

引用格式: WU Yan-xiong, GUO Zhi-yuan, YU Miao, *et al.* Optical System Design of Miniaturized Fundus Camera Based on Non-coaxial Array Illumination[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, 49(8):0822002

伍雁雄, 郭智元, 余苗, 等. 基于非共轴阵列照明的小型化眼底相机光学系统设计[J]. 光子学报, 2020, 49(8):0822002

# 基于非共轴阵列照明的小型化眼底相机光学系统设计

伍雁雄, 郭智元, 余苗, 王丽萍

(佛山科学技术学院, 广东 佛山 528000)

**摘要:**建立了非共轴阵列照明下的眼底成像数学模型,采用照明光路与成像光路独立设计方法,提出了一种微小型眼底相机光学系统,以避免传统眼底相机中人眼角膜与网膜物镜反射杂光对视网膜图像的干扰.设计了6阵列环形光源照明光路系统,长度仅17.9 mm,实现眼底视网膜有效照明线视场不小于12 mm;成像光路系统采用二次成像设计,光学调制传递函数优于0.2@91 lp/mm,畸变小于5%,长度仅为75 mm.仿真与设计结果表明,该眼底相机光学系统有效抑制了光路中的杂散光,有利于获得高对比度视网膜图像.研究结果可为高像质、小型化以及低杂光眼底相机发展提供设计参考.

**关键词:**光学设计;眼底相机;杂散光抑制;非共轴;小型化

中图分类号:TB811

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20204908.0822002

## Optical System Design of Miniaturized Fundus Camera Based on Non-coaxial Array Illumination

WU Yan-xiong, GUO Zhi-yuan, YU Miao, WANG Li-ping

(Foshan University, Foshan, Guangdong 528000, China)

**Abstract:** The mathematical model of fundus imaging under the non-coaxial array illumination is established. A micro optical system of fundus camera is proposed by using the independent design method of illumination light path and imaging light path, which avoids the interference of human cornea and omental objective reflected light on the retina image in the traditional fundus camera. The design of 6-array ring light source illumination system is completed, which is only 17.9 mm in length and the effective illumination line field of fundus retina is not less than 12 mm. The secondary imaging design is adopted in the imaging optical system. The modulation transfer function is better than 0.2 @ 91 lp/mm and the distortion is less than 5% with 75 mm length. The simulation and design results show that the optical system of the proposed fundus camera can effectively suppress the stray light in the optical path which is conducive to obtaining high contrast retinal image. The results can provide a design reference for the development of high image quality, miniaturization and low stray light fundus camera.

**Key words:** Optical design; Fundus camera; Stray light suppression; Non-coaxial; Miniaturization

**OCIS Codes:** 220.3630; 220.4830; 220.3620

## 0 引言

眼底相机是专门用于拍摄人眼视网膜图像的医学成像设备.人眼相当于一个小型光学成像系统,每个

基金项目:国家自然科学基金面上基金(No.61771139),佛山科学技术学院高建科研项目(No.CGG07141)

第一作者:伍雁雄(1982—),男,教授,博士,主要研究方向为光学系统设计和光学仪器研制. Email: winsword@sina.com

通讯作者:王丽萍(1985—),女,讲师,硕士,主要研究方向为光学测量技术. Email: home313@126.com

收稿日期:2020-02-28;录用日期:2020-05-19

<http://www.photon.ac.cn>

结构的光学特性都不相同,其中角膜、前房和玻璃体等相当于光学透镜,而位于虹膜中间的瞳孔等同于光阑,晶状体和睫状体构成变焦透镜,视网膜是负责接收信息的接收器<sup>[1-2]</sup>.人眼视网膜是人体中唯一可在无创条件下直接观察到血管的组织<sup>[3]</sup>,通过视网膜毛细血管图像可诊断眼科疾病和全身性疾病,青光眼、白内障、高血压、动脉粥样硬化、心肌梗死、心血管疾病等都对视网膜血管的宽度、曲折和分支角度等特征产生影响<sup>[4]</sup>.据国际糖尿病联合会第九版<sup>[5]</sup>显示,2019年全球约有4.63亿人患有糖尿病,中国有1.16亿,糖尿病可引发视网膜上的毛细血管病变,通过眼底相机拍摄的视网膜图像可用于糖尿病的诊断与预防.眼底相机的可实时无创眼底成像检查已成为最经济、最常用的医用光学检查手段之一.

眼底相机光学系统的眼底分辨能力以及杂光控制对视网膜毛细血管的图像质量起关键作用,直接影响医生对病情的诊断.传统眼底相机光学系统一般采用可见光设计,拍摄瞬间会使患者产生不适.成像系统复杂,透镜数量达10片以上.照明系统通过中空反射镜或者分光板将照明光束导入网膜物镜组,成像系统与照明系统共用网膜物镜组,网膜物镜组的表面反射光造成的鬼像以及角膜杂散光将影响视网膜图像的观察.JIANG Jian-yu等<sup>[6]</sup>设计了一款39°视场的可见光免散瞳眼底相机光学系统,分辨眼底10 μm结构;采用环形光源照明的方式抑制角膜反射带来的杂散光,通过偏振方式消除网膜物镜组的表面反射带来的杂光,眼底视网膜照明均匀度达到95%.WANG Xiao-heng等<sup>[7]</sup>设计了一款40°视场的双光源眼底相机光学系统,可见光用于拍摄视网膜图像,近红外光用于观察,具备±15D的屈光度补偿功能;采用可见光透过、红外光反射的分光镜实现双光源共光路设计,通过环形光源抑制角膜杂散光.

传统眼底相机光学架构复杂,由于照明光路与成像光路的共光路设计,人眼角膜及网膜物镜组引起的杂散光难以抑制.针对传统眼底相机消杂光技术的复杂性与存在的不足,本文提出采用照明光路与成像光路非共轴设计的方案;通过建立非共轴环形阵列照明的眼底成像视场数学模型,确定满足眼底均匀照明的照明光学系统参数.在此基础上,完成微小型化眼底相机的照明与成像光学系统设计.

## 1 系统结构及设计难点

### 1.1 传统眼底相机光路结构

眼底相机主要由照明系统和成像系统组成,照明系统将眼底视网膜照亮,成像系统将视网膜上的毛细血管成像到图像传感器.传统眼底相机的照明系统包括光源、聚光镜、照明光阑、中继镜组、中空反射镜、网膜物镜、标准眼模型等,如图1.照明系统采用环形光共轴照明设计,实现对角膜杂光控制及眼底均匀照明.环形光源与人眼瞳孔共轭,相当于光源位于瞳孔处,进而照明眼底.光源发光角度直接影响光源的工作距离以及眼底相机的工作距离,通过环形光阑可进一步控制光源发光角度.角膜反射率为眼底对光源有效利用率的20~2 000倍<sup>[8]</sup>,采用环形光源照明有效避免了角膜正面反射光形成的鬼像对视网膜图像的干扰,通过控制照明光束在角膜表面的入射高度及入射角度可实现角膜杂散光的抑制.瞳孔处环形光斑直径范围一般为4~6 mm,设计时应考虑实际光源大小对照明系统倍率的要求、瞳孔光斑与光源的共轭关系以及眼底照明的均匀性.

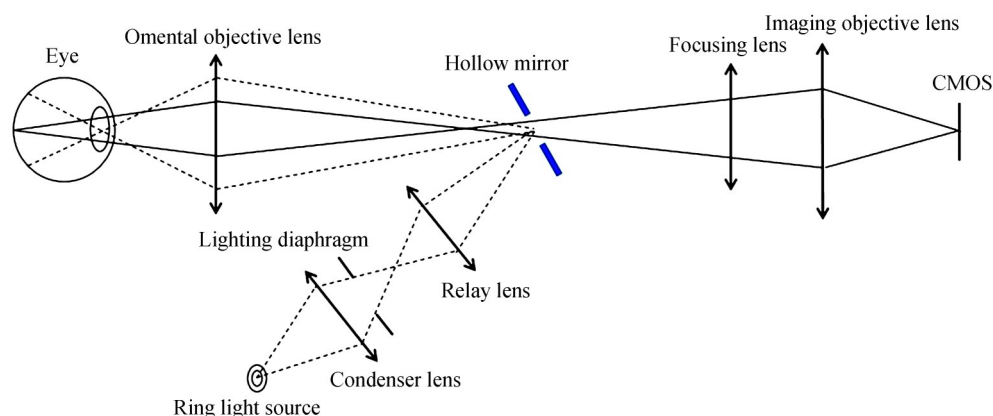


图1 传统眼底相机光路结构

Fig. 1 Diagram of light path structure of traditional fundus camera

成像系统包括标准眼模型、网膜物镜、调焦镜、中空反射镜、成像镜组,如图1所示.网膜物镜为照明系统与成像系统共用镜组,两个系统需要进行共光路设计,包括共工作距离、共透镜组、共间隔,共尺寸等,两个光学系统的设计需要相互协调,经过多次调整才能设计出满足要求的光学系统.中空反射镜在照明系统将照明光束导入网膜物镜组,在成像系统作为成像光通道,实现成像光的同轴传播.网膜物镜组的表面反射光造成的鬼像在设计时一般以探测器的表面为物面,以网膜物镜的各表面为反射镜面,逆向追迹光线,在照明系统中找到与探测器表面共轭的位置,通过添加黑点板来屏蔽形成鬼像的杂散光<sup>[9]</sup>.眼底相机的眼底分辨能力与图像传感器的像元大小、成像系统的倍率以及调制传递函数(Modulation Transfer Function, MTF)截止频率相关,设计时还需考虑系统的 $F$ 数和系统总长等.

### 1.2 新型眼底相机光路结构

角膜及网膜物镜组的杂散光抑制是传统眼底相机设计的难点,在避免产生角膜正面反射光的条件下需同时满足剩余角膜表面反射光溢出成像系统的要求.照明系统与成像系统的网膜物镜组共光路设计难度大,且照明光在网膜物镜组的镜面反射光形成的鬼像难以消除并干扰视网膜图像的观察.便携式眼底相机体积小、便携性好的特点极大便利了医生的出诊,有助于提高眼底检查的普遍性.针对传统眼底相机光学系统杂散光抑制难度大及体积较大的问题,在考虑实际光源大小、环形光阑尺寸、像质要求、物方分辨精度等条件下,提出一种基于非共轴环形阵列照明的小型化眼底相机光学系统设计.如图2,照明系统与成像系统分光路单独设计,照明光不经过成像光学系统的网膜物镜而照明人眼视网膜,从而有效避免了网膜物镜中光学元件即使通过镀膜也难以避免的剩余反射产生的杂散光.采用环形照明的方式,通过控制瞳孔环形光斑范围以及入射光线角度实现角膜杂散光的抑制.照明系统由多个环形分布的子阵列系统构成,每个子阵列系统仅由点光源和匀光系统组成,没有中继镜组、中空反射镜、网膜物镜等,进行微小型化设计.成像系统为紧凑型,包括网膜物镜和成像镜组.

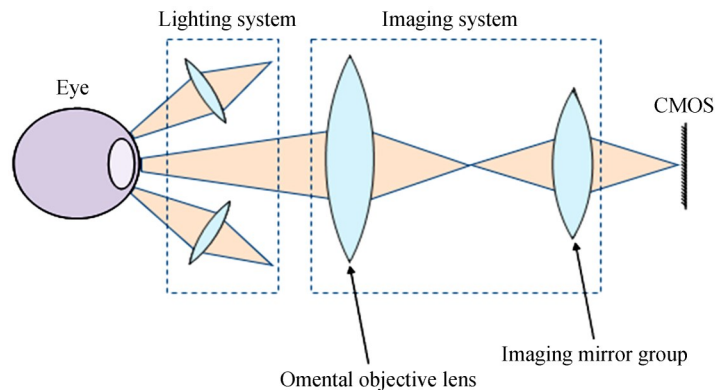


图2 基于非共轴环形阵列照明的眼底相机光路结构示意图

Fig. 2 Diagram of light path structure of fundus camera based on non-coaxial ring array illumination

### 1.3 成像视场数学模型

该照明方案中环形子阵列系统位于成像系统的工作区域,照明系统要在不干扰成像系统成像视场条件下,满足眼底照明高度以及照明系统工作距离,因此提出在有效照明面积下的成像视场数学模型,分析有效照明面积下成像视场与照明子阵列系统的高度、透镜直径等的关系.

非共轴环形阵列照明采用环形点光源设计,眼底形成相互交叠的阵列照明区域,其中有效照明区域如图3所示.眼底相机采用多阵列环形照明设计,眼底有效照明面积分析如图4,光学系统中心轴线与经过瞳孔中心、有效照明区域边缘的连线的夹角为 $\theta$ ,照明子光束的主光线与边缘光线的夹角为 $\omega_0$ .眼底子阵列照明区域视为圆形,半径为 $R$ ,面积为 $S$ ,眼底有效照明的半高度为 $K$ .照明子阵列光束的主光线从瞳孔到眼底的距离近似于瞳孔中心到视网膜中心的距离 $L$ , $n$ 为照明子阵列个数.以视网膜中心为原点建立平面直角坐标系, $X$ 为眼底照明相邻子阵列系统照明区域相交时的横坐标, $Y$ 为眼底照明相邻子阵列系统照明区域相交时的纵坐标.则

$$R = L \tan \omega_0 \quad (1)$$

$$S = \pi (L \tan \omega_0)^2 \quad (2)$$

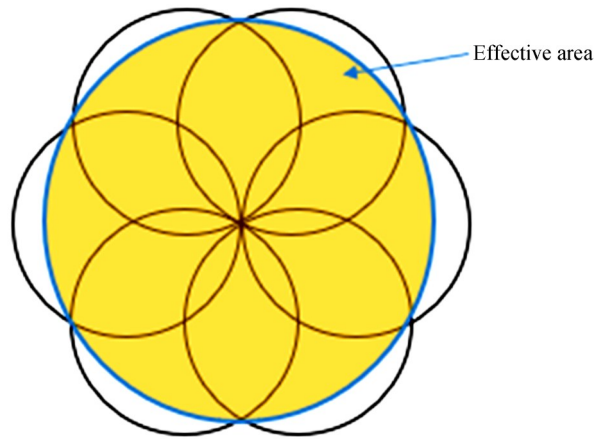


图3 眼底有效照明面积分析  
Fig. 3 Analysis diagram of effective illumination area of fundus

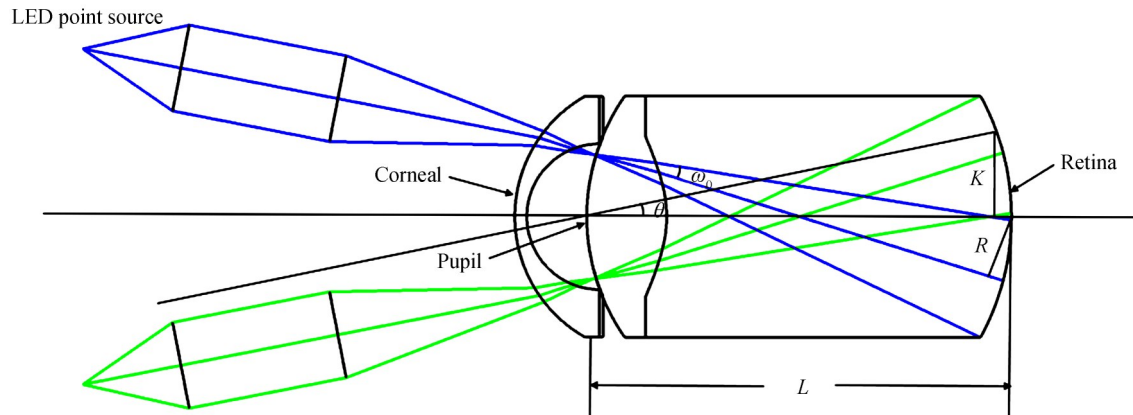


图4 眼底照明面积分析  
Fig.4 Analysis diagram of fundus lighting area

由相邻子阵列照明区域相交求有效照明区域的边界,即

$$\begin{cases} (x - R)^2 + y^2 = R^2 \\ \left(x - R \cos \frac{360}{n}\right)^2 + \left(y - R \sin \frac{360}{n}\right)^2 = R^2 \end{cases} \quad (3)$$

根据设计结果中匀光系统透镜直径、工作距离以及采用的子阵列系统个数等可以求出  $R$ 、 $S$  以及有效照明半视场  $K$ 。

基于非共轴环形阵列照明系统的眼底相机有效成像视场与照明阵列子系统的高度以及工作距离相关。以角膜前表面为全局坐标参考面,分析有效照明面积下的成像视场(Field of View, FOV)如图5。匀光系统前后透镜半径设计为相等,两透镜下边缘的连线平行于子系统主光轴,子系统相对于主光轴的偏转设计为与成像半视场角  $I_2$  相等,且根据折射定律可知  $I_1 > I_2$ ,则限制成像视场大小的为前透镜。设照明系统后透镜中心的坐标为  $(x, y)$ ,后透镜下边缘坐标为  $(x_1, y_1)$ ,前透镜下边缘坐标为  $(x_2, y_2)$ ,成像边缘视场主光线与角膜的交点坐标为  $(x_i, y_i)$ ,点坐标中横、纵坐标均取正值。照明前后透镜距离为  $l_1$ ,光源发散角为  $\alpha$ ,光源工作距离为  $l_0$ ,前透镜半口径余量为  $d$ , $n_0$  为空气折射率, $n_1$  为眼球平均折射率, $L_2$  为角膜中心到瞳孔中心距离, $h$  为前透镜半径,则



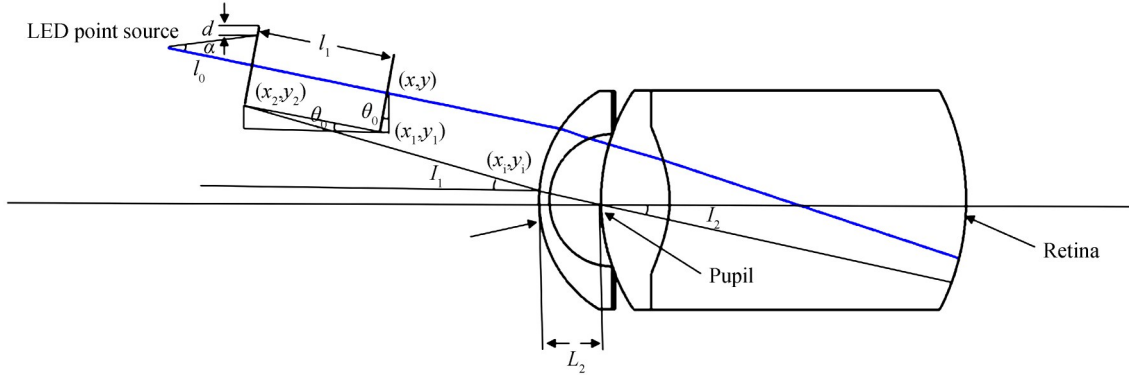


图5 有效成像视场分析

Fig.5 Effective imaging FOV analysis chart

$$h = l_0 \tan \alpha + d \quad (4)$$

$$\begin{cases} x_1 = x + h \sin \theta_0 \\ y_1 = y - h \cos \theta_0 \end{cases} \quad (5)$$

$$\begin{cases} x_2 = x_1 + l_1 \cos \theta_0 = x + h \sin \theta_0 + l_1 \cos \theta_0 \\ y_2 = y_1 + l_1 \sin \theta_0 = y - h \cos \theta_0 + l_1 \sin \theta_0 \end{cases} \quad (6)$$

$$\tan I_1 = \frac{y_2 - y_1}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \quad (7)$$

$$y_i = L_2 \tan I_2 \quad (8)$$

$$n_0 \sin I_1 = n_1 \sin I_2 \quad (9)$$

结合照明系统设计结果中的相关数据可求得此照明方案下的有效成像视场。

## 2 光学系统设计

光学系统总体设计结果如图6,照明系统采用环形阵列设计,每个子阵列系统仅包括匀光系统,且与成像系统分光路设计,避免了网膜物镜组杂散光的产生;成像系统包括网膜物镜和成像镜组,镜组间隔小,实现紧凑型设计。

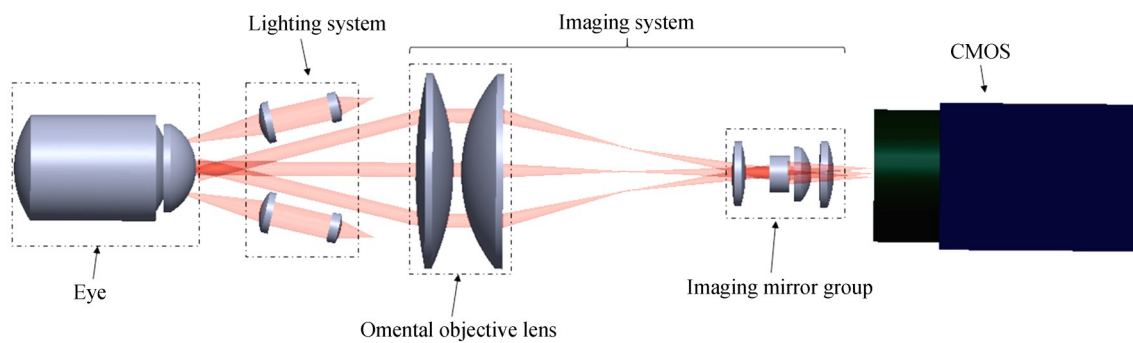


图6 光学系统设计结果

Fig.6 Result diagram of optical system design

### 2.1 非共轴照明系统设计

#### 2.1.1 非共轴照明光学系统设计

照明系统采用非共轴环形阵列照明的方式照明视网膜。由于角膜对照明光的反射远强于眼底对照明光的有效利用率<sup>[10]</sup>,因此采用环形照明方式进行照明,避免角膜正面反射光形成的鬼像,且剩余角膜反射光全部溢出成像系统,解决了角膜反射形成的鬼像对视网膜图像造成干扰的难题。眼底组织对近红外光反射率要强于对可见光的反射率,约为10%<sup>[11]</sup>。采用940 nm近红外光作为照明光源,满足免散瞳观察的需求。照明

阵列子系统设计参数如表1.

表1 照明系统设计参数  
Table 1 Design parameters of lighting system

Parameter	Value
Wave band/nm	935~945
Divergence angle of light source /( $^{\circ}$ )	30
Pupil spot diameter range /mm	4~6
Working distance /mm	10
Fundus illumination height /mm	12
Total length of system/mm	$\leq 20$

照明子阵列系统设计结果如图7,瞳孔光斑直径在4.5~6 mm范围,眼底照明高度为 $\pm 7.2$  mm,系统总长为17.9 mm.子阵列系统为两片平凸透镜组成的匀光系统,增加了进入人眼的照明光的均匀性.LED点光源到匀光系统后表面的距离为17.9 mm,系统后截距为10 mm,实现小型化设计.

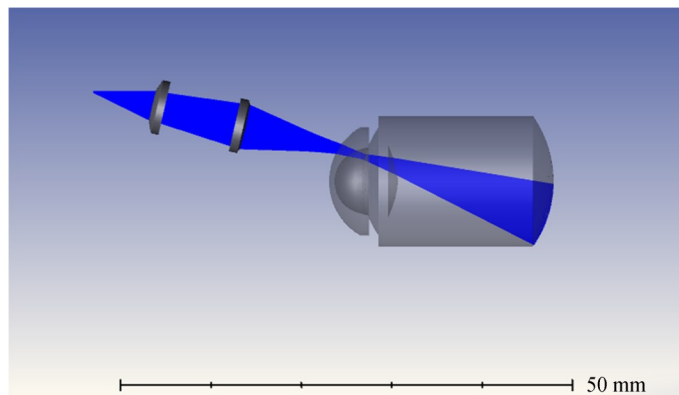


图7 照明子阵列系统设计结果

Fig. 7 Result diagram of lighting sub array system design

在综合考虑子阵列系统透镜直径以及眼底照明效果条件下,照明系统最终选用6阵列设计.以角膜表面为全局坐标参考面,6个子阵列系统在相对主光轴偏转 $15^{\circ}$ ,偏心7.5 mm条件下 $360^{\circ}$ 平均分布,如图8,子阵列系统多重结构参数见表2.由设计结果已知子阵列系统后透镜到瞳孔的距离约12 mm,后透镜的有效半径

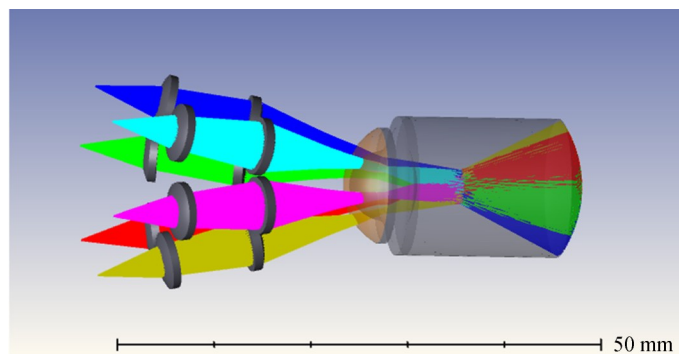


图8 环形阵列照明系统设计结果

Fig. 8 Result diagram of circular array lighting system design

为2 mm,由式(1)~(3)可得 $R=3.55$  mm, $S=39.57$  mm<sup>2</sup>,有效照明半视场 $K=6.13$  mm,有效照明半视场角 $\theta$ 约 $17^{\circ}$ .光源工作距离为6.5 mm,前后透镜距离 $l_1=8$  mm,光源发散角为 $30^{\circ}$ ,人眼平均折射率取1.34,角膜中心到瞳孔中心距离 $L_2=3.6$  mm,前透镜半口径余量 $d$ 取0.3 mm, $x_i$ 取0,由式(4)~(9)可求解得到此条件下的有效成像半视场 $I_2$ 约为 $15^{\circ}$ ,则有效线视场为11.7 mm.

表2 照明子阵列系统多重结构参数

Table 2 Multiple structural parameters of lighting subarray system

Operand	Config1	Config2	Config3	Config4	Config5	Config6
CATX	-15	-15	-15	-15	-15	-15
CADY	-7.5	-7.5	-7.5	-7.5	-7.5	-7.5
CATZ	0	60	120	180	240	300

## 2.1.2 照明效果分析

利用光学设计软件 Zemax 的几何图像分析功能对瞳孔光斑以及眼底照明效果进行分析,得到瞳孔环形光斑图 9(a)和眼底照明效果图 9(b).瞳孔处环形点光斑直径范围在 4.5~6 mm,在环形光斑要求范围内<sup>[8]</sup>,眼底照明直径达到 14 mm,其中有效照明直径达 12 mm.通过照明仿真软件 Lighttools 对眼底照明均匀性进一步模拟,设置光源功率为 100 W,光源发散角为 30°,追迹  $1 \times 10^6$  根光线,得到眼底照明均匀性模拟数据表 3、眼底照明均匀性模拟图 10(a)、眼底能量分布曲线图 10(b).眼底中心区域功率密度约  $0.084 \text{ W/mm}^2$ ,最大功率密度为  $0.086 \text{ W/mm}^2$ ,30°照明区域内半径 85% 处的功率密度约为  $0.070 \text{ W/mm}^2$ .根据均匀度  $U$  的定义<sup>[12]</sup>

$$U = 1 - \frac{|\Phi_{\text{center}} - \Phi_{85\%}|}{\Phi_{\text{max}}}, \Phi_{\text{center}}$$
 为照明中心区域的功率密度,  $\Phi_{85\%}$  为照明区域半径 85% 处的功率密度,

$\Phi_{\text{max}}$  为照明区域内的最大功率密度,计算可得  $U=83.7\%$ ,实现了眼底均匀照明.

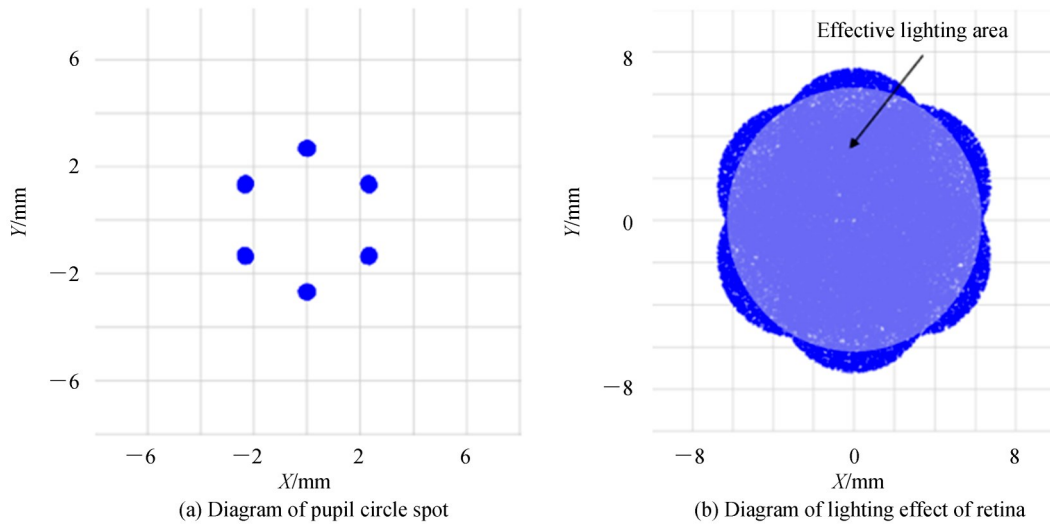


图9 照明均匀性仿真分析

Fig. 9 Analysis diagram of lighting uniformity simulation

表3 眼底照明均匀性模拟数据

Table 3 Simulation data of fundus illumination uniformity

	Num samp	Total power/W	Max value/( $\text{W} \cdot \text{mm}^{-2}$ )	Min value/( $\text{W} \cdot \text{mm}^{-2}$ )	Average/( $\text{W} \cdot \text{mm}^{-2}$ )
Receiver	1 003 216	10.247	0.086 073	0.000 0	0.050 859

眼底相机光学系统中角膜反射光、透镜的表面反射光是杂散光的主要来源.环形光照明避免了角膜正面反射光造成的杂散光,角膜的剩余表面反射光仍有可能形成鬼像干扰视网膜图像的观察.在 Lighttools 中分别进行新型与传统结构条件下的眼底相机反射杂光模拟分析,设置光源功率为 100 W,光源发散角为 30°,追迹  $1 \times 10^6$  根光线,角膜表面反射率为 4%,网膜物镜表面反射率为 2%.新型非共轴环形照明杂散光追迹结果如图 11,传统共轴环形照明杂散光追迹结果如图 12.新结构下眼底相机不产生网膜物镜组杂散光,同时避免了角膜中心区域反射杂光的产生,剩余角膜反射杂光全部溢出成像系统,CMOS 上探测到的能量为 0,实现眼底相机杂散光的良好控制.传统结构下角膜处杂散光可实现与新结构等同的抑制效果,但网膜物镜组的表面反射光仍会经过成像系统进入 CMOS 器件,CMOS 探测到  $0.027\ 526 \text{ W}$  能量,说明网膜物镜组反射杂

光仍会影响视网膜图像质量.

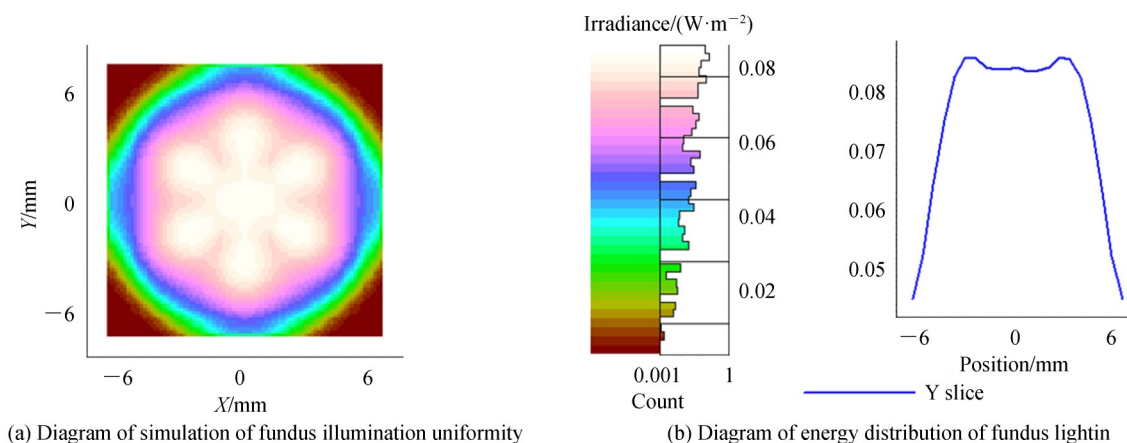


图 10 眼底照明模拟效果

Fig.10 Diagram of simulation of fundus illumination effect

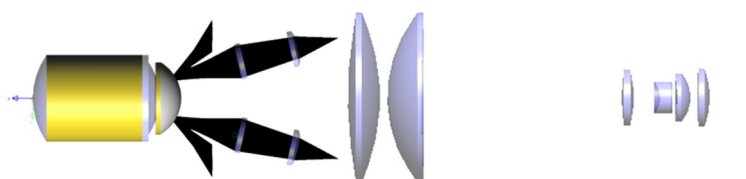


图 11 新型眼底相机杂散光模拟

Fig. 11 Simulation of stray light in new fundus camera

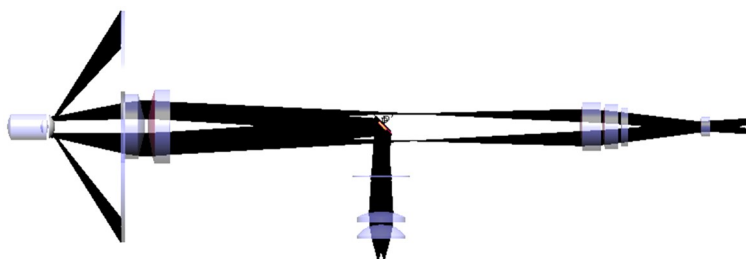


图 12 传统眼底相机杂散光模拟

Fig.12 Simulation of stray light in traditional fundus camera

## 2.2 成像系统设计

成像系统采用二次成像设计,结合 Gullstrand-Le Grand 标准眼模型,实现对人眼像差和系统像差的综合矫正<sup>[13]</sup>.网膜物镜组采用两片式广角目镜组设计,消除部分人眼像差.成像镜组采用双胶合+单透镜+双胶合广角目镜组设计,设计过程采用双胶合透镜双分离以消除场曲,并结合设计效果减少或增加透镜.匹配于像元大小为  $5.5\ \mu\text{m}\times 5.5\ \mu\text{m}$  的 BASLER 相机,且要求分辨视网膜  $6\ \mu\text{m}$  结构,则系统倍率为 0.91. 由  $N = \frac{1000}{2\alpha}$  ( $N$  为极限分辨率,  $\alpha$  为像素尺寸) 可知成像系统的极限分辨率为  $91\ \text{lp/mm}$ . 由  $\varphi = 1.22\lambda/D$ <sup>[14]</sup> ( $\varphi$  为像元尺寸  $d$  与光学系统焦距  $f$  的比值,  $D$  为入瞳直径,  $\lambda$  为中心波长) 可知,衍射极限光圈值为 4.8. 成像系统设计参数如表 4.

成像系统镜头数据如表 5,二维结构如图 13.成像系统使用 6 片纯球面单透镜完成设计,结构简洁.网膜物镜到 CMOS 总长 75 mm,实现紧凑型设计.成像镜组为正负透镜组合的四片式透镜组,消除了部分人眼像差以及系统的主要像差. BASLER acA 2040-180km 相机的感光芯片离相机端口的距离在 12 mm 左右,成像系统后截距为 18 mm,满足使用要求.

图 14 为成像系统 MTF 曲线,全视场 MTF 在奈奎斯特频率  $91\ \text{lp/mm}$  处大于 0.2,满足成像系统使用的



表4 成像系统设计参数  
Table 4 Design parameters of imaging system

Parameter	Value
Wave band /nm	935~945
Line field of view /mm	$\pm 5.24$
Object resolution / $\mu\text{m}$	6
Pupil diameter/mm	2
Total length of system/mm	$\leq 130$
Distortion /%	$< 5$
MTF value	$> 0.2@91 \text{ lp/mm}$

表5 成像系统镜头数据  
Table 5 Lens data of imaging system

No.	Surface type	Radius/mm	Thickness/mm	Material	Refractive index	Abbe number
OBJ	Standard	12.50	0.00			
1	Standard	12.50	17.25		1.34	55.00
2	Even Asphere	5.67	4.00		1.42	55.00
3	Standard	-10.48	0.00			
STO	Standard	-10.10	3.00		1.34	55.00
5	Standard	-3.63	0.60		1.38	55.00
6	Standard	-6.89	29.99			
7	Standard	64.70	5.22	H-K9L	1.52	64.21
8	Standard	-32.01	1.00			
9	Standard	20.73	5.41	H-K9L	1.52	64.21
10	Standard	214.43	31.60			
11	Standard	27.25	1.92	H-LAK3	1.75	51.00
12	Standard	-15.69	4.15			
13	Standard	-3.85	1.70	H-F2	1.61	37.00
14	Standard	19.69	1.00			
15	Standard	-17.19	2.11	H-LAK3	1.75	51.00
16	Standard	-5.73	1.00			
17	Standard	42.39	2.06	H-LAK3	1.75	51.00
18	Standard	-12.96	18.00			
19	Standard	Infinity	-0.07			
IMA	Standard	Infinity	0.00			

BASLER相机要求.图15为成像系统点列图和场曲、畸变图,艾里斑半径为 $8.602 \mu\text{m}$ ,最大均方根(Root Mean Square,RMS)半径为 $4.135 \mu\text{m}$ ,像质接近衍射极限.全视场场曲小于 $0.2 \text{ mm}$ ,畸变小于 $5\%$ ,保证最终

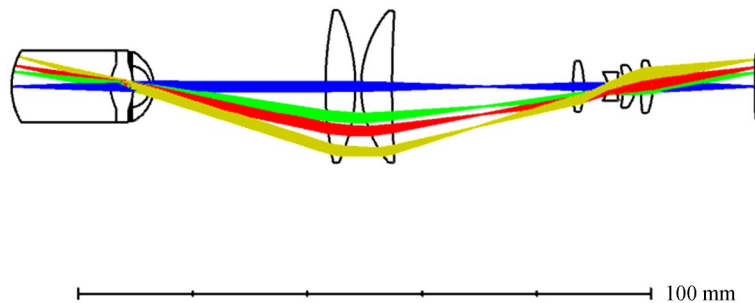


图13 成像系统二维结构  
Fig. 13 Two dimensional structure diagram of imaging system

的眼底图像不失真<sup>[15]</sup>.

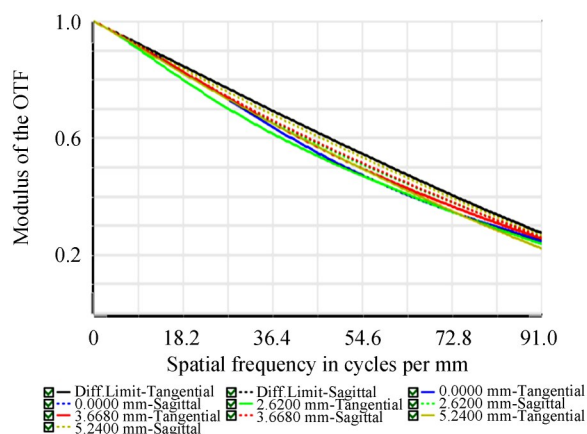


图 14 成像系统 MTF 曲线

Fig. 14 Curve diagram of MTF of imaging system

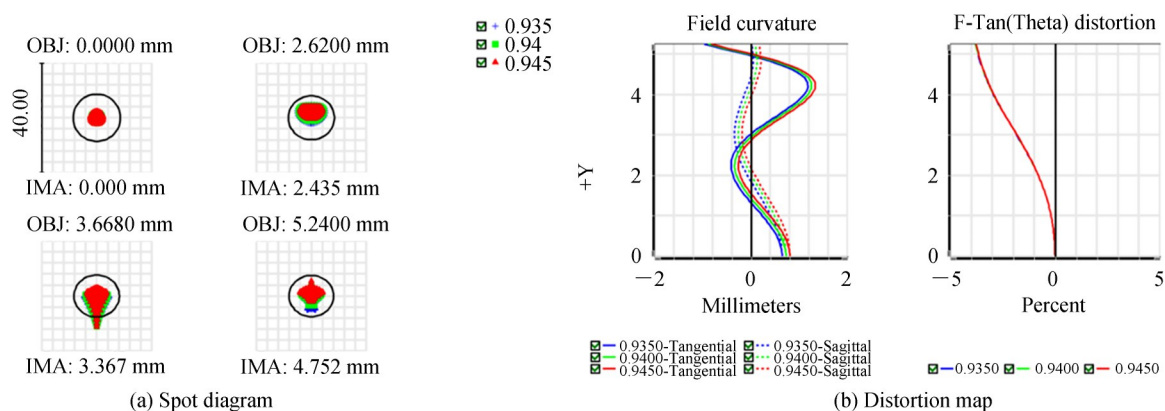


图 15 成像系统点列图和畸变图

Fig. 15 Spot diagram and distortion map of imaging system

### 3 结论

针对传统眼底相机杂散光抑制难题,本文设计了一种微小型低杂光的眼底相机光学系统.通过建立非共轴照明条件下的眼底成像数学模型,确定了照明光学系统设计参数;采用环形照明的方式,避免了人眼角膜中心区域反射杂光的产生;通过控制照明阵列子系统光线的入射角度,确保人眼角膜表面反射光不能进入成像光学系统.设计实现的非共轴照明光学系统既保证了眼底均匀照明,又避免了人眼角膜的反射杂光进入到成像系统,实现眼底成像线视场达到 12 mm 以上,满足实际工程应用需求.在成像光学系统设计方面,采用人眼不敏感的 935~945 nm 近红外光实现免散瞳成像效果,成像分辨率达到 6  $\mu\text{m}$ ,满足高精度视网膜成像需求.相比传统眼底相机光学系统,该光学系统设计结构简洁,实现了体量的大幅下降,照明光学系统长度不超过 20 mm,成像光学系统长度不超过 75 mm,有利于实现微小型化便携式的眼底相机,具有一定的推广应用价值.设计的微小型高精度眼底相机光学系统将为眼底相机的快速发展提供助力和参考.

#### 参考文献

- [1] CHEN Yan-wu. Research on new fundus imaging mechanism[D]. Changchun: Changchun University of technology, 2013: 8. 陈艳武. 新型眼底成像机构研究[D]. 长春: 长春理工大学, 2013: 8.
- [2] DEHOOG E A. Novel fundus camera design[D]. Arizona: The University of Arizona, 2008: 10.
- [3] MCGRORY S, CAMERON J R, PELLEGRINI E, *et al.* The application of retinal fundus camera imaging in dementia: a systematic review[J]. *Alzheimer's & Dementia: Diagnosis, Assessment & Disease Monitoring*, 2017, 6(1): 91-107.

- [4] OGAGARUE E R, LUTSEY P L, KLEIN R, *et al.* Association of ideal cardiovascular health metrics and retinal microvascular findings: the Atherosclerosis Risk in Communities Study[J]. *Journal of the American Heart Association*, 2013, **2**(6):e000430.
- [5] International Diabetes Federation.IDF Diabetes Atlas[M].9th ed. Brussels, Belgium; International Diabetes Federation, 2019.
- [6] JIANG Jian-yu, YANG Bo, WAN Xin-jun, *et al.* Optical system of portable pupil free eyeground camera with beacon[J]. *Optical Technology*, 2019, **45**(2): 240-244.  
江剑宇,杨波,万新军,等.便携式免散瞳带信标眼底相机光学系统[J].光学技术,2019,**45**(2):240-244.
- [7] WANG Xiao-heng, XUE Qing-sheng. Optical design of large field hand-held non mydriatic fundus camera[J]. *Journal of Optics*, 2017, **37**(9): 246-253.  
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):246-253.
- [8] LI Can. Design and development of a new fundus camera[D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Precision Machinery and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2014.  
李灿.新型眼底相机的设计与研制[D].长春:中国科学院长春光学精密机械与物理研究所,2014.
- [9] LI Chun, SUN Qing, LIU Ying, *et al.* Design of uniform illumination and anti stray light interference of fundus camera[J]. *China Optics and Applied Optics*, 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.
- [10] PALMER D W, COPPIN T, RANA K, *et al.* Glare-free retinal imaging using a portable light field fundus camera[J]. *Biomedical Optics Express*, 2018, **9**(7): 3178-3192.
- [11] HUANG Yang. Design of near infrared fundus camera[D]. Nanjing: Nanjing University of technology, 2011:8.  
黄阳.近红外眼底相机的设计[D].南京:南京理工大学,2011:8.
- [12] DEHOOG E, SCHWIEGERLING J. Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras[J]. *Applied Optics*, 2009, **47**(36):6769-6777.
- [13] LI Can, SONG Shu-mei, LI Chun, *et al.* Optical system design of hand held fundus camera[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(9): 240-246.  
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):240-246.
- [14] 张以谟.应用光学[M].3版.北京:电子工业出版社,2008:401.
- [15] YANG Jia-qiang, CHENG De-wen, WANG Qing-feng, *et al.* The design of optical system for a new large field of view defocusing fundus camera[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(11): 212-218.  
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):212-218.