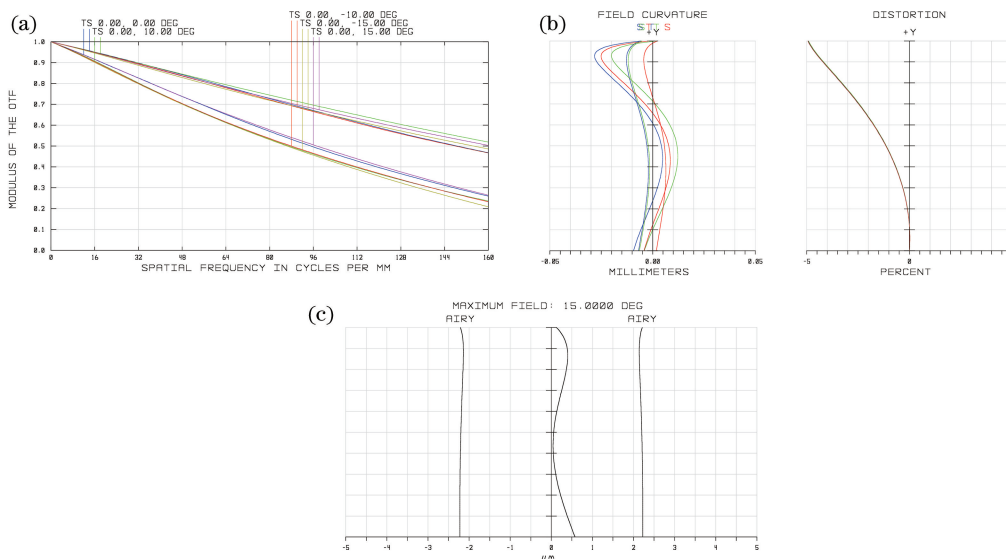


图 4 成像系统的光学特性曲线。(a)MTF 曲线;(b)场曲和畸变曲线;(c)色差曲线

Fig. 4 Optical characteristic curves of imaging system. (a) MTF curves; (b) field curvature and distortion curves; (c) chromatic aberration curves

表 1 晶状体各参量与人眼屈光度的关系表达式

Table 1 Expression of relationship between each lens parameter and human eye diopter

Lens parameter	Relationship between lens parameter and diopter $A$
Anterior lens radius $R_3$	$R_3(A) = 10.2 - 1.75 \cdot \ln(A + 1)$
Posterior lens radius $R_4$	$R_4(A) = -6 + 0.2294 \cdot \ln(A + 1)$
Aqueous thickness $D_2$	$D_2(A) = 3.05 - 0.05 \cdot \ln(A + 1)$
Lens thickness $D_3$	$D_3(A) = 4 + 0.1 \cdot \ln(A + 1)$
Lens refractive index $n_3$	$n_3(A) = 1.42 + 9 \times 10^{-5} \cdot (10 \cdot A + A^2)$

根据表 1 所示的关系式计算出不同屈光度值下晶状体各参量的对应数值,并在 ZEMAX 中进行模拟测试,得到光学系统在不同屈光度下对应的 MTF 数值,如图 5 所示。可以看出,在  $-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$  的范围内,全视场在  $110 \text{ lp/mm}$  处的 MTF 值均在 0.2 以上,满足  $6 \times 10^6 \text{ pixel}$  的 CCD 的清晰成像要求。

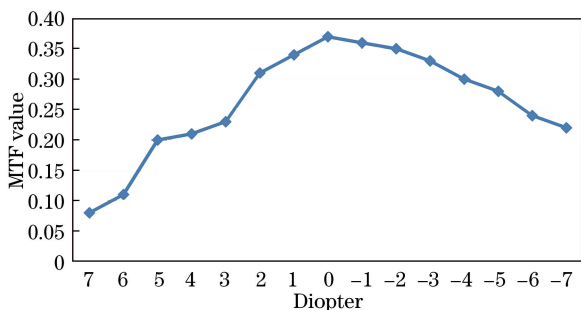


图 5 不同屈光度下的 MTF 变化曲线

Fig. 5 MTF curves under different diopters

以上测试结果表明,成像系统对于屈光度在  $-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$  的人眼均能清晰成像,满足设计要求。

### 3.5 照明系统设计

人眼本身并不会发光,要对眼底进行成像必须先将眼底照亮。采用共轴环形照明方式给眼底照明,即照明系统和成像系统通过半反半透镜共用网膜物镜,且照明光线以环形光圈形式从角膜边缘入射人眼。成像系统和照明系统共用网膜物镜,其表面会产生少量反射光混入成像系统形成鬼像,采用加黑点板的方法消除形成鬼像的反射光<sup>[11]</sup>,黑点板的最佳放置位置可通过反向追迹光线的方法得到,系统中黑点板应放置在聚光镜后表面。照明系统的结构如图 6 所示。

利用 LightTools 软件对照明系统进行模拟仿真和照明效果分析。光源功率设置为  $1 \text{ W}$ ,追迹光线设置为  $10^6$  条,模拟结果如图 7 所示。图 7(a)所

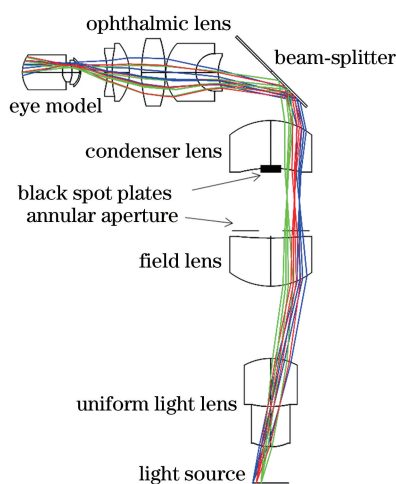


图 6 照明系统

Fig. 6 Illumination system

示为人眼角膜处得到的环形光斑照明效果图,  $X$ 、 $Y$  分别为水平和垂直坐标, 该环形光斑的内径为 3.5 mm, 外径为 7.5 mm, 照明光很好地避开了角膜中心区域, 避免了角膜杂散光的产生。图 7(b) 所示为照明光束在眼底照明效果图, 该光斑均匀覆盖了眼底直径为 12 mm 范围的成像区域, 满足成像系统对照明的要求。

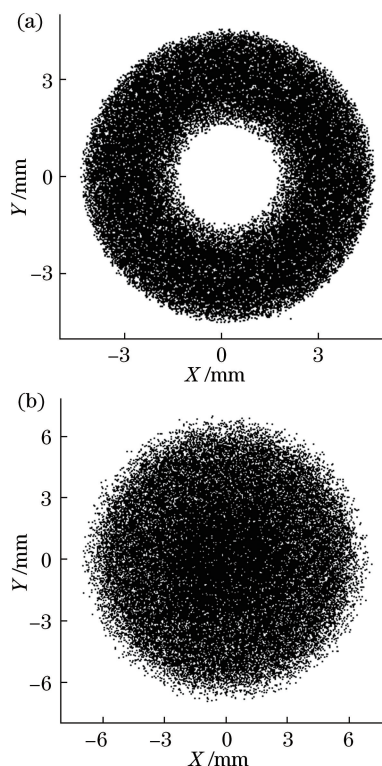


图 7 眼底照明均匀性的仿真效果图。(a) 眼角膜处的环形光斑; (b) 视网膜上

Fig. 7 Simulation results of illumination uniformity in fundus.

(a) Annular spot near cornea; (b) on retina

### 3.6 立体成像效果的模拟分析

使用 ZEMAX 软件自带的 Image Simulation 功能获取模拟的立体图像对, 并采用立体匹配算法对两张模拟的立体图像进行视差信息求解, 得到的视差图如图 8 所示。虽然视差图中会有少许误差和噪声出现, 但并不影响视差效果的观察。从视差图中可以明显看出, 两幅模拟的立体图像存在视差, 有效视差区域为两幅模拟立体图像的重叠区域。经上述模拟分析可知, 光学系统可以拍摄出视网膜三维重建所需的立体图像对。

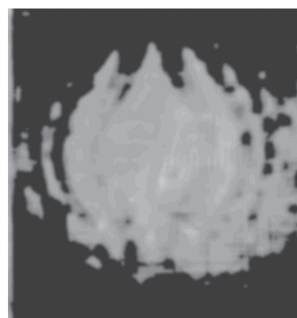


图 8 模拟视差图

Fig. 8 Simulated disparity map

## 4 结果比较

所设计的光学系统与其他光学系统的比较结果见表 2。王肇圻等<sup>[8]</sup>设计了一种基于眼模型的免散瞳手持式眼底相机光学系统, 该设计结构简单, 但成像分辨率不高, 场曲与畸变也较大。李灿等<sup>[12]</sup>设计了一种手持式眼底相机光学系统, 其体积较小便于携带, 但成像分辨率较低, 畸变也较大。王晓恒等<sup>[2]</sup>设计了一种大视场手持式免散瞳眼底相机光学系统, 其屈光范围较大, 场曲和畸变均较小, 但不能对眼底多角度进行同步成像, 依然属于传统的单目眼底相机。所设计的光学系统可以实现眼底视网膜图像的多角度同步采集, 成像分辨率较高, 相机体积小巧便携, 所用透镜均为球面镜, 便于加工制造且能有效降低生产成本。利用 Zemax 软件进行公差分析, 得到系统在 110 lp/mm 处的平均 MTF 值为 0.251, 满足设计指标要求, 可以实际加工生产。综上可知, 所设计的便携式立体成像眼底相机光学系统的整体性能较好。

## 5 结 论

设计了一个便携式立体成像眼底相机的光学系统, 实现了眼底视网膜的多角度同步高清成像。在系统设计过程中, 综合考虑了人眼的生理结构特征,

表 2 所设计的光学系统与其他设计的比较

Table 2 Comparison among our designed optical system and other designs

Optical system	Focusing range / $m^{-1}$	Resolution	Field curvature /mm	Distortion /%
Reported in reference [8]	-10-+7	$>0.2$ at $70 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$	0.86	-7.2
Reported in reference [12]	-10-+5	$>0.25$ at $75 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$	0.2	-5
Reported in reference [2]	-15-+15	$>0.4$ at $70 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$	0.2	0.6
Proposed	-7-+5	$>0.55$ at $70 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$	0.028	-4.9

通过改进格里诺式体视显微镜的光学结构,设计出了结构紧凑的新型立体成像眼底相机的光学系统。利用 ZEMAX 软件和 LightTools 软件进行光学系统的优化设计和结果分析,并采用 Gullstrand-Le Grand 眼模型和 Schematic 眼模型来模拟被测人眼。研究表明,光学系统在  $110 \text{ lp/mm}$  处的全视场 MTF 值均大于 0.2,畸变和场曲较小,系统总长为 290 mm,具有较强的调焦能力,能对屈光度在  $-7 \sim +5 \text{ m}^{-1}$  范围内的人眼清晰成像,成像质量满足临床医学和眼底视网膜表面三维重建的要求。

## 参 考 文 献

- [1] Huang G, Qi X F, Chui T Y P, *et al.* A clinical planning module for adaptive optics SLO imaging[J]. *Optometry and Vision Science*, 2012, 89(5): 593-601.
- [2] Wang X H, Xue Q S. Optical design of portable non-mydiatic fundus camera with large field of view[J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(9): 0922001.  
王晓恒, 薛庆生. 大视场手持式免散瞳眼底照相机光学设计[J]. *光学学报*, 2017, 37(9): 0922001.
- [3] Patton N, Aslam T M, Macgillivray T, *et al.* Retinal image analysis: Concepts, applications and potential[J]. *Progress in Retinal and Eye Research*, 2006, 25(1): 99-127.
- [4] Wu J, Lou S L, Xiao Z T, *et al.* Design of optical system for binocular fundus camera[J]. *Computer Assisted Surgery*, 2017, 22(s1): 61-69.
- [5] Martinez-Perez M E, Espinosa-Romero A. Three-dimensional reconstruction of blood vessels extracted from retinal fundus images[J]. *Optics Express*, 2012, 20(10): 11451-11465.
- [6] Ataer-Cansizoglu E, Taguchi Y, Kalpathy-Cramer J, *et al.* Analysis of shape assumptions in 3D reconstruction of retina from multiple fundus images[C]. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, 2015: 1502-1505.
- [7] Sahin B, Lamory B, Levecq X, *et al.* Adaptive optics with pupil tracking for high resolution retinal imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(2): 225-239.
- [8] Wang Z Q, Xu Y. Design of digital retina camera based on eye model[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2008, 16(9): 1567-1571.  
王肇圻, 许妍. 基于眼模型的数字眼底相机设计[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(9): 1567-1571.
- [9] Guo H Q, Wang Z Q, Zhao Q L, *et al.* Eye model based on wavefront aberration measured subjectively[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, 34(11): 1666-1669.  
郭欢庆, 王肇圻, 赵秋铃, 等. 基于主观式测量人眼波前像差的眼模型研究[J]. *光子学报*, 2005, 34(11): 1666-1669.
- [10] Bescós J, Santamaria J, Navarro R. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1985, 2(8): 1273-1281.
- [11] Borovytskyi V. Comparison analysis of illumination systems for digital light microscope according to uniformity of irradiance distribution[J]. *Proceedings of SPIE*, 2005, 5942: 59420Z.
- [12] Li C, Song S M, Li C, *et al.* Optical system design of portable fundus camera[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(9): 0922003.  
李灿, 宋淑梅, 李淳, 等. 手持式眼底相机光学系统设计[J]. *光学学报*, 2012, 32(9): 0922003.