

文章编号:1004-4213(2010)05-0855-5

基于眼模型的便携式眼底荧光相机设计*

王尧,王肇圻[†],张梅

(南开大学 现代光学研究所 光电信息技术科学教育部重点实验室,天津 300071)

摘要:设计了一款基于 Gullstrand-Le Grand 眼模型的便携式眼底荧光相机. 该相机选用 Nikon 公司的 B-2A 滤光组合作为滤光系统,综合考虑了人眼光学结构和外部系统的像差进行综合设计,实现了全视场 200 万像素的高清晰成像. 采用环形光阑和共轴式照明相结合的照明方式,获得了眼底均匀照明. 结果显示:本相机具有较大的调节能力,对 -10D~+8D 人眼普遍适用,其视场角为 30°,像面成像分辨率为 120 lp/mm,负畸变值小于 5.3%.

关键词:光学设计;眼底荧光造影;眼模型;环形光阑

中图分类号:TH773; R778.1

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20103905.0855

0 引言

眼底荧光造影 (Fundus Fluorescein Angiography, FFA) 是一项对眼底疾病的诊断及鉴别诊断具有重要作用的眼科诊断技术,由 Novotny 和 Alvis 于 1961 年首创,随后在眼科临床上迅速得到普及^[1-2]. 它采用荧光素钠作为造影剂注入被检查者的静脉内,造影剂随血液循环至眼底血管中,受蓝光的激发而产生黄绿色荧光;利用配有特殊滤光片组合的眼底荧光相机,观察并及时拍摄眼底血液循环的动态过程. 目前眼底荧光造影检查应用广泛,国际上已经有多家厂商生产出了形式多样的眼底荧光相机,但这些相机都为台式.

眼底荧光相机作为一个视光学仪器,人眼是这个系统的一个组成部分,在使用过程中,不可避免的要受到人眼自身像差所带来的影响. 通常眼底荧光照相需要在瞳孔直径 4~5 mm 来照明和拍摄眼底图像^[3],在这个条件下人眼附带的像差较大. 而以往的设计都只是针对相机自身的摄影系统进行像差校正,忽略了人眼像差的因素,没有考虑眼底荧光相机的实际应用环境.

本文在眼底荧光相机的设计中,从相机的实际应用环境出发,引入了普适的 Gullstrand-Le Grand 眼模型^[4-6]作为对人眼的模拟,综合校正了人眼及系统的像差. 所设计的眼底荧光相机具有携带方便、清晰度高及调节范围较大等特点.

1 设计原理

1.1 眼底相机的结构

一般的眼底荧光相机由滤光系统、照明系统、摄影系统和观察瞄准系统四部分组成.

滤光系统^[2]:眼底荧光相机中需要两块特殊组合的滤光片. 一块放置于照明光路中,称为激发滤光片,它只允许荧光素的吸收光谱波长通过,而其他波长的光不能通过;另一块放置于摄影光路中,称为屏障滤光片,它必须能让荧光素的发射光谱波长通过,而屏除由眼底反射出的非荧光素发射波长的光. 一个好的滤光系统要求两块滤光片在所需的光谱范围内的透过率高,且二者的光谱透过率的重叠区小于 1%,这样才可以避免假荧光的出现,从而获得清晰的造影图像.

照明系统:采用了环形光阑和共轴式照明相结合的照明系统. 由于眼底本身不发光,对其观察和成像就需要外部光源来照明. 由于人眼角膜中心部分对光的反射很强,容易引起很大的杂散光,所以在照明设计中使用环形光阑,使其成像于眼瞳上,形成环形亮斑,这样光线从角膜曲率半径较小的环形区域进入,避免了大量杂散光的产生. 另一方面,共轴式照明中照明系统与摄影系统共用一组接目物镜,这种方式对减少杂散光也有很大的好处,可以保证光照的均匀性.

摄影系统:摄影系统将眼底成像在 CCD 的接收靶面上^[7-9]. 它包括接目物镜和成像物镜两部分. 由于不同的人眼的屈光度各不相同,只用一组物镜很难适应各种不同的人眼,而且为了满足共轴式照明系统的要求,也需要摄影系统分为两个部分. 其中,

* 国家自然科学基金(60978068、60777011)资助

[†] Tel: 022-23508332

Email: minwooyoyo@yahoo.cn

收稿日期: 2009-03-30

修回日期: 2009-05-31

接目物镜为照明系统和摄影系统所共用,成像物镜还起着调焦的作用。

本设计采用 CCD 实时接收和 LCD 实时显示的方法,不需要特别的观察系统。

1.2 眼光学模型

1.2.1 Gullstrand-Le Grand 眼模型结构

在设计过程中,为了模拟眼底荧光相机使用的真实环境,引入了眼光学模型。目前的眼模型有很多种,本文采用的是应用最广泛的 Gullstrand-Le Grand 眼模型。它由四个折射面构成,分别是角膜前后表面、晶状体前后表面。图 1 给出了 Gullstrand-Le Grand 眼模型结构,表 1 给出了其具体的结构参数。

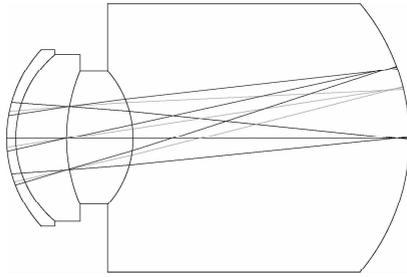


图 1 Gullstrand-Le Grand 眼模型结构
Fig. 1 The structure of the Gullstrand-Le Grand eye model

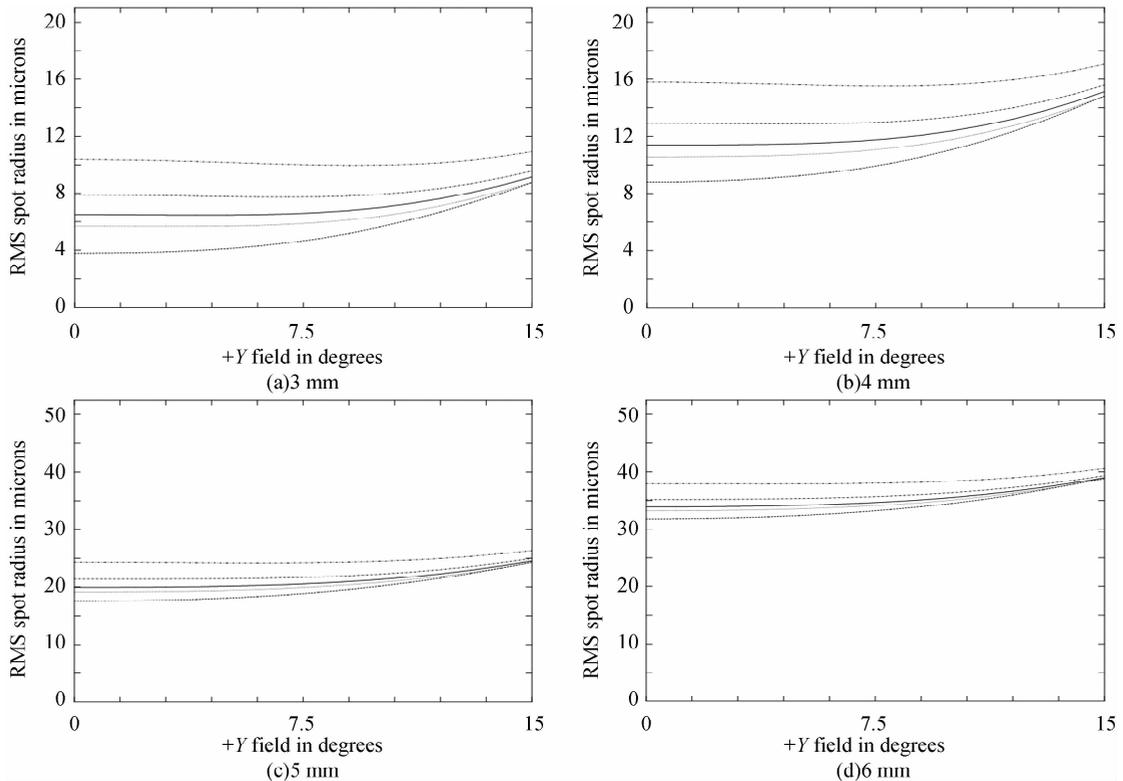


图 2 不同瞳孔下弥散斑 RMS 半径随波长及视场角变化曲线

Fig. 2 Curves of RMS spot radius with the wavelength and field of view in different pupils

从图中分析可知,各波长 RMS 半径值都随视场增大而增大,其中主波长和复色光的 RMS 半径很接近,说明由于工作波段极窄且光谱具有特殊性,所以在本设计中人眼色差对成像质量的影响并不明

表 1 Gullstrand-Le Grand 眼模型的结构参数

Table 1 Structural parameters of Gullstrand-Le Grand eye model

	Radius/ mm	Thickness/ mm	Index of refractive(n_d)
Cornea	7.8	0.55	1.377 1
Aqueous	6.5	3.05	1.337 4
Lens	10.2	4.0	1.42
Vitreous	-6	16.6	1.336
	-12.3		

1.2.2 人眼像差对成像质量影响

Gullstrand-Le Grand 眼模型被广泛地用来研究眼睛的成像及色差特性,对眼睛的成像从理论上给出分析^[10]。在 ZEMAX 软件中将 Gullstrand-Le Grand 眼模型构建出来,分析在眼底荧光相机的工作波段(500~580 nm,其中 525 nm 为主波长),不同瞳孔直径下,消除离焦后,视网膜上成像情况。图 2(a)~(d)依次为瞳孔直径为 3 mm、4 mm、5 mm 和 6 mm 时,像点的弥散斑 RMS 半径值随波长及视场角的变化曲线。其中每个图中的五条曲线由上至下分别表示 580 nm、550 nm、复色光、525 nm 和 500 nm 光随视场角的变化。

显。从图中还可以看出,随着瞳孔直径的增加,RMS 半径在各个视场下均有显著增加。在瞳孔 4~5 mm 时,0 视场 RMS 半径值由 11.39 μm 增加到 19.92 μm ,全视场 RMS 半径值由 15.14 μm 增加到

24.54 μm ,在 6 mm 瞳孔下 0 视场和全视场 RMS 半径值更大,达到 33.86 μm 和 38.97 μm .而视网膜清晰成像要求弥散斑 RMS 半径接近 5 μm ^[5],在眼底荧光相机工作的瞳孔范围内的 RMS 值远大于这个标准,因此人眼像差对系统成像质量的影响不可忽略,系统设计中需要校正人眼像差.

2 设计过程

2.1 设计要求

瞳孔大小:3~7 mm,此为眼瞳的调节范围.分辨率:像面 120 lp/mm.尺寸:系统总长小于 250 mm,此为便携性的要求.视场角:30°,这个视场角可以摄得视盘的鼻侧到黄斑的颞侧部分.接收器:1/2 英寸、200 万像素 CCD.照明:12 V,50 W 卤素光灯照明.

2.2 滤光片的选择

由于荧光素钠在眼底血管中的吸收波长为 475 nm,发射波长为 525 nm.根据滤光片选择的原则,本文选择了 Nikon 公司的 B-2A 滤光组合,应用到本设计中,其光谱透过率如图 3.激发滤光片为带通滤光片,屏障滤光片为高通滤光片,两块滤光片在所选波长范围内的光谱透过率基本大于 80%,且基本没有重叠区域.

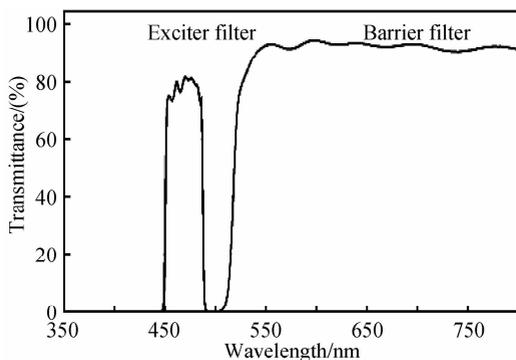


图 3 滤光系统的光谱透过率曲线

Fig. 3 Curves of the spectral transmittance of the filter system

2.3 摄影系统的设计

本系统由于便携性的要求,需要体积小,而摄影系统又要求由接目物镜和成像物镜两部分组成,所以系统不可能很短,这就需要成像物镜的初始模型焦距短,会聚快,尽可能的缩短整个系统的长度.依照使系统尽量简单的原则,选取了 Petzval 四片透镜组作为成像物镜的初始模型^[11],如图 4.

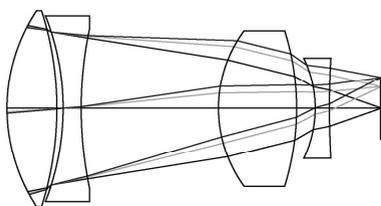


图 4 摄影系统成像物镜的初始模型

Fig. 4 Initial model of imaging lenses of photographic system

接目物镜既是摄影系统的一部分,也是照明系统的一部分,因此在设计过程中,要放到两个系统中综合考虑.接目物镜过于简单,则不能保证成像质量,过于复杂,又可能导致鬼像的产生,影响照明的均匀性.本文选取了一个视场角为 30°的 3 片透镜组作为接目物镜的初始模型.

在 ZEMAX 软件中将此初始模型、眼光学模型和滤光片拼接起来进行整体优化设计,并将系统总长控制在 250 mm 之内.设定结构变量,对系统的球差、色差、畸变等像差进行优化,使 MTF 在像面的分辨率达到 120 lp/mm.在设计过程中,由于 Petzval 四片透镜组的第一片和第二片透镜曲率刚好互补且极为接近,考虑到像差校正及镜片装配的因素,合并为一个双胶合透镜,进一步又把这个双胶合透镜修改为一个三胶合透镜组.最后综合考虑照明系统的要求,对接目物镜进行必要的修改,再进行整体优化.最终得到了如图 5 所示的摄影系统结构,其中最后一块镜为屏障滤光片.



图 5 摄影系统结构

Fig. 5 Configuration of photographic system

此摄影系统可以对 -10D~+8D 人眼进行清晰成像,且只需移动 CCD 即可完成调节,调节简单. CCD 的总移动量为 4.15 mm,像面半径变化为 -0.148~+0.435 mm,二者变化范围均较小,不会引起系统放大率及像差的较大变化.

2.4 照明系统的设计

照明系统采用共轴式照明,在照明光路中需要一个中空反射镜,把通过环形光阑的照明光束反射到接目物镜上,最终环形光阑在眼瞳处成一个环形象,照亮眼底.因此,照明系统的设计要在保证摄影系统和照明系统均能正常使用的前提下,找到合适的中空反射镜和环形光阑.

眼底照相机通常需要在瞳孔直径 4~5 mm 来拍摄眼底图像.为了减小杂散光的影响,同时保证有充足的照明,本设计中选择眼瞳处的环形光斑大小为外径 8 mm,内径 4 mm.

在照明系统的设计中,采用了反向设计,将人眼瞳孔作为物面,环形光阑作像面,波长权重按照激发滤光片光谱透过率设置,对聚光透镜组进行优化,得到最终的照明系统结构如图 6.其中,中空反射镜内径 8 mm,外径 30 mm;环形光阑内径 5.2 mm,外径 12.4 mm.

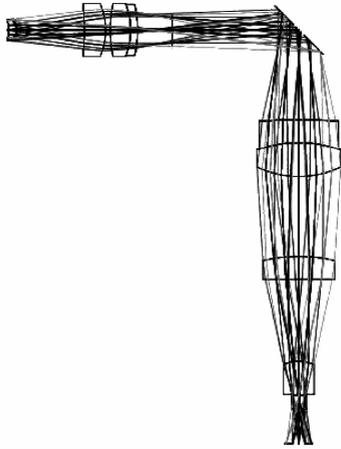


图6 照明系统结构
Fig. 6 Configuration of illuminating system

3 设计结果分析

3.1 摄影系统

本设计要求在像面达到 120 lp/mm 的分辨率,使得在眼底荧光造影的拍摄过程中获得清晰的像,准确的诊断眼底疾病.图 7 给出了摄影系统的部分特性曲线,图 7(a)为 MTF 曲线.可以看出,在 120 lp/mm处,0 视场 MTF 值接近衍射极限,0.7 和全视场的 MTF 值也都高于 0.18,满足了分辨率的要求.图 7(b)为摄影系统的点列图.0 视场时 RMS 半径为 1.65 μm ,小于艾里斑半径,其他视场的 RMS 半径值也不大.图 7(c)为畸变曲线.畸变为负,其值小于 5.3%,对比通常的眼底荧光相机,这个畸变值是较小的.

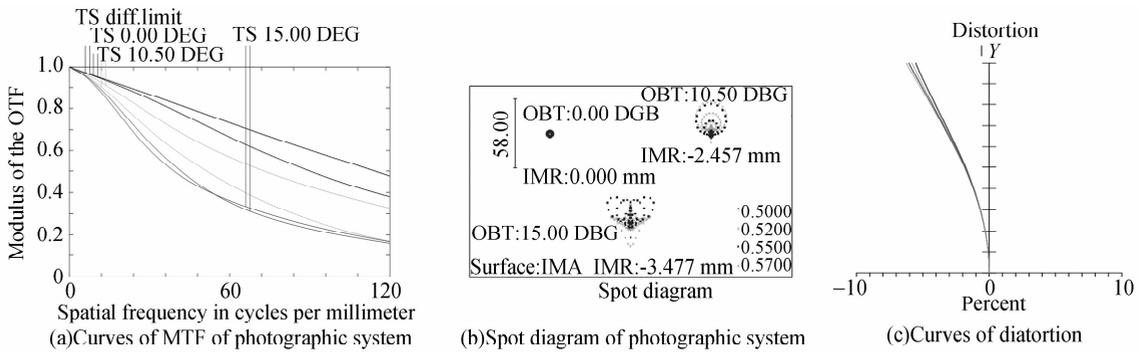


图7 摄影系统的特性曲线
Fig. 7 The performance curves of photographic system

3.2 照明系统

图 8 给出了像面的相对照度.其中图 8(a)为用光线追迹的方法获得的 0 视场时的像面照度分布图,图 8(b)~(e)分别为 +y、-y、+x、-x 方向上的相对照度曲线.由图可见,四个方向上的相对照度

曲线相似,形成了很好的环形照明,在外径 8 mm,内径 4 mm 的环形区域中,相对照度均大于 65%,符合眼底荧光相机的照明要求.

照明系统水平长度 93.2 mm,垂直高度 180.9 mm.摄影系统总长 159.4 mm.考虑系统的机

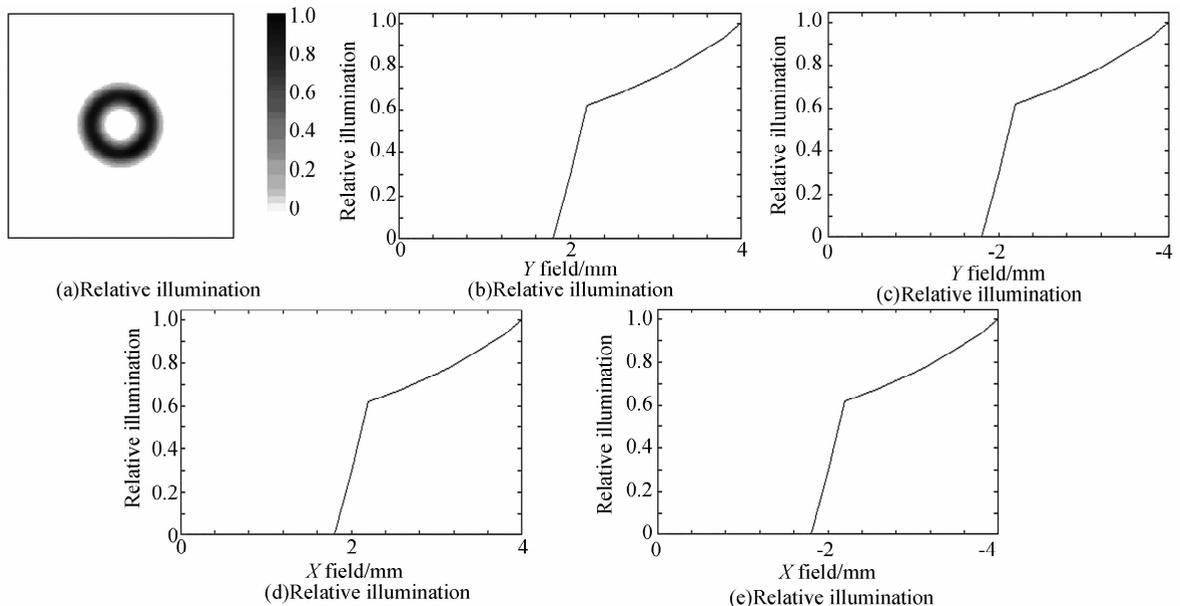


图8 像面相对照度图
Fig. 8 Relative illumination of image surface

械结构及镜头加工的因素,相机尺寸可以达到 220 mm(H)×60 mm(W)×250 mm(D). 使用 ZEMAX 软件模拟镜头质量得 178 g,再考虑 CCD 接收器,LCD 显示屏,光源及装配外壳等的重量,整个眼底荧光相机的质量不会超过 2 kg,对比以往的眼底荧光相机,有效的减轻了系统重量,符合便携式的要求.

4 结论

本文设计了一款便携式眼底荧光相机,在选择合适的滤光系统的基础上,以轻便简单为原则,实现了眼底的高清晰成像,符合 1/2 英寸,200 万像素的分辨率要求. 本设计从实际应用环境出发,引入了 Gullstrand-Le Grand 眼模型,作为整个系统设计的一部分,消除了人眼像差对光学成像质量的影响. 同时设计了共轴式的环形照明系统,实现了眼底照明的均匀性. 本设计所用的所有透镜均为球面镜,方便加工.

参考文献

- [1] NOVOTNY H R, ALVIS D L. A method of photographing fluorescence in circulating blood in the human retinal [J]. *Circulation*, 1961, **24**: 82-86.
- [2] LIANG Shu-jin, LIAO Ju-sheng. Interpretation of fundus fluorescein angiography [M]. Shijiazhuang: Hebei People Press, 1980.
梁树今,廖菊生. 眼底荧光血管造影释义[M]. 石家庄:河北人民出版社,1980.
- [3] LÜ Fan. Optometry equipment study [M]. Beijing: People's

- Medical Publishing House, 2004.
吕帆. 眼视光器械学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2004.
- [4] GUO Huan-qing, WANG Zhao-qi, Zhao Qiu-ling, *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.
- [5] MOUROULIS P. Visual instrumentation [M]. New York: McGraw-Hill, 1999: 106-110, 277-280.
- [6] BLAKER J W. Toward an adaptive model of the human eye [J]. *Optical Society of America*, 1980, **70**(2): 220-223.
- [7] CHEN Li-heng, WU Qing-wen, LU E, *et al.* Thermal design for a space camera [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(10): 2039-2042.
陈立恒,吴清文,卢愕,等. 空间摄像机的热设计[J]. 光子学报, 2008, **37**(10): 2039-2042.
- [8] ZHANG Mei, WANG Zhao-qi. Design of an objective lens for womb electronic endoscope with high definition, non-blind spot and thinner outer diameter [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(2): 328-331.
- [9] QIAN Yi-xian, GAO Xiao-dong, LIANG We, *et al.* Design of multi-spectral large format chromatic CCD digital aerial photogrammetric camera [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(12): 2473-2477.
钱义先,高晓东,梁伟等. 多光谱大面阵彩色 CCD 数字航测相机设计[J]. 光子学报, 2008, **37**(12): 2473-2477.
- [10] ZHANG Yi-mo. Applied optics [M]. 3rd ed. Beijing: Publish House of Electronics Industry, 2008: 366-369.
张以谟. 应用光学 [M]. 3 版. 北京: 电子工业出版社, 2008: 366-369.
- [11] WANG Zhao-qi, Zhang Yi-nan, Fu Ru-lian, *et al.* Design of hybrid refractive/diffractive petzval objective in visible band [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2005, **13**(1): 1-4.
王肇圻,张铁楠,傅汝廉,等. 折/衍混合 Petzval 光电摄像物镜设计[J]. 光学精密工程, 2005, **13**(1): 1-4.

Design of a Portable FFA Camera Based on the Eye Model

WANG Yao, WANG Zhao-qi, ZHANG Mei

(Key Laboratory of Optoelectronic Information Science and Technology, Ministry of Education, Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China)

Abstract: A portable fundus fluorescein angiography (FFA) camera is designed based on Gullstrand-Le Grand eye model. Nikon filter combination of B-2A is used as filter system in this design. And after the comprehensive consideration of both the optical system of human eye and the camera, a high definition image with 2 mega pixels in its full field of view is realized. Meanwhile, the coaxial illumination system is designed with an annular stop, in order that the eyeground is uniformly illuminated. It is shown that this camera has strong abilities for accommodation, which could adapt the different eyes from -10D to +8D. The field of view of this camera is 30°, the resolution of the image surface is 120 lp/mm, and the value of the negative distortion is less than 5.3%.

Key words: Optical design; Fundus fluorescein angiography (FFA); Eye model; Annular stop



WANG Yao was born in 1984. At present, she is a M. S. degree candidate and her current research interests focus on optical design and the optoelectronics information.



WANG Zhao-qi was born in 1944. He received the Ph. D. degree from Abertay Dundee University. Now he is a professor in Nankai University. His research interests focus on Optometry, Diffraction Optics and Optical Information.