

# 可诱导人眼自动调焦的眼底相机光学系统设计

李春才<sup>1,2</sup> 巩岩<sup>1</sup> 李晶<sup>1,2</sup> 廖家胜<sup>1,2</sup>

(<sup>1</sup> 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所应用光学国家重点实验室, 吉林 长春 130033)

<sup>2</sup> 中国科学院大学, 北京 100049

**摘要** 基于自适应光学设计了一款可诱导人眼自动调焦的眼底相机, 包括视度调节系统、照明系统和自适应成像系统。在视度调节系统中, 通过设置视标诱导人眼自动调焦, 校正人眼初级像差, 将人眼残余像差控制在自适应成像系统的校正范围内。在照明系统中, 采用轴锥镜组产生环形光照明人眼, 消除人眼角膜的强反射光, 通过调节轴锥镜之间的距离使环形光束内径连续变化以适应不同的人眼。在自适应成像系统中, 使用哈特曼-夏克波前传感器作为波前探测器, 使用变形镜作为波前校正器, 校正人眼的高阶像差。仿真结果表明, 眼底照明均匀度可达 95%, 自适应成像系统在截止频率 76 lp/mm 处, 各视场调制传递函数(MTF)值均大于 0.36。系统畸变小于 1%, 能够对在  $-6D \sim +8D$  ( $D$  表示屈光度数) 之间的人眼眼底清晰成像。

**关键词** 光学设计; 自适应光学; 眼底相机; 自动调焦; 轴锥镜; 环形光

**中图分类号** TH786; TH744 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201434.0422001

## Optical Design of an Inducible Human Eye Accommodation Fundus Camera

Li Chuncai<sup>1,2</sup> Gong Yan<sup>1</sup> Li Jing<sup>1,2</sup> Liao Jiasheng<sup>1,2</sup>

(<sup>1</sup> State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China  
<sup>2</sup> University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049 China)

**Abstract** An inducible human eye accommodation fundus camera based on adaptive optics (AO) is designed, including diopter adjustment system, illumination system and the AO imaging system. By setting a target, the diopter adjustment system induces human eye accommodation and corrects primary aberration to make the residual aberration in the range of correction of AO imaging system. To eliminate the strong stray light caused by a cornea and to illuminate the eyeground uniformly, double-axicon is used to generate annular beam that the inner diameter can be changed continuously by adjusting the distance between axicon-lens to accommodate different eyes. Hartmann-Shack wavefront sensor is used as wavefront detector and deformable is used as mirror as the wavefront corrector in the AO imaging system. Simulation results show that the illumination uniformity at the fundus is up to 95%, and the modulation transfer function of every field is greater than 0.36 at cut-off frequency of 76 lp/mm with the distortion less than 1%. The system design meets the requirement and can image eyeground clearly on the condition that diopter ranges from  $-6D$  to  $+8D$ .

**Key words** optical design; adaptive optics; fundus camera; accommodation; axicon; annular beam

**OCIS codes** 110.1080; 110.2945; 170.5755

## 1 引言

人眼眼底成像是诊断和鉴别眼底疾病的一种重要手段, 通过对人眼眼底的观测, 可以正确地诊断出

患者的视网膜病变及全身微循环系统的改变<sup>[1-2]</sup>。然而人眼是一个复杂的光学系统, 内部各屈光介质折射率不均匀, 而且各表面曲率和厚度也因人而

收稿日期: 2013-08-05; 收到修改稿日期: 2013-10-03

基金项目: 国家自然科学基金(41104122)、中国与白俄罗斯国际科技合作计划(2011DFR10010)

作者简介: 李春才(1988—), 男, 博士研究生, 主要从事光学设计方面的研究。E-mail: leeccai@sina.com

导师简介: 巩岩(1968—), 男, 博士, 研究员, 主要从事短波光学、光学系统设计和成像光谱技术等方面的研究。

E-mail: gongy@sklao.ac.cn

异<sup>[3]</sup>。即使是正常的人眼也不可避免地存在一定像差,这严重影响了眼底的成像质量。因此,对人眼眼底高分辨率成像的眼底相机设计不仅需要校正人眼的像差<sup>[4-7]</sup>,而且需要考虑人眼的差异性。

传统球面镜和柱面镜等设计方法只能校正人眼初级像差,如像散和离焦等<sup>[8]</sup>,而人眼还具有不规则且动态变化的高阶像差<sup>[3]</sup>。高阶像差无法用球面镜和柱面镜等传统方法校正,但可通过准分子激光校正技术和自适应光学技术进行校正<sup>[9]</sup>。受很多因素影响,准分子激光校正技术到目前为止都没有较好的校正效果,校正模式存在缺陷,而自适应光学已成功应用于人眼眼底高分辨率成像<sup>[10-13]</sup>。但是由于波前校正器的限制,自适应光学具有一定的校正范围。因此需要通过光学设计的方法校正人眼的初级像差,使人眼残留像差在自适应光学的校正范围内。

此外,自然界中光线进入眼球后,虽然能够照亮人眼眼底,但能量很弱,不足以用来对人眼眼底成像。并且人眼角膜的反射光相对眼底的亮度过强,不利于眼底成像,因此眼底相机须包括一个能用较强的光照射人眼眼底同时能避开人眼角膜上强烈反射光的照明系统<sup>[14-16]</sup>。现已报道的消除人眼角膜反射光的主要方法有偏振分束器(PBS)消杂光法<sup>[17]</sup>和环形光照明法<sup>[15]</sup>。PBS消杂光法利用偏振器件消除人眼角膜反射的杂散光,但是由于只能利用人眼眼底反射光一个偏振方向的偏振光,能量损失严重。环形光照明法使用环形光束照明人眼角膜,环形光束的中央暗斑区挡住了大部分入射到角膜上并且极有可能会直接反射回到接目物镜的近轴光线,而亮环区的反射光线反射角度大,不能重新返回到后继成像系统中。传统方法使用环形光阑产生环形光,但环形光阑的中心遮挡了一部分照明光,能量利用不高。

本文设计了一种采用轴锥镜组产生环形光照明的可诱导人眼自动调焦的眼底相机光学系统。通过设置视标,诱导人眼自动调焦,可以忽略人眼的差异性校正不同人眼的初级像差,使人眼残留像差在自适应光学的校正范围内,提高了眼底相机的校正范围。采用轴锥镜组产生的环形光束,可通过调节轴锥镜之间的距离实现环形光的内径连续变化以适应不同的人眼。

## 2 原 理

### 2.1 轴锥镜组原理

轴锥镜组原理如图1所示,轴锥镜组由负轴锥

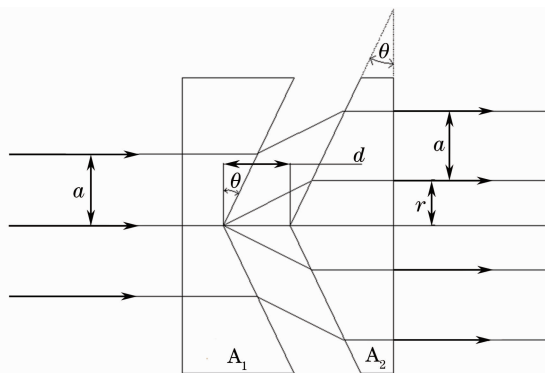


图1 轴锥镜组原理图

Fig. 1 Schematic diagram of double-axicon lens  $A_1$  和正轴锥镜  $A_2$  组成, $A_1$  和  $A_2$  锥角相同,且采用相同的材料。

如图1所示,半径为  $a$  的平行光束经过轴锥镜组之后变成内径为  $r$ ,外径为  $r+a$  的环形平行光束,其中环形光束的内径<sup>[18]</sup>

$$r = \frac{d \tan[\arcsin(n \sin \theta) - \theta]}{1 - \tan \theta \tan[\arcsin(n \sin \theta) - \theta]}, \quad (1)$$

式中  $d$  为轴锥镜  $A_1$ 、 $A_2$  间的距离, $n$  为轴锥镜的折射率, $\theta$  为轴锥镜的锥角。由(1)式知,环形光束的内径  $r$  与轴锥镜  $A_1$ 、 $A_2$  之间的距离  $d$  成线性关系,可以通过调节轴锥镜之间的间距来调节环形光束的内径。与传统环形光阑产生环形光束相比,轴锥镜组没有中心遮拦,能量利用率高。

在实际加工中,负轴锥镜  $A_1$  的锥底和正轴锥镜  $A_2$  的锥顶是具有一定面积的平面或 R 面(半径为  $R$  的微小球面),该面会使环形光束内产生一定大小的光斑,影响照明效果。为解决这一问题,可以在负轴锥镜  $A_1$  的锥底和正轴锥镜  $A_2$  的锥顶镀增反膜或涂黑,使光不能透过。

### 2.2 系统组成与工作原理

设计的可诱导人眼自动调焦的眼底相机系统原理图如图2所示,整个系统由三部分组成:视度调节系统、照明光学系统和自适应成像系统。为提高照明质量,系统采用共轴光路照明人眼眼底,即照明系统和自适应成像系统共用接目物镜  $L_4$ <sup>[16]</sup>。自适应成像系统采用哈特曼-夏克波前传感器(HS-WFS)探测波前像差,采用变形镜(DM)作为波前校正器。

系统的工作过程如下:首先,视标光源(选择波长为 632.8 nm 的 He-Ne 激光器)发出的光经聚焦透镜  $L_1$  聚焦后照明分划板。分划板作为视标经过共轭透镜组  $L_2$ 、 $L_3$  后在第一滤波小孔  $r_1$  处成实像,该实像可诱导人眼实现自动调焦。人眼经接目物镜  $L_4$  和直角棱镜组  $P_1$ 、 $P_2$  凝视该实像,通过人眼自动

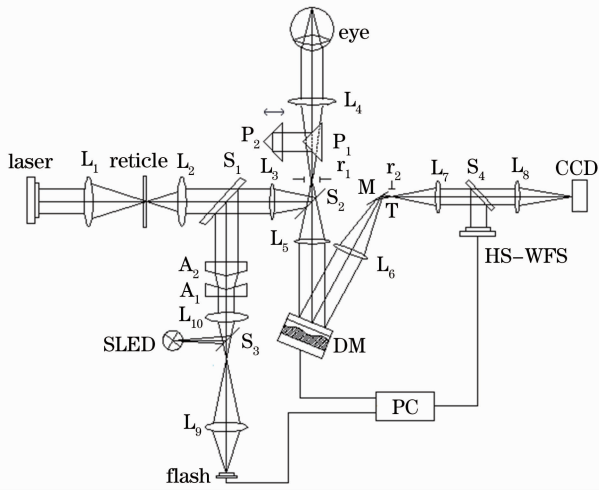


图 2 可诱导不眼自动调焦的眼底相机系统原理图

Fig. 2 Schematic diagram of inducible human eye accommodation fundus camera

调焦以及调节直角棱镜  $P_2$  改变  $P_2$  与  $P_1$  之间的距离使人眼看清分划板的像,此时基本校正了人眼的初级像差。其中人眼瞳孔到接目物镜  $L_4$  的距离为  $L_4$  的焦距。直角棱镜组的原理图如图 3 所示,其作用是缩短光路,辅助人眼调焦,保证人眼看清视标在第一滤波小孔  $r_1$  处成的实像并确保人眼眼底能够始终成像在第一滤波小孔  $r_1$  处。

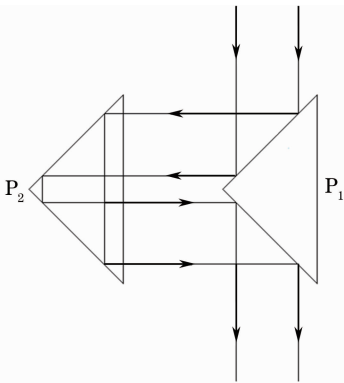


图 3 直角棱镜组原理图

Fig. 3 Schematic diagram of right-angle prism

探测光源超发光二极管(SLED)发出近红外光,依次经照明光学系统的二向色镜  $S_3$ 、匀光镜  $L_{10}$ 、轴锥镜  $A_1$ 、 $A_2$ 、二向色镜  $S_1$ 、中继镜  $L_3$ 、二向色镜  $S_2$ 、第一滤波小孔  $r_1$ 、直角棱镜组  $P_1$ 、 $P_2$ 、接目物镜  $L_4$  等光学元件照射人眼。带有人眼像差的眼底反射光由人眼出射后,依次经过自适应成像系统的接目物镜  $L_4$ 、直角棱镜组  $P_1$ 、 $P_2$ 、第一滤波小孔  $r_1$ 、二向色镜  $S_2$ 、准直镜  $L_5$ 、变形镜、聚焦镜  $L_6$ 、反射镜  $M$ 、第二滤波小孔  $r_2$ ,经准直镜  $L_7$  准直后由半透半反镜  $S_4$  反射到达 HS-WFS, HS-WFS 探测人眼波

像差,并将其反馈给计算机(PC)。计算机控制变形镜发生形变,校正人眼高阶像差。最后,照明光源闪光灯发出可见光,由二向色镜  $S_3$  透射之后,依次经过照明光学系统的一系列光学元件(同上一歩的近红外光)照亮人眼眼底。眼底反射光依次经过自适应成像光学系统的接目物镜  $L_4$ 、直角棱镜组  $P_1$ 、 $P_2$ 、第一滤波小孔  $r_1$ 、二向色镜  $S_2$ 、准直镜  $L_5$ 、变形镜  $DM$ 、聚焦镜  $L_6$ 、反射镜  $M$ 、第二滤波小孔  $r_2$ 、准直镜  $L_7$ ,由半透半反镜  $S_4$  透射之后经成像物镜  $L_8$  聚焦成像在探测器  $CCD$  上。其中照明光学系统的轴锥镜组  $A_1$ 、 $A_2$  将照明光调制成内径可调节的环形光照射到人眼角膜,避开反射光强烈的中心区域,均匀照射人眼眼底。

### 2.3 自适应成像光学系统的调焦范围

自适应成像光学系统的设计均是以无像差人眼为前提,眼底反射光以平行光方式进入自适应成像光学系统。但实际上人眼均具有像差,且不同人眼的屈光度数不同,如近视、远视等。因此,对不同视度的人眼眼底进行成像时需要调焦。屈光度为  $D$  的人眼经自动调焦以及调节直角棱镜  $P_2$  之后,眼底成像在第一滤波小孔  $r_1$  处。其中该像面与接目物镜  $L_4$  之间的光程  $L$  依赖人眼屈光度数  $D$  的变化,即

$$L = \frac{f_4(1000 + Df_4)}{1000}, \quad (2)$$

式中  $f_4$  为接目物镜  $L_4$  的焦距,  $D$  为人眼屈光度数。对于视度变化为  $\Delta D$  人眼,直角棱镜  $P_2$  需要移动的距离

$$\Delta L = \frac{\Delta D f_4^2}{2000}. \quad (3)$$

受光学系统孔径以及第一滤波小孔  $r_1$  的限制,直角棱镜  $P_2$  具有一定移动范围:  $-30 \text{ mm} \leq \Delta L \leq 50 \text{ mm}$ 。因此自适应成像光学系统的调焦范围为  $-6D \sim +8D$ 。结合 Gullstrand-Le Grand 眼光学模型,利用 Zemax 软件进行模拟。模拟结果表明成像系统可对  $-6D \sim +8D$  屈光度的人眼进行清晰成像。

### 2.4 自适应成像光学系统的放大倍率

视度为  $D$  的人眼眼底成像在第一滤波小孔  $r_1$  处,其简化的光学结构示意图如图 4 所示。人眼远点到人眼主点的距离  $l'_e = \frac{1000}{D}$ 。第一滤波小孔  $r_1$  之后的光学系统由于调焦过程中光学结构不发生变化,因此,其后的放大倍率不发生变化。整个光学系统放大倍率的变化主要由人眼以及接目物镜的调焦决定。

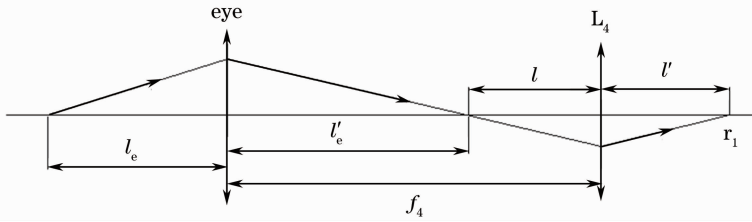


图4 人眼与接目物镜 L<sub>4</sub> 光学结构示意图

Fig. 4 Diagram of eye and objective lens L<sub>4</sub>

根据高斯公式,人眼的放大倍率

$$\beta_1 = \frac{n_e l'_e}{n l_e}, \quad (4)$$

接目物镜的放大倍率

$$\beta_2 = \frac{n l'}{n l}, \quad (5)$$

式中  $n_e$  为人眼的平均折射率,  $l_e$  为人眼眼底物距,  $n$  为空气中折射率,  $l$  和  $l'$  为接目物镜的物距和像距。调焦过程中人眼折射率和人眼眼底的物距变化很小,可以认为是常量。

则由高斯公式以及图4所示的几何关系可得人眼和节目物镜总的放大倍率

$$\beta = \beta_1 \beta_2 = -\frac{n_e f_4}{n l_e}, \quad (6)$$

即放大倍率近似为常量,在成像系统调焦过程中没有发生较大变化,视网膜所成的像大小不变。

### 3 光学系统设计

#### 3.1 参数设计

**入瞳:**选择人眼瞳孔作为眼底相机自适应成像系统的入瞳。正常情况下人眼瞳孔直径为  $2\sim 8\text{ mm}^{[13]}$ ,取入瞳直径为  $7\text{ mm}$ ;

**视场:**由于人眼眼底中心凹直径小于  $0.4\text{ mm}$ ,且自适应光学系统视场不大,因此视场取中心凹附近  $1\text{ mm}$ ;

**CCD:**选择  $144$  万像素的  $2/3''$  面阵 CCD 相机,对角线长  $11.14\text{ mm}$ ,像元大小为  $6.5\ \mu\text{m} \times 6.5\ \mu\text{m}$ ;

**放大倍率:**视网膜上细胞最小直径为  $2.6\ \mu\text{m}$ ,最大为  $9\ \mu\text{m}$ 。设计要求能够分辨最小视觉细胞,取放大倍率为  $5$  倍;

**屈光补偿范围:**尽量满足大多数患者的要求,既能校正大多数远视眼和近视眼引起的屈光不正,又能方便调节,取校正范围为  $-6D\sim +8D$ ;

**系统总长:**设备的尺寸大小,要方便工作人员操作和调节,符合人体工程学的原理,最终确定仪器总长不超过  $500\text{ mm}$ ,经反射镜折叠后约为  $300\text{ mm}$ 。

#### 3.2 视度调节系统设计

视度调节系统的作用是诱导人眼自动调焦,校正不同视度人眼的初级像差以及由光源波长漂移引起的光学系统的像差,其光路结构图如图5所示。

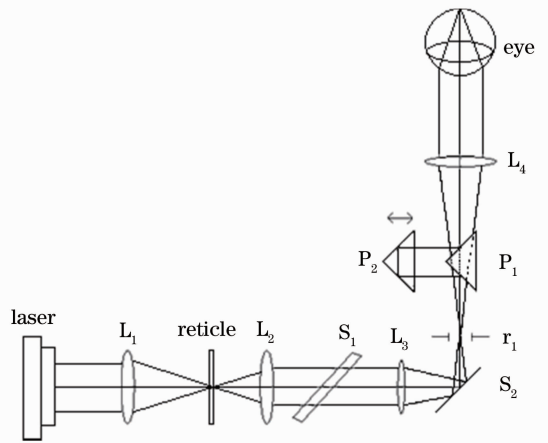


图5 视度调节系统结构图

Fig. 5 Configuration of diopter adjustment system

在光学设计软件 Zemax 序列模式下建立视标在第一滤波小孔  $r_1$  处成像的光学模型,如图6所示。其中光源波长为  $632.8\text{ nm}$ ,视标为刻有十字叉丝的玻璃板,十字叉丝高为  $1\text{ mm}$ ,透镜  $L_2$ 、 $L_3$  的焦距分别为  $50\text{ mm}$ 、 $150\text{ mm}$ 。

为确保人眼能够舒适地看清视标的像,便于进行视度自调节,要求视标在第一滤波小孔  $r_1$  处所成像具有很好的成像质量,其像差曲线、点列图、场曲和畸变图如图7所示。由图7可知,设计的视度调节系统在第一滤波小孔  $r_1$  处所成像的像差曲线小于  $10\ \mu\text{m}$ ,点列图均方根(RMS)半径小于  $2.2\ \mu\text{m}$ ,达到衍射极限,系统畸变小于  $0.5\%$ ,场曲小于  $0.2\text{ mm}$ ,成像质量良好。

#### 3.3 照明系统设计

照明光学系统采用轴锥镜产生内径可调节的环形光照明人眼,其光路图如图8所示。选择氙闪光灯作为照明光源,光谱范围为  $420\sim 700\text{ nm}$ 。轴锥镜材料选择 BK7 光学玻璃,轴锥镜的锥角  $\theta=35^\circ$ 。

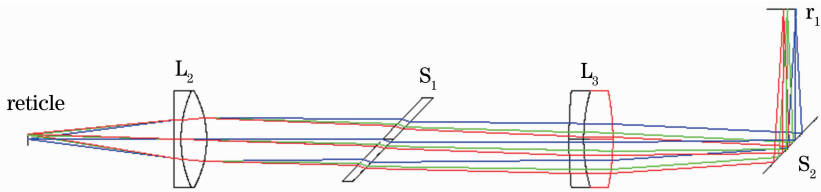


图6 视标成像光路图

Fig. 6 Layout of target imaging system

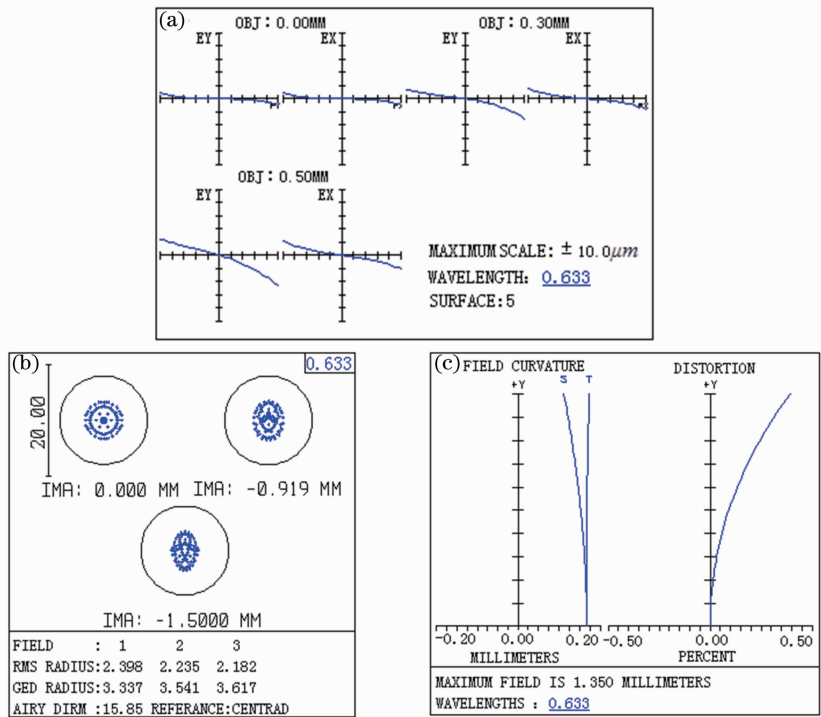


图7 (a)像差曲线；(b)点列图；(c)场曲和畸变图

Fig. 7 (a) Ray fan; (b) spot diagram; (c) field curvature and distortion

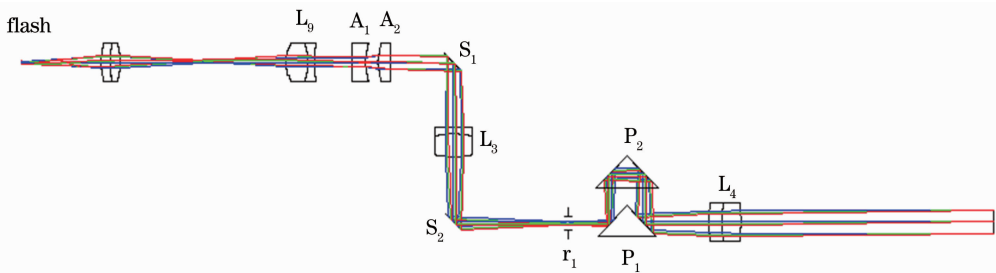


图8 照明光学系统光路图

Fig. 8 Layout of the illumination system

应用 Gullstrand-Le Grand 眼光学模型,使用 LightTools 软件对照明光学系统进行照明模拟并分析。设置光源功率为 10 W,追迹光线为  $10^7$  条,模拟结果如图 9 所示。图 9(a)为在人眼角膜处产生的内径为 3 mm,外径为 7 mm 的环形光斑,照明

光避开了反射光强烈的中心区域,经角膜边缘入射人眼;图 9(b)为照明光在人眼角膜处的能量分布图;图 9(c)为环形光束在人眼眼底的照明效果,可知,照明光在人眼眼底形成一个半径约为 2 mm 的圆形亮斑;图 9(d)为照明光在眼底的能量分布图。

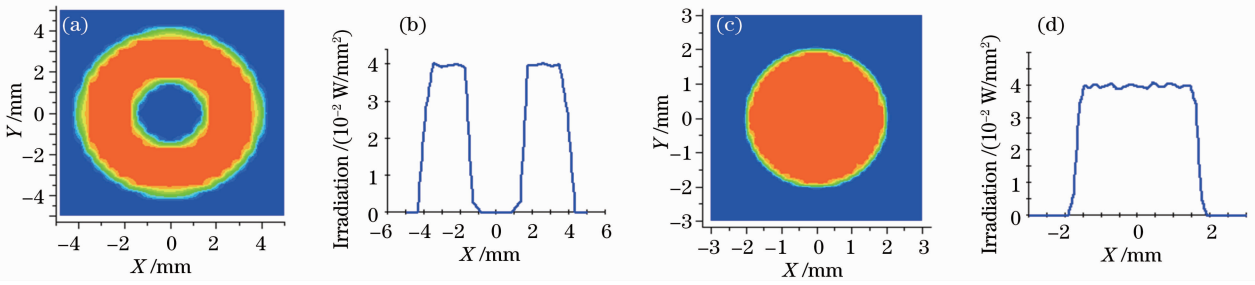


图 9 照明均匀性模拟效果图。(a)眼角膜处环形光斑照明效果;(b)眼角膜处照明能量分布图;  
(c)眼底照明效果;(d)眼底照明能量分布图

Fig. 9 Simulation of illumination uniformity. (a) Illumination annulus at the pupil of the eye; (b) energy distribution curve at the pupil of the eye; (c) illumination at the fundus; (d) energy distribution curve at the fundus

图 9(d)所示的眼底照明能量分布图中,在半径约为 2 mm 的圆形亮斑区域内,半径 0.5 mm 处的功率密度最高, $P_{max}$ 为  $0.0411 \text{ W/mm}^2$ ,照明区域内 85%位置上(半径为 1.7 mm 处)的功率密度  $P_{85\%}$  为  $0.0374 \text{ W/mm}^2$ ,照明区域中心的功率密度  $P_{center}$  为  $0.0393 \text{ W/mm}^2$ 。根据照明均匀度的定义<sup>[19]</sup>

$$U = 1 - \frac{P_{center} - P_{85\%}}{P_{max}} \times 100\% \quad (7)$$

设计的照明系统对半径为 2 mm 的眼底圆形区域照明,照明均匀度达 95%,满足系统的照明要求。

### 3.4 自适应成像光学系统设计

对于无像差人眼,眼底反射光以平行光方式射出人眼。在无像差人眼的基础上使用 Zemax 光学设计软件模拟自适应成像光学系统,其中 DM 由平面反射镜代替,光路图如图 10 所示。

在实际中,人眼不可避免地存在像差,但是经过视度调节系统及内调焦直角棱镜系统校正之后,人眼的残余像差很小,变形镜产生很小的形变即可校正像差,因此使用平面反射镜代替变形镜 DM 设计最终能够实现校正或补偿像差的目的。在成像光路中前后共加入两个滤波小孔  $r_1$ 、 $r_2$ ,有效地限制了杂散光对系统成像质量的影响;直角棱镜组  $P_1$ 、 $P_2$  不

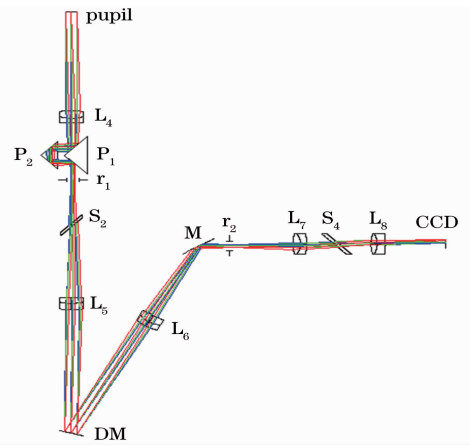


图 10 自适应成像光学系统光路图

Fig. 10 Layout of the AO imaging system

仅可以缩短光路,而且在人眼存在像差时可以通过调节直角棱镜  $P_2$  使人眼眼底始终成像在第一滤波小孔  $r_1$  处;准直光经变形镜 DM 反射后与光轴偏转  $30^\circ$  角,为压缩光路以及眼底相机易于操作,使用平面反射镜 M 来转折光路。

图 11 为可见光照明下眼底相机自适应成像光路的点列图、调制传递函数(MTF)曲线、场曲和畸变图。可知,设计的成像系统点列图点斑小于衍射极限,各视场传函接近衍射极限,且在 76 lp/mm 处

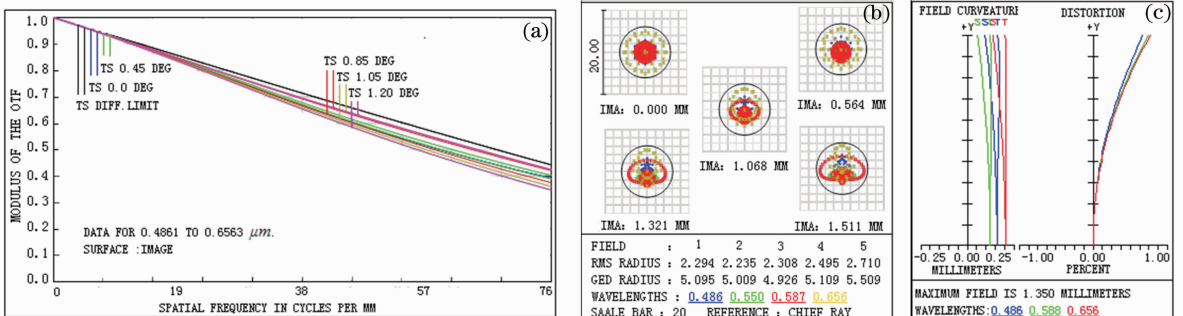


图 11 (a)点列图;(b) MTF 曲线;(c)场曲和畸变图

Fig. 11 (a) Spot diagram; (b) MTF curves; (c) field curvature and distortion

的 MTF 值均大于 0.36, 满足系统使用像元大小为  $6.5 \mu\text{m} \times 6.5 \mu\text{m}$  的 144 万像素 CCD 的要求。同时, 成像系统的畸变在全视场范围内小于 1%, 场曲小于 0.5 mm, 能够保证最终获得的眼底图像不失真。

## 4 结 论

设计了一种可诱导人眼自动调焦的眼底相机。其视度调节系统通过诱导人眼凝视视标的像以及调节直角棱镜实现人眼初级像差的校正, 使残留像差在自适应光学系统的校正范围之内; 其照明系统利用轴锥镜组产生内径可变的环形平行光束照明人眼角膜, 避开了反光强烈的角膜中心区域, 均匀照明人眼眼底。系统仿真结果表明, 在截止频率 76 lp/mm 处, 各视场 MTF 值大于 0.36, 成像质量良好, 使屈光范围在  $-6D \sim +8D$  内的人眼都能清晰成像。

## 参 考 文 献

- Xu Guangdi. Ophthalmic Dioptrics [M]. Beijing: Military Medical Science Publishing Company, 2011. 100-102.  
徐广第. 眼科屈光学[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2011. 100-102.
- Li Pengfei, Xu Jinkai, Hu Lifa, *et al.*. Design and realization of focus adjustment for imaging CCD in retinal aberration correction setup [J]. Chinese J 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.
- Zhou Chuanqing, Ren Qiushi. Research and application of ocular wavefront aberration and supernormal vision [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2007, 44(4): 26-34.  
周传清, 任秋实. 人眼波面像差与超视力的研究与应用[J]. 激光与光电子学进展, 2007, 44(4): 26-34.
- Li Can, Song Shumei, Li Chun, *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.
- Wang Yao, Wang Zhaoqi, Zhang Mei. Design of a portable FFA camera based on the eye model [J]. Acta Photonica Sinica, 2010, 39(5): 855-859.  
王 尧, 王肇圻, 张 梅. 基于眼模型的折/衍混合眼底相机设计[J]. 光子学报, 2010, 39(5): 855-859.
- J Liang, D R Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye [J]. J Opt Soc Am A, 1997, 14(11): 2873-2883.
- Qi Yue, Kong Ningning, Li Dayu, *et al.*. High resolution open-loop adaptive optics system for retinal imaging based on liquid crystal spatial light modulator [J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(10): 1011003.  
齐 岳, 孔宁宁, 李大禹, 等. 高分辨率开环液晶自适应光学视网膜成像系统 [J]. 光学学报, 2012, 32(10): 1011003.

- Cheng Shaoyuan, Cao Zhaoliang, Hu Lifa, *et al.*. Optimal design of LC adaptive optics system for human retinal imaging [J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(12): 3150-3153.  
程少园, 曹召良, 胡立发, 等. 人眼视网膜成像液晶自适应光学系统的优化设计[J]. 光子学报, 2009, 38(12): 3150-3153.
- Xue Lixia, Rao Xuejun, Wang Cheng, *et al.*. Higher-order aberrations correction and vision analysis system for human eye [J]. Acta Optica Sinica, 2007, 27(5): 893-897.  
薛丽霞, 饶学军, 王 成, 等. 人眼高阶像差校正和视觉分析系统[J]. 光学学报, 2007, 27(5): 893-897.
- Kong Ningning, Li Dayu, Xia Mingliang, *et al.*. Liquid crystal adaptive optics system for retinal imaging operated on open-loop and double-pulse mode [J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(1): 0111002.  
孔宁宁, 李大禹, 夏明亮, 等. 开环双脉冲液晶自适应光学视网膜成像系统[J]. 光学学报, 2012, 32(1): 0111002.
- 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.
- Li Chao, Jiang Baoguang, Xia Mingliang, *et al.*. Laser speckle reduction in retina imaging illumination [J]. Acta Optica Sinica, 2008, 28(12): 2245-2249.  
李 抄, 姜宝光, 夏明亮, 等. 用于人眼视网膜成像照明的激光消散斑技术研究[J]. 光学学报, 2008, 28(12): 2245-2249.
- Zhou Hong, Guan Chunlin, Dai Yun. Bimorph deformable mirrors for adaptive optics of human retinal imaging system [J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(2): 0211001.  
周 虹, 官春林, 戴 云. 用于自适应光学视网膜成像系统的双压电片变形反射镜[J]. 光学学报, 2013, 33(2): 0211001.
- Cui Guihua. Control of ghost and scatter light in retinal camera [J]. Optical Technique, 2000, 26(2): 139-141.  
崔桂华. 眼底照相机光学系统中杂光和鬼像的控制[J]. 光学技术, 2000, 26(2): 139-141.
- Li Chun, Sun Qiang, Liu Ying, *et al.*. Design of uniform illumination system of fundus camera and its stray light shield [J]. Chinese J 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.
- Li Can, Song Shumei, Liu Ying, *et al.*. Design of optical system for catadioptric fundus camera [J]. Optics and Precision Engineering, 2012, 20(8): 1710-1717.  
李 灿, 宋淑梅, 刘 英, 等. 折反式眼底相机光学系统设计[J]. 光学精密工程, 2012, 20(8): 1710-1717.
- 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.
- Zhao Yang. Design of Complex Illumination Optical System for Deep Ultraviolet Lithography [D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2010. 55-61.  
赵 阳. 深紫外光刻复杂照明光学系统设计[D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2010. 55-61.
- E Dehoog, J Schwiegerling. Optical parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras [J]. Appl Opt, 2008, 47(36): 6769-6777.