

## 一种用于眼动跟踪的紧凑型巩膜血管成像装置设计

许东, 宋伟华\*

北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院, 北京 100191

**摘要** 针对目前常用的便携式眼动仪存在易受外界环境以及使用者生理和心理状态变化等因素影响的问题, 提出一种可用于眼动跟踪的紧凑型巩膜血管成像装置。该成像装置由一块主透镜、一块微透镜阵列以及一个成像探测器组成, 其中主透镜的焦距等于眼球表面到主透镜的距离, 成像探测器位于微透镜阵列的 1 倍焦距处。为了进一步减小整个成像装置的体积, 采用直角棱镜将光路进行两次转折, 按照光路顺序依次是成像物体、主透镜、直角棱镜、反射面 1、反射面 2、微透镜阵列和成像探测器。结果表明, 该装置基于微透镜阵列实现巩膜血管的近距离清晰成像, 能够获得巩膜血管的多孔径图像阵列, 具有体积小、景深大和分辨力高的特点。

**关键词** 光学设计; 微透镜阵列; 巩膜血管; 近距成像; 眼动跟踪

中图分类号 TH744

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.2422003

## Design of Compact Scleral Angiography Device for Eye Movement Tracking

Xu Dong, Song Weihua\*

*School of Instrument Science and Optoelectronic Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*

**Abstract** In order to solve the problem that the portable eye tracker is susceptible to the external environment and the changes of the physiological and psychological state of user, a compact sclera angiography device for eye movement tracking is proposed. The imaging device consists of a main lens, a microlens array, and an imaging detector, whose focal length of the main lens is equal to the distance from the surface of the eye to the main lens, and the imaging detector is located at one focal length of the microlens array. In order to further reduce the volume of the whole imaging device, a rectangular prism is used to turn the optical path twice, which is the imaging object, the main lens, the rectangular prism, the reflective surface 1, the reflective surface 2, the microlens array, and the imaging detector in order of the optical path. The results show that the device can achieve a clear image of scleral vessels at close range based on microlens array, and can obtain a multi-aperture image array of scleral vessels, which has the characteristics of small size, large depth of field and high resolution.

**Key words** optical design; microlens array; sclera blood vessels; near-field imaging; eye movement tracking

**OCIS codes** 220.2740; 220.4830; 120.3620

### 1 引言

眼睛是人与外部世界进行交互的重要通道之一, 眼睛的视线具有双向性、自然性以及直线性等特点<sup>[1]</sup>。眼动跟踪技术可以广泛应用于人机交互、视觉行为分析和医疗诊断等领域, 是当前重要的研究

热点之一。

目前, 眼动检测方法主要有观察法、眼电图法、搜寻线圈法、普尔钦像法和瞳孔-角膜反射光斑法<sup>[2]</sup>等。其中, 瞳孔-角膜反射光斑法是基于光学成像和图像处理的眼动跟踪方法<sup>[3]</sup>, 具有稳定性好和解算精度高等优点, 在便携式眼动跟踪装置中被广泛采

收稿日期: 2021-04-19; 修回日期: 2021-06-15; 录用日期: 2021-06-28

基金项目: 国家自然科学基金(81772005)

通信作者: \*397008531@qq.com

用。Li 等<sup>[4]</sup>使用单个摄像机来获取瞳孔与角膜的反射光斑,当头部静止时眼动跟踪精度约为  $1^\circ$ 。Sigut 等<sup>[5]</sup>采用二阶多项式拟合模型并结合瞳孔-角膜反射光斑法对注视点进行跟踪,当头部静止时跟踪精度约为  $0.75^\circ$ 。Beymer 等<sup>[6]</sup>采用两个摄像头分别进行人脸和人眼的采集,并利用椭圆拟合法来获取瞳孔中心区域的边界,当头部静止时跟踪精度约为  $0.6^\circ$ 。Lee 等<sup>[7]</sup>将红外光发生器组合到系统上,并增加头部姿势跟踪器进行头动补偿,在允许头部运动的情况下,眼动跟踪精度约为  $1.2^\circ$ 。秦华标等<sup>[8]</sup>通过 4 个红外光源在角膜上产生的 4 个光斑的中心与瞳孔中心建立瞳孔角膜的反射向量,在允许头部运动的情况下,眼动跟踪精度达到了  $0.7^\circ$ 。Gneo 等<sup>[9]</sup>设计了一种头戴式跟踪系统,通过神经网络来拟合瞳孔角膜的反射光斑以解算视线并补偿头部的运动信息,眼动跟踪精度可达  $0.62^\circ$ 。

由于瞳孔-角膜反射光斑法需要使用红外光源进行照明,才能实现瞳孔和角膜上反射光斑图像的采集,因此在实际使用的过程中存在一定的不足。一是在自然环境中很难完全消除外部光照的干扰,所以影响图像的成像质量。二是瞳孔会随着使用者身体状态和情绪等因素的变化而变化,所以影响眼动和视线方向的解算精度。此外,当采集瞳孔的位置信息时,图像采集装置需要安装在眼球的正前方,

这会对人的正常视线造成遮挡。

相比于瞳孔和角膜的反射光斑,巩膜血管特征是一种非常稳定的生物特征,具有更好的稳定性,在可见光模式以及近红外模式下均可成像,Crihalmeanu 等<sup>[10]</sup>认为这一特性更有利于巩膜血管特征在自然光照条件下的检测。采集人眼巩膜血管特征的眼部成像装置可以安装在眼睛的侧前方,这样可以避免对人眼正常视线的遮挡。但传统光学成像装置所得到的景深较小,现有成像装置的景深约为 1 mm,但也难以满足近距离对大范围巩膜血管进行清晰成像的需求。本文设计一种基于微透镜阵列的巩膜血管成像装置,用来解决巩膜血管近距离清晰成像的问题。

## 2 基于微透镜阵列的巩膜血管成像原理

在人机交互和视觉行为等分析应用中,通常要求眼动跟踪装置不会影响人眼的观察。根据生理学的研究结果,人眼眼球的直径约为 23 mm,颞侧巩膜区域的大小约为  $14\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ 。本文设计的巩膜血管成像装置安装在眼睛的侧前方(图 1),成像系统与眼球表面的距离约为 25 mm。由于眼球表面有一定的曲率,所以单侧巩膜表面到成像系统入瞳面的距离变化较大,最大可达 4 mm,为此传统的近距离光学成像模型无法对大范围的巩膜血管进行清晰成像。

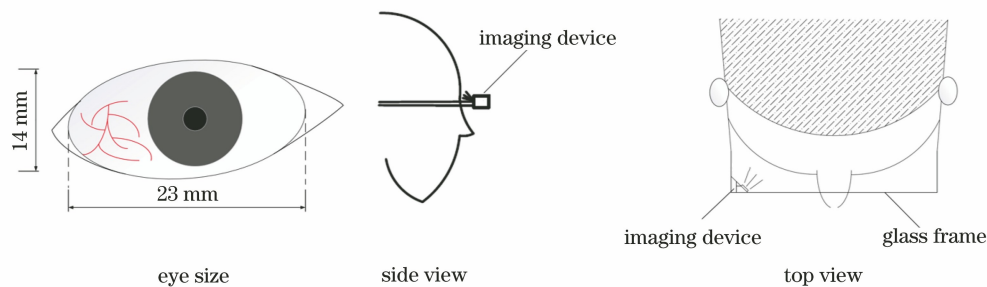


图 1 紧凑型巩膜血管成像装置的相对位置

Fig. 1 Relative position of compact sclera angiography device

本文设计一种基于微透镜阵列的巩膜血管成像装置,该成像装置由一块主透镜、一块微透镜阵列以及一个成像探测器组成,如图 2 所示,其中  $d$  为微透镜的中心距, $M$  为微透镜阵列的透镜列数, $N$  为微透镜阵列的透镜行数, $x_n$  为成像探测器的像元列数, $y_n$  为成像探测器的像元行数, $n$  为探测器面阵上的像元序号。主透镜的焦距等于眼球表面到主透镜的距离,成像探测器位于微透镜阵列的 1 倍焦距处。巩膜血管反射的光线被主透镜调制为平行光,最终被微透镜阵列聚焦于成像探测器上清晰成像,

从而形成巩膜血管的多孔径图像阵列。通过调节入瞳大小以及主透镜与微透镜阵列之间的距离,可以消除相邻子图像之间的重叠现象。微透镜阵列具有较小的孔径与较小的焦距,使得成像系统具有较大的景深<sup>[11]</sup>。

## 3 紧凑型巩膜血管成像装置的设计

为了进一步减小整个成像装置的体积,使得成像系统更加紧凑,本文采用直角棱镜将光路进行两次转折,光学系统中的光路如图 3 所示。按照光路

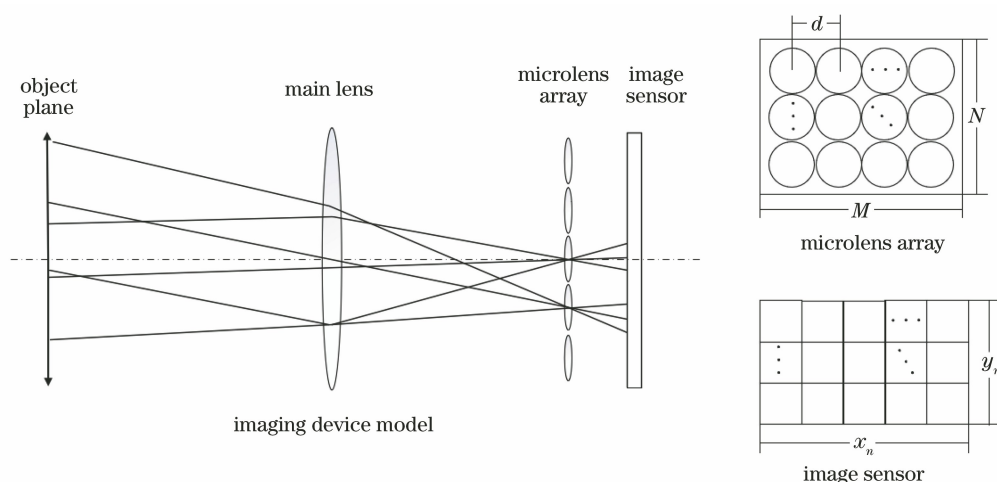


图 2 成像装置模型

Fig. 2 Model of imaging device

顺序,光学系统依次包含成像物体、主透镜、直角棱镜、反射面 1、反射面 2、微透镜阵列和成像探测器。紧凑型巩膜血管成像装置的结构如图 4 所示,整体

结构包括一体式光学器件、外部封装结构和成像探测器,其中一体式光学器件由一块平凸透镜以及一块微透镜阵列胶合在直角棱镜上组成。

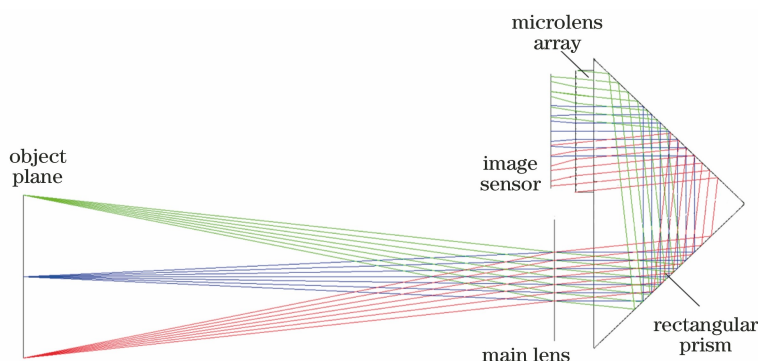


图 3 紧凑型巩膜血管成像装置的光路

Fig. 3 Optical path of compact sclera angiography device

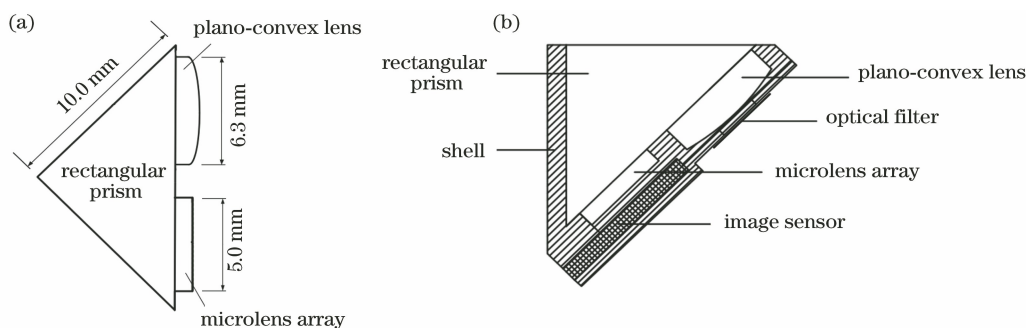


图 4 紧凑型巩膜血管成像装置的结构。(a)一体式光学器件;(b)成像装置剖面图

Fig. 4 Structure of compact sclera angiography device. (a) Integrated optical device; (b) section view of imaging device

## 4 成像装置参数设置与性能分析

### 4.1 光学系统的参数设置

真空中等效直线光路如图 5 所示,其中  $S$  为孔

径光阑的大小,  $d_w$  为微透镜的直径,  $f_m$  和  $f_w$  分别为主透镜和微透镜的焦距。

使用微透镜对整个孔径光阑进行成像可以得到子图图像(图 6),子图形状与孔径光阑一致,当子图

直径刚好等于微透镜直径时,可以充分利用成像探测器上的成像区域且子图之间互不重叠。此时子图直径与孔径光阑之间的关系可表示为

$$\frac{d_w}{S} = \frac{z_3}{z_2}, \quad (1)$$

式中: $z_2$  为主透镜和微透镜之间的距离; $z_3$  为微透镜和图像传感器之间的距离。

考虑到成像装置安装的便捷性与器件获取与制作的难易度,并且使成像子图间互不重叠,光学系统的参数设置如表 1 所示。

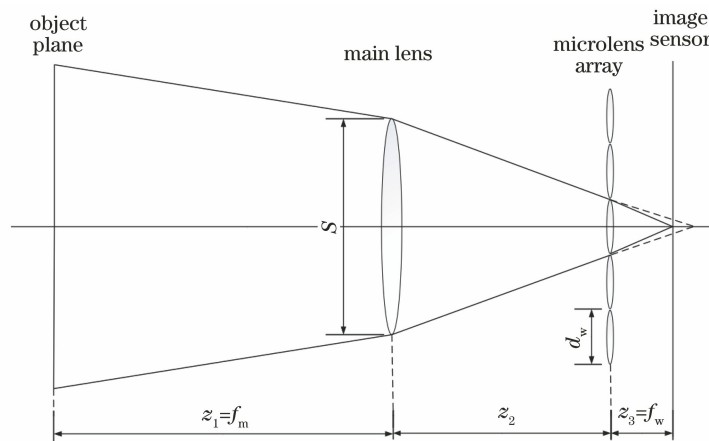


图 5 真空中等效直线光路图

Fig. 5 Equivalent linear optical path diagram in vacuum

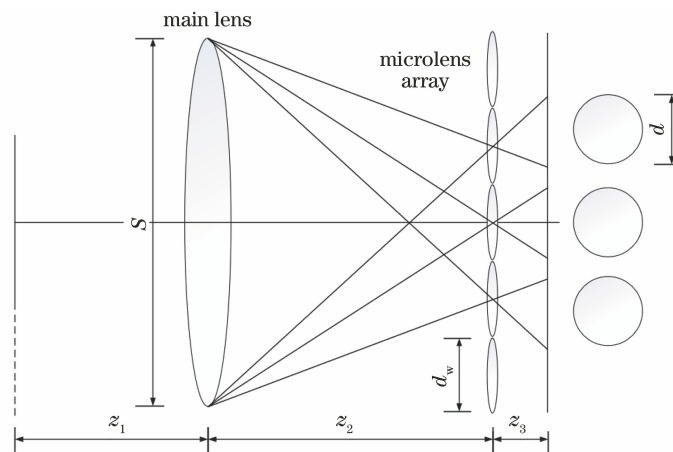


图 6 子图形状及分布示意图

Fig. 6 Subgraph shape and distribution diagram

表 1 成像系统的参数

Table 1 Parameters of imaging system

Parameter	Symbol	Value
Distance between object and main lens	$z_1/\text{mm}$	25
Distance between main lens and microlens	$z_2/\text{mm}$	11.165
Distance between microlens and image sensor	$z_3/\text{mm}$	1.163
Size of aperture	$S/\text{mm}$	2.4
Pixel size	$p_0/\text{mm}$	0.002
Sensor resolution	$P / (\text{pixel} \times \text{pixel})$	$2688 \times 1520$
Microlens diameter	$d_w/\text{mm}$	0.25
Focal length of main lens	$f_m/\text{mm}$	25
Focal length of microlens	$f_w/\text{mm}$	1.163

### 4.2 系统的空间分辨率

系统的空间分辨率模拟图如图 7 所示, 设像元的大小为  $p_0$ , 单位像元对应于物空间的实际尺寸为

$$L_2 = \frac{z_2 \cdot p_0 \cdot (z_1 + z_4)}{z_3 \cdot z_4}, \quad (2)$$

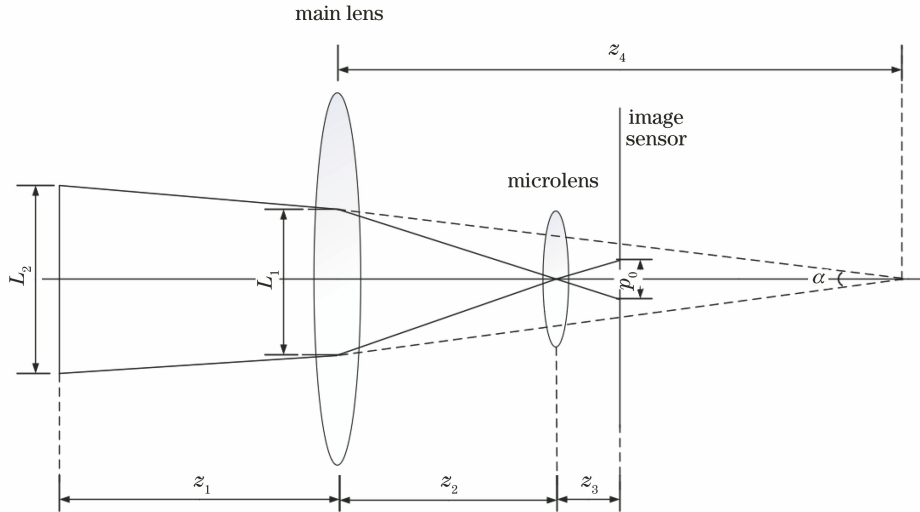


图 7 图像空间分辨率的模拟示意图

Fig. 7 Simulation diagram of image spatial resolution

根据表 1 的系统参数, 可以解得单位像元相对于物空间的实际尺寸  $L_2 = 0.043 \text{ mm}$ , 对应的视场角  $\alpha$  约为  $0.054^\circ$ 。人眼巩膜血管的宽度约为  $0.2 \sim 0.3 \text{ mm}$ , 像素尺寸约为 5 pixel。使用该成像装置进

式中:  $z_4$  为主透镜虚物点与主透镜之间的距离。对应的视场角为

$$\alpha = \arctan[L_2 / (z_1 + z_4)]. \quad (3)$$

行眼动跟踪, 跟踪精度平均可达  $0.054^\circ$ 。

### 4.3 系统的视场角

系统的总视场角由每个可以完整成像的微透镜视场角组合而成, 如图 8 所示, 其中  $F_{\text{FOV}}$  为视场角。

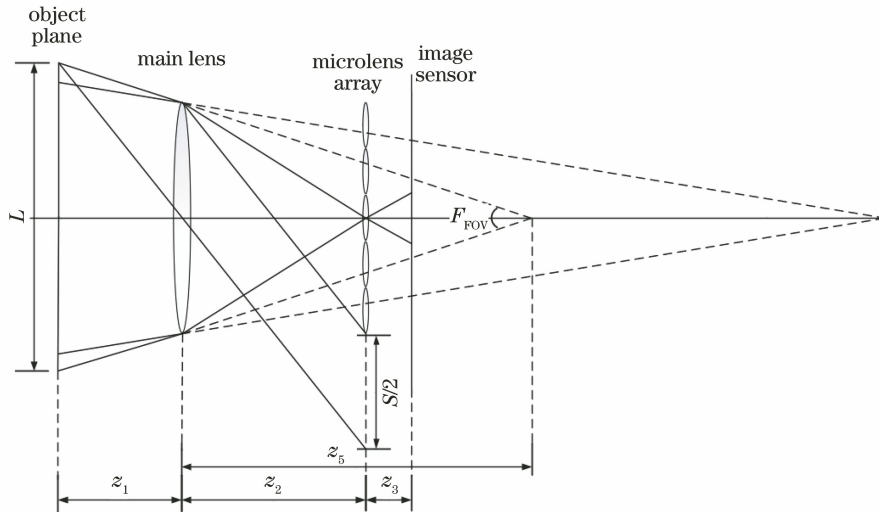


图 8 系统视场角的模拟示意图

Fig. 8 Simulation diagram of system field angle

根据图 8 的几何关系, 可以得到

$$\frac{L/2}{z_1} = \frac{0.25N + S/2}{z_2}, \quad (4)$$

$$F_{\text{FOV}} = \arctan[L / (z_1 + z_5)], \quad (5)$$

式中:  $L$  为可以通过镜头成像的最大目标范围;  $z_5$

为物空间最大成像范围与孔径光阑连线延长线的交点与主透镜之间的距离。已知成像探测器的分辨率为  $2688 \text{ pixel} \times 1520 \text{ pixel}$ , 单位像元大小为  $p_0 = 0.002 \text{ mm}$ , 成像探测器的成像区域大小为  $5.38 \text{ mm} \times 3.04 \text{ mm}$ , 则能够完整成像的微透镜个

数为  $M \times N = 21 \times 12 = 252$ , 可以解得系统的视场角  $F_{FOV} = 42.67^\circ \times 36.61^\circ$ , 对应到物空间的成像范围约为  $28.88 \text{ mm} \times 23.29 \text{ mm}$ 。综上可知, 所设计的系统完全能够满足对颞侧巩膜区域成像的需求。

#### 4.4 系统的景深分析

系统的景深分析模拟图如图 9 所示, 远点在成

像探测器前方成理想像, 近点在成像探测器后方成理想像, 其中  $D_{OF}$  为景深。远近点均在成像探测器上成一个弥散斑, 当弥散斑的直径不大于单位像元尺寸时, 仍可以成清晰像, 而远点与近点之间的距离称为景深(DOF)。

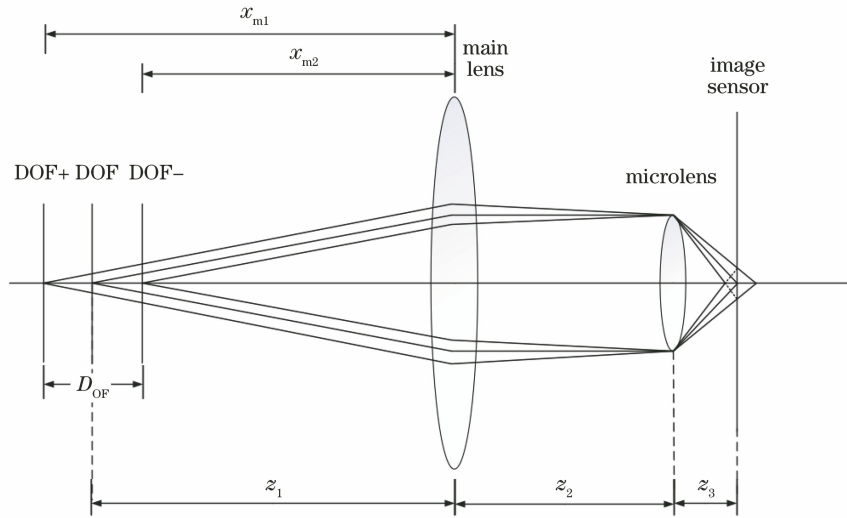


图 9 系统景深的模拟示意图

Fig. 9 Simulation diagram of system depth of field

微透镜部分的景深模拟图如图 10 所示。根据图 10 的关系, 可以得到

$$y_{w1} = \frac{z_3 d_w}{d_w + p_0}, \quad (6)$$

$$y_{w2} = \frac{z_3 d_w}{d_w - p_0}, \quad (7)$$

式中:  $y_{w1}$  与  $y_{w2}$  分别为微透镜的近点像距与远点像距。主透镜以及微透镜的参数设置如图 11 所示,

其中  $x_m$  为主透镜的物距,  $y_m$  为主透镜的像距,  $x_w$  为微透镜阵列的物距,  $y_w$  为微透镜阵列的像距。根据图 11 的关系, 可以得到

$$\frac{1}{f_w} = -\frac{1}{x_w} + \frac{1}{y_w}, \quad (8)$$

$$y_m = x_w + z_2, \quad (9)$$

$$\frac{1}{f_m} = \frac{1}{x_m} + \frac{1}{y_m}, \quad (10)$$

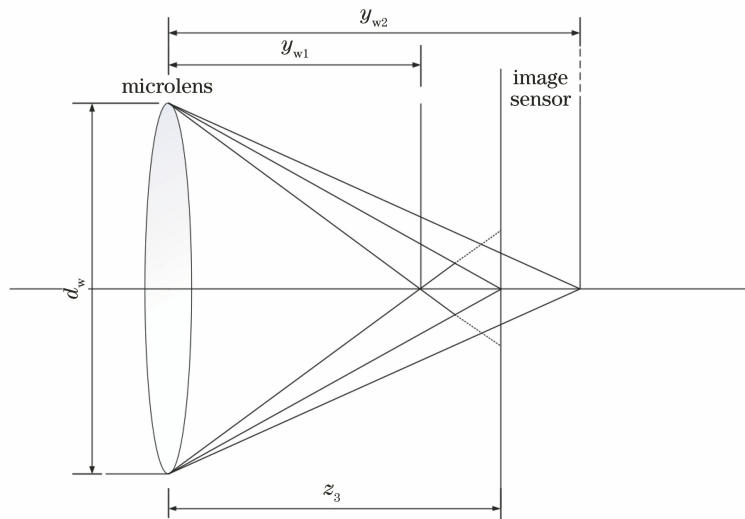


图 10 微透镜部分的景深模拟示意图

Fig. 10 Schematic of depth of field simulation for microlens section

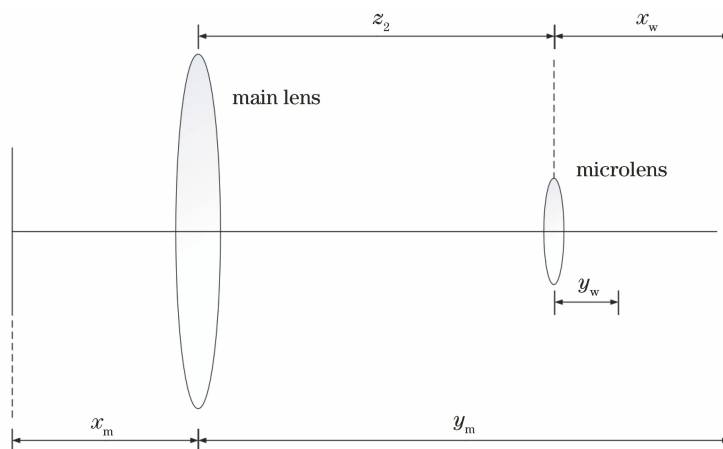


图 11 主透镜以及微透镜参数的设置

Fig. 11 Main lens and microlens parameter setting

$$D_{OF} = x_{m1} - x_{m2}, \quad (11)$$

式中： $x_{m2}$  为近点物距； $x_{m1}$  为远点物距。

根据(8)式微透镜的基本成像公式与(10)式主透镜的基本成像公式，可以求解出近点物距与远点物距，进而求解景深。

将像元大小  $p_0 = 0.002 \text{ mm}$  和微透镜直径  $d_w = 0.25 \text{ mm}$  代入(6)~(11)式，解得系统景深  $D_{OF} = 8.677 \text{ mm}$ ，满足对颞侧巩膜区域血管清晰成像的需求。

## 5 成像仿真与讨论

### 5.1 仿真结果

利用 ZEMAX 对颞侧巩膜血管图像(图 12 实线框区域)进行仿真，ZEMAX 中的参数设置与本文所述参数一致，如表 2 所示。光学系统的结构如图 13 所示，仿真结果如图 14 所示。从图 14 可以看

到，利用本文的成像装置可以获得清晰的巩膜血管图像阵列。每一个子图像都包含部分清晰的巩膜血管图像，相邻子图像之间互不重叠，眼纹整体范围覆盖了整个颞侧巩膜。图 15 为单个子图中眼纹区域的局部放大图。从图 15 可以看到，眼纹宽度约为 5 pixel，与系统参数分析一致，能够满足对眼动跟踪的需求。

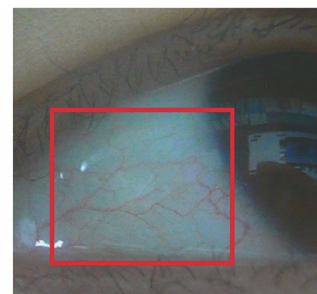


图 12 巩膜血管的图像

Fig. 12 Image of scleral vessels

表 2 仿真参数

Table 2 Simulation parameter

Surface type	Radius	Thickness	Glass	Semi-diameter
Standard 1	Infinity	25.000		9.000
Paraxial		5.400	H-K9	1.600
Coordinate 1		0		0
Standard 2	Infinity	0	Mirror	5.000
Coordinate 2		-7.142		0
Coordinate 3		0		0
Standard 3	Infinity	0	Mirror	5.000
Coordinate 4		3.500		0
Standard 4	Infinity	0.900	F_SILICA	3.000
Lens array	-0.535	1.163		3.000
Standard 5	Infinity			2.800

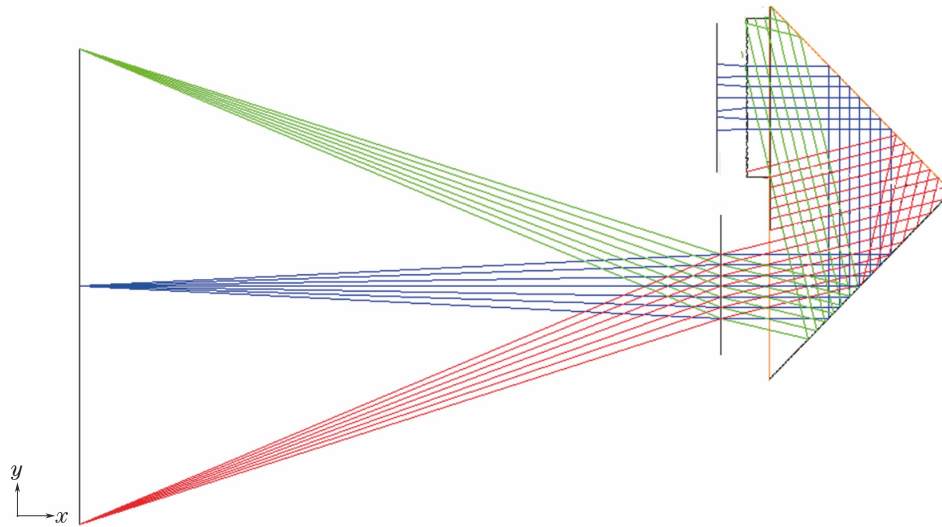


图 13 光学系统结构

Fig. 13 Optical system structure

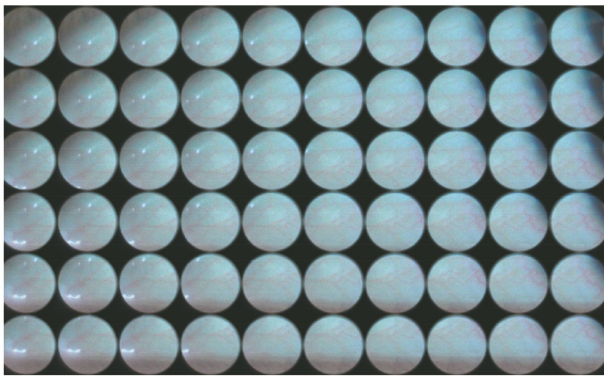


图 14 仿真结果

Fig. 14 Simulation result



图 15 单个子图中眼纹区域的局部放大图

Fig. 15 Partial enlargement of eye-striae region in single subgraph

### 5.2 像质评价

透镜的像质评价结果如图 16 所示,图 16(a)为镜头的调制传递函数(MTF)曲线,MTF 表示不同频率的正弦强度分布函数经过光学系统后的振幅衰减程度。从图 16(a)可以看到,在整个低频段,MTF

曲线随着频率的增加衰减速度较为缓慢,且在可见光及近红外波段表现出良好的性能。图 16(b)为系统的点列图。从图 16(b)可以看到,光斑形状相对圆整,且大部分几何圆能量均聚拢于中心。

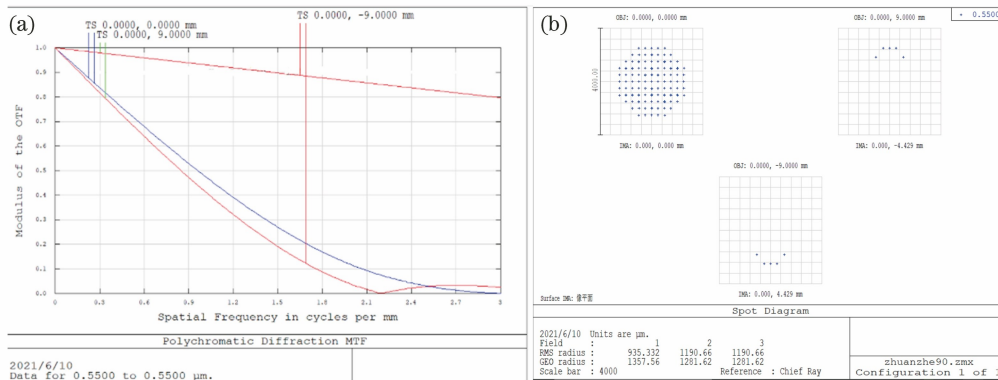


图 16 透镜像质的评价结果。(a)调制传递函数曲线;(b)点列图

Fig. 16 Evaluation results of transversal image quality. (a) Modulation transfer function curves; (b) dot plot



## 6 结 论

本文设计一种用于眼动跟踪的紧凑型巩膜血管成像装置,其具有体积小、景深大和分辨力高的特点,可以实现对巩膜血管的近距离清晰成像,能够解决目前头戴式眼动仪所存在的普适性差和易受环境影响的问题。利用本文设计的成像装置采集到的巩膜血管特征进行眼动跟踪具有更高的跟踪精度,可以广泛应用于人机交互和视觉行为分析等领域。

### 参 考 文 献

- [1] Hennessey C, Lawrence P. Noncontact binocular eye-gaze tracking for point-of-gaze estimation in three dimensions [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, 56(3): 790-799.
- [2] Scott N, Zhang R, Le D, et al. A review of eye-tracking research in tourism [J]. *Current Issues in Tourism*, 2019, 22(10): 1244-1261.
- [3] Duchowski A T. Eye tracking techniques [M] // *Eye tracking methodology: theory and practice*. London: Springer, 2003: 55-65.
- [4] Li D H, Winfield D, Parkhurst D J. Starburst: a hybrid algorithm for video-based eye tracking combining feature-based and model-based approaches [C] // *2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)-Workshops*, September 21-23, 2005, San Diego, CA, USA. New York: IEEE Press, 2005: 79.
- [5] Sigut J, Sidha S A. Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(2): 411-419.
- [6] Beymer D, Flickner M. Eye gaze tracking using an active stereo head [C] // *2003 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2003. Proceedings, June 18-20, 2003, Madison, WI, USA. New York: IEEE Press, 2003: II-451.
- [7] Lee E C, Park K R, Whang M C, et al. Robust gaze tracking method for stereoscopic virtual reality systems [M] // *Jacko J A. Human-computer interaction. HCI intelligent multimodal interaction environments. Lecture notes in computer science*. Heidelberg: Springer, 2007, 4552: 700-709.
- [8] Qin H B, Yan W H, Wang X L, et al. A gaze tracking system overcoming influences of head movements [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2013, 41(12): 2403-2408.  
秦华标, 严伟洪, 王信亮, 等. 一种可克服头动影响的视线跟踪系统 [J]. *电子学报*, 2013, 41(12): 2403-2408.
- [9] Gneo M, Schmid M, Conforto S, et al. A free geometry model-independent neural eye-gaze tracking system [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012, 9(1): 82.
- [10] Crihalmeanu S, Ross A. Multispectral scleral patterns for ocular biometric recognition [J]. *Pattern Recognition Letters*, 2012, 33(14): 1860-1869.
- [11] Wang D Y, Xue C X, Li C, et al. Design of electronic endoscope optical system based on microlens array [J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(2): 0222003.  
王丹艺, 薛常喜, 李闯, 等. 基于微透镜阵列的电子内窥镜光学系统设计 [J]. *光学学报*, 2018, 38(2): 0222003.