

广域眼底相机光学系统的设计与仿真分析

陈蔚霖¹, 常 军¹, 赵雪惠¹, 金 辉^{2*}

(1. 北京理工大学 光电学院 光电成像技术与系统教育部重点实验室, 北京 100081;
2. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033)

摘要:本文设计了一种用于婴幼儿视网膜筛查的广域眼底相机。文中对该系统所包含的照明系统、成像系统的设计方法进行了探讨。首先, 根据 James Polans 宽视场人眼模型和婴儿眼解剖学数据, 建立了婴儿眼模型。接着, 提出新的锥形光纤方案用于大视场照明。最后, 重点介绍了广域眼底相机的成像系统(包括接触镜、中继物镜)的设计方法。设计实例表明: 广域眼底相机的视场可以达到 130° , 对眼底物方分辨率可以达到 $10\ \mu\text{m}$ 。设计结果符合眼底成像设备国家标准 YY0634-2008, 满足婴幼儿视网膜筛查的要求。

关键词: 光学设计; 广域视网膜成像; 医用光学

中图分类号: O439; TH786 文献标志码: A doi: 10.37188/CO.2020-0066

Optical system design and simulation of a wide-area fundus camera

CHEN Wei-lin¹, CHANG Jun¹, ZHAO Xue-hui¹, JIN Hui^{2*}

(1. School of Optics and Photonics, Beijing Institute of Technology, Key Laboratory of Photoelectronic Imaging Technology and Systems of the Ministry of Education of China, Beijing 100081, China;

2. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China)

* Corresponding author, E-mail: jinhui@ciomp.ac.cn

Abstract: A wide-area fundus camera used for screening the retinae of infants was designed. In this paper, the design methods of the device's illuminating and imaging systems were investigated. Based on James Polans' wide-field human eye model and a set of ophthalmic anatomy data, an infant eye model was established. Then, a tapered fiber scheme was proposed for wide area illumination. Finally, the design method of a wide-area fundus camera imaging system, including the contact lens and relay lens, is introduced. The design example shows that the Field Of View (FOV) of the wide-area fundus camera can reach 130° , and the object resolution of the fundus can reach $10\ \mu\text{m}$. The design results meet the national standards YY0634-2008 for fundus imaging equipment and meet the requirements for infant retina screening.

Key words: optical design; wide-area retinal imaging; medical optics

收稿日期: 2020-04-17; 修订日期: 2020-05-27

基金项目: 国家自然科学基金 (No.61471039)

Supported by National Natural Science Foundation of China (No.61471039)

1 引言

新生儿眼底筛查可以尽早地发现眼睛异常,为医生及早介入治疗提供参考,从而给家庭和社会减轻负担。在条件允许的情况下,足月新生儿应该在出生7天内进行第一次眼底筛查。而对于早产儿,由于他们往往需要在高氧的暖箱中哺养,而吸入高浓度的氧气容易使视网膜血管组织生成大量新生血管,从而产生出血、渗出及机化膜,因此早产儿患有视网膜疾病的可能性非常高。一般应在早产儿出生后4~6周内或者矫正胎龄32周内进行眼底筛查^[1]。

对婴幼儿眼底检查常用的设备有:直接/间接检眼镜、普通眼底相机和广域眼底相机。直接/间接检眼镜仅适用于观察,不能保存图像,此外:直接检眼镜的视场较小,约为 10° ;间接检眼镜视场略大,约为 30° 左右。而眼底相机可以保存图像,其中:普通眼底相机视场约为 45° 左右,广域眼底相机视场可达到 200° ^[2-5]。广域眼底相机仅需一

次拍摄即可完成筛查任务,最适合用于婴幼儿眼底筛查。

广域眼底相机的典型代表有:Ret-Cam系统,Optomap。Ret-Cam系统是美国Clarity公司所研制的产品,使用最为广泛,有一系列不同视场的检测头,可以更换使用,最大视场可达到 130° ^[6-8]。Optomap是美国Optos公司的产品,视场角可达 200° ^[9-10]。这两款产品的性能优异,但价格高昂,售价均在百万以上。国内尚未见广域眼底相机上市产品的相关报道。

2 广域眼底相机的构成及其工作原理

2.1 广域眼底相机的硬件构成

图1(彩图见期刊电子版)是广域眼底相机的系统构成图。其中,1是照明光源,由近红外LED和可见光LED构成,2是导光光纤,3是人眼,4是接触镜,5是矫正镜,6是场镜,7是中继物镜,8是图像传感器。图1中,淡黄色区域表示照明范围,红色线条表示成像光线。

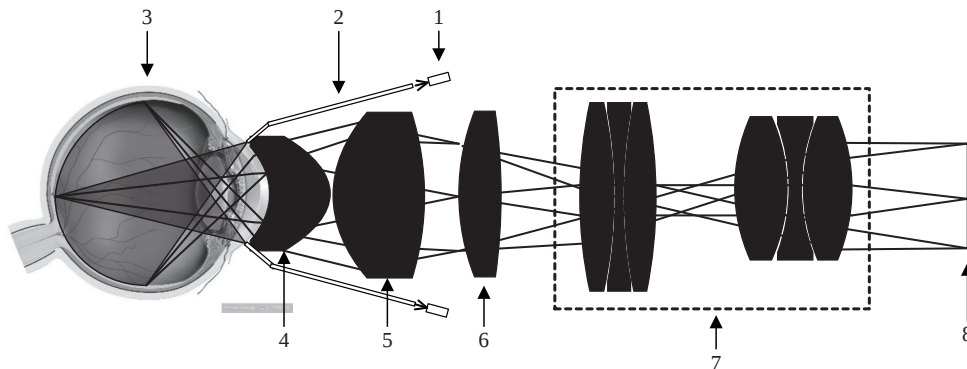


图1 广域眼底相机原理图

Fig. 1 Schematic diagram of a wide-area fundus camera

2.2 广域眼底相机的工作原理

广域眼底相机的基本工作原理为:照明光源1发光,经导光光纤2导入到人眼角膜上,照明光通过瞳孔进入人眼,照亮眼底;照明光经过眼底反射后,携带眼底图像信息经由人眼3、接触镜4、矫正镜5、场镜6、中继物镜7,最终在图像传感器8上聚焦成像。

照明光源中的近红外LED工作中持续照明,用于观察和对焦。可见光LED为脉冲光源,用于拍照。近红外光在眼底的反射率较高,而且不被人眼感知,所以不会引起被检者不适,而且人眼瞳孔不会收缩,有利于拍摄。但眼底不同细胞对近红外光反射率的差别不如可见光明显,若用近红外照明,拍摄的眼底图像的对比度偏低,而采用可

见光脉冲光源拍摄,则可以获取对比度更好的眼底图像^[11-13]。

3 照明系统设计

广域眼底相机与普通眼底相机的区别在于其照明和成像范围都更大,但这也增加了照明系统和成像系统的设计难度,主要体现在:(1)照明光束的发散角要更大;(2)成像系统的视场更大,边缘视场的像差更大,难以矫正。

在设计广域眼底相机之前,首先要研究婴儿眼的光学属性,本文在 James Polans 宽视场人眼模型^[14]和婴幼儿眼解剖学数据的^[14-15]基础上,建立了宽视场婴儿眼模型,如图 2(彩图见期刊电子版)所示。婴儿眼的结构参数如表 1 所示。在此基础上,再进行照明系统设计和成像系统设计。

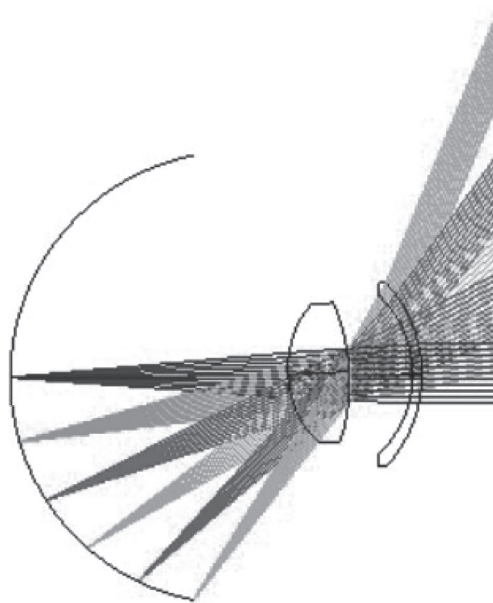


图 2 宽视场婴儿眼模型

Fig. 2 Wide-field infant eye model

表 1 婴儿眼结构参数

Tab. 1 Parameters of an infant eye

	解剖学数据			眼模型参数		
	曲率半径/mm	厚度/mm	材料	曲率半径/mm	厚度/mm	材料
角膜前表面	<7.62	<0.4	Nd ≈ 1.38	4.428	0.32	参考James Polans模型
角膜后表面	<6.2	—	—	3.519	—	—
房水	—	<2.9	Nd ≈ 1.34	—	2.10	参考James Polans模型
晶状体前表面	未知	2.9 ~ 4	Nd ≈ 1.38~1.44	6.633	2.90	参考James Polans模型
晶状体后表面	未知	—	—	-3.738	—	—
玻璃体	—	12 ~ 13	Nd ≈ 1.34	—	12.90	参考James Polans模型
视网膜	<8.5	—	—	-7.533	—	—
视轴总长		17.2 ~ 19.8			18.22	

3.1 光源的选择

国家标准 GB/T 7247.9-2016《激光产品的安全 第 9 部分: 非相干光辐射最大允许照射量》^[16]明确规定了人眼所能允许的最大照射量。

人眼允许的最大照射量与波长、曝光时间相关。本文所设计的眼底相机需使用两种光源: 一种为用于对焦和观察眼底像的近红外 LED 光源, 波长在 800 nm 附近, 作为持续照明光源, 照射时间在 10 min 以内; 另一种为用于拍摄眼底像的白

光光源, 波长在 300~700 nm 内, 脉冲光源, 照射时间在 10^{-3} s 到 10^{-1} s 之间。参照 GB/T 7247.9-2016 中对人眼所能允许的最大照射量的规定, 这两种情况分别采用公式(1)和公式(2)表达:

$$L_{\max} = \left(\frac{1 \times 10^6}{t} \right) \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{sr}), \quad (1)$$

$$L_{\max} = \left(\frac{5 \times 10^4}{C_a \cdot t^4} \right) \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{sr}), \quad (2)$$

式中: C_a 是修正因子, 等于光源对人眼的张角, 单位是弧度。 t 是照射时间。 $W/(m^2 \cdot sr)$ 是辐亮度单位, sr 是立体角的单位。 已知眼睛感知的最大亮度, 就可以由式(3)计算出光源的最大功率 $P_{\max}$:

$$P_{\max} = L_{\max} \cdot A_{\text{fundus}} \cdot \Omega_{\text{source}} / \eta, \quad (3)$$

式中: $L_{\max}$ 是光源的最大亮度, A_{fundus} 是光源在眼底的照明面积, Ω_{source} 是照明光束的立体角, η 是光源的辐射效率。

对于近红外 LED 光源, 假设照明时间 $t=300$ s, $C_a=1.5$ rad, 代入式(1), 可得到近红外 LED 的最大亮度: $L_{\max} \approx 8000$ W/($m^2 \cdot sr$)。

眼底照明面积约为 $300 \text{ mm}^2 = 0.0003 \text{ m}^2$, 光纤输出光束立体角约为 0.6 sr , LED 的辐射效率约为 0.3 , 代入公式(3)可得近红外 LED 的最大功率为:

$$P_{\max} = 8000 \times 0.0003 \times 0.6 / 0.3 = 4.8 \text{ W}.$$

对于白光脉冲 LED 光源, 假设照明时间 $t=0.1$ s, 同理, 根据式(2)和式(3)可计算出脉冲 LED 的最大亮度不超过 10^7 W/($m^2 \cdot sr$), 最大瞬时功率不超过 3000 W。

为了确保人眼安全, 选择光源时, 其功率应在最大允许功率的 $1/100 \sim 1/10$ 内。

3.2 光纤的选择

广域眼底相机的一个设计要点是, 照明范围要大于成像视场, 光纤输出光束的发散角至少要大于 $1/2$ 成像视场。 因此, 对于 130° 广域眼底相机来说, 光纤输出光束的发散角要大于 65° , 相应的光纤的数值孔径要达到 $\sin(65^\circ/2) = 0.537$ 。

普通单模光纤的 NA 一般在 0.12 左右, 多模光纤在 $0.12 \sim 0.4$ 以内, 不能满足眼底广域照明的需求。 采用锥形光纤作为导光光纤, 可以扩大照明光束的发散角, 如图 3 所示。

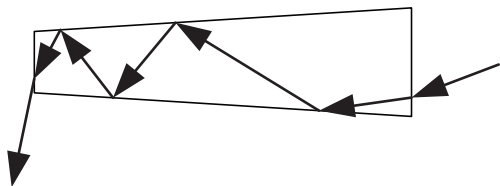


图3 增加光束发散角的方法

Fig. 3 Method of increasing divergence angle

图3采用在光纤外壁上镀有反射膜的锥形光纤来增加光纤的数值孔径, 从入射端进入的光线在锥形光纤内经过多次反射, 由此可增加出射端光束的束散角。

对锥形光纤的照明效果进行仿真建模, 照明范围如图4(彩图见期刊电子版)所示, 照明的均匀性如图5所示。

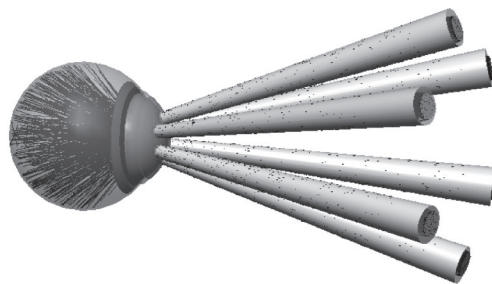


图4 锥形光纤照明范围的仿真结果

Fig. 4 Simulation results of illumination range of tapered fiber

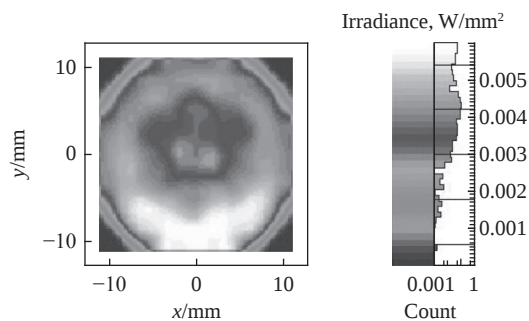


图5 锥形光纤照度均匀性的仿真结果

Fig. 5 Simulation results of illumination uniformity of tapered fiber

4 成像系统设计与仿真

4.1 接触镜与矫正镜设计

对于大视场角的成像系统, 难以通过一次成像较好地矫正各种像差。 所以, 总体设计思想是把整个系统分成3个部分, 分别处理。

整个成像系统可看成由接触镜+矫正镜, 场镜, 中继物镜3部分组成。 接触镜+矫正镜这一组镜头, 用于完成对眼底的一次中间成像。 由于视场角大, 而且镜片数量不宜过多, 所以这两个镜片均采用偶次非球面, 偶次非球面比球面拥有更多

的控制面型参数, 矫正像差的能力要比球面强。接触镜的主要作用是减小各视场主光线与光轴的夹角, 矫正镜的主要作用是补偿接触镜带来的畸变、像散和色差等。初步设计的接触镜+矫正镜如图 6(彩图见期刊电子版)所示。

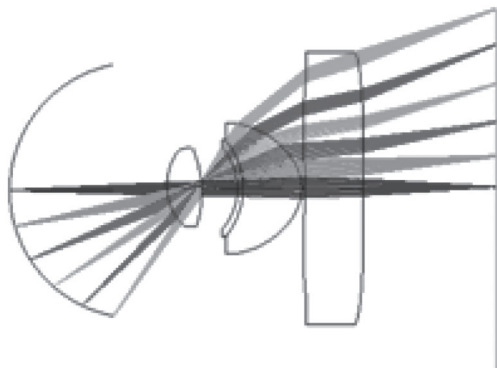


图 6 接触镜与矫正镜的初步设计结果

Fig. 6 Initial design results of contact lens and correct lens

4.2 场镜设计

场镜的主要作用是调节系统的出瞳, 或者说是调节经由最后一个光学表面出射的主光线与光轴的夹角, 同时还要注意减小光瞳像差。由于接触镜和矫正镜带来的光瞳像差较大, 场镜也使用了非球面面型来矫正光瞳像差。初步设计后的场镜如图 7(彩图见期刊电子版)所示。



图 7 场镜的初始设计结果

Fig. 7 Initial design results of field lens

4.3 中继物镜设计

中继物镜的结构比较复杂, 一般从已公开的资料中查找合适镜头作为初始结构。根据中间像, 可以推定中继系统的主要性能参数。中间像的像高, 等于中继系统的物高。由中间像的像方 $F/\#$, 可以确定中继系统的系统孔径。根据中间像的像高和已选定图像传感器的尺寸, 可以确定中继物镜的垂轴放大率 β 。由此, 完全确定中继系统的视场、系统孔径、垂轴放大率。再根据以上这些参数, 去查找适合的镜头作为初始结构, 代入

光学设计软件中进行优化设计。总体设计流程如图 8 所示。

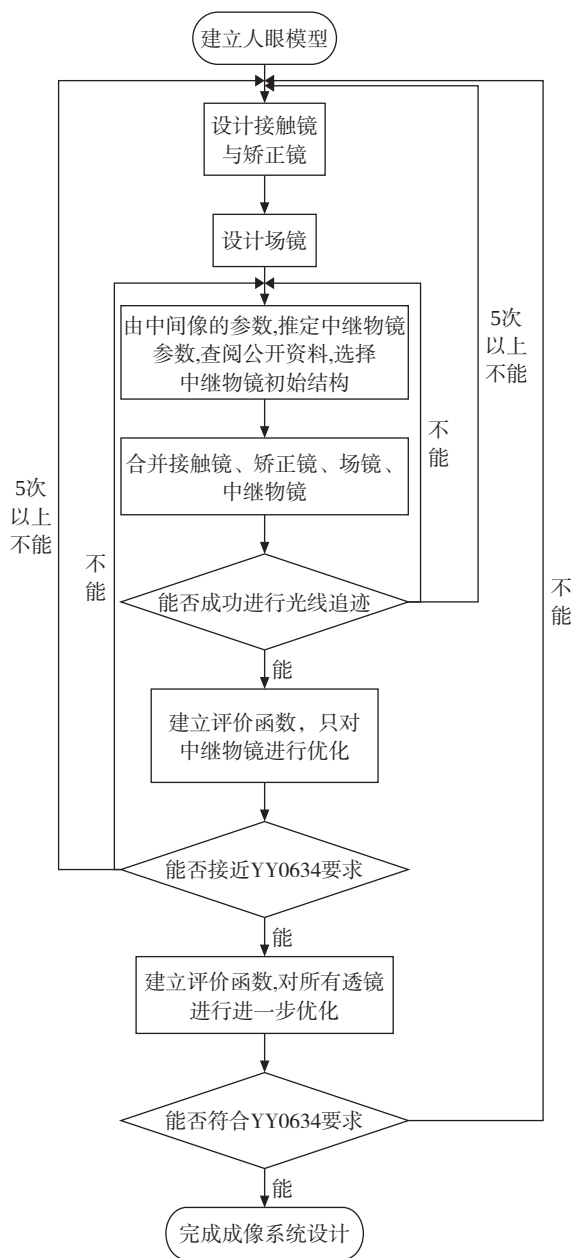


图 8 成像系统设计流程图

Fig. 8 Flow chart of imaging system

5 结果与分析

按照图 8 所示流程, 在光学设计软件中对广域眼底相机成像系统进行仿真设计与分析。表 2 列出了成像系统的结构参数, 图 9 是优化后的系统结构图。

表 2 成像系统结构参数 Tab. 2 Parameters of imaging system				
Surf	Radius (mm)	Thickness (mm)	Glass	
			nd	vd
1	-4.428	3.456	1.67	55
2	-2.767	1.728		
3	-37.936	3.456	1.85	40
4	125.526	1.441		
5	9.230	5.186	1.67	55
6	49.036	23.042		
7	40.087	5.733	1.76	27
8	-35.656	10.325		
9	-5.948	3.853	1.73	2
10	-9.848	3.075		
11	-11.061	4.542	1.85	24
12	-44.707	1.097		
13	-96.658	3.469	1.57	56
14	-13.075	2.880		
15	23.308	2.951	1.59	61
16	-45.371	1.395		
17	9.583	4.928	1.83	37
18	6.156	2.452		
19	14.406	2.386	1.59	61
20	-5.937	1.726	1.92	21
21	-18.279	0.319		
22	3.961	2.304	1.59	61
23	9.911	3.517		
IMG				

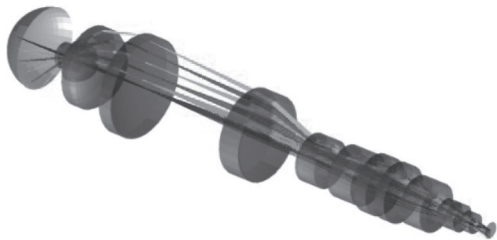


图 9 成像系统布局图
Fig. 9 Layout of imaging system

图 10(彩图见期刊电子版)为所设计成像系统的 MTF 曲线。由图 10 可知, 0°、70°、140°视

场在 200 lp/mm 空间频率下的 MTF 值分别是 0.58、0.38 和 0.18。该系统的横向放大率 β 为 -0.35 , 由此可得物方视场 $0^\circ, 70^\circ, 140^\circ$ 在 $200 \times 0.35 = 70$ lp/mm 空间频率下的 MTF 值为 0.58、0.38、0.18。按照瑞利判据有, 一个艾里斑的中心与另一个艾里斑的第一级暗环重合时, 刚好能分辨这两个艾里斑, 此时的对比度值为 0.15。在全视场范围内, 70 lp/mm 的 MTF 值均大于 0.15, 所以全视场内的分辨率能达到 70 lp/mm, 符合眼底照相机标准 YY0634-2008^[17-19]。

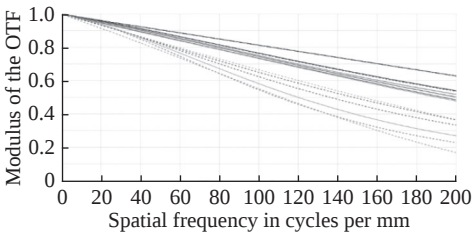


图 10 成像系统的 MTF 曲线
Fig. 10 MTF diagram of proposed imaging system

图 11(彩图见期刊电子版)所示为系统的场曲与畸变曲线图, 可见, 场曲与畸变都控制在合理的范围内。

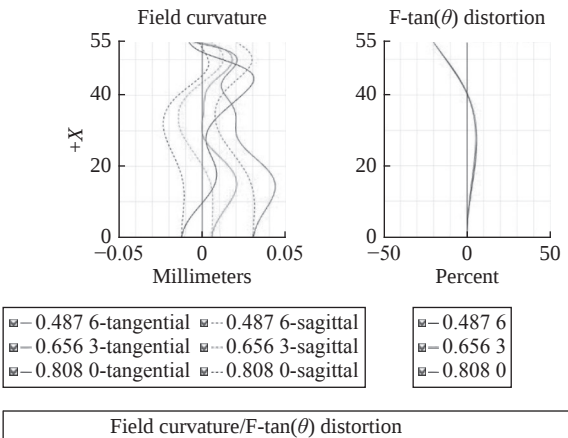


图 11 成像系统的场曲与畸变
Fig. 11 Field curvature and distortion of proposed imaging system

对原图和利用本文所设计的广域眼底相机光学系统得到的光学仿真图进行对比, 如图 12 所示。仿真结果表明, 该系统可以分辨眼底的血管细节。

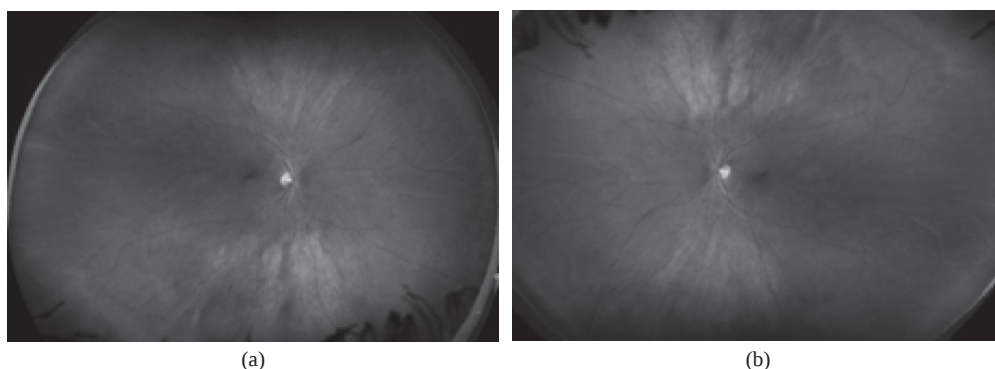


图 12 原图(a)和利用本文广域眼底相机光学系统(b)所得的仿真图

Fig. 12 (a) Original image and (b) simulation image obtained by optical system in proposed wide-area fundus camera

6 结 论

广域眼底相机可一次性完成 80% 以上视网膜的检查, 可使婴幼儿视网膜病变的筛查操作简化。本文首先建立了宽视场婴儿眼模型, 接着, 提出了一种新的扩大光纤输出光束束散角的方案,

以实现大视场眼底照明, 然后, 重点分析了广域眼底相机成像系统的设计思想、设计方法与设计流程。最后, 完成了设计实例。设计实例分析表明: 广域眼底成像系统的视场角可达到 130° , 成像质量符合眼底照相机标准 YY0634-2008, 满足婴幼儿视网膜病变的筛查需求。

参考文献:

- [1] 赵堪兴, 杨培增. 眼科学[M]. 8版. 北京: 人民卫生出版社, 2013.
ZHAO K X, YANG P Z. *Ophthalmology*[M]. 8th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013. (in Chinese)
- [2] 李蕊, 刘永基, 王肇圻. 基于个体眼光学结构的波前眼镜设计[J]. 中国光学, 2012, 5(5): 512-519.
LI R, LIU Y J, WANG ZH Q. Design of wavefront-guided lens based on individual eye optical model[J]. *Chinese Optics*, 2012, 5(5): 512-519. (in Chinese)
- [3] 王植. 广域数字眼底成像关键技术研究[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2017.
WANG ZH. Research on key technique of wide-area digital fundus imaging technology[D]. Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2017. (in Chinese)
- [4] 姚凤莹, 沈建新, 陈华. 婴幼儿视网膜广域成像关键技术研究[J]. 光学与光电技术, 2018, 16(6): 63-70.
YAO F Y, SHEN J X, CHEN H. Study on key techniques of wide-area retinal imaging for infant[J]. *Optics & Optoelectronic Technology*, 2018, 16(6): 63-70. (in Chinese)
- [5] 王业顺, 沈建新. 广域视网膜成像技术研究[J]. 应用光学, 2018, 39(1): 35-39.
WANG Y SH, SHEN J X. Research of wide-area retinal imaging technique[J]. *Journal of Applied Optics*, 2018, 39(1): 35-39. (in Chinese)
- [6] 沈冬玲, 张光华, 马娟, 等. 应用RetCam3行足月新生儿视网膜筛查的临床研究[J]. 中国实用医药, 2019, 14(22): 26-27.
SHEN D L, ZHANG G H, MA J, *et al.*. Clinical study of RetCam3 for full-term neonatal retinal screening[J]. *China Practical Medicine*, 2019, 14(22): 26-27. (in Chinese)
- [7] 张国明, 曾键, 黄丽娜, 等. 广角数码儿童视网膜成像系统引导下激光光凝治疗早产儿视网膜病变[J]. 中华眼底病杂志, 2008, 24(1): 17-19.
ZHANG G M, ZENG J, HUANG L N, *et al.*. Wide-field digital pediatric retinal imaging system-assisted photocoagulation for retinopathy of prematurity[J]. *Chinese Journal of Ocular Fundus Diseases*, 2008, 24(1): 17-19. (in Chinese)

- [8] 李秋平, 黄俊谨, 陈颖, 等. 早产儿视网膜病变筛查分析[J]. 中华眼科杂志, 2012, 48(10): 903-907.
LI Q P, HUANG J J, CHEN Y, *et al.*. Retinopathy of prematurity screening in 2185 premature infants[J]. *Chinese Journal of Ophthalmology*, 2012, 48(10): 903-907. (in Chinese)
- [9] MANIVANNAN A, PLSKOVA J, FARROW A, *et al.*. Ultra-wide-field fluorescein angiography of the ocular fundus[J]. *American Journal of Ophthalmology*, 2005, 140(3): 525-527.
- [10] PURBRICK R M J, IZADI S, GUPTA A, *et al.*. Comparison of optomap ultrawide-field imaging versus slit-lamp biomicroscopy for assessment of diabetic retinopathy in a real-life clinic[J]. *Clinical Ophthalmology*, 2014, 8: 1413-1417.
- [11] DEHOOG E, SCHWIEGERLING J. Fundus camera systems: a comparative analysis[J]. *Applied Optics*, 2009, 48(2): 221-228.
- [12] 李灿. 新型眼底相机的设计与研制[D]. 长春: 中国科学院研究生院(长春光学精密机械与物理研究所), 2014.
LI C. Design and fabrication of new type of fundus camera[D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2014. (in Chinese)
- [13] 王晶, 崔恩坤. 大视场曲面复眼光学系统设计[J]. 中国光学, 2014, 7(6): 969-974.
WANG J, CUI E K. Design of large FOV curved artificial compound eye with freeform lens[J]. *Chinese Optics*, 2014, 7(6): 969-974. (in Chinese)
- [14] POLANS J, JAEKEN B, MCNABB R P, *et al.*. Wide-field optical model of the human eye with asymmetrically tilted and decentered lens that reproduces measured ocular aberrations[J]. *Optica*, 2015, 2(2): 124-134.
- [15] 李秋明, 郑广璞. 眼科应用解剖学[M]. 郑州大学出版社, 2010.
LI Q M, ZHENG G Y. *Applied Anatomy of Ophthalmology*[M]. Zhengzhou: Zhengzhou University Press, 2010. (in Chinese)
- [16] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. GB/T 7247.9-2016 激光产品的安全 第9部分: 非相干光辐射最大允许照射量[S]. 北京: 中国标准出版社, 2017.
AQSIQ, Standardization Administration of China. GB/T 7247.9-2016 Safety of laser products—Part 9: Compilation of maximum permissible exposure to incoherent optical radiation[S]. Beijing: Standards Press of China, 2017. (in Chinese)
- [17] 何远清, 刘永基, 翟奕. 成像角膜曲率计的光学设计[J]. 中国光学, 2014, 7(6): 956-961.
HE Y Q, LIU Y J, ZHAI Y. Optical design of imaging keratometer[J]. *Chinese Optics*, 2014, 7(6): 956-961. (in Chinese)
- [18] 程少园. 视网膜血管的液晶自适应光学成像系统设计[D]. 长春: 中国科学院研究生院(长春光学精密机械与物理研究所), 2010.
CHENG SH Y. Design of liquid crystal adaptive optical system for fundus blood vessel imaging[D]. Changchun: Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, 2010. (in Chinese)
- [19] 国家食品药品监督管理局. YY 0634-2008 眼科仪器 眼底照相机[S]. 北京: 中国标准出版社, 2009.
State Food and Drug Administration. YY 0634-2008 Ophthalmic instruments—fundus cameras[S]. Beijing: Standards Press of China, 2009. (in Chinese)

作者简介:



陈蔚霖(1985—), 男, 湖南衡阳人, 博士研究生, 2007年于延边大学获得学士学位, 2015年于北京理工大学获得硕士学位, 主要从事光学系统设计、医疗光学设备技术等方面的研究。
E-mail: new_david139@163.com



金辉(1979—), 女, 吉林长春人, 博士, 副研究员, 2013年于长春理工大学获得博士学位, 主要研究方向为: 光电仪器系统设计及检测、光电对抗、光电检测。Email: jinhui@ciomp.ac.cn。