

文章编号 1004-924X(2018)05-1054-07

立体成像眼底相机光学系统设计

肖志涛^{1,2}, 娄世良¹, 吴 骏^{1,2*}, 耿 磊^{1,2}, 张 芳^{1,2}

(1. 天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387;

2. 天津市光电检测技术与系统重点实验室, 天津 300387)

摘要: 为了实现从不同角度同时拍摄同一眼底视网膜区域的图像, 使采用双目立体视觉法进行眼底三维重建成为可能, 设计了一种免散瞳立体成像眼底相机光学系统。该光学系统由成像系统和照明系统两部分组成, 在成像系统中, 使用 Gullstrand-Le Grand 眼模型来模拟正常人眼, 运用体视显微镜成像原理进行分光设计; 在照明系统中, 通过设置黑点板的方式消除网膜物镜产生的杂散光, 并加入环形光阑以避免角膜反射光的产生。设计结果表明, 本立体成像眼底相机光学系统截止频率在 95 lp/mm 处各视场的 MTF 值均大于 0.2, 成像系统畸变小于 -3%, 场曲值小于 0.1 mm, 色差矫正良好, 并且具有较强的调焦能力, 能对 -10~+5 m⁻¹ 的人眼清晰成像。

关键词: 光学设计; 眼底相机; 立体成像; 眼模型

中图分类号: TH744 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20182605.1054

Design of optical system for stereo imaging fundus camera

XIAO Zhi-tao^{1,2}, LOU Shi-liang¹, WU Jun^{1,2*}, GENG Lei^{1,2}, ZHANG Fang^{1,2}

(1. School of Electronics and Information Engineering,
Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

2. Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology
and System, Tianjin 300387, China)

* Corresponding author, E-mail: zhenkongwujun@163.com

Abstract: A nonmydriatic optical system for stereo imaging fundus camera was designed in this work. It could simultaneously capture two images of the same fundus retinal region from different angles, and could enable three-dimensional reconstruction of the fundus. It comprised an imaging system and a lighting system. In the imaging system, the Gullstrand-Le Grand eye model was used to simulate the normal human eye, and the principle of stereomicroscope was employed to design the splitting optical system. In the lighting system, the stray light produced by the retinal objective lens was eliminated using a black dot board, and an annular diaphragm was used to prevent corneal light reflection. Simulation results reveal that the modulation transfer function of each visual field at the cut-off frequency of 95 lp/mm is greater than 0.2, the distortion of the imaging system is less than -3%, and the field curvature is less than 0.1 mm. The stereo imaging system is highly efficient in chromatic

收稿日期: 2017-10-17; 修订日期: 2017-12-06.

基金项目: 天津市重大科技专项与工程资助项目 (No. 17ZXSCSY00060, No. 17ZXHLSY00040); 天津市高等学校创新团队培养计划资助项目 (No. TD13-5034)

aberration correction and focusing, and can provide clear images for the human fundus with the diopters ranging from -10 m^{-1} to $+5\text{ m}^{-1}$.

Key words: optical design; fundus camera; stereo imaging; eye model

1 引言

人眼眼底视网膜上分布着大量的毛细血管。全身性疾病如高血压、动脉硬化、中风、心肌梗死和心血管疾病等,都会对眼底视网膜血管的宽度、曲折度和分支角度等特征产生影响^[1-2],检查和筛选人眼眼底视网膜疾病的早期病理迹象并及早治疗,可以防止不可逆的视力丧失^[3]。眼底相机是一种获取人眼视网膜图像和进行视网膜检查的医学设备,在临床上有着非常重要的应用。

由于眼底照相机生成的二维图像无法真实而详尽地展示三维眼底视网膜图像的空间关系,因而给医生准确诊断疾病带来诸多不便。例如,糖尿病视网膜病变黄斑水肿(DME)是导致视力丧失的重要原因,从二维眼底图像诊断黄斑水肿是很不准确的,黄斑水肿的厚度信息要在三维空间中才能准确获取。眼底视网膜图像的三维重建可以将二维影像数据的真实感官效果展示给医生,弥补影像设备在成像时丢失的三维信息,使医生可以更加准确和清晰地观察眼底病灶的尺寸、空间位置和几何形状,从而减少了因为医生主观判断和临床经验不足而对诊断结果造成的不利影响。

对于眼底视网膜的三维重建,当今先进的光学相干断层扫描仪(OCT)也只能拍摄视网膜的局部断层图像^[4],而且OCT价格昂贵,很难在我国得到普及。而用眼底相机拍摄的人眼视网膜图像进行眼底三维重建成本较低,易于实现。基于眼底相机的眼底视网膜三维重建,国内外已有很多相关研究,但基本都是采用多幅图像配准的方法进行三维重建,效果并不理想。其主要原因是活体人眼存在震颤、漂移和微眼跳等生理现象,这些现象会导致高阶像差的产生^[5];而且不同时间拍摄的眼底图像的状态和像质有差异,配准结果必然不理想。采用双目立体视觉法进行眼底视网膜图像三维重建精度相对较高,因为两张眼底图像是同一时间拍摄的,不存在以上问题。不过,这种三维重建方法首先要解决的问题是获取人眼在同一时刻下的两幅眼底图像,且两幅眼底图像具

有一定重叠区域和视角差。目前,国内的眼底相机均为单目光学系统,无法同时获取两幅眼底视网膜图像,因此设计一种能够同时从两个角度拍摄同一眼底视网膜图像的立体成像眼底相机非常重要。

本文设计的立体成像光学系统可以拍摄出采用双目立体视觉法进行眼底三维重建所需的两幅眼底图像,两幅眼底视网膜图像的视差角为 10° 。由于从不同角度拍摄的两张眼底图像比单张图像所包含的信息量大,更贴近眼底的真实情况,可以准确地恢复眼底的三维空间结构,从而大幅度提高疾病诊断的准确性,使多种眼科疾病的计算机自动识别和诊断成为可能。

2 光学系统设计

2.1 总体结构概述

立体成像眼底相机的光学系统总体结构如图1所示,它由成像系统与照明系统组成。成像系统由共用物镜、网膜物镜、成像物镜、棱镜组和CCD组成,棱镜组和成像物镜相互配合将主光路分离成两对称的平行子光路,半反半透镜放在网膜物镜后以便加入照明系统。环形光阑、黑点板、光源、匀光镜、聚光镜和半反半透镜组成了照明系统。为了客观反应本系统的成像效果,本文使用最接近真人眼的Gullstrand-Le Grand光学眼模型^[6]作为被测正常人眼。为了真实分析成像系统的调焦能力,使用R. Navarro^[7]的Schematic眼模型来测试屈光不正人眼对本光学系统成像质量的影响。

本光学系统拍摄的瞳孔直径为6 mm,属于免散瞳眼底相机;视场角为 30° ,所拍两幅眼底图像的视差角为 10° ;成像芯片选用310万像素的1英寸CCD,像元尺寸为 $6.25\text{ }\mu\text{m}$ (H) \times $6.25\text{ }\mu\text{m}$ (V);选择波长为560~610 nm的LED灯为照明光源,本系统光谱波段为560~610 nm;成像系统的放大倍率为1,物方分辨率为95 pl/mm,即可分辨眼底 $5.3\text{ }\mu\text{m}$ 的结构单元;为了方便工作人员操作,本光学系统的尺寸设计为:500 mm \times 90 mm \times 180 mm。

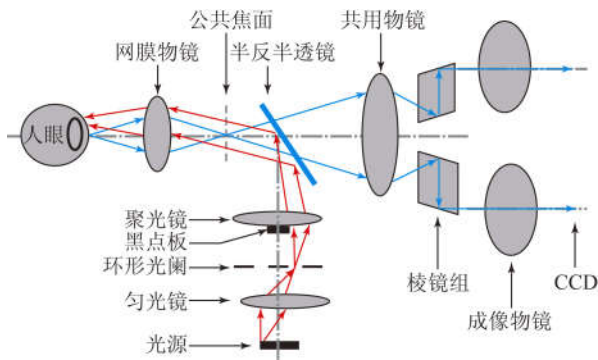


图 1 双目眼底相机的光学结构

Fig. 1 Optical scheme of stereo imaging fundus camera

2.2 立体成像系统设计原理

立体成像眼底相机光学系统的设计思想源于检眼镜和体视显微镜。体视显微镜中的平行光路系统的光轴与物面垂直,其成像清晰且范围较广,共用物镜后的两对称平行子光路上可以放置摄像装置和观察装置,经平行光路所成的两幅图像有利于简化三维重建步骤,故体视显微镜平行光路设计思想被本设计所借鉴。但由于从正常人眼反射出的光近似为平行光,不满足体视显微镜对成像光线的要求,为了解决这个问题,本文还借鉴了检眼镜的设计思想。

立体成像眼底相机光学系统的成像过程为:先将视网膜表面在网膜物镜后成一次实像,随后共用物镜接收此实像发出的光线,网膜物镜的像方焦点和共用物镜的物方焦点在公共焦面处重合,即光学间隔 $\Delta=0$,此结构是对 Kepler 望远镜成像系统的逆运用,符合光路可逆性定理。人眼反射光线经共用物镜后被棱镜组分离成两对称平行子光路,视网膜的像最终被两平行子光路上的成像物镜分别成像到两个 CCD 上,两平行子光路上的光线所含视差信息不相同,故最终所成的两幅图像也会存在一定的视差。

2.3 成像系统设计

本成像系统中共用物镜的光轴与左右对称的两平行子光路的光轴互相平行,属于光路较复杂的非共轴光学系统,为了保证两幅图像最终都成像清晰,共用物镜应选用平视场物镜。本系统选取了一种 4 片式物镜作为共用物镜的初始模型,结构上增加了弯月镜片,提高了视场边缘的成像质量,有利于两平行子光路的清晰成像。

为了避免检查时患者的眼睫毛触及仪器镜片

表面,仪器的工作距离不应小于 10 mm,本光学系统的工作距离设为 13 mm。网膜物镜是成像系统中距人眼最近的透镜组,其主要作用是将视网膜在其后方成一次清晰实像,本系统选取 Erfle 目镜作为网膜物镜的初始结构,其高级像差较小,具有消色差组件,且视场角较大。

人眼的曝光量不能超过安全范围,否则会灼伤人眼。在设计成像物镜时,考虑到本系统要同时在两片 CCD 上分别成像,每片 CCD 接收到的光能不到总光能的一半,在总曝光量一定的情况下,本系统的照明亮度比单目眼底相机弱很多,成像质量必然受影响,故需要使用对弱光也能很好成像的强光物镜来弥补这一缺点。本设计选择 Heliar 透镜组作为初始结构,该透镜组的相对孔径较大,而且像差校正比较完善,结构上引入反常胶合面,改善了大视场的轴外球差。

棱镜组由两块棱镜组成,棱镜组与共用物镜相互配合将主光路分离成两平行子光路,成像物镜与 CCD 放置在两平行子光路上来完成最终的成像任务。棱镜组与共用物镜的间距对成像质量有一定影响,成像系统示意图如图 2 所示。

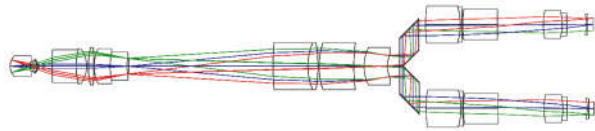


图 2 立体成像系统光路

Fig. 2 Layout of stereo imaging system

2.4 照明系统设计

人眼本身不发光,需要使用外部光源将眼底照亮,并由成像系统接收眼底的反射光。单目眼底相机的照明系统多采用共轴照明方式,本设计也采用共轴照明方式来保证照明的均匀性,即照明系统和成像系统通过半反半透镜来共用网膜物镜^[8]。人眼角膜的中心区域对入射人眼的光线有较高的反射率,如果这些反射光混入成像系统,成像质量会明显下降。本文采用环形照明的方式来削弱角膜反射光对成像系统的干扰,即光线从角膜边缘入射人眼,这样就能避开角膜表面反射率较高的中心区域。成像系统和照明系统共用网膜物镜,其各表面会产生少量反射光混入成像系统形成鬼像,鬼像会降低成像质量,采用加黑点板的

方法能够消除掉形成鬼像的反射光^[9]。

在网膜物镜后放置倾角为 45°的半反半透镜,聚光镜放置在半反半透镜正下方,环形光阑安置在聚光镜和匀光镜之间,匀光镜后面放置 LED 光源。黑点板最佳放置位置可通过反向追迹光线的方法得到,本系统中黑点板应放置在聚光镜后表面,照明系统结构如图 3 所示。

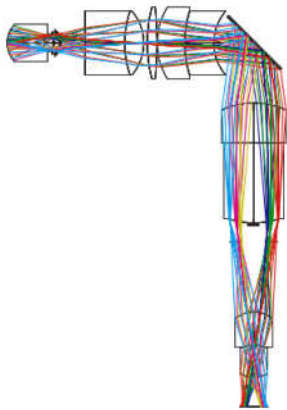


图 3 眼底相机的照明系统
Fig. 3 Lighting system of fundus camera

3 系统优化与结果分析

3.1 光学系统优化

本文利用 ZEMAX 软件和 LightTools 软件实现光学系统的优化设计和结果分析。由光路可逆性定理可知,若反向光路成像质量良好,则正向光线像质也必定良好。由于本光学系统较复杂,属于非共轴系统,为了简化非共轴光学系统的设计难度,先反向优化光线分离部分光路,待光线分离部分光路的各项指标达到要求后,再正向优化棱镜组后面的两平行子光路。

在完成成像系统光路优化后,再进行照明系统光路的优化,照明系统光路也同样采用反向光路进行优化设计。成像系统和照明系统都优化完成后,再用 LightTools 软件进行整体系统的测试和微调,以确保成像质量。

3.2 成像质量分析

由于立体成像眼底相机的两平行子光路结构上相互对称,虽然所成两幅图像的视差信息不同,但所成图像质量完全一致,故只取其中一条光路的成像情况来分析。如图 4 所示,系统全视场的调制传递函数 (Modulation Transfer Function,

MTF)在 95 lp/mm 处均大于 0.2,且全视场的传递函数曲线趋势平滑,成像质量稳定可靠,完全满足 CCD 分辨率 > 80 lp/mm 的成像要求,此成像效果也满足我国单目眼底相机的成像标准。

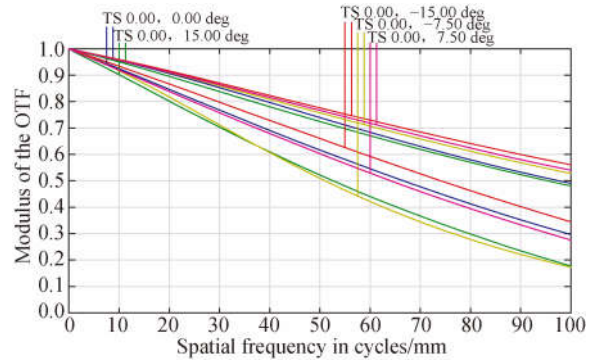


图 4 立体成像眼底相机的调制传递函数(MTF)曲线
Fig. 4 Curves of Modulation Transfer Function(MTF) of stereo imaging fundus camera

成像系统有较大场曲时,被拍物体在 CCD 上的成像会模糊不清,故场曲应尽量控制在较低水平。由图 5 所示的场曲曲线可知,场曲值最大为 0.1 mm,满足 CCD 清晰成像要求。畸变使像相对于物失去了相似性,虽然畸变不会导致图像模糊不清,但会使图像产生失真。研究表明,畸变小于 5% 时人眼感觉不到图像失真,由图 5 所示的畸变曲线可知畸变值最大处仅为 -3%,故成像质量满足要求。

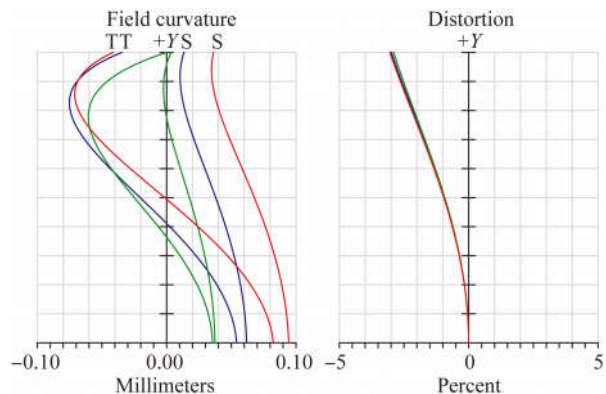


图 5 立体成像眼底相机的场曲和畸变图
Fig. 5 Field curve and distortion of stereo imaging fundus camera

3.3 屈光度分析

以上设计都是基于 Gullstrand-Le Grand 光学眼模型进行的,但不同人眼的屈光度有较大差异。想要拍摄清晰的视网膜图像给屈光不正的患

者,成像系统需要具备较强的调焦能力。考虑到操作简单便捷,并借鉴现有单目眼底相机的调焦方式,这里采用移动“整个光学系统+CCD”这种比较成熟的调焦方式。

眼科医学早已证实,人眼屈光度的改变不是单纯的晶状体曲率改变或单纯的眼轴长改变导致的,而是人眼多个参数都发生了相应变化所致。为了真实地说明本光学系统的调焦能力,测试人眼屈光度变化对本系统成像质量的影响,引入 R. Navarro 的 Schematic 眼模型。表 1 列出了 R. Navarro 给出的人眼晶状体折射率、晶状体厚度、晶状体玻璃体厚度和前后表面曲率半径随人眼屈光度变化的关系表达式。

表 1 晶状体各参量随人眼屈光度变化的关系表达式

Tab. 1 Relational expressions of lens parameters changed with human eye dioptrs

Lens parameters	Relationship between lens parameter and dioptrs A
Anterior lens radius R_3	$R_3(A) = 10.2 - 1.75 \cdot \ln(A+1)$
Posterior lens radius R_4	$R_4(A) = -6 + 0.2294 \cdot \ln(A+1)$
Aqueous thickness D_2	$D_2(A) = 3.05 - 0.05 \cdot \ln(A+1)$
Lens thickness D_3	$D_3(A) = 4 + 0.1 \cdot \ln(A+1)$
Lens refractive index n_3	$n_3(A) = 1.42 + 9 \times 10^{-5} \cdot (10 \cdot A + A^2)$

根据这些关系式计算出不同屈光度下晶状体各参量的数值,并在 ZEMAX 中进行模拟测试得到本光学系统在不同屈光度下对应的 MTF 值。图 6 给出在 95 lp/mm 和 80 lp/mm 处全视场的 MTF 随人眼屈光度的变化曲线。在 95 lp/mm 及小于 95 lp/mm 处,除 +10 m⁻¹ 外,MTF 值均高于 0.1; 在 -10 ~ +5 m⁻¹,全视场在 80 lp/mm 处 MTF 值都在 0.2 以上。以上测试结果表明,本成像系统对于屈光度在 -10 ~ +5 m⁻¹ 的人眼能够清晰成像,满足设计要求。

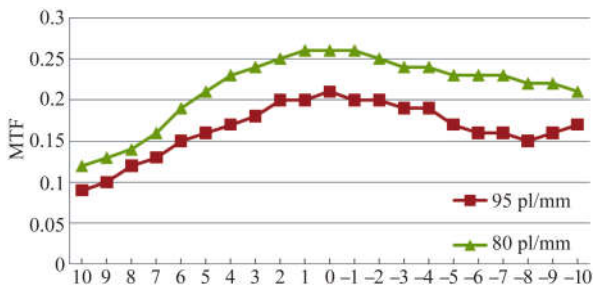
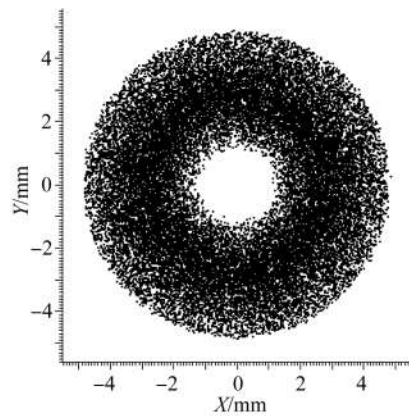


图 6 不同屈光度下眼底相机的 MTF 变化曲线

Fig. 6 MTF curves of fundus camera with different dioptrs

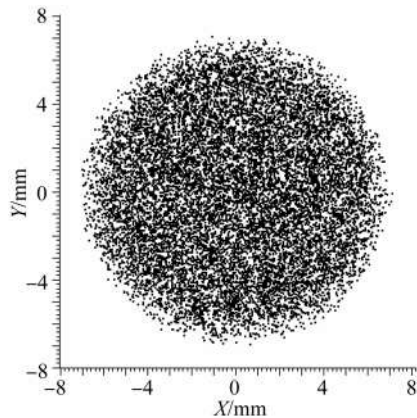
3.4 照明效果分析

本文利用 LightTools 软件对照明系统的照明效果进行分析,追迹光线为 100 万条,仿真测试结果如图 7 所示。免散瞳状态下人眼瞳孔的通光孔径约为 3~7 mm,由图 7(a)可以看出人眼角膜处产生的环形光斑的有效照明直径为 3.4~8 mm,这种形式很好地避免了角膜中心区域产生反射光。图 7(b)所示的视网膜照明光斑均匀覆盖了眼底直径为 12 mm 范围的照明区域,在此照明区域内的照明均匀度达到 91.25%,满足照明系统要求。



(a)眼角膜处环形光斑照明效果

(a)Illumination annulus at pupil of eye



(b)视网膜上照明效果

(b)Illumination spot at fundus

图 7 眼底照明均匀性仿真效果图

Fig. 7 Simulation of illumination uniformity in fundus

4 结果比较

表 2 给出了本光学系统与其他光学系统的比较结果。需要说明的是,表中所列眼底相机均为

单目眼底相机,而本设计是双目立体成像眼底相机。人眼的曝光量必须在安全范围内,否则会灼伤人眼。在总光能一定的情况下,根据能量守恒定律可知,单目眼底相机的大部分光能都被 CCD 接收,图像清晰度较高,而在立体成像眼底相机中,光能被两片 CCD 分别接收,每片 CCD 接收到的光能约为总光能的一半。同等曝光量下立体成像眼底相机与单目眼底相机相比成像清晰度必然很低,如果本立体成像眼底相机的两子光路成像质量都达到了我国单目眼底相机规定的成像标准,那就充分证明本立体成像光学系统的成像质量较好。

表 2 本文光学系统设计与其他设计的比较

Tab.2 Comparison of proposed optical system with others

	调焦量/ m^{-1}	分辨率/ (lp·mm $^{-1}$)	场曲	畸变/%
王肇圻等 ^[10]	-10~+7	120(>0.1)	0.86	-7.2
李灿等 ^[11]	-10~+10	30(>0.1)	—	-8.5
李春才等 ^[12]	-6~+8	76(>0.36)	0.2	0.5
本文设计	-10~+5	95(>0.2)	0.1	-3.0

王肇圻等^[10]设计了一种基于眼模型的免散瞳手持式眼底相机,该设计屈光范围较大,但场曲值与畸变也较大。李灿等^[11]设计了一种折反式眼底相机光学系统,其体积较小便于携带,但分辨率较低,畸变也较大。李春才等^[12]设计了一种自

动调焦的眼底相机光学系统,其畸变较小,但屈光范围不大。本文设计的光学系统畸变和场曲都较小,分辨率较高,屈光范围较大,而且本设计所用透镜均为球面镜,便于加工制造且能有效降低生产成本。本文设计的立体成像眼底相机光学系统有两个子光路,且两个子光路的成像质量都能达到单目眼底相机的成像标准,因此本立体成像眼底相机整体的成像质量良好。

5 结 论

本文为了真实反应立体成像眼底相机光学系统的成像能力,引入 Gullstrand-Le Grand 眼模型来模拟光学系统中的被测正常人眼,使用 Schematic 眼模型来测试光学系统的调焦能力,并利用 ZEMAX 软件和 LightTools 软件进行光学系统的优化设计。设计结果表明,本光学系统在截止频率 95 lp/mm 处的全视场 MTF 值均大于 0.2,畸变和场曲均较小,并且具有较强的调焦能力,能对 -10~+5 m^{-1} 的人眼清晰成像。该系统所用镜片均为球面镜,便于加工制造和提高精度。本光学系统可以从不同角度对同一眼底同时拍摄两幅视网膜图像,使采用双目视觉法进行眼底三维重建成为可能,为计算机在三维空间结构中进行眼底疾病的自动识别和诊断奠定了基础,有利于提高眼科疾病诊断的准确性和全面性,促进了医疗影像技术的发展。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] 黄文博,王珂,燕杨.彩色视网膜眼底图像血管自动检测方法[J].*光学精密工程*,2017,25(5):1378-1386.
HUANG W B, WANG K, YAN Y. Automatic detection method of blood vessel for color retina fundus images [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25(5):1378-1386. (in Chinese)
- [3] WONG E Y H, KEEFFE J E, RAIT J L, *et al.*. Detection of undiagnosed glaucoma by eye health professionals [J]. *Ophthalmology*, 2004, 111(8):1508-1514.
- [4] SCHUMAN J S, PULIAFITO C A, FUJIMOTO J G. *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases* [M]. 2nd ed. Thorofare, NJ:Slack, 2012.
- [5] SAHIN B, LAMORY B, LEVEEQ X, *et al.*. Adaptive optics with pupil tracking for high resolution retinal imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(2):225-239.
- [6] 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)

- [7] NAVARRO R, SANTAMARÍA J, BESCÓS J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1985, 2(8):1273-1280.
- [8] 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.
WANG ZH Q, WANG Y, QUAN W. Design of aspheric FFA camera based on eye model [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(7):1511-1519. (in Chinese)
- [9] 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 CH, SUN Q, LIU Y, *et al.*. Design of uniform illumination system of fundus camera and its stray light shield [J]. *Chinese Journal of Optics and Applied Optics*, 2010, 3(4):363-368. (in Chinese)
- [10] 王肇圻, 许妍. 基于眼模型的数字眼底相机设计 [J]. *光学精密工程*, 2008, 16(9):1567-1571.
WANG ZH Q, XU Y. Design of digital retina camera based on eye model [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(9):1567-1571. (in Chinese)
- [11] 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.
LI C, SONG SH M, LIU Y, *et al.*. Design of optical system for catadioptric fundus camera [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(8): 1710-1717. (in Chinese)
- [12] 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):422001.
LI CH C, GONG Y, LI J, *et al.*. Optical design of an inducible human eye accommodation fundus camera [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(4): 422001. (in Chinese)

作者简介:



肖志涛(1971—),男,河北邯郸人,博士,教授,2003年于天津大学获得博士学位,主要从事图像处理与模式识别、医学图像处理、机器人视觉和光学设计等方面的研究。E-mail: xiaozhitao@tjpu.edu.cn

通讯作者:



吴骏(1978—),男,河北玉田人,博士,副教授,2007年于天津大学获得博士学位,主要从事图像处理与模式识别、人工神经网络和医学图像处理等方面的研究。E-mail: zhenkongwujun@163.com