

## 双光点视标角膜精密对准技术

赵梦媛<sup>1,2</sup>, 杨皓旻<sup>2</sup>, 徐德文<sup>4</sup>, 季林<sup>1,2</sup>, 刘玉龙<sup>3</sup>, 张运海<sup>1,2\*</sup><sup>1</sup>中国科学技术大学生物医学工程学院(苏州)生命科学与医学部, 安徽 合肥 230026;<sup>2</sup>中国科学院苏州生物医学工程技术研究所江苏省医用光学重点实验室, 江苏 苏州 215163;<sup>3</sup>苏州大学附属第二医院, 江苏 苏州 215004;<sup>4</sup>河海大学理学院, 江苏 常州 213002

**摘要** 为实现角膜在眼底相机系统轴向上的精确对准,提出了一种基于双光点视标的角膜精密对准技术。采用该对准技术,可以将双孔光阑所形成的两个光点视标投影在角膜上,依据两个光点经角膜前表面反射后在探测器上重合的位置坐标,先实现对瞳孔中心的对准,再根据两个光点经角膜前表面反射后在探测器上的分离情况与分离距离,确定眼底相机相对于角膜的轴向位置。实验结果表明:基于该双光点视标的角膜精密对准技术可以达到 0.25 mm 的对准精度和 8.2 mm 的对准范围。这种对准方法精确度高,对准范围大,可以满足眼底成像时仪器相对于被检眼轴向调节位置的要求。

**关键词** 医用光学; 眼底相机; 对准; 杂散光; 双光点视标

中图分类号 TH786

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL221349

## 1 引言

眼底成像可用于评估和量化视网膜的健康状况,是目前检测人眼健康状况的一个重要方法。目前,眼底成像技术包括光学成像和光声成像<sup>[1]</sup>,检测仪器主要有检眼镜、眼底相机、激光扫描检眼镜、光学相干层析成像仪等<sup>[2]</sup>。这些眼底检测仪器各有特点,但就目前技术发展的成熟度、生产成本、实用度、操作难度而言,眼底相机作为传统的眼底检测设备具有最广泛的使用。在获取眼底视网膜图像的过程中,杂散光会造成图像模糊,降低信噪比,影响眼底相机的成像质量,需要加以消除<sup>[3-5]</sup>。由于角膜的反射率远高于眼底视网膜结构的反射率<sup>[6-7]</sup>,因此人眼角膜表面对照明光束的反射是造成眼底相机内部杂散光的主要原因。

为了消除角膜反射产生的杂散光,眼底照相通常采用柯勒式的环形照明,在照明光路中设置环形光阑,使照明光束在瞳孔处形成环形光斑,使得照明光线由角膜边缘入射,避免角膜表面对照明光束的反射光进入成像系统<sup>[8-10]</sup>。为了实现对眼底区域最大范围内的照明以及消除角膜前表面反射引起的杂散光,不仅需要保证仪器对准瞳孔中心( $x$ 、 $y$ 方向上的对准),还需要严格保证人眼处于仪器所设定的工作距上(角膜至

接目物镜前表面的距离),即实现 $z$ 轴方向上的对准。在眼底成像中,目前大量的研究是针对 $x$ 、 $y$ 方向上的对准<sup>[11-19]</sup>,如Hough变换圆检测<sup>[13]</sup>、基于椭圆拟合的瞳孔-角膜反射光斑识别算法<sup>[18]</sup>、基于圆近似识别算法的瞳孔中心点对准<sup>[19]</sup>等。但在实际操作中,由于被检测者的面型不同,角膜的轴向位置难以直接确定,因此实现 $z$ 轴方向上的对准也十分重要,而目前国内外针对角膜 $z$ 轴方向上对准方法的研究还比较欠缺。使用双目立体视觉测量可以实现三维上的对准,Comlekciler等<sup>[20]</sup>提出了基于双目立体视觉的三维颌骨复位技术,可以实现三维颌骨对准,测量误差为 $(0.25 \pm 0.18)$  mm,但测量范围比较小,双目相机的基线设定为较短的 120 mm,不适用于眼底相机系统,且由于双目相机在使用前需要进行标定,对算法要求较高,存在计算量较大的问题。

本文采用了一种基于双光点视标的角膜对准技术,将由双孔光阑形成的两个光点视标投影在角膜上,依据两个光点经角膜前表面反射后在探测器上重合的位置,先实现对瞳孔中心的对准,再根据两光点在探测器上的分离情况来确定眼底相机相对于角膜的轴向位置,指导仪器进行轴向位置的调节,实现角膜前表面杂散光的消除。

收稿日期: 2022-10-21; 修回日期: 2022-12-01; 录用日期: 2022-12-06; 网络首发日期: 2022-12-16

基金项目: 国家自然科学基金(31870112)、山东省自然科学基金(ZR2020QF103)、中国科学院战略性先导科技专项(XDC07040200)、厦门健康院自主部署项目(E1050C54)、苏州市临床重点病种诊疗技术专项(LCZX202105)

通信作者: \*zhangyh@sibet.ac.cn

## 2 基于双光点视标的角膜对准技术

### 2.1 双光点视标角膜对准光学系统

图 1 为角膜对准光路的原理图,包括眼底相机的成像系统与双光点视标角膜对准光学系统两部分。双光点视标角膜对准光学系统由发光二极管(LED)光源、光纤、准直透镜( $L_1$ )、双孔光阑、中继透镜( $L_2$ )组成,并由分束镜(BS)引入眼底相机的成像光路。眼底

相机的成像光路包括:接目物镜( $L_3$ )、中空反射镜(M)、孔径光阑、成像透镜( $L_4$ )和互补金属氧化物半导体(CMOS)探测器。其中,中空反射镜M是将眼底相机的环形照明光引入成像光路的元件。由光源LED出射的光经光纤与准直透镜 $L_1$ 准直后出射,光束经过双孔光阑后分为两束光线。这两束光线经过紧贴着双孔光阑的中继透镜 $L_2$ 后会聚,再经分束镜BS反射,最终经过接目物镜 $L_3$ 后再次会聚。

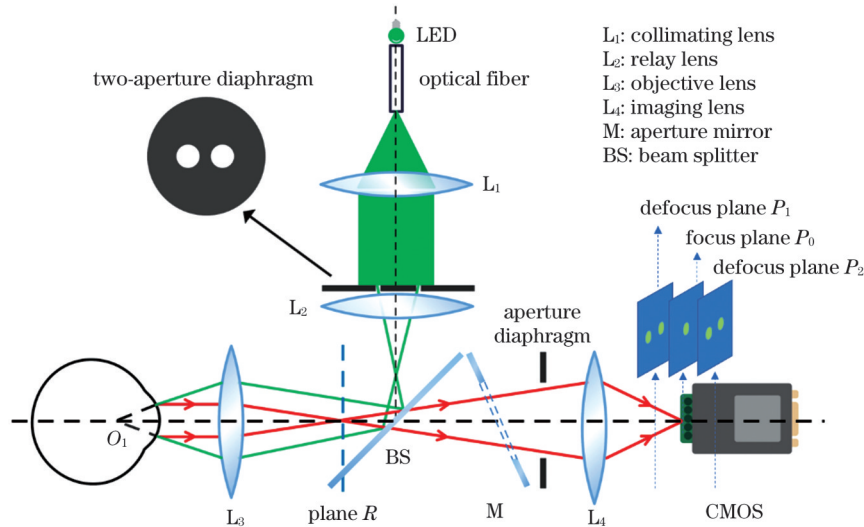


图 1 角膜对准光路原理图

Fig. 1 Schematic of cornea alignment optical path

当角膜位于系统所设定的工作位置时,上述经过双孔光阑得到的两束光束经过接目物镜 $L_3$ 后会聚在瞳孔附近。但是,由于角膜的存在,两光束在到达角膜前表面后,会形成两个光点。上述两光点经角膜前表面反射后平行出射,并再次经过接目物镜 $L_3$ ,在R处(视网膜的共轭平面)会聚,之后穿过中空反射镜M与孔径光阑,经过成像透镜 $L_4$ 后再次会聚,最终被CMOS探测器接收。由于CMOS焦平面 $P_0$ 与视网膜中间像面R平面的位置是共轭的,当视网膜在CMOS上呈清晰无杂光的像时,两光点重合。当角膜偏离工作位置时,双光点视标在CMOS上呈现为两个光斑。

如图 2 所示, $O_2$ 为角膜前表面的曲率中心, $O_1$ 为 $O_2$ 至角膜前表面的中点(位于瞳孔中心附近), $d$ 为角膜顶点到接目物镜的轴向距离。为保证眼底清晰成像,本文实验系统中角膜顶点到接目物镜的轴向距离为 $D_0=42$  mm,该距离也被称为系统的工作距离,此时我们称角膜位于正确的工作位置上。

若角膜到接目物镜的轴向距离 $d$ 等于 $D_0$ ,如图 2(a)所示,则由双孔光阑分开的两束光,将经接目物镜对准 $O_1$ 所在位置入射至角膜表面,再经角膜表面反射后平行出射,经过接目物镜后在R处会聚,即在CMOS上呈现为一个光点;当 $d>D_0$ 时,如图 2(b)所示,入射光在角膜表面上的入射角(与角膜法线的夹角)增大,反射角相应也增大,因此会聚的反射光线经

接目物镜后将在R平面前会聚,在R平面上分离,即在CMOS上呈现为两个光点;当 $d<D_0$ 时,如图 2(c)所示,入射光在角膜表面上的入射角减小,反射角相应也减小,因此发散的反射光线经接目物镜后将在R平面后会聚,在R平面上仍呈现分离状态,并在CMOS上呈现为两个光点。当两个光点之间的距离大于或等于两个光点的半径之和时,两个光点被认为是完全分离的,此时角膜相对于正确工作位置的偏移量被定义为系统的对准精度。尽管按照瑞利判据,当两个光点之间的距离大于或等于光点的半径时,视光点可以分辨,但考虑到利用瑞利判据判断光点是否分离在实际操作与计算中存在一定的难度,所以选择了上述更易判断的方法。本系统中人眼角膜的对准范围是指实验系统能够正常工作的对准范围。当探测器上双光点视标中的任何一个不可见时,就认为超出了对准范围。两种情况会导致光点不可见:光点被孔径光阑遮挡;光点与眼底图像的对比度下降至无法区分。在保证对准功能可以实现的基础上,人眼角膜相对于正确工作位置沿光轴方向的总的偏移量 $\delta=\delta_1+\delta_2$ 即为对准范围( $\delta_1$ 为人眼向接目物镜靠近时角膜相对正确工作位置的偏移量, $\delta_2$ 为远离方向的偏移量)。

上述 $z$ 轴对准的分析过程假定了眼轴与系统光轴重合。实际上,本定位方法不仅能用于光轴方向上的人眼定位,还能用于人眼在垂直光轴方向上的偏移定

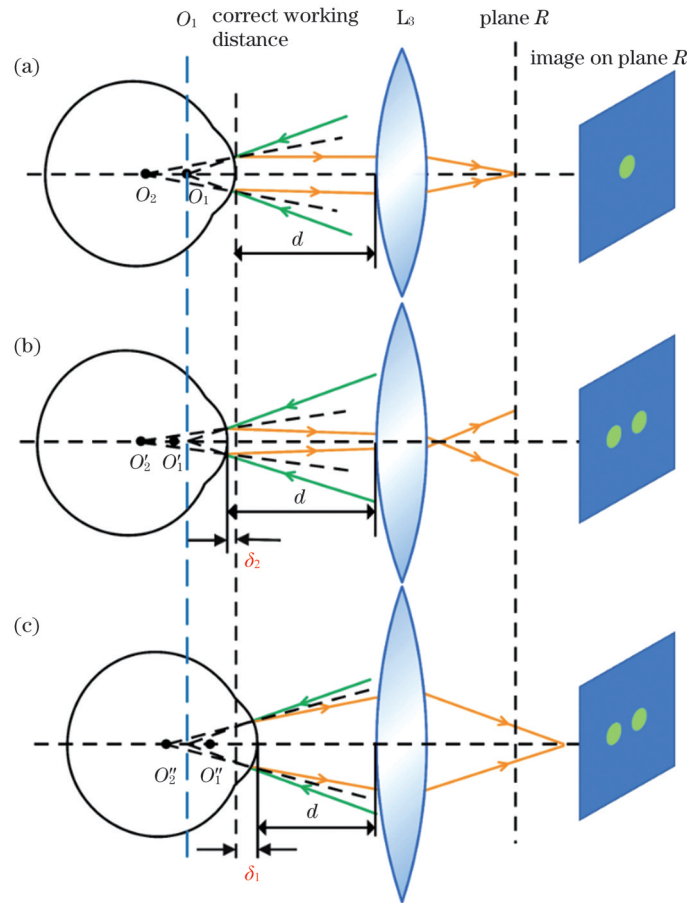


图 2 基于双光点视标的角膜对准原理图。(a)  $d=D_0$ ; (b)  $d>D_0$ ; (c)  $d<D_0$

Fig. 2 Schematics of cornea alignment method based on two-light-spot vision marker. (a)  $d=D_0$ ; (b)  $d>D_0$ ; (c)  $d<D_0$

位。当眼轴偏离光轴时,探测器面上的双光点连线中点也会随之偏离光轴,可以据此引导人眼在垂直光轴的  $x$ 、 $y$  方向上的对准,具体分析方法本文不作更多讨论。

### 2.2 双孔光阑参数计算

在基于双光点视标的角膜对准系统中,需要计算的双孔光阑参数主要为:双孔光阑的孔径与双孔光阑两孔间的孔距。

双孔光阑孔径的选择主要需要平衡孔径对光强、像差的影响:孔径选择过小,一方面,能够通过双孔光阑的光能量过小,信号过弱,探测器较难探测到,不易观察;另一方面,当孔径尺寸在  $10\lambda^3$  ( $\lambda$  为波长) 以内时,需要考虑边缘衍射现象,对投影在探测器上的光点会产生影响。由于本文对准光路使用波长为 870 nm 的光源,因此选择的孔直径须在 0.87 mm 以上。孔径选择过大,光线偏离光轴角度较大,边缘光线会在两光点逐渐分离的过程中弥散,即不容易观察,彗差对光斑质量的影响也非常大。为保证较好的光斑质量,本文选择半径为 0.5 mm 的双孔光阑。

如图 3 为角膜对准光路图,双孔光阑两孔间的孔距计算方法如下。

如图 3(a) 所示,双孔光阑两孔间的距离为  $s$ ,中继透镜  $L_2$  的焦距为  $f$ ,中继透镜  $L_2$  与接目物镜  $L_3$  间的距

离为  $x$ ,  $x$  为眼底照相机系统设计时已经确定的值。一

般来说,  $\arctan \frac{s}{2f} < 5^\circ$ , 因此可以使用自由空间与厚透镜的近轴光线传输矩阵<sup>[21]</sup>求得接目物镜出射光线的出射角  $\theta$  与出射高度  $h_1$ :

$$\begin{bmatrix} h_1 \\ \theta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & x \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_1 & B_1 \\ C_1 & D_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{s}{2} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

式中:  $A = 1 + \frac{d_0}{r_1} \frac{n_1 - n_2}{n_2}$ ;  $B = d_0 \frac{n_1}{n_2}$ ;  $C = \frac{n_1 - n_2}{n_1 r_1} + \frac{n_2 - n_1}{n_1 r_2} - \frac{d_0 (n_2 - n_1)^2}{n_1 n_2 r_1 r_2}$ ;  $D = 1 + \frac{d_0}{r_2} \frac{n_2 - n_1}{n_2}$ ;  $A_1 = 1 + \frac{d_1}{r_3} \frac{n_1 - n_3}{n_3}$ ;  $B_1 = d_1 \frac{n_1}{n_3}$ ;  $C_1 = \frac{n_1 - n_3}{n_1 r_3} + \frac{n_3 - n_1}{n_1 r_4} - \frac{d_1 (n_3 - n_1)^2}{n_1 n_3 r_3 r_4}$ ;  $D_1 = 1 + \frac{d_1}{r_4} \frac{n_3 - n_1}{n_3}$ ;  $n_1, n_2, n_3$  分别为空气与接目物镜的介质折射率;  $d_0, d_1$  分别为接目物镜与中继透镜的厚度;  $r_1, r_2, r_3, r_4$  分别为接目物镜与中继透镜前后表面的曲率半径。因此,  $A, B, C, D$  与  $A_1, B_1, C_1, D_1$  分别是由接目物镜与中继透镜自身的性质所决定的。

接目物镜  $L_3$  出射的光线与光轴的夹角为  $\theta$ , 由式 (1) 可得

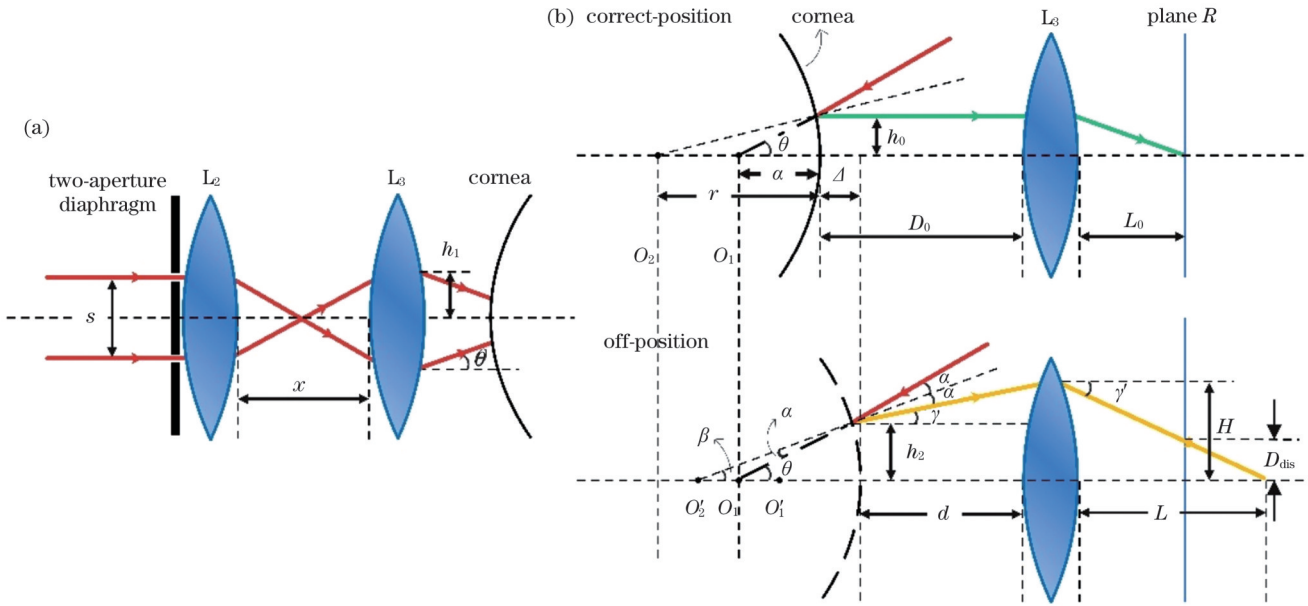


图 3 角膜对准光路。(a)光线经双孔光阑入射至角膜表面的光路；(b)两光束被角膜反射后经接目物镜会聚的光路(实线表示角膜位于正确工作位置,虚线表示角膜偏离正确工作位置)

Fig. 3 Cornea alignment optical path. (a) Path for light incident on cornea surface through two-aperture diaphragm; (b) path for two light beams reflected from cornea convergent through objective lens (solid line indicates that cornea is at correct working position, and dashed line indicates that cornea is away from correct working position)

$$\theta = \frac{1}{2} (CA_1 + xCC_1 + DC_1) s_0 \quad (2)$$

如图 3(b)所示,入射至角膜的光线与光轴的夹角为  $\theta$ ,入射光线与法线的夹角为  $\alpha$ ,法线与光轴的夹角为  $\beta$ ,入射光线与法线的夹角为  $\alpha$ ,且  $\alpha = \theta - \beta$ ,经角膜反射后反射光线与光轴的夹角为  $\gamma$ ,表示为

$$\gamma = \theta - 2\alpha = 2\beta - \theta. \quad (3)$$

当角膜位于正确工作位置(实线)时,角膜的曲率中心为  $O_2$ ,角膜半径为  $r$ , $O_1$ 为  $O_2$ 至角膜前表面的中点, $O_1$ 点至角膜前表面的距离为  $a$ , $a = r/2$ , $D_0$ 为此时角膜顶点至接目物镜的距离,光线入射至角膜表面的高度为  $h_0$ , $h_0 = a\theta$ 。此时,两光点会聚在  $R$ 平面上,与接目物镜距离为  $L_0$ 。

当角膜偏离正确工作位置(虚线)时,角膜的曲率中心为  $O'_2$ , $O'_1$ 为  $O'_2$ 至角膜前表面的中点。以人眼位于正确工作位置为起点,人眼沿光轴方向的偏移量为  $\Delta$ ,并规定远离接目物镜方向为正,接近接目物镜方向为负,所以角膜与接目物镜的实际距离  $d = D_0 + \Delta$ 。光线入射至角膜表面的高度为  $h_2$ ,经角膜反射与接目物镜折射后出射高度为  $H$ ,出射角度为  $\gamma'$ ,两光点会聚位置与接目物镜距离为  $L$ 。光点在与视网膜共轭的  $R$ 平面上的高度为  $D_{dis}$ ,两光点的间距为  $2D_{dis}$ 。

则有

$$\begin{cases} h_2 = \theta(a - \Delta) \\ \beta = \frac{h_2}{r} \end{cases} \quad (4)$$

将式(4)代入式(3)中,有

$$\gamma = \frac{2h_2}{r} - \theta = \frac{[-r + 2(a - \Delta)]\theta}{r} = -\frac{\Delta}{a}\theta. \quad (5)$$

根据自由空间与厚透镜近轴光线传输矩阵,求得经角膜反射与接目物镜折射后出射光线的出射角  $\gamma'$ 与出射高度  $H$ 满足

$$\begin{bmatrix} H \\ \gamma' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D & B \\ C & A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & d \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_2 \\ \gamma \end{bmatrix} \quad (6)$$

可得

$$\begin{cases} H = D(h_2 + d\gamma) + B\gamma \\ \gamma' = C(h_2 + d\gamma) + A\gamma \end{cases} \quad (7)$$

显然有

$$\begin{cases} L = \frac{H}{\gamma'} \\ L_0 = \frac{D}{C} \end{cases} \quad (8)$$

$$D_{dis} = |L - L_0|\gamma'. \quad (9)$$

将式(4)、(7)、(8)代入式(9)可得

$$D_{dis} = \left| \frac{H}{\gamma'} - \frac{D}{C} \right| \cdot \gamma' = \left| H - \frac{D}{C} \cdot \gamma' \right| = \left| \left( B - \frac{AD}{C} \right) \gamma \right| = \left| \left( \frac{AD}{C} - B \right) \frac{\Delta}{a} \right| \cdot \theta = \frac{1}{2} \left| \left( \frac{AD}{C} - B \right) \frac{1}{a} \right| \cdot (CA_1 + xCC_1 + DC_1) \cdot \Delta \cdot s_0 \quad (10)$$

式(10)的正负仅表示两光点位置的相对性,其绝对值表示两光点间的实际距离。式(10)中的参数 $A$ 、 $B$ 、 $C$ 、 $D$ 、 $A_1$ 、 $C_1$ 均由眼底相机系统本身的光学参数决定,与对准光路无关。人眼曲率半径的平均值为 $7.8\text{ mm}$ <sup>[22]</sup>,因此 $a=r/2=3.9\text{ mm}$ 。根据式(10)可知:当双孔光阑的孔距一定时,两光点在与视网膜共轭的 $R$ 平面上的距离 $2D_{\text{dis}}$ 与双孔光阑的孔距 $s$ 之间的关系是线性的。由于两光点间分离距离 $2D_{\text{dis}}$ 与角膜偏离正确工作位置 $\Delta$ 间的关系是线性的,因此很容易将这种基于双光点视标的角膜对准方法应用于眼底相机系统。

双孔光阑两孔间距越大,两个光斑在 $R$ 平面上的分离就越明显,对准精度也就越高。但是,由于系统设置在成像光路中的孔径光阑对双光点视标的遮挡,如图4(a)所示,如果双孔光阑两孔的间距选择过大,在角膜前后移动的过程中,光斑就会迅速超出孔径光阑的边缘,导致对准范围过小。使用ZEMAX软件对准精度和对准范围进行模拟,结果如图4(b)和图4(c)所示。可以看出,当双光点视标超出对准范围时,虽然两个光点的分离比较明显,但却被孔径光阑所遮挡。

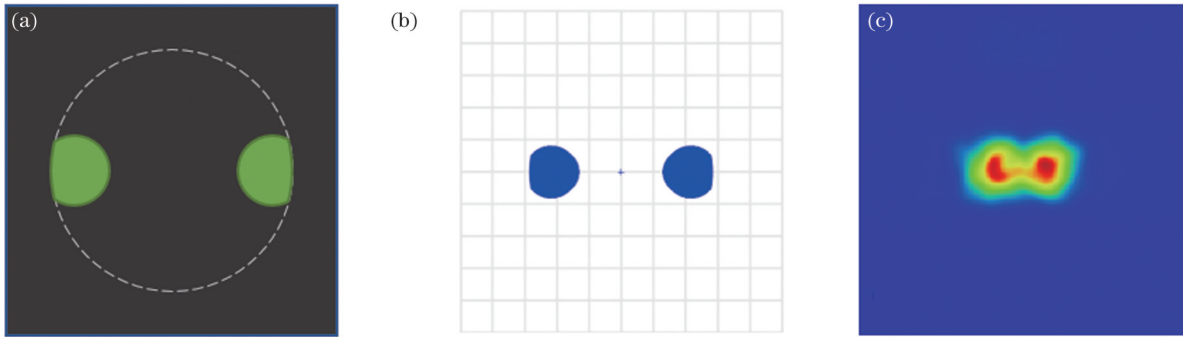


图4 双光点视标对准范围和对准精度。(a)超出对准范围示意图;(b)超出对准范围ZEMAX仿真图;(c)对准精度ZEMAX仿真图  
Fig. 4 Alignment range and precision of two-light-spot vision marker. (a) Schematic diagram of out-of-alignment-range; (b) ZEMAX simulation of out-of-alignment-range; (c) ZEMAX simulation of alignment precision

因此设计视标投影对准光路时需要平衡对准精度与对准范围间的关系,使用ZEMAX仿真得出不同孔距下双孔光阑孔距与对准范围、对准精度的关系,如图5所示。其中,边缘光线(两光点在孔径光阑前

的会聚点与孔径光阑边缘的连线)与光轴的夹角随角膜到接目物镜的轴向距离 $d$ 的改变而改变,最终会导致 $\delta_1$ 与 $\delta_2$ 绝对值的不同。

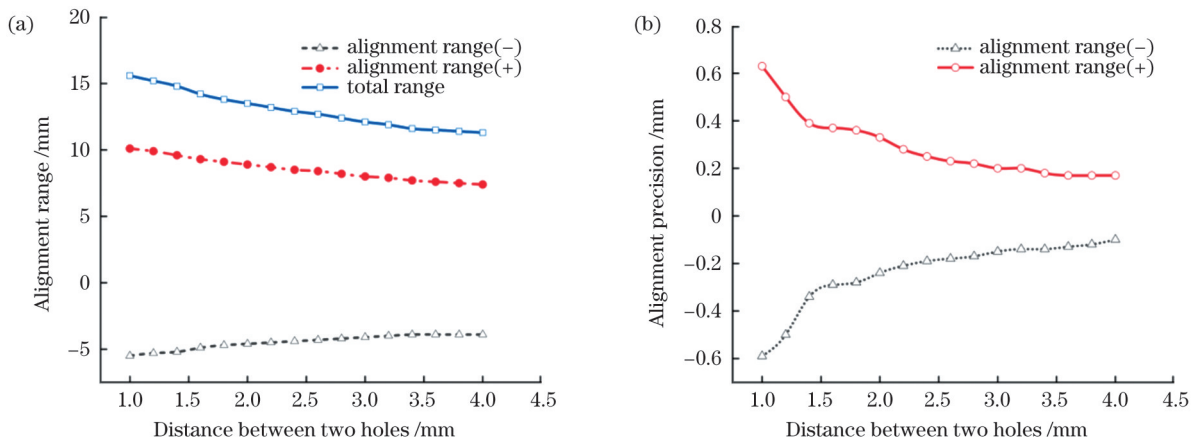


图5 双孔光阑孔距与对准范围、对准精度的关系。(a)孔距与对准范围;(b)孔距与对准精度

Fig. 5 Relationships of aperture distance in two-aperture diaphragm with alignment range and precision. (a) Aperture distance and alignment range; (b) aperture distance and alignment precision

在模拟眼的眼底成像过程中,模拟眼对该系统要求的对准精度为 $0.5\text{ mm}$ 。考虑到人眼眼底成像实验中人眼在拍摄过程中的不稳定性,系统需要选择更小的对准精度。参考图5的仿真结果,由于增大孔距对准范围的影响不大,但对对准精度的影响比较大,因此优先选择更高的对准精度,舍弃一定的对准范围。且当孔距大于 $3\text{ mm}$ 之后,对准精度的提升变得不明

显。综合考虑,在本实验系统中,选择孔距为 $3\text{ mm}$ 、孔半径为 $0.5\text{ mm}$ 的双孔光阑进行实验。

### 3 角膜对准实验与结果

#### 3.1 模拟眼对准实验

本文实验在已搭建的 $45^\circ$ 免散瞳眼底相机实验系统上进行,采用波长为 $870\text{ nm}$ 的LED光源,芯径为

50  $\mu\text{m}$  的光纤, 焦距  $f=50\text{ mm}$  的准直透镜与中继透镜, 孔距为 3 mm、孔半径为 0.5 mm 的双孔光阑, 半透半反镜。搭建了图 6 所示的双光点视标对准光路。成

像光路中孔径光阑的半径为 1.4 mm, CMOS 探测器的像元尺寸为  $5.86\ \mu\text{m} \times 5.86\ \mu\text{m}$ , 分辨率为  $1920\ \text{pixel} \times 1200\ \text{pixel}$ 。

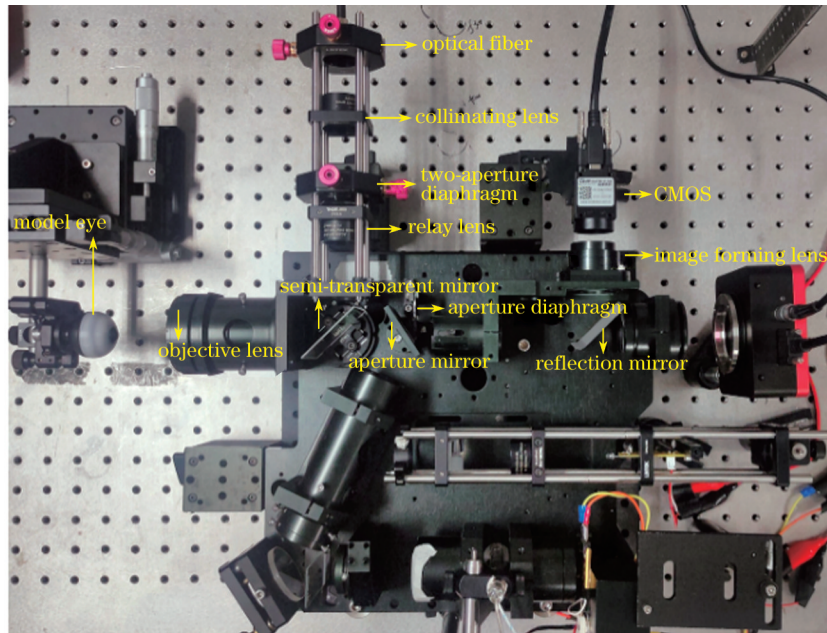


图 6 双光点视标对准光路

Fig. 6 Alignment optical path with two-light-spot vision marker

在不同  $\Delta$  下拍摄双光点视标经角膜反射后成像在 CMOS 上的图像, 结果如图 7 所示。其中, 在对准系统可工作的情况下: 当  $\Delta$  最大时, 两光点明显分离, 如图 7(a)、(b) 所示, 这种方法在该系统中的对准范围  $\delta_1=3.6\text{ mm}$ ,  $\delta_2=4.6\text{ mm}$ , 双光点视标法的总对准范围为 8.2 mm; 当  $\Delta$  为 0.25 mm 和 -0.25 mm 时, 两光点恰好分离, 如图 7(c)、(d) 所示, 这意味着该系统在正负两个方向上都可以实现 0.25 mm 的对准精度; 当角膜位于正确工作位置时, 两光点完全重合, 如图 7(e) 所示。

可以发现, 实验精度小于 (差于) 模拟的理论值 (接近接目物镜方向为 -0.15 mm, 远离接目物镜方向为 0.2 mm), 这可能是光源功率过大时两点的光强饱和造成的, 而对准范围略小于理论值 (理论对准范围  $\delta_1=4.1\text{ mm}$ ,  $\delta_2=8\text{ mm}$ , 总对准范围为 12 mm) 很可能是孔径光阑的偏心和倾斜造成的。同时, 随着 CMOS 接收到的两光点之间的距离的增加, 光点的质量下降, 与眼底图像的对比度也逐渐下降, 如图 7(a) 所示。虽然系统在理论对准范围内工作, 但两个光点不容易被区分, 这也是实际对准范围较小的原因。此外, 实验中使用的模型眼的表面并不光滑, 这是导致两个光点形状轮廓、质量不佳的原因之一。

记录角膜与接目物镜的轴向距离  $d$  及探测器上接收到的两光点间距, 两光点间距与模拟眼轴向的移动距离基本呈线性关系, 如图 8(a) 中圆形标记的拟合曲线所示。利用 MATLAB 软件, 参考 2.2 节中

双孔光阑参数计算式 (10), 输入眼底相机镜头的实际参数, 角膜曲率半径  $r$  取平均值 7.8 mm, 仿真得到两光点之间的距离与角膜距接目物镜的轴向距离  $d$  之间关系的拟合曲线, 如图 8(a) 中十字标记曲线。仿真数据与实验数据之间的均方误差 (MSE) 为 0.0325。随着角膜与接目物镜轴向距离的改变, 两个光点与聚焦点的距离基本呈线性关系, 两光点的分离速度基本相同, 如图 8(b) 所示, 圆形标记为  $d < 42\text{ mm}$  时 CMOS 上左侧的光点, 十字标记为右侧的光点。图 8(b) 中数值前的正负号表示光点移动的方向, 斜率表示两光点的分离速度, 即光点到聚焦点的距离与两光点分离时角膜在光轴方向上的偏移量  $\Delta$  的比值。

根据 2.2 节的分析, 在双光点视标角膜精密对准光学系统中, 影响  $d$  测量结果的有双孔光阑的孔径、孔距、系统的装调误差。其中, 双孔光阑的孔距  $s$  直接影响入射至角膜表面的光线与光轴的夹角  $\theta$ , 实验中所使用的双孔光阑的孔距为 3 mm, 加工误差  $\Delta s$  为  $\pm 0.01\text{ mm}$ 。根据式 (2), 加工误差会给接目物镜出射光线的出射角引入  $\Delta\theta = \pm 0.0003$  的误差, 给出射高度引入  $\Delta h_1 = \pm 0.01\text{ mm}$  的误差。在实际测量过程中, 两光点完全重合时对应的角膜位置相对角膜正确工作位置的测量误差  $\epsilon$  的计算公式为

$$\epsilon = (h_1 + \Delta h_1) \times (\theta + \Delta\theta) - h_1 \times \theta. \quad (11)$$

即当双孔光阑孔距  $s$  的误差取最大值  $\pm 0.01\text{ mm}$  时, 测量误差  $\epsilon$  为  $\pm 0.0018\text{ mm}$ 。

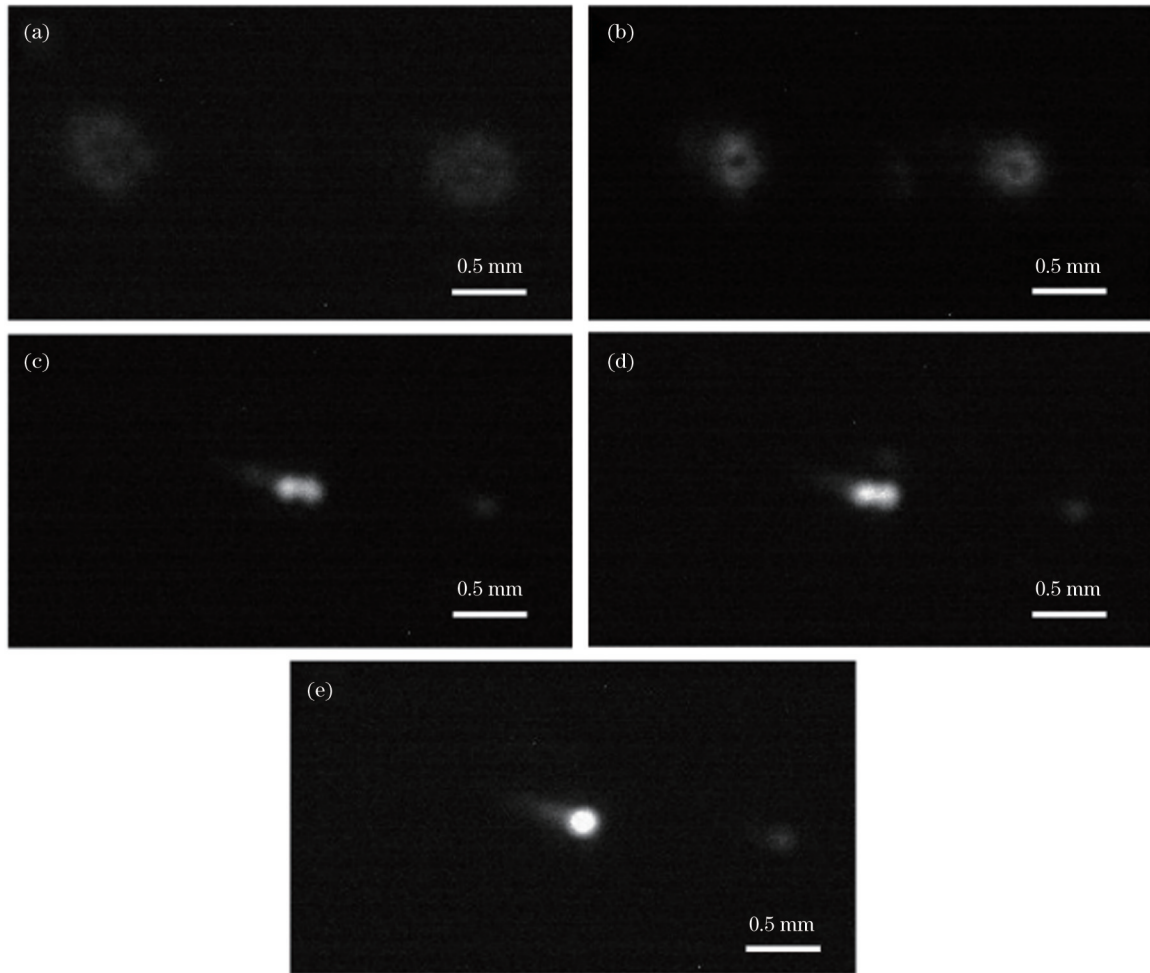


图 7 不同  $\Delta$  下双光点视标在 CMOS 上的图像。(a)  $\Delta=4.6$  mm; (b)  $\Delta=-3.6$  mm; (c)  $\Delta=0.25$  mm; (d)  $\Delta=-0.25$  mm; (e)  $\Delta=0$   
 Fig. 7 Images of two spots on CMOS under different  $\Delta$ . (a)  $\Delta=4.6$  mm; (b)  $\Delta=-3.6$  mm; (c)  $\Delta=0.25$  mm; (d)  $\Delta=-0.25$  mm; (e)  $\Delta=0$

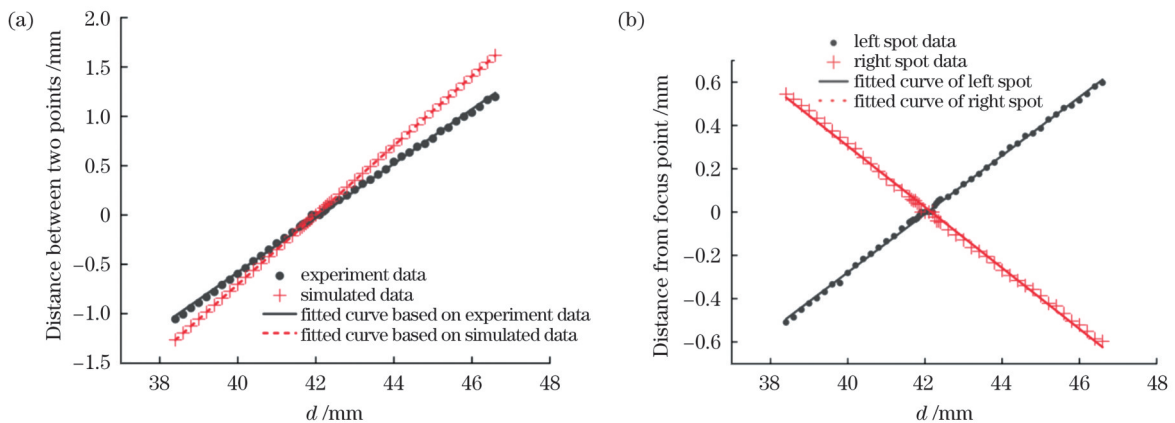


图 8  $d$  对两光点位置的影响。(a) 两光点之间的距离与  $d$  之间的关系; (b) 光点距重合点的距离与  $d$  之间的关系  
 Fig. 8 Effect of  $d$  on positions of two light spots. (a) Relationship between distance of two separated light spots and  $d$ ; (b) distance from light spot to focus point versus  $d$

### 3.2 人眼对准实验

图 9(a)~(e) 为两光点在不同状态下时的人眼眼底图像。我们可以根据这两个光点的重叠或分离来计算角膜和物镜之间的距离。图 9(f)~(j) 为图 9(a)~(e) 对应的近红外观察图像, 图 9(k)~(o) 为图 9(f)~(j) 对应的两个光点的局部放大图像。

可以看出: 在双光点重叠的位置附近, 即角膜与接目物镜的轴向距离  $d$  在 41.75~42.25 mm 的范围内, 拍摄的眼底图像几乎没有杂光, 如图 9(b)、(d) 所示; 而当两个光点明显分开时, 杂光开始出现在眼底图像的边缘, 如图 9(a)、(e) 所示。

根据人眼实验的结果, 可以看出, 这种基于双光

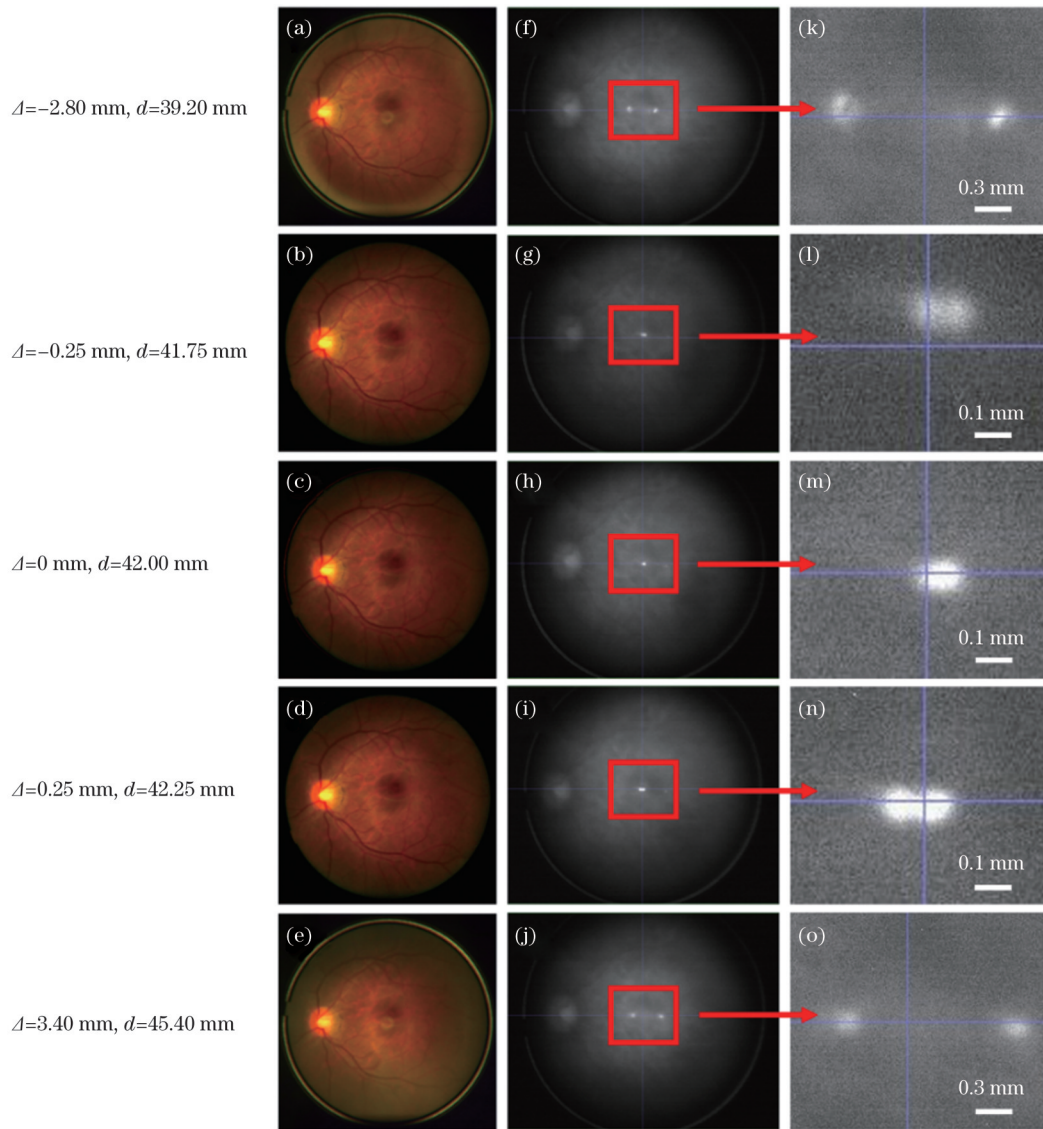


图9 两光点在不同状态下的眼底图像。(a)~(e)眼底彩照;(f)~(j)眼底近红外图像;(k)~(o)局部放大图像

Fig. 9 Fundus images for two light spots with different states. (a)~(e) Fundus color photos; (f)~(j) near infrared images of fundus; (k)~(o) locally enlarged image

点视标的对准方法可以运用在针对人眼的实际操作中,应用该对准方法可以拍摄出无杂散光的眼底图像。

## 4 结 论

采用了一种基于双光点视标的角膜对准方法,实现了眼底成像时人眼相对于仪器在轴向位置的精确对准,可辅助消除角膜前表面的杂光对眼底图像的影响。在眼底成像时,根据角膜反射至探测器上的两个分离的光点间的距离与角膜顶点和接目物镜之间的轴向距离所呈的线性关系,可以引导眼底相机调整仪器与被检眼之间的轴向距离。综合考虑对准精度、对准范围、视标强度等的相互制约关系,选定了一组合适的双孔光阑参数。经过模拟眼实验验证,实现了0.25 mm的轴向对准精度和8.2 mm的对准范围,并在真实人眼上初步使用了该方法。该

角膜对准方法可以满足眼底成像时消除角膜反射杂光的需求。

## 参 考 文 献

- [1] 赵鹏艳, 陈重江. 多模态光声成像技术及其在眼科学中的应用进展[J]. 激光与光电子学进展, 2022, 59(6): 0617014.  
Zhao P Y, Chen Z J. Progress of multimodal photoacoustic imaging and its application in ophthalmology[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2022, 59(6): 0617014.
- [2] 黎黎, 张悦, 李萌茜, 等. 激光技术在眼科的应用现状与进展[J]. 中国激光, 2022, 49(5): 0507103.  
Li L, Zhang Y, Li M X, et al. Current application and progress of laser technology in ophthalmology[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(5): 0507103.
- [3] 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.  
Yang J Q, Cheng D W, Wang Q F, et al. Design of a novel wide view-field angle and anti-stray-light fundus camera[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(11): 1122002.
- [4] Wang J Y, Chen Y W. Study on the stray light suppression of



- fundus camera[J]. Applied Mechanics and Materials, 2012, 271/272: 1664-1668.
- [5] Ma C, Cheng D W, Xu C, et al. Design, simulation and experimental analysis of an anti-stray-light illumination system of fundus camera[J]. Proceedings of SPIE, 2014, 9272: 92720H.
- [6] Liou H L, Brennan N A. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling[J]. Journal of the Optical Society of America A, 1997, 14(8): 1684-1695.
- [7] Kang J S. Mobile iris recognition systems: an emerging biometric technology[J]. Procedia Computer Science, 2010, 1(1): 475-484.
- [8] 李灿. 新型眼底相机的设计与研制[D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2014: 144.  
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: 144.
- [9] 陈蔚霖, 常军, 赵雪惠, 等. 广域眼底相机光学系统的设计与仿真分析[J]. 中国光学, 2020, 13(4): 814-821.  
Chen W L, Chang J, Zhao X H, et al. Optical system design and simulation of a wide-area fundus camera[J]. Chinese Optics, 2020, 13(4): 814-821.
- [10] 伍雁雄, 郭智元, 余苗, 等. 基于非共轴阵列照明的小型化眼底相机光学系统设计[J]. 光子学报, 2020, 49(8): 0822002.  
Wu Y X, Guo Z Y, Yu M, et al. Optical system design of miniaturized fundus camera based on non-coaxial array illumination [J]. Acta Photonica Sinica, 2020, 49(8): 0822002.
- [11] 赵宝彬, 刘雨晴, 郝如龙, 等. 基于瞳孔定位的眼底相机照明控制技术[J]. 照明工程学报, 2020, 31(6): 158-163, 174.  
Zhao B B, Liu Y Q, Hao R L, et al. Fundus camera illumination control technology based on pupil location[J]. China Illuminating Engineering Journal, 2020, 31(6): 158-163, 174.
- [12] 陈葛. 用于光学相干层析成像的眼前部对准算法的研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2022.  
Chen G. Study on anterior eye alignment algorithm for optical coherence tomography[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2022.
- [13] 童言, 穆平安, 林玉莹. 基于圆形滑动窗口的瞳孔定位算法[J]. 电子测量技术, 2021, 44(2): 99-103.  
Tong Y, Mu P A, Lin Y Y. Pupil location algorithm based on circular sliding window[J]. Electronic Measurement Technology, 2021, 44(2): 99-103.
- [14] 王杰, 仲重亮, 朱伟东. 一种用于光学器械跟踪的近红外双目系统[J]. 红外与激光工程, 2022, 51(6): 20210517.  
Wang J, Zhong C L, Zhu W D. A near-infrared binocular system for optical instrument tracking[J]. Infrared and Laser Engineering, 2022, 51(6): 20210517.
- [15] 李彦宏, 杨帅, 唐顺, 等. 后置分光瞳激光差动共焦曲率半径测量[J]. 光学精密工程, 2021, 29(10): 2287-2295.  
Li Y H, Yang S, Tang S, et al. Detecting divided aperture laser differential confocal radius measurement[J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(10): 2287-2295.
- [16] 查林彬, 时东锋, 黄见, 等. 单像素几何矩探测运动物体定位技术(特邀)[J]. 红外与激光工程, 2021, 50(12): 20211060.  
Zha L B, Shi D F, Huang J, et al. Geometric moment detection with single-pixel for moving object localization(Invited)[J]. Infrared and Laser Engineering, 2021, 50(12): 20211060.
- [17] 赵尚男, 王灵杰, 张新, 等. 采用视觉特征整合的红外弱小目标检测[J]. 光学精密工程, 2020, 28(2): 497-506.  
Zhao S N, Wang L J, Zhang X, et al. Detection of infrared dim small target based on visual feature integration[J]. Optics and Precision Engineering, 2020, 28(2): 497-506.
- [18] 余罗, 刘洪英, 许帅, 等. 一种快速精确的瞳孔和角膜反射光斑中心定位算法的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2017, 36(4): 434-441.  
Yu L, Liu H Y, Xu S, et al. A fast and precise location algorithm research for the pupil center and the corneal reflection spot center [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2017, 36(4): 434-441.
- [19] 王晶, 高峰, 李婉越, 等. 瞳孔中心点自动定位与对准装置[J]. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1370-1377.  
Wang J, Gao F, Li W Y, et al. Device for automatic pupil center location and alignment[J]. Optics and Precision Engineering, 2019, 27(6): 1370-1377.
- [20] Comlekçiler I T, Gunes S, Irgin C. Three-dimensional repositioning of jaw in the orthognathic surgery using the binocular stereo vision[J]. Scientia Iranica, 2017: 1-33.
- [21] Born M, Wolf E. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light[M]. 7th ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1999.
- [22] Yao X C, Toslak D, Son T, et al. Understanding the relationship between visual-angle and eye-angle for reliable determination of the field-of-view in ultra-wide field fundus photography[J]. Biomedical Optics Express, 2021, 12(10): 6651-6659.

## Precision Cornea Alignment Method Based on Two-Light-Spot Vision Marker

Zhao Mengyuan<sup>1,2</sup>, Yang Haomin<sup>2</sup>, Xu Dewen<sup>4</sup>, Ji Lin<sup>1,2</sup>, Liu Yulong<sup>3</sup>, Zhang Yunhai<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>Division of Life Sciences and Medicine, School of Biomedical Engineering (Suzhou), University of Science and Technology of China, Hefei 230026, Anhui, China;

<sup>2</sup>Jiangsu Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, Jiangsu, China;

<sup>3</sup>The second affiliated hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu, China;

<sup>4</sup>College of Science, Hohai University, Changzhou 213022, Jiangsu, China

### Abstract

**Objective** With the aging of population and high prevalence of diabetes and hypertension in recent years, the prevalence of retinopathy has increased significantly. Fundus photography is an important method currently used to evaluate and quantify the health status of the human eye. In this technique, a non-mydiatic fundus camera has been widely used to diagnose ocular fundus diseases. Cornea alignment is a classic problem in fundus photography. If the cornea is not at the correct axial position when the fundus camera acquires images, the annular spot of illumination at the pupil will introduce strong stray light, resulting in blurred images and reduced signal-to-noise ratio, which affects the imaging quality of the fundus camera. Therefore, it is essential to achieve axial alignment of

the cornea to obtain high-quality results using ophthalmic devices. While a considerable amount of literature has been published on alignment in the  $x$  and  $y$  directions, there is still very little scientific research on alignment methods in the  $z$  direction of the cornea. In this study, we report an alignment method based on the two-light-spot vision marker that identifies the axial position of the cornea with the separation distance of two light spots. Such an alignment method has high precision and a large alignment range. We hope that our alignment method and study results will be useful for designing advanced ophthalmic examination devices such as the fundus camera and confocal laser scanning ophthalmoscope.

**Methods** In this study, we propose an alignment method based on two-light-spot vision marker. The beam passes through the two-aperture diaphragm and forms two light spots called vision markers. The alignment of the pupil center is achieved based on the  $x$ - $y$  position coordinates of the two light spots that coincide on the detector after reflection from the anterior surface of the cornea. The axial position of the fundus camera relative to the cornea is then determined based on the separation distance between the two light spots on the detector after reflection from the anterior surface of the cornea. When designing the two-aperture diaphragm in the alignment optical path, the suitable aperture of the two-aperture diaphragm is determined by considering the effects of edge diffraction phenomenon, light intensity, and aberration. According to the formula and simulation, we then calculate the relationship between the aperture distance with the alignment range and alignment precision and select the aperture distance of the double-aperture diaphragm. We conduct a model eye alignment experiment on a  $45^\circ$  non-mydiatic fundus camera experimental system and measured the alignment precision and alignment range of this alignment method. This is finally validated in human eye experiments.

**Results** Model eye alignment experiments demonstrate that the alignment method proposed in this study achieves an alignment precision of 0.25 mm in both positive and negative directions, alignment ranges of 3.6 mm and 4.6 mm, and a total alignment range of 8.2 mm in the fundus camera system (Fig. 7). The experimental precision is worse than the simulated theoretical value, and the alignment range is slightly less than the theoretical value (Fig. 5). The axial distance between the cornea and the objective lens has an approximate linear relationship with the distance between the two light spots on the detector, and the separation speed of the two light spots is almost the same (Fig. 8). In addition, when the error of the distance between two apertures of two-aperture diaphragm is the maximum value of  $\pm 0.01$  mm, the measurement error ( $\epsilon$ ) is  $\pm 0.0018$  mm. The results of the human eye alignment experiments suggest that this alignment method can be applied in practice, thus avoiding stray light in fundus images (Fig. 9).

**Conclusions** In this study, we demonstrate a method to realize the cornea alignment in  $z$  direction. We propose a cornea alignment method based on two-light-spot vision marker, which is used to achieve precision alignment of the human eye in the axial position with respect to the instrument during ophthalmic imaging. It assists in eliminating the effect of stray light from the anterior surface of the cornea on the fundus image. According to the linear relationship between the distance of two separate light spots on the detector and the axial distance from the cornea vertex to the objective lens, the fundus camera can be guided to adjust the axial distance between the instrument with the examined eye. Considering the mutual constraints of alignment precision, alignment range, and vision maker standard intensity, we select a suitable set of two-aperture diaphragm parameters that are verified by model eye experiments, and the 0.25 mm axial alignment precision and 8.2 mm alignment range are achieved. It has been used on human eyes preliminarily. This precision cornea alignment method can meet the demand of fundus photography for eliminating stray light reflected from the cornea.

**Key words** medical optics; fundus camera; alignment; stray light; two-light-spot vision marker