

大视场手持式免散瞳眼底照相机光学设计

王晓恒^{1,2}, 薛庆生¹

¹中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

²中国科学院大学, 北京 100049

摘要 设计了一种具有 40°视场角的手持式免散瞳眼底照相机, 可用来拍摄视网膜图像。相机光学系统由照明系统和成像系统组成, 其中照明系统设有可见照明光源和红外对焦光源, 采用红外光源对焦可以不用药物对眼睛进行散瞳处理。照明光源采用独特的环形 LED, 将环形 LED 光源成像于人眼的瞳孔之上, 避免照射到角膜上发生反射作用。在成像系统中设置调焦镜, 具备 ±15D 的屈光度补偿功能。成像光学系统的点列图均方根值小于 2.8 μm, 场曲小于 0.2 mm, 畸变小于 0.6%, 在 70 lp/mm 处各视场处的调制传递函数均高于 0.4。使用 Zemax 光学设计软件的成像模拟功能, 在光学系统的像面上清晰地再现了原图。该相机可以应用于眼科医学行业, 为疾病的预防和康复服务。

关键词 光学设计; 眼底照相机; 免散瞳; 照明系统; 成像系统

中图分类号 TH773 **文献标识码** A

doi: 10.3788/AOS201737.0922001

Optical Design of Portable Non-Mydriatic Fundus Camera with Large Field of View

Wang Xiaoheng^{1,2}, Xue Qingsheng¹

¹Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China;

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract A portable non-mydriatic fundus camera with 40° field of view is designed, and it can be used to capture retinal images. The optical system of this camera consists of lighting system and imaging system, in which the lighting system is equipped with visible light source and infrared focusing source. The use of infrared light source focusing can avoid the use of drugs on eye mydriatic treatment. The light source uses a unique circular LED and it is imaged on the human eye pupil to avoid reflection effect as it falls on the cornea. Focusing lens is placed in the imaging system, which has ±15D diopter compensation function. In imaging system, the root mean square of spot diagrams is less than 2.8 μm, the field curvature is less than 0.2 mm, the distortion is less than 0.6%, and the modulation transfer function values are higher than 0.4 at 70 lp/mm in all fields. The original image is clearly reproduced on the image plane by using Zemax software for imaging simulation. This camera can be used for the prevention and rehabilitation of disease in ophthalmic medical industry.

Key words optical design; fundus camera; non-mydriatic; lighting system; imaging system

OCIS codes 220.3620; 220.2945; 110.2970

1 引 言

眼睛是人类感受外界环境的重要器官, 人类对世界 75% 以上的认知直接来源于眼睛, 客观事物通过瞳

收稿日期: 2017-04-18; 收到修改稿日期: 2017-05-07

基金项目: 国家自然科学基金(41575023)、国家重点研发计划项目(2016YFB0500300, 2016YFB0500301)

作者简介: 王晓恒(1993—), 男, 硕士研究生, 主要从事光学系统设计和辐射定标方面的研究。

E-mail: wangxiaoheng0013@163.com

导师简介: 薛庆生(1979—), 男, 博士, 研究员, 主要从事空间光学遥感仪器设计和研制方面的研究。

E-mail: qshxue2006@163.com(通信联系人)

孔、晶状体、玻璃体等成倒像于视网膜上。在人眼这套精密的光学成像系统中,视网膜相当于接收器^[1-2]。在视网膜上分布的众多毛细血管,反映着人体不同的生理特征。对人眼视网膜进行拍摄观察,可以识别众多眼科疾病,如白内障、青光眼、夜盲症、雪盲症等。此外,糖尿病、冠心病等诸多病症在视网膜上也有病变体现^[3-4]。因此,对眼底进行成像检测,是现代医学研究的热点。

在对视网膜进行检测的过程中,眼底照相机起着至关重要的作用。目前,我国所使用的精密的眼底照相机大多购买于国外,这些眼底照相机价格昂贵,并且采用的是较为落后的照明和成像方式,混杂着较多的杂散光,获得的图像不清晰,难以准确地对病理特征做出判断,从而限制着医学的发展^[5]。

本文设计了一种大视场免散瞳的手持式眼底照相机,该相机的照明光路和成像光路使用同一组接目物镜,避免了杂散光干扰,具有结构简单、易批量生产的特点。此外,该相机采用近红外光对眼睛进行对焦,具有 40° 较大视场,可从任意角度对视网膜进行全面清晰的拍摄。对该眼底相机的研究设计有利于眼科及相关疾病的预防与治疗,可促进相关医学的发展。

2 系统结构与工作原理

如图1所示,眼底照相机光学系统主要分为照明系统和成像系统两部分,它们共用接目物镜。红外光源发出红外光,红外光在光学系统中经两次反射后,透过接目物镜照射到人眼底,眼底的反射光经接目物镜和成像物镜到达像平面,使用调焦镜对眼底的黑白红外像对焦。按下拍摄键后,可见光源发出的可见光,照射到人眼视网膜上,光线在视网膜上反射后,经接目物镜和成像物镜到达像平面,从而获得视网膜的彩色图像(图2)。

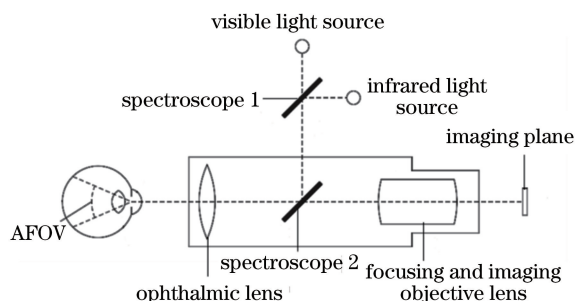


图1 眼底照相机光学系统结构图

Fig. 1 Optical system structure of the fundus camera

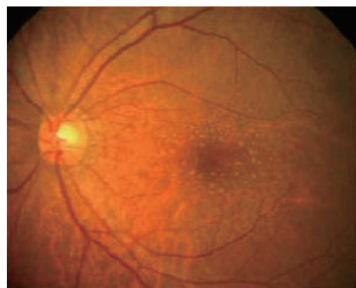


图2 视网膜彩色图像

Fig. 2 Color image of the retina

如图1所示,红外光源和可见光源共用两个分光镜,分光镜1可以反射红外光,透过可见光,可见和红外两光路在分光镜1处分开。分光镜2的特点是对可见和红外均为50%透过,50%反射。在像平面位置使用对红外光与可见光同时有效的CMOS传感器。

此外,在设计过程中还应充分考虑到角膜反射会产生鬼像,瞳孔受可见光刺激会有收缩反应,人眼本身也是复杂的光学系统等问题。

3 光学系统设计

3.1 成像要求和设计指标

瞳孔是眼睛的光阑,它的直径可以根据光的强弱自动调节,从而控制进入眼睛的光通量,一般来说,瞳孔在直径为4 mm左右时,可以得到最佳像质^[6]。医务人员需要通过相机拍摄的图像来对患者的病理状况做出判断,这样就需要眼底相机能获得细胞级清晰度的眼底成像^[7]。考虑到人眼的差异,相机光学系统应该有屈光度补偿功能。基于以上特点,该光学系统的主要技术指标要求如表1所示。

3.2 成像系统设计

3.2.1 成像系统参数计算

将瞳孔作为系统光阑,具有 40° 视场角的平行光线进入光学系统,成像系统焦距为

表 1 眼底照相机主要设计指标要求

Table 1 Main designed specifications of the fundus camera

Parameter	Value
Field of view / (°)	40
Smallest pupil diameter that can be detected / mm	3.5
Diopter compensation / D	-10~10
Size of the receiver / mm	10
Wavelength of focus / nm	Near-infrared light: 870
Wavelength of illuminate / nm	Visible light: 486~656

$$f' = -\frac{y'}{\tan \omega}, \quad (1)$$

式中 y' 为成像高度, ω 为半视场角。这里 $\omega = 20^\circ$, 根据探测器的尺寸要求, 选择像面高度 $y' = 5 \text{ mm}$ 。根据(1)式可得系统焦距为 -13.7 mm 。

考虑到对眼睛实际成像情况, 选用如图 3 所示的眼睛模型。从视网膜到瞳孔的光程 d 大约为 20 mm , 则视网膜上物面高为

$$y = d \cdot \tan \omega, \quad (2)$$

系统的垂轴放大率为

$$\beta = \frac{y'}{y}, \quad (3)$$

由(2)、(3)式可知, 系统的垂轴放大率为 0.69。

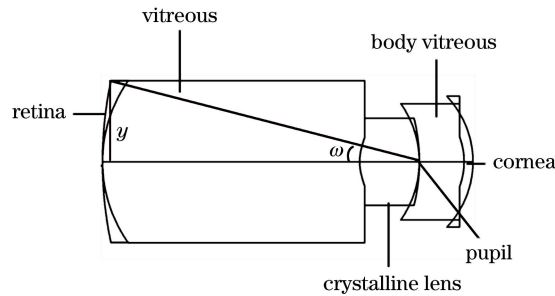


图 3 眼球模型

Fig. 3 Eye model

光学系统的像面照度 E' 为

$$E' = \frac{n'^2}{n^2} \tau \pi L \sin^2 U' \quad (4)$$

式中 n 和 n' 分别为物方和像方的折射率, U' 为像方半孔径角。 τ 为系统透过率, L 为物体光亮度。又因为:

$$\sin^2 U' = \frac{D/2}{f'} = \frac{1}{2F^\#}, \quad (5)$$

式中, D 为出瞳直径。由(4)、(5)式可得像面照度 E' 和 $F^\#$ 的关系为

$$E' = \frac{\tau \cdot \pi \cdot L}{4 (F^\#)^2}. \quad (6)$$

一般探测器的最小照度约为 0.1 lx , 在保证人眼安全的照明条件下, 经人眼反射的最低辐射出射度为 $0.38 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$, 对应的光亮度约为 $41.3 \text{ cd} \cdot \text{m}^{-2}$, 取系统的透过率 τ 为 $0.5^{[5]}$ 。由(6)式可知, 系统的 $F^\#$ 在 12.7 以下内才能满足探测要求, 为进一步提高能量与信息量, 取系统的 $F^\#$ 为 7.5。

以上参数对于系统的设计有着至关重要的作用。

3.2.2 系统结构设计

眼底照相机为手持式, 所以结构不能太长。成像系统分为接目物镜、调焦镜和成像物镜等三部分。

成像系统和照明系统共用接目物镜, 为了避免照明时接目物镜反射产生杂散光, 必须用尽量少的折射面

来达到成像要求。此外,接目物镜还要满足 40° 视场角的成像要求。综合考虑,选取如图 4(a)所示的两片式的冉斯登目镜为接目物镜原型。为了尽可能地利用接目物镜平衡像差,获得较清晰的中间倒立实像,以便于后续调焦镜和成像物镜的设计与安放,使用 Zemax 软件对接目物镜进行优化。在接目物镜的优化过程中,首先忽略系统的场曲影响。优化结果如图 4(b)所示,其前后截距分别为 14.4 mm 和 13.8 mm,焦距为 37 mm。

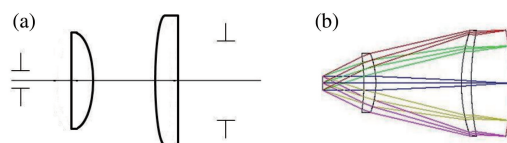


图 4 接目物镜结构。(a)原型;(b)优化结果

Fig. 4 Structure of the ophthalmic lens. (a) Prototype; (b) optimization result

在成像系统中,为满足后续照明系统的设计,分光镜需对可见光和红外光均为 50% 反射、50% 透过。为了分光镜的安放和不同屈光度的补偿,调焦镜两侧必须留出相对大的余量。因此,要求成像物镜的焦距短,光束会聚快。此外,成像物镜还要有对接目物镜产生的场曲和色差进行补偿的能力,综合考虑,将成像物镜组的透镜数量定为 5~7 片。

选取三片式的复杂化结构作为系统成像物镜,在成像物镜前,加入平凸透镜以对系统的光焦度进行调节。采用单弯月形透镜校正系统场曲,利用双胶合透镜平衡系统的垂轴色差。选定成像物镜初始结构后,与接目物镜进行组合,将系统总焦距作为约束条件对系统进行优化设计。优化过程中,以正常眼睛为标准,兼顾近视眼和远视眼的屈光度补偿功能。先对系统的成像物镜进行优化,然后再对系统总体进行优化。优化设计结果如图 5(a)所示。此时调焦镜前后两侧距离分别为 72.3 mm 和 40.5 mm,为系统光焦度的调节和分光镜的安放留下了足够的空间。考虑到分光镜会对系统的像差产生一定影响,在成像系统中加入分光镜,对系统进一步优化,优化结果如图 5(b)所示。此时系统前后截距分别为 14.8 mm 和 15.6 mm,为系统的装调留下了较大的余量。

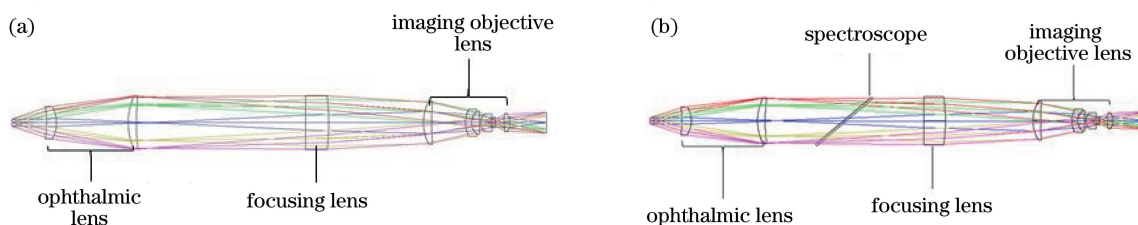


图 5 成像系统初始结构。(a)未加分光镜;(b)加入分光镜

Fig. 5 Initial structure of the imaging system. (a) Without spectroscopy; (b) with spectroscopy

人眼由角膜、液状体、瞳孔、晶状体、玻璃体、视网膜等构成,其本身是非常精密复杂的光学成像系统^[8-9]。考虑到人眼本身的光学结构,必须在系统中加入眼睛的光学仿真模型。使用图 3 所示的眼球模型和成像光路组合以进行系统的深度优化。在优化过程中,加入成像系统的放大率作为约束条件,优化结果如图 6 所示。成像系统的总长为 228 mm,满足手持式的要求。

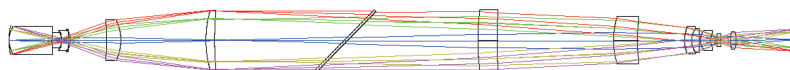


图 6 与人眼模型相结合的成像系统结构

Fig. 6 Structure of the imaging system combined with eye model

3.2.3 成像系统像质评价

上述结果是按正常眼睛设计的,但不同人眼的屈光度存在差异。所设计的光学系统结构中,在像质变化不大的前提下,可以通过前后移动调焦镜实现不同屈光度的补偿。其中调焦镜前后移动距离范围为 $-7.9 \sim 5.4$ mm,此时可以实现 ± 15 D 屈光度调节。在移动调焦镜的过程中,系统的场曲和畸变均无明显变

化,调制传递函数(MTF)变化在 ± 0.05 范围内,像面直径变化为 $-0.21\sim 0.76$ mm,满足成像要求。调焦镜前后移动距离适中,便于系统的装调。最终可以实现 $\pm 15D$ 屈光度的调节,优于 $\pm 10D$ 的设计指标。此外,为了方便医务人员对患者的病理状况做出准确判断,对系统的分辨率有着较高的要求。图7为成像系统的MTF曲线,可以看出,系统的MTF在70 lp/mm处高于0.4,具有良好的分辨率。

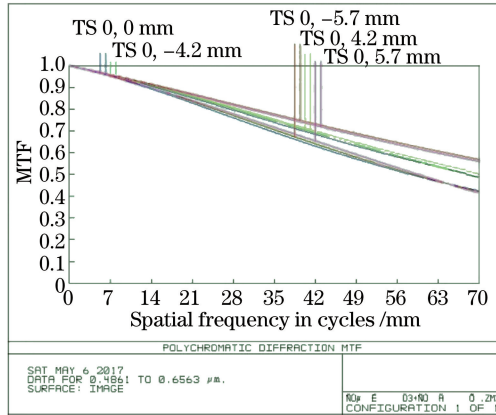


图7 成像系统的 MTF 曲线

Fig. 7 MTF curves of the imaging system

该光学系统的光线扇形图和点列图分别如图8(a)、(b)所示,从图8中可以看出,成像半径的均方根值小于 $2.8\ \mu\text{m}$,这远小于常用的 CCD 像元尺寸,不同波长、不同视场的光线均可以得到良好的成像效果。成像系统的场曲和畸变曲线如图8(c)所示,场曲小于 0.12 mm,畸变小于 0.6% (市面上所售成像系统的畸变一般为 $1\%\sim 5\%$),可直接对所成图像进行目视判别,不需要对图像进行后期处理,模拟的成像效果如图9所示,可以看出,像面极好地重现了图像原貌。

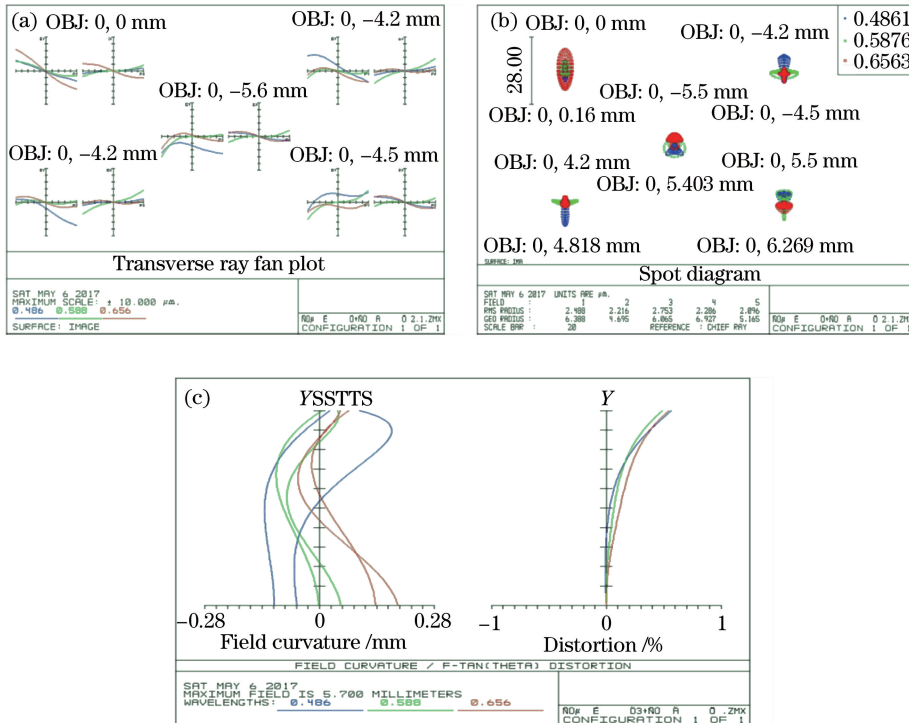


图8 像差分析图。(a)光线扇形图;(b)点列图;(c)场曲和畸变

Fig. 8 Aberration analysis diagram. (a) Ray fan plot; (b) spot diagram; (c) field curvature and distortion

3.3 照明系统光学设计

由于人的生理特征的差异,不同人眼的屈光度有所差别,因此,在对视网膜进行拍摄之前,需要通过微调

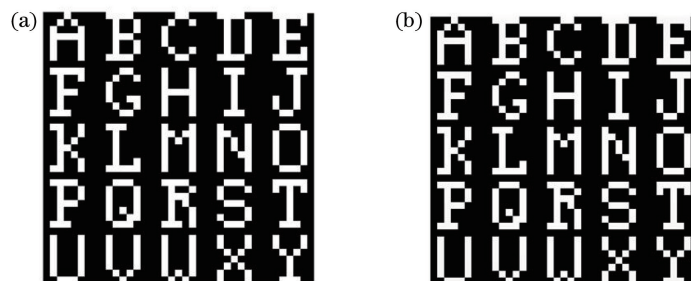


图 9 系统成像模拟图。(a)原图;(b)像面模拟图

Fig. 9 Imaging simulation of the system. (a) Source image; (b) simulated image plane

焦来补偿人眼屈光度。传统的眼底照相机是在可见光下完成对焦过程,人眼暴露在照明光中的时间过久,瞳孔会产生收缩反应^[10-11],从而影响拍摄的效果。以往的解决方法是使用药物对眼睛进行散瞳处理,以防止瞳孔的收缩,这种方法对眼睛的伤害过大,一般需要一天的时间,眼睛才能恢复原状。系统采用人眼看不到的红外光对眼睛进行对焦,眼睛感受不到光强,不会收缩瞳孔。对焦后按下拍摄键,用可见光照眼睛,同时拍下眼底图像,由于照明过程很短,瞳孔来不及收缩,不会影响拍摄的效果。此外,市面上的眼底照相机大多采用外部照明方式,即从瞳孔下方照明,这种分离式照明方式无法避免杂散光的干扰,照片边缘常常有反射光斑^[12]。研究采用照明系统和成像系统共用接目物镜的照明方式,可以有效减少杂散光。

在人眼中,角膜具有较高的反射率,光线从正面入射到角膜上,必然会有鬼像的产生,从而影响成像质量^[13]。为了解决这个问题,研究采用图 10 所示的正面环形照明的方式,使用环形 LED 光源,光源经照明系统后,在瞳孔上形成一个铺满瞳孔的环形像,角膜上不会接收到照明光,从而防止了其反射产生的鬼像。

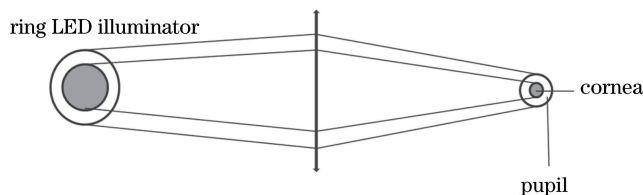


图 10 环形照明示意图

Fig. 10 Schematic of the annular illumination

照明系统设计结果如图 11 所示,系统中分光镜对可见光具有透过作用,对红外光具有反射作用,以此在同一光路中实现对焦和照明两个功能。根据照明光线需要避开角膜、铺满瞳孔的原则,由系统的光学设计结果可知,照明系统所需的环形 LED 内直径为 4.65 mm,外直径为 10.20 mm,此时恰好可以避开角膜、实现环形瞳孔的照明。环形 LED 照明光源如图 12 所示,使用 Risym 品牌的 3 mm 直径的白光 LED 灯珠和红外灯珠,可以实现 f、d、c 光的环形照明与红外光的对焦。此时照明光源内直径为 4.65 mm,外直径为 10.65 mm,内直径与设计结果一致,光线不会照射到角膜上,外直径略大于设计尺寸,可以覆盖整个瞳孔。照明系统的像质如图 13 所示,由图 13(a)可知,在 40 lp/mm 处,所有视场的 MTF 均大于 0.3。照明光路的点列图如图 13(b)所示,弥散斑的均方根值小于 9 μm 。照明系统的相对照度如图 13(c)所示,在最大视场处的相对照度

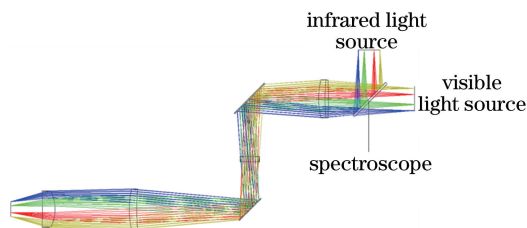


图 11 照明系统结构

Fig. 11 Lighting system construction

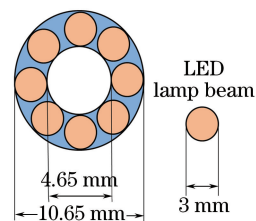


图 12 环形光源示意图

Fig. 12 Schematic of the ring light source

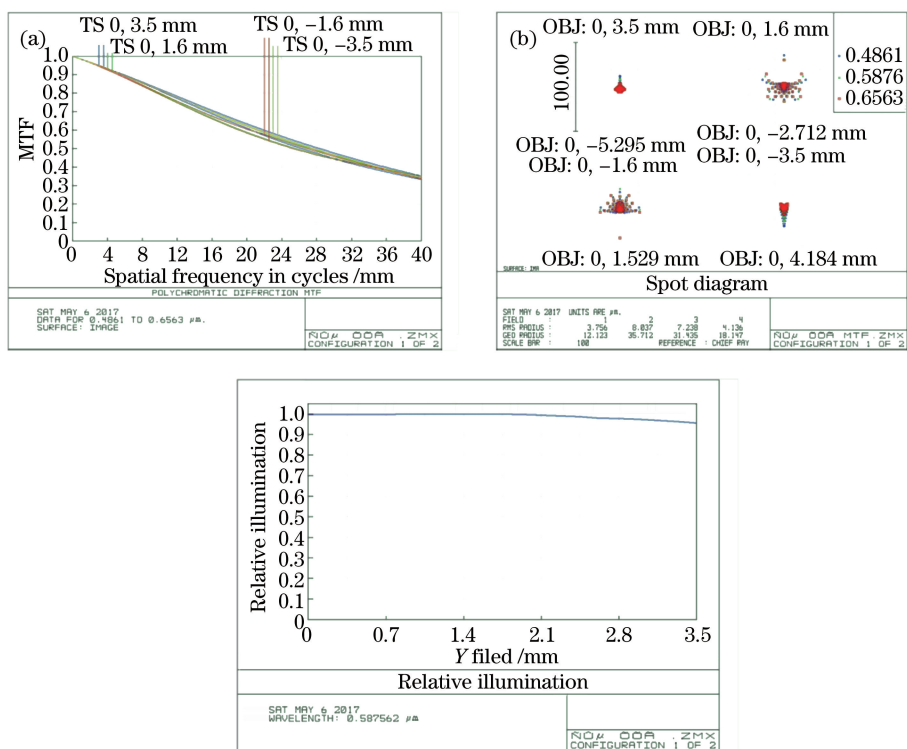


图 13 照明系统的(a) MTF 图,(b)点列图和(c)相对照度分布图

Fig. 13 (a) MTF, (b) spot diagram and (c) relative illumination distribution of the illumination system 达到了 0.95 以上,符合均匀照明的原则。利用该光学结构,可以对眼底实现均匀清晰的照明。

4 公差分析

为了保证眼底照相机的实用性,光学系统必须能够被实际加工制造出来。因此,需要对光学系统进行公差分析。系统的公差如表 2 所示,利用 Zemax 软件进行公差分析,得到系统在 70 lp/mm 处的 MTF 变化情况如表 3 所示。可以看出,在上述公差条件下,光学系统的平均 MTF 为 0.436,满足设计指标要求,可以实际加工生产。

表 2 光学系统的公差范围

Table 2 Tolerance range of the optical system

Parameter	Value
Radius	N=2
Thickness /mm	0.02
Decenter X/Y /mm	0.02
Tilt X/Y /(")	30
S+A irregularity	$\Delta N=0.2$
Index	0.0001
Abbe	0.0083

表 3 70 lp/mm 处成像系统的 MTF

Table 3 MTF of the imaging system at 70 lp/mm

Parameter	Value
Nominal	0.489
Best	0.474
Worst	0.359
Mean	0.436
Standard deviation	0.032

5 结 论

设计了一种视场角为 40° , 可进行 $\pm 15D$ 的屈光度补偿的手持式免散瞳眼底照相机, 使用该相机可以拍摄清晰的视网膜图像。相机的照明系统和成像系统共用一组接目物镜。采用红外对焦的方式, 不需要使用药物对眼睛进行散瞳处理。利用环形 LED 光源照明, 避免了角膜对照明光的反射。该眼底照相机光学系统结构简单, 成本低廉。对该系统的研究, 可以降低眼底照相机的使用成本, 促进相关眼科医学的发展。

参 考 文 献

- [1] Liu Lili, Huang Tao, Cai Min, *et al.* Retinal imaging system with large field of view based on liquid crystal adaptive optics[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, 21(2): 301-307.
刘丽丽, 黄涛, 蔡敏, 等. 大视场液晶自适应视网膜成像系统[J]. *光学精密工程*, 2013, 21(2): 301-307.
- [2] Li Pengfei, Xu Jinkai, Hu Lifa, *et al.* Design and realization of focus adjustment for inaging CCD in retinal aberration correction setup[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2010, 25(5): 733-737.
李鹏飞, 许金凯, 胡立发, 等. 人眼像差校正仪成像 CCD 随动控制的设计与实现[J]. *液晶与显示*, 2010, 25(5): 733-737.
- [3] Wang Yucai, Chen Kai. Eye optometry[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2008: 2-6.
王育才, 陈凯. 眼视光学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2008: 2-6.
- [4] Xu Yan. Studies of fundus cameras based on the eye model[D]. Tianjin: Nankai University, 2008: 1-3.
许妍. 基于眼模型的眼底照相机的研究[D]. 天津: 南开大学, 2008: 1-3.
- [5] Li Can. Design and fabrication of new type of fundus camera[D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2014.
李灿. 新型眼底照相机的设计与研制[D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2014.
- [6] Kamiya K, Kobashi H, Shimizu K, *et al.* Effect of pupil size on uncorrected visual acuity in astigmatic eyes[J]. *British Journal of Ophthalmology*, 2012, 96(2): 267-270.
- [7] Liang J, Williams D R, Miller D T, *et al.* Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1997, 14(11): 2884-2892.
- [8] Guo Huanqing, Wang Zhaoqi, Zhao Qiuling, *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.
- [9] Wang Zhaoqi, Xu Yan. 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.
- [10] Cheng A C, Rao S K, Cheng L L, *et al.* Assessment of pupil size under different light intensities using the Procyon Pupillometer[J]. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2006, 32(6): 1015-1017.
- [11] Zhang Yunhai, Zhao Gaina, Zhang Zhonghua, *et al.* Accurate focusing of non-mydratic fundus camera[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2009, 17(5): 1014-1019.
张运海, 赵改娜, 张中华, 等. 免散瞳眼底照相机的精密调焦[J]. *光学精密工程*, 2009, 17(5): 1014-1019.
- [12] de Hoog E, Schwiegerling J. Fundus camera systems: a comparative analysis[J]. *Applied Optics*, 2009, 48(2): 221-229.
- [13] Yang Jiaqiang, Cheng Dewen, Wang Qingfeng, *et al.* Design of a novel wide view-field angle and anti-stray-light fundus camera[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(11): 1122002.
杨加强, 程德文, 王庆丰, 等. 新型大视场消杂光眼底相机光学系统的设计[J]. *光学学报*, 2012, 32(11): 1122002.