

基于高斯括号法的液体透镜调焦眼底 相机光学系统设计

马 晨 程德文 王其为 许 晨 王涌天

(北京理工大学光电学院北京市混合现实与新型显示工程技术研究中心, 北京 100081)

摘要 提出了一种采用液体透镜(LTL)补偿人眼屈光度变化的新型眼底相机光学系统,应用高斯括号法推导了液体透镜光焦度与人眼屈光度的函数关系式,计算并搭建了包含人眼模型的眼底相机近轴光学系统。在优化过程中控制人眼瞳孔位置与液体透镜共轭并保证位于它们之间的光学系统放大率接近 1,使成像光束能够通过液体透镜;光源与角膜共轭,采用环形光源结合偏振光照明,并在探测器前加入检偏器降低系统杂光。设计并研制了视场角为 50° 、物方工作距为 40 mm、总长小于 220 mm 的便携式眼底相机光学系统,拍摄了不同屈光度状态下的模型眼在采用液体透镜和不采用液体透镜补偿的眼底图片,结果表明:通过液体透镜的电控变焦能对 $-10\text{ D}\sim+10\text{ D}$ ($1\text{ D}=1\text{ m}^{-1}$) 的人眼清晰成像。该系统结构紧凑、无机械运动部件,大幅降低了光机系统的复杂程度。

关键词 光学设计;眼底相机;液体透镜;高斯括号

中图分类号 TH744 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201434.1122001

Optical System Design of a Liquid Tunable Fundus Camera Based on Gaussian Brackets Method

Ma Chen Cheng Dewen Wang Qiwei Xu Chen Wang Yongtian

(Beijing Engineering Research Center for Mixed Reality and Advanced Display Technology, School of Optoelectronics,
Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

Abstract A novel fundus camera with liquid tunable lens (LTL) to compensate the ametropia of human eye is designed and developed. The formula for the power of the LTL related to the diopter of eyes is deduced by Gaussian brackets method. The paraxial optical system of the fundus camera with ophthalmophantom is calculated and modeled. To enable the imaging beam to pass through the LTL without obscuration, the eye pupil and the LTL are conjugate with each other with respect to the lens system between them, and the lens system should have a magnification approximately to 1. To eliminate the stray light, the light source and the cornea are conjugate with each other in the illumination system, ring-shaped light source combined with polarized light is used. Besides, an analyzer plate is placed after the beam splitter to block the light reflected from the lenses and cornea. The fundus camera has a field of view of 50° , working distance of 40 mm, and overall length of 220 mm. Experiment is carried out to demonstrate the diopter compensation capability of the system, in which fundus images of ophthalmophantom at different diopters are captured, and these images are compared with those of the system where no LTL is adopted. The results show that by means of using LTL, the camera can adapt to eyes with diopter range from -10 D to $+10\text{ D}$ ($1\text{ D}=1\text{ m}^{-1}$). This compact system with LTL can remarkably simplify the optomechanical structure while maintaining a good diopter-adjusting performance.

Key words optical design; fundus camera; liquid tunable lens; Gaussian brackets

OCIS codes 220.3620; 120.3890; 120.4570; 170.3890

收稿日期: 2014-06-06; **收到修改稿日期**: 2014-07-14

基金项目: 国家自然科学基金(61178038,61205024)、国家 863 计划(2013AA013901)、教育部新世纪优秀人才支持计划(NCET-12-0043)

作者简介: 马 晨(1988—),女,硕士研究生,主要从事成像光学系统设计、光机集成分析方面的研究。

E-mail: mmmcen@126.com

导师简介: 程德文(1982—),男,博士,副教授,主要从事新型光学系统设计、光学 CAD/CAE、3D 成像显示技术等方面的研究。E-mail: cdwlxk@bit.edu.cn

1 引 言

眼底相机光学系统可对人眼视网膜上的大量血管脉络进行成像,为医生进行眼部以及其他疾病的诊断提供重要依据^[1]。随着人们对糖尿病、青光眼、早产儿视网膜病变等疾病的关注程度不断提高,眼底筛查将逐渐成为一项常规检查。因此,研制轻小型便携式眼底相机,有利于眼底筛查的推广,使其可以覆盖偏远地区。

由于眼底本身不发光,需要外部照明才能拍摄到视网膜图像,大部分现有眼底相机中的成像系统和照明系统共用接目物镜^[2-9],与照明、成像系统相互独立的结构相比,前者增加了系统设计的复杂程度,但照明效率更高,镜片数量更少^[3]。

由于不同人眼屈光度的差异,眼底相机必须具备一定的屈光度补偿能力,才能适用于更大范围的人群。目前眼底相机大多通过凸轮曲线结构轴向移动透镜组或像面进行屈光度补偿^[4-11],即使采用步进电机移动调焦镜组,也会使系统的光机结构比较复杂和笨重。

基于曲率变化改变焦距的液体透镜是近年来提出的一种新型变焦光学元件,它主要通过电压的变化来改变透镜的折射率或形状,从而调整焦距,实现变焦功能,是一种全新的变焦方式^[12]。采用液体透镜对人眼屈光度进行补偿,取代传统机械调焦,避免光学元件的轴向位移,降低拍照时的机械抖动,且更有利于眼底相机的小型轻量化。采用液体透镜作为屈光度补偿的调焦元件,需要计算不同屈光度下液体透镜的光焦度及其变化范围是否能够满足眼底相机对人眼屈光度补偿的要求 $[-10\text{ D}\sim+10\text{ D}]$,则需推导液体透镜光焦度与人眼屈光度的函数关系式。

($1\text{ D}=1\text{ m}^{-1}$)],则需推导液体透镜光焦度与人眼屈光度的函数关系式。

由于该系统中存在多组光学元件,且变焦不是通过轴向位移实现,与传统变焦系统的计算方法有很大的区别,推导液体透镜和人眼屈光度的函数关系则变得更为困难,为此本文引入了高斯括号法推导它们之间的函数关系。高斯括号是计算近轴光学系统光焦度的矩阵方法,可以对级联矩阵进行快速的数值求解^[13-14]。采用高斯括号法计算液体透镜光焦度与人眼屈光度的变化关系,可为眼底相机光学设计提供理论依据和指导,在本光学系统的设计中具有非常重要的意义。

2 系统结构及技术要求

眼底相机主要由照明系统、成像系统和液体透镜调焦系统三部分组成,如图 1 所示。视网膜被照明系统照亮,经成像系统成像,液体透镜位于成像光路内部,补偿由于不同人眼屈光度差异引起的焦距变化。为了提高光能利用率,照明系统和成像系统共用一组接目物镜,并由分光镜连接。成像系统由接目物镜、中继物镜、液体透镜、成像物镜及电荷耦合器件(CCD)组成。照明系统由环形光源,匀光镜和接目物镜组成。光线由线性起偏器起偏,经过匀光镜和接目物镜在角膜上形成一个环形光斑,避免角膜中心反射产生的杂光^[15],部分光线经由接目物镜反射往成像光路传播,但在入射到位于分光镜后的检偏器时被挡住,而经由视网膜散射的部分光线则能通过成像光路正常成像^[16]。

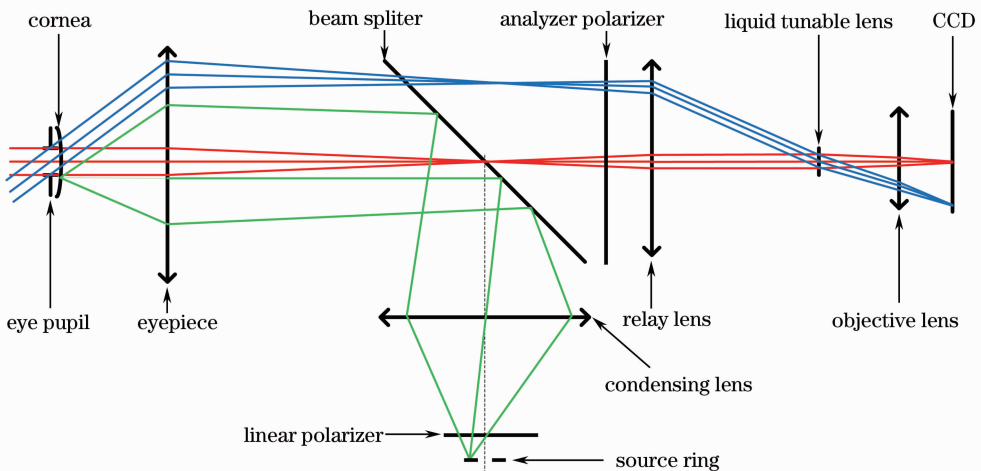


图 1 液体透镜调焦眼底相机光学系统工作原理示意图

Fig. 1 Working principle of liquid tunable fundus camera optical system

系统总长定为 220 mm 以满足便携的要求, 屈光度调节范围定为 $-10\text{ D}\sim+10\text{ D}$ 以适用于普遍的人眼屈光度差异。将瞳孔位置作为成像系统的孔径光阑, 考虑照明及杂光的影响, 入瞳直径定为 3 mm。眼底相机的物方工作距离为 40 mm。根据临床检测的需要, 眼底观察范围一般在 12~14 mm, 正常人眼焦距为 16.573 mm^[17], 则半视场角 $\omega\geq 22.86^\circ$, 设计时取 $\omega=25^\circ$, 能对眼底 15.46 mm 范围成像。综上所述, 系统的技术指标如表 1 所示。

表 1 液体调焦眼底相机光学系统技术指标
Table 1 Design parameters of the liquid tunable fundus camera optical system

Parameter	Value
Overall length	$\leq 220\text{ mm}$
Field of view	$\pm 25^\circ$
Entrance pupil diameter	3 mm
Wavelength	436~656 nm
Working distance	40 mm
Diopter range	$-10\text{ D}\sim+10\text{ D}$
Modulation transfer function @ 100 lp/mm	≥ 0.1

3 基于高斯括号法的液体透镜光焦度计算方法

高斯括号法表示的广义高斯常数可以展开成光学系统任意结构参数的函数, 从而便于分析液体透镜光焦度作为结构参数变化时对光束变换特性的影响。

$$\begin{aligned} C_1 &= \{\phi_1[-e_1, \phi_2, -e_3] + [\phi_2, -e_2, \phi_3, -e_3]\}[-e_4, \phi_5], \\ C_2 &= \phi_1[-e_1, \phi_2, -(e_3 + e_4), \phi_5] + [\phi_2, -(e_3 + e_4), \phi_5]. \end{aligned}$$

由此, 可以得到液体透镜光焦度与其他系统参数的函数关系式:

$$\phi_4 = \frac{\Phi - (\phi_1 E_3 + E_4)}{(\phi_1 E_1 + E_2) D_2}, \quad (4)$$

其中:

$$\begin{aligned} D_2 &= [-e_4, \phi_5], \\ E_1 &= [-e_1, \phi_2, -e_3], \\ E_2 &= [\phi_2, -e_2, \phi_3, -e_3], \\ E_3 &= [-e_1, \phi_2, -(e_3 + e_4), \phi_5]. \end{aligned}$$

屈光度调节元件采用 Varioptic 公司的 Arctic316 电润湿型液体透镜, 有效通光孔径为 2.5 mm, 焦距变化范围为 50 mm~ ∞ 。为验证本实验, 可根据其产品手册提供的变焦表面光焦度参数与驱动电压值的对应数据, 将液体透镜光焦度与电压值进行二次曲线拟

高斯常数可描述为^[18]

$$\begin{cases} {}^i A_j = [\phi_i, -e_i, \phi_{i+1}, -e_{i+1}, \dots, \phi_{j-1}, -e_{j-1}], \\ {}^i B_j = [-e_i, \phi_{i+1}, -e_{i+1}, \dots, \phi_{j-1}, -e_{j-1}], \\ {}^i C_j = [\phi_i, -e_i, \phi_{i+1}, -e_{i+1}, \dots, \phi_{j-1}, -e_{j-1}, \phi_j], \\ {}^i D_j = [-e_i, \phi_{i+1}, -e_{i+1}, \dots, \phi_{j-1}, -e_{j-1}, \phi_j], \end{cases} \quad (1)$$

其中 ${}^i A_i, {}^i B_j, {}^i C_j, {}^i D_j$ 为高斯括号描述的高斯常量。 ϕ_i 是第 i 组镜片的光焦度, e_i 是第 i 组镜片到第 $i+1$ 组镜片间的光学间隔。

任意元件 ϕ_i 或 e_i 的变化都可以由系统中的另一元件的 ϕ_j 或 e_j 来补偿。因此将眼底相机成像系统等效为一个由眼睛、接目物镜、中继镜组、液体透镜和成像物镜 5 组理想透镜组成的系统, 人眼屈光度差异引起的光焦度变化由液体透镜补偿, 使系统的总光焦度保持不变。

根据(1)式, 系统的总光焦度定义为

$${}^1 C_5 = [\phi_1, -e_1, \phi_2, -e_2, \phi_3, -e_3, \phi_4, -e_4, \phi_5] = \Phi, \quad (2)$$

高斯括号是它内部任意一个元素的线性函数

$$\begin{cases} \Phi = C_1 \phi_4 + C_2, \\ C_1 = [\phi_1, -e_1, \phi_2, -e_2, \phi_3, -e_3, \phi_4] [-e_4, \phi_5], \\ C_2 = [\phi_1, -e_1, \phi_2, -e_2, \phi_3, -(e_3 + e_4), \phi_5]. \end{cases} \quad (3)$$

利用高斯括号性质对(3)式进一步化简, 可以将 C_1 和 C_2 分解成:

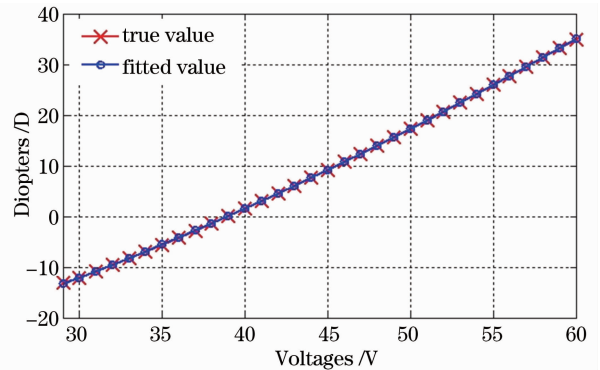


图 2 Arctic316 液体透镜的光焦度与驱动电压的关系曲线图

Fig. 2 Variation curve of optical power with the voltage of Arctic316 liquid tunable lens

合,得到

$$1/f = -40.5255 + 0.6361U + 0.0104U^2, \quad (5)$$

其中 $1/f$ 为液体透镜的光焦度,单位为 m^{-1} , U 为施加在液体透镜两端的驱动电压。电压拟合精度优于 95.4%,曲线如图 2 所示。

根据系统的技术要求,在 CODE V 中运用理想镜头模型搭建了包含 5 组理想透镜的近轴光学系

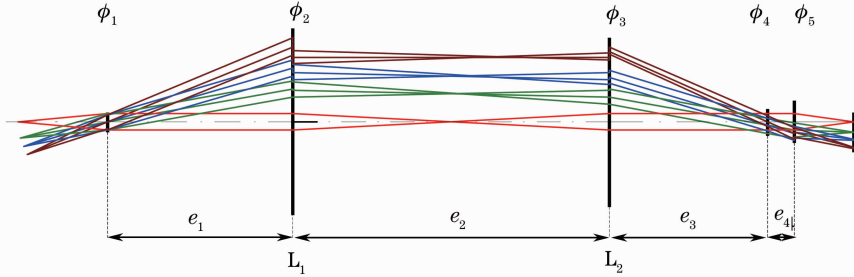


图 3 液体透镜调焦眼底相机光学系统的近轴光学模型

Fig. 3 Paraxial layout of liquid tunable lens fundus camera optical system

由(2)式,对于理想系统:

$${}^1C_5 = [\phi_1, 0.035, 33.33, 0.06, 33.33, 0.03, \phi_4, 0.005, 91.70].$$

取正视眼为 59.6 D^[17],液体透镜光焦度定为 0.1 D时,由(2)式可计算出系统的总光焦度 Φ 。当 ϕ_1 从 69.6 D变化到 49.6 D时(对应屈光度 -10 D~+10 D),根据(4)式可计算出液体透镜对应的光焦度,具体数据如表 2 中第二列 Lens module 所示,液体透镜需要的调焦范围为 -9.33 D~12.34 D,在其光焦度范围(-13 D~+35 D)内,符合使用要求,可以满足普遍范围人眼的屈光度补偿。

表 2 液体透镜光焦度随人眼屈光度的变化值

Table 2 Variation of optical power of liquid tunable lens versus diopter

Diopter	Lens module	Theoretical value	Experimental value
-10 D	-9.33	-8.25	-11.35
-8 D	-7.62	-6.56	-7.60
-7 D	-6.74	-5.72	-5.89
-5 D	-4.90	-4.05	-4.48
-4 D	-3.95	-3.21	-2.13
-2 D	-1.98	-1.55	0.52
0 D	0.1	0.1	0.99
2 D	2.29	1.74	2.55
4 D	4.59	3.38	2.87
5 D	5.80	4.20	4.74
7 D	8.30	5.82	7.08
8 D	9.61	6.63	8.18
10 D	12.34	8.24	10.21

统。如图 3 所示,接目物镜与中继镜组光焦度相同,将物面设为曲率半径为 11 mm 的球面,光阑设在眼瞳 ϕ_1 处,与液体透镜 ϕ_4 相互共轭, L_1 和 L_2 组合系统的放大率接近 1,保证液体透镜处光束孔径接近于人眼瞳孔直径,使成像光束能够无遮挡地通过液体透镜。

4 眼底相机光学系统的优化设计

接目物镜为成像系统和照明系统共用,在光学设计软件 CODE V 中建立两重结构,同时优化成像系统和照明系统。优化时需要综合考虑成像系统像差,还需控制入射光线高度不能超过液体透镜的通光孔径,并满足液体透镜的前表面位置与光阑位置共轭,放大率接近为 1。

由于电润湿型液体透镜胶合面前后的液体厚度会随其曲率的改变而改变,而两种液体的厚度总和不变,优化时为实现厚度参数随曲率参数自动变化,可根据其产品手册中提供的变化参数的典型值,对二者进行线性拟合,得到

$$T = -0.5186/R + 0.3342, \quad (6)$$

其中 R 为胶合面的曲率半径,单位为毫米, T 为电解质溶液的厚度,单位为毫米。其拟合曲线与典型

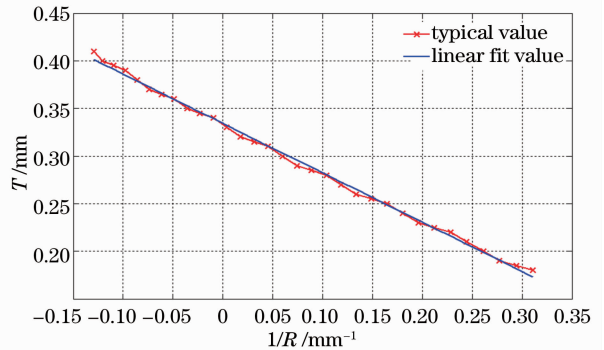


图 4 Arctic316 液体透镜胶合面的曲率与厚度线性拟合
Fig. 4 Linear fitting of curvature with the thickness of Arctic316 liquid tunable lens

值曲线如图 4 所示。

为了满足 $-10\text{ D} \sim +10\text{ D}$ 的屈光度调节范围, 设立从 $-100\text{ mm} \sim \infty, \infty \sim +100\text{ mm}$ 的物距变化范围, 对应 $-10\text{ D}, -8\text{ D}, -5\text{ D}, -2\text{ D}, 0\text{ D}, 2\text{ D}, 5\text{ D}, 8\text{ D}, 10\text{ D}$ 共 9 重结构, 分别控制液体透镜曲率变化表面的变化范围, 使正屈光度和 0 屈光度对应正焦距, 负屈光度对应负焦距。为降低加工成本以及实现 1 倍放大率, 优化时使第 5 到第 8 片透镜与接目物镜关于分光镜对称, 将透镜间距作为优化变

量, 最终光学系统如图 5 所示。系统在 0 D 和 -2 D 的调制传递函数(MTF)如图 6 所示, 在 -2 D 时, 所有视场在 100 lp/mm 时都在 0.2 以上。图 7 为光焦度补偿情况, 横坐标为 $-10\text{ D} \sim 10\text{ D}$ (人眼屈光度范围), 纵坐标为平均 MTF 的变化曲线, 其中不同类型的曲线分别代表不同视场的平均 MTF。非正常眼的 MTF 在正屈光度下有所下降, 但除个别视场外, 其值均高于 0.1。

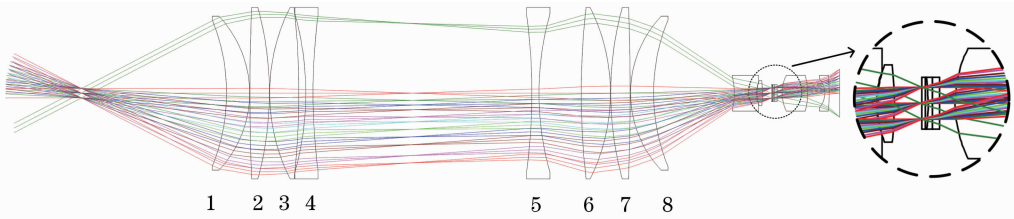


图 5 含液体透镜的成像系统优化设计结果

Fig. 5 Design result of optimized tunable fundus system with liquid tunable lens

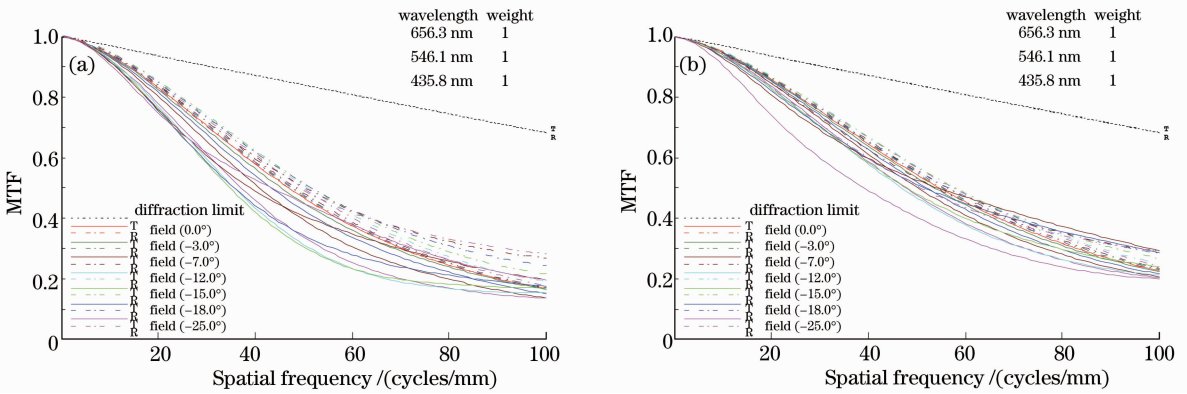


图 6 成像系统的 MTF。(a) 0 D ; (b) -2 D

Fig. 6 MTF curves of imaging system at (a) 0 D ; (b) -2 D

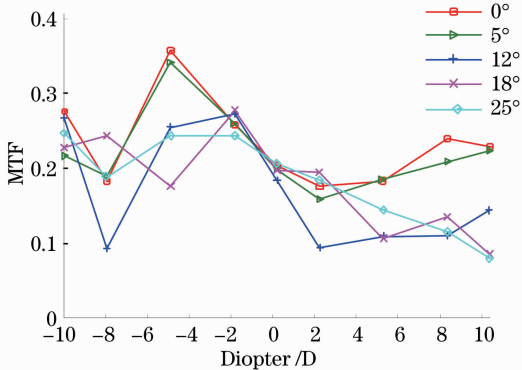


图 7 100 lp/mm 处各视场下不同屈光度的 MTF 平均值

Fig. 7 Average MTF value for the system with different dioptries at 100 lp/mm

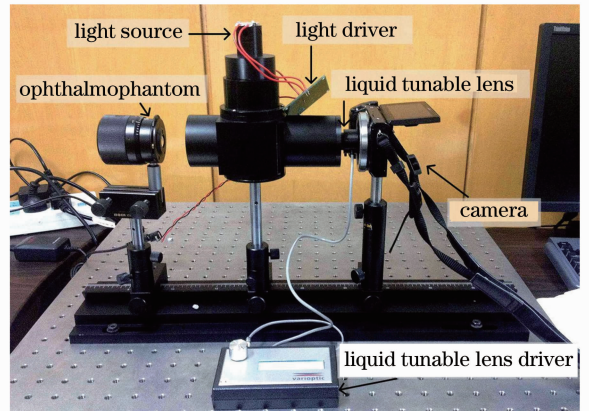


图 8 液体透镜调焦眼底相机样机的实验装置

Fig. 8 Experimental setup of the liquid tunable fundus camera prototype

5 测试实验与结果分析

眼底相机样机及搭建的实验测试装置如图 8 所示,采用索尼 NEX5T 相机机身作为眼底相机的探测器,拍摄屈光度可调的 Heine Ophthalmoscope Trainer 模型眼眼底图片。设定模型眼的屈光度并改变液体透镜电压使模型眼眼底图像清晰,以此测量出模型眼屈光度与液体透镜光焦距的关系曲线。表 2 分别列出了模型眼在不同屈光度状态时理想镜头模型、设计结果和实验测量得到的液体透镜光焦距数据,它们的关系曲线如图 9 所示,液体透镜的光焦距与模型眼的屈光度近似呈线性变化,且优化后的系统将光焦距的变化范围由理想镜头模型的一 9.33 D~+12.34 D 减小到 -8.25 D~+8.24 D。实验结果与

设计结果理论值及近轴模型的总体变化趋势一致,在 -7 D、0 D、2 D 和 6 D 时与理论值重合。

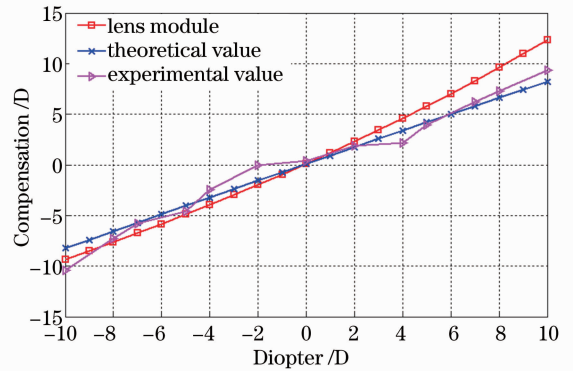


图 9 液体透镜光焦距与模型眼屈光度的变化曲线图
Fig. 9 Variation curves of optical power of liquid tunable lens with the diopter of the subjects

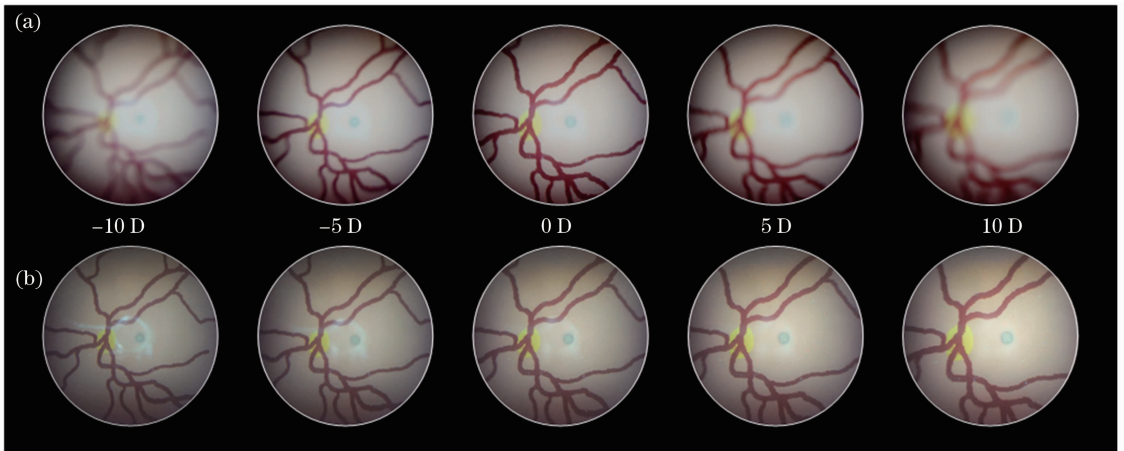


图 10 模型眼的眼底图片。(a)不加入液体透镜补偿;(b)加入液体透镜补偿

Fig. 10 Fundus photographs of the ophthalmophantom. (a) Without liquid tunable lens; (b) with liquid tunable lens

模型眼的眼底照片如图 10 所示,(a)是不加入液体透镜,(b)是加入液体透镜调焦后拍摄的模型眼在不同屈光度下的眼底图片。在 0 D 时,(a)与 (b)中血管的边缘轮廓、中央黄斑都能清晰呈现;随着屈光度的偏移,(a)中的眼底图片在 ± 10 D 下只能看到血管的大致分布,中央黄斑和血管边缘则已无法分辨;而 (b)中的中央黄斑和血管轮廓在各个屈光度下都能清晰成像,尤其是在 ± 10 D 时,与不含液体透镜的图像对比明显。实验的结果表明,采用液体透镜能够有效补偿人眼屈光度的差异。

6 结 论

应用新型自主变焦光学元件——液体透镜作为人眼屈光度补偿元件,运用高斯括号法推导了液体透镜光焦距和人眼屈光度之间的函数关系,设计了

一款视场为 50° 、物方工作距为 40 mm、光学系统总长小于 220 mm 的便携式眼底相机。成像系统的入瞳与液体透镜共轭,放大率近似为 1。照明系统中光源与角膜共轭,采用环形光源结合偏振光照明,并在分光镜后加入偏振片检偏的方式降低杂光。实验验证,通过液体透镜光焦距的调节,能够满足对 -10 D~+10 D 的人眼视网膜清晰成像。

成像系统中有 4 对透镜两两相同,降低了样机的加工成本,今后采用差异化设计,可以进一步提高成像质量。随着液体透镜技术的不断成熟,眼底相机的变焦系统设计可以采用更大口径、透过率更高的液体透镜,例如采用 Optotune 公司 10 mm 孔径的弹性薄膜式液体透镜,从而降低因孔径造成光学系统设计的难度。

参 考 文 献

- 1 Huang Junxin, Dong Tuqiang, Zhu Jun, *et al.*. Study of fundus infrared detector [J]. Journal of Changchun University of Science and Technology, 2008, 31(1): 92-93.
黄君鑫, 董屠蔷, 朱俊, 等. 眼底红外检测仪的研究[J]. 长春理工大学学报, 2008, 31(1): 92-93.
- 2 C Riva, I Ben-Sira. Two-point fluorophotometer for the human ocular fundus [J]. Appl Opt, 1975, 14(11): 2691-2693.
- 3 E DeHoog, J Schwiegerling. Fundus camera systems: a comparative analysis [J]. Appl Opt, 2009, 48(2): 221-228.
- 4 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.
- 5 Haishui Ye, Zhishan Gao, Zhenyu Qin, *et al.*. Near-infrared fundus camera based on polarization switch in stray light elimination [J]. Chin Opt Lett, 2013, 11(3): 031702.
- 6 Wang Zhaoqi, Wang Yao, Quan Wei. Design of aspheric FFA camera based on eye model [J]. Opt & Precision Engng, 2010, 18(7): 1511-1519.
王肇圻, 王尧, 全薇. 基于眼模型的非球面眼底荧光相机的设计[J]. 光学精密工程, 2010, 18(7): 1511-1519.
- 7 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.
- 8 Li Chuncai, Gong Yan, Li Jing, *et al.*. Optical design of an inducible human eye accommodation fundus camera [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(4): 0422001.
李春才, 巩岩, 李晶, 等. 可诱导人眼自动调焦的眼底相机光学系统设计[J]. 光学学报, 2014, 34(4): 0422001.
- 9 D Link, C Strohmaier, B U Seifert, *et al.*. Novel non-contact retina camera for the rat and its application to dynamic retinal vessel analysis [J]. Biomedical Optics Express, 2011, 2(11): 3094-3108.
- 10 E DeHoog, J Schwiegerling. Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras [J]. Appl Opt, 2008, 47(36): 6769-6777.
- 11 Haishui Ye, Zhishan Gao, Ting Luo, *et al.*. Optical configuration of fundus camera based on inner focusing manner [J]. Chin Opt Lett, 2010, 8(7): 689-692.
- 12 Zhang Ying, Zhang Xin, Shi Guangwei, *et al.*. Applications of liquid lenses in zoom systems [J]. Chinese J Optics & Applied Optics, 2013, 6(1): 46-56.
张鹰, 张新, 史广维, 等. 液体透镜在变焦系统中的应用[J]. 中国光学, 2013, 6(1): 46-56.
- 13 Lin Yinsen. Principle and application of Gauss bracket [J]. Journal of Geomatics, 1985, (1): 003.
林银森. 高斯括号原理及其应用[J]. 测绘信息与工程, 1985, (1): 003.
- 14 G Kloos. Matrix Methods for Optical Layout [M]. Washington: SPIE Press, 2007.
- 15 F C Delori, K P Pflibsen. Spectral reflectance of the human ocular fundus [J]. Appl Opt, 1989, 28(6): 1061-1077.
- 16 K Tran, T A Mendel, K L Holbrook, *et al.*. Construction of an inexpensive, hand-held fundus camera through modification of a consumer "point-and-shoot" camera [J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2012, 53(12): 7600-7607.
- 17 Lu Fan. Ocular optics [J]. Chinese Journal of Optometry & Ophthalmology, 2001, 3(1): 53-55.
- 18 M Herzberger. Gaussian optics and Gaussian brackets [J]. J Opt Soc Am, 1943, 33(12): 651-652.

栏目编辑：韩峰