

文章编号 1004-924X(2008)09-1567-05

基于眼模型的数字眼底相机设计

王肇圻, 许妍

(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:基于 Gullstrand-Le Grand 眼模型设计了一个视场角为 30° 的免散瞳手持式数字眼底相机。综合考虑人眼本身和外部系统的像差后, 实现了全视场 2×10^6 pixel 的高清晰眼底成像; 引入眼模型辅助设计, 解决了人眼自身的色差问题, 从而适用于白光照明。为避免角膜中心曲率大的区域反射引入杂散光, 专门设计了环形光阑和共轴照明相结合的照明系统。结果表明, 该相机系统成像分辨率 > 120 lp/mm, 场曲值 < 0.86 mm, 畸变仅为 7.2% , 色差值 $< 3.5 \mu\text{m}$, 并且具有较大的调焦能力, 对 $-10 \text{ m}^{-1} \sim 7 \text{ m}^{-1}$ 屈光度人眼普遍适用。

关键词: 光学设计; 眼底相机; 眼模型

中图分类号: TB853.9; TH702 **文献标识码:** A

Design of digital retina camera based on eye model

WANG Zhao-qi, XU Yan

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

Abstract: A portable nonmydriatic digital retina camera in 30° field of view was designed based on Gullstrand-Le Grand eye model. By considering the aberrations of both human eye and camera, this design realized the highly clear image with 2 mega pixels in all fields of view. And an eye model was used in this design to diminish the chromatic aberration caused by the human eyes themselves, so that the camera could be used in a visible band. Meanwhile, the illuminating system with an annular stop and coaxial illumination was specially designed to remove the stray light caused by a cornea. The tested result shows that the resolution of this system is higher than 120 lp/mm, and the distortion value is only 7.2% , the field curve value and the chromatic value are less than 0.86 mm and $3.5 \mu\text{m}$, respectively. It comes to a conclusion that this camera has strong focusing abilities, and adapts to different eyes from -10 m^{-1} to 7 m^{-1} .

Key words: optical design; retina camera; eye model

收稿日期: 2008-01-11; 修订日期: 2008-03-13.

基金项目: 国家自然科学基金重点资助项目 (No. 60438030); 国家自然科学基金资助项目 (No. 60577015)

1 引言

视网膜是一层结构高度复杂的薄膜,是人眼非常重要的组成部分,在眼睛中的地位相当于光学系统中的接收屏幕。对视网膜的血管网络进行观测,可以诊断出相关眼病,甚至可以作为全身许多疾病的早期诊断依据,如冠心病、糖尿病、高血压等。因此,眼底的观测图是临床诊断的重要参考。至今,眼底相机已有多年的发展历史。德国 Zeiss 公司于 1925 年研制出世界第一台眼底相机之后,经过各国科学家的努力,目前在世界范围内已有多家厂商生产了多种形式的眼底相机,主要包括:手持式、台式、电视式以及体视相机。而在国内,眼底相机的发展相对落后,多数依赖进口,然后进行数字化改造,且多为台式相机,较为笨重。

迄今的眼底相机设计中,只单方面地对外部的摄影系统进行像差校正,没有考虑对被测人眼的影响,成像质量并非十分理想。事实上,作为整个光路一部分的被测人眼,本身就是一个复杂的光学系统,而且因人而异。其像差,特别是色差,会明显降低眼底成像质量^[1-2]。所以在以往设计中,无论多么精确地改进摄影系统,最终的成像质量都难以有所突破。

如果要求成像达到细胞水平,则必须考虑人眼本身的结构和其像差对成像质量的影响。文献[3]和文献[4]的研究者将自适应光学技术引入到眼底成像中,考虑了人眼的光学结构的影响,获得了细胞级清晰度的眼底成像^[3-4]。然而自适应光学系统需要对不同客体进行不同的波像差测量和校正,不仅系统复杂,而且对于白光照明成像存在局限性。

本文引入普适的 Gullstrand-Le Grand 眼模型^[5-6],作为对实际人眼的模拟,进行了眼底相机的设计,虽然没有考虑眼睛高阶像差的影响,但是解决了眼睛自身的色差问题,从而适用于白光照明。所设计的小型手持式眼底相机,具有高清晰度和较大调节范围的特点。

2 设计原理

眼底相机一般由摄影系统、照明系统和观察

瞄准系统 3 部分组成。摄影系统将眼底的细胞成像于 CCD 的光靶面上;照明系统将充足的光照通过环形光阑引入眼底;观察系统为医生提供了观察患者眼底病灶和对非正常眼进行调焦的平台。

照明系统:由于眼底本身不发光,要对其成像就需要外部照明。而人眼角膜对光的反射作用较强,尤其是角膜中心曲率大的区域,会引入较强杂散光,影响成像系统的分辨率。因此,照明系统在满足成像所需光照的同时,还需尽量避免角膜杂散光对成像的不良影响。环形光阑和共轴照明相结合的照明系统应为首选,因为环形光阑可以成功避开角膜中心反射最强的区域,使光从其外环进入,从而减少了杂散光的反射;而共轴照明则可以保证光照的均匀性。

摄影系统^[7-8]分为两部分:接目物镜和成像物镜。由于照明系统采用共轴式,需要与摄影系统共用一组接目物镜,因此,这组物镜需同时满足两个系统的要求,是整个系统设计的关键。另外,为了对人眼像差进行校正,需要引入眼模型透镜组。目前已有多种眼模型,我们采用的是最常用的 Gullstrand-Le Grand 眼光学模型,它有 4 个折射面,包括角膜前表面、角膜后表面、晶状体前表面和晶状体后表面,如图 1 所示。

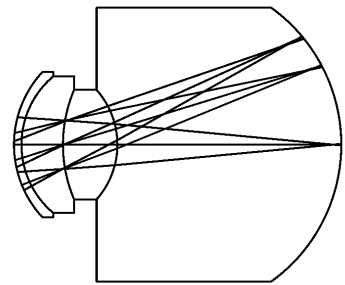


图 1 Gullstrand-Le Grand 眼模型

Fig. 1 Gullstrand-Le Grand eye model

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

3 设计过程

3.1 设计要求

瞳孔大小:3~7 mm,此为眼瞳在免散瞳状态下的正常调节范围。

分辨率:物面 100 lp/mm;像面 120 lp/mm。

尺寸:系统总长 <250 mm,此为便携性的要求。

视场角: 30° 。

接收器: 1.27 cm、 2×10^6 pixel CCD,其对角线长为 8 mm,即像面直径为 8 mm。

照明:医学常用暗光源,波长为 420 ~ 580 nm。

3.2 摄影系统的设计

3.2.1 选择初始结构

由于本系统要求体积小,而摄影系统由两组透镜组成,一个是接目物镜,另一个是成像物镜,其中接目物镜需要与照明系统共用,所以系统不可能很短,因此,对成像物镜的选型就要求焦距短,会聚快,以使得整个系统的总长尽量短。按照使系统尽量简单的原则,将初始模型的选择定在 4~5 片镜。本设计最终选定了 Petzval4 片镜透镜组作为成像组的初始模型^[9],如图 2 所示。

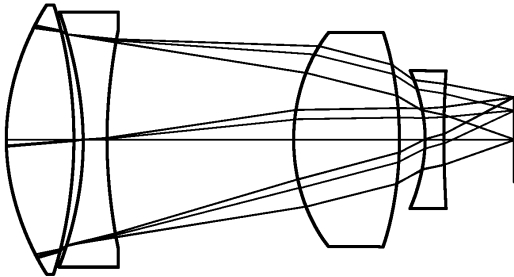


图 2 摄影系统成像物镜的初始模型

Fig. 2 Initial model of imaging lenses of photographic system

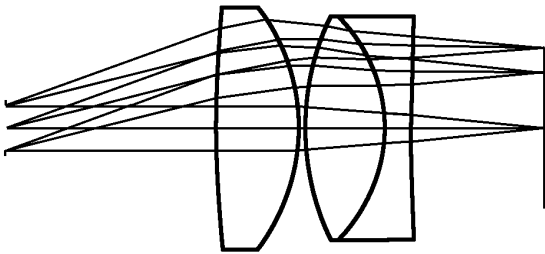


图 3 摄影系统接目物镜的初始模型

Fig. 3 Initial model of eye-piece lenses of photographic system

对于接目物镜,因为它由摄影系统和照明系统共用,因此需要在两个系统的设计过程中综合

考虑。在摄影系统中,需要保证成像质量;在照明系统中,又要保证经过中空反射镜后,光能损失不大。可以说,接目物镜的设计是整个眼底相机设计的关键和难点所在。我们选取了一个视场角为 30° 的 3 片透镜组作为本系统接目物镜的初始模型,如图 3 所示。

3.2.2 优化过程

(1)按照目标系统的结构要求,在 ZEMAX 软件中将选好的初始模型,即眼模型、接目物镜和成像物镜拼接起来。

(2)设定结构参数,对整个系统进行优化,将系统总长控制在 250 mm 以内;使像面直径接近 8 mm。

(3)对整个系统的像差进行优化,即消球差、色差、畸变和场曲等,使 MTF 曲线达到像面分辨率为 120 lp/mm。

(4)在照明系统完成后,综合考虑修改接目物镜,之后再对整个系统进行优化。

在实际优化中,由于 Petzval 透镜组的第一片和第二片镜曲率刚好互补,因此将之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镜头。图 4 为摄影系统的最终结构示意图。



图 4 摄影系统的结构图

Fig. 4 Configuration of photographic system

3.2.3 摄影系统的调焦范围

以上设计是以正常人眼为前提的,即眼模型不附加屈光度。而实际上,不同人眼的屈光度不同,如近视眼和远视眼。而让患者佩戴眼镜检测,会给系统引入像差和杂散光,因此,对摄影系统设计的另一个要求就是对入眼的屈光度有调节能力。对屈光度的调节一般包括以下几种方法:移动整个摄影系统,移动接目物镜,移动成像物镜和 CCD,移动 CCD。为了调节简便且达到对人眼屈光补偿的较好效果,本设计对后两种方法分别优化,并进行对比。ZEMAX 模拟结果显示,只移动 CCD 的调节方式较好。它使摄影系统可对 -10 m^{-1} 至 7 m^{-1} 屈光度的人眼进行清晰成像,

CCD 的总移动量为 3.67 mm, 像面直径的变化为 $-0.06 \sim +0.24$ mm。CCD 总移动量和像面直径变化范围都较小, 所以不会引起系统放大倍率产生较大变动。

3.3 照明系统的设计

照明系统的设计关键是一个环形光阑和一个合适的 45° 中空反射镜。中空反射镜在不干扰摄影系统光路的前提下, 将环形光阑的照明光反射到接目物镜, 成像在人眼的瞳孔上, 形成环形照明。

由于眼瞳在免散瞳状态下的正常调节为 $3 \sim 7$ mm。为了降低测量时对照明环境的要求, 本文选择环形照明内径为接近眼瞳最小调节值的 4 mm; 同时为了保证充足照明, 选择略大于眼瞳最大调节值的 7.4 mm 作为环形照明外径。

为了便于设计, 由光路可逆原理, 本文将人眼瞳孔作为物面, 环形光阑作为像面, 只对聚光透镜组进行优化, 其结果为: 中空反射镜内径 6 mm, 外径 20 mm; 环形光阑内径 5.2 mm, 外径 11 mm。结构如图 5 所示。

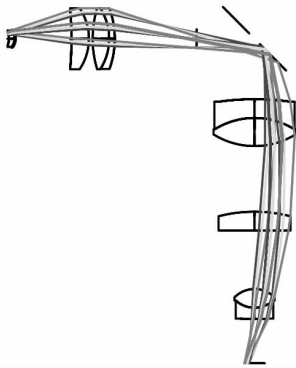


图 5 照明系统的结构图

Fig. 5 Configuration of illuminating system

3.4 设计结果

摄影系统总长 159.3 mm, 高 27 mm, 镜头质量为 58.7 g。照明系统水平长度为 98.1 mm, 垂直高度为 176.2 mm。镜头质量为 162.1 g。相机的尺寸为 $200 \text{ mm(H)} \times 60 \text{ mm(W)} \times 250 \text{ mm(D)}$, 总质量为 1.2 kg, 其中包括镜头质量 250 g, CCD 接收器 100 g, LCD 显示屏 400 g, 光源 50 g, 装配外壳 400 g。另外电源及充电设备约重 1.5 kg。

4 像差质量分析

眼底相机是用来对视网膜细胞成像的, 因此对其像差质量要求较高, 再者本文选用了 2×10^6 pixel 的 CCD 作为接收器, 也就是说要求分辨率 $>120 \text{ lp/mm}$ 。由图 6 的摄影系统 MTF 曲线示意图可知, 满足设计要求。图 7 为场曲和畸变的曲线图, 场曲值最大为 0.86 mm, 畸变为 7.2%, 对比通常的眼底相机, 这个畸变值是相当小的。图 8 为瞳孔直径 7 mm 时的色差曲线图, 全视场均 $<3.5 \mu\text{m}$, 在艾里斑之内。考虑本光学系统艾里斑半径为 $5 \mu\text{m}$, 所采用 CCD 的像元尺寸为 $3.9 \mu\text{m(H)} \times 3.9 \mu\text{m(V)}$, 色差的矫正符合要求。由此可见, 此眼底相机的像差质量是令人满意的。

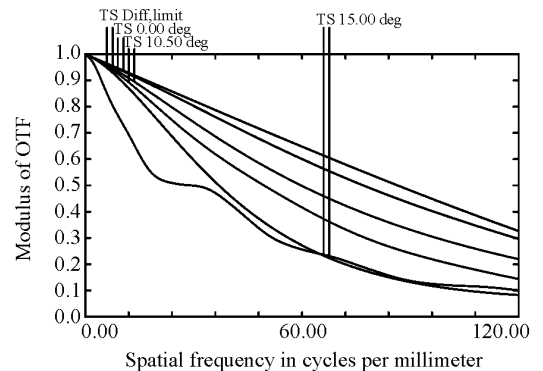


图 6 调制传递函数(MTF)曲线图

Fig. 6 Curves of Modulation Transfer Function(MTF)

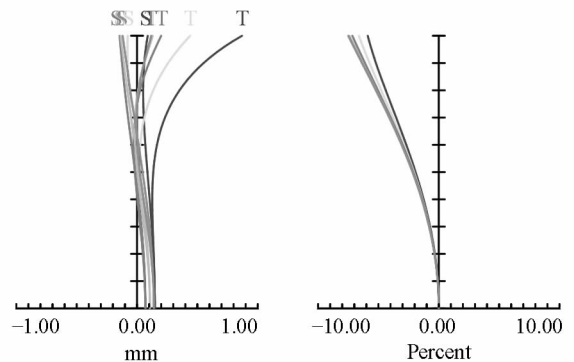


图 7 场曲和畸变的曲线图

Fig. 7 Curves of field curve and distortion

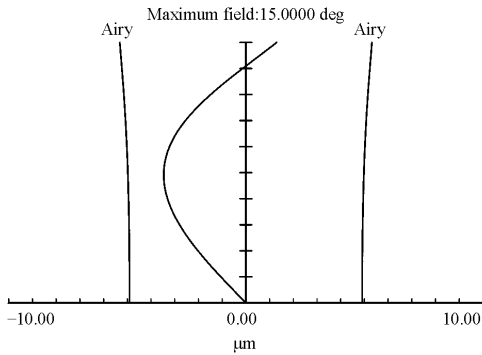


图8 色差曲线图

Fig.8 Curves of lateral color

5 结 论

本文设计的手持式小型免散瞳数字眼底相机,以轻小、简单为宗旨,实现了对眼底的高清晰成像。与以往的设计不同,本文综合考虑了人眼本身的特点,引入 Gullstrand-Le Grand 眼模型以模拟成像光路中的被测人眼,校正了人眼光学结构对成像的影响,特别是色差的影响,使设计更接近实际情况。而且,本设计所用的透镜均为球面镜,有利于保证加工精度。

参考文献:

- [1] LIANG J ZH, WILLIAMS D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, 14(11): 2873-2883.
- [2] 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.
GUO H Q, WANG ZH Q, ZHAO Q L, *et al.*. Eye model based on wavefront aberration measured subjectively [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, 34(11): 1666-1669. (in Chinese)
- [3] LIANG J ZH, WILLIAMS D R, MILLER D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, 14(11): 2884-2892.
- [4] 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.
LING N, ZHANG Y D, RAO X J, *et al.*. A small adaptive optical imaging system for cells of living human retina [J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, 24(9): 1153-1158. (in Chinese)
- [5] MOUROULIS P. *Visual Instrumentation* [M]. New York: McGraw-Hill, 1999: 106-110.
- [6] BLAKER J W. Toward an adaptive model of the human eye [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1980, 70(2): 220-223.
- [7] 杨皓明,王灵杰,冯秀恒. 一种新型复合摄像物镜的设计[J]. *光学精密工程*, 2007, 15(4): 486-491.
YANG H M, WANG L J, FENG X H. Design of a new complex imaging object lens [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(4): 486-491. (in Chinese)
- [8] 杨皓明,张新,方志良,等. 含三次位相元件照相物镜的设计[J]. *光学精密工程*, 2007, 15(7): 1026-1031.
YANG H M, ZHANG X, FANG ZH L, *et al.*. Design of a photographic objective using cubic phase plate [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15(7): 1026-1031. (in Chinese)
- [9] 王肇圻,张轶楠,傅汝康,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.
WANG ZH Q, ZHANG Y N, FU R L, *et al.*. Design of hybrid refractive/diffractive petzval objective in visible band [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2005, 13(1): 1-4. (in Chinese)

作者简介:王肇圻(1944—),男,天津人,教授,博士生导师,主要从事信息光学、衍射光学等方面的研究。E-mail: wang-zq@nankai.edu.cn

许妍(1983—),女,天津人,硕士,主要从事应用光学和光学信息处理方面的研究。E-mail: shelleyxu@mail.nankai.edu.cn