

新型成像角膜曲率仪的光学系统设计

郑少林^{1,2} 刘永基^{1,2*} 王肇圻^{1,2} 孔祥鸣³

¹ 南开大学现代光学研究所, 天津 300071
² 光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300071; ³ 天津宇光光学公司, 天津 300384

摘要 相比传统角膜曲率仪引入双像棱镜进行角膜屈光度的测量, 提出一种新型的基于光标成像原理的角膜曲率仪光学系统, 其结构紧凑, 操作简单, 具有满足要求的屈光度测量精度和测量范围。光学系统包括成像系统和照明系统两部分, 成像系统由投影物镜、角膜、摄影物镜三部分构成, 采用了外调焦方式; 照明系统采用了柯勒照明方式, 可以实现环形光标、角膜前表面和 CCD 接收器像面的均匀照明。成像系统的像面分辨率达到 133 lp/mm, 畸变小于 1%, 角膜屈光度测量精度为 0.25 D (曲率半径测量精度 0.02 mm), 测量范围为 30~60 D (曲率半径测量范围 5.5~11 mm)。设计结果表明, 该系统在满足角膜屈光度测量精度高和测量范围广的前提下, 有效地实现了结构紧凑, 操作简单的目的。

关键词 光学设计; 角膜曲率仪; 光学成像; 柯勒照明; 外调焦

中图分类号 O436 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0522004

Design of Optical System for a Novel Imaging Keratometer

Zheng Shaolin^{1,2} Liu Yongji^{1,2} Wang Zhaoqi^{1,2} Kong Xiangming³

¹ Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China

² Key Laboratory of Opto-Electronic Information Science and Technology, Ministry of Education, Tianjin 300071, China

³ Tianoptics Incorporation, Tianjin 300384, China

Abstract Compared with the traditional keratometer which adopts double image prism to measure the corneal refraction, a novel keratometer's optical system, based on cursor imaging principle with impact structure and convenience in use, is proposed in this paper. The optical system includes imaging system and illumination system. Imaging system, which consists of projection objective, cornea and photographic objective, adopts exterior focusing model. Illumination system adopts Kohler illumination, which realizes uniform illumination on the ring cursor, anterior corneal surface and the image plane on the CCD receptor. The image resolution can achieve 133 lp/mm, and the distortion is less than 1%. The measurement accuracy of corneal refraction reaches to 0.25 D (0.02 mm for curve radius), and the measurement range is 30~60 D (5.5~11 mm for curve radius). With high measurement accuracy and a wide range of measurement for the corneal refraction, the optical system simplifies the keratometer's structure and operation for practitioners effectively.

Key words optical design; keratometer; optical imaging; Kohler illumination; exterior focusing

OCIS codes 120.3890; 120.4570; 110.2960; 220.3620

1 引言

角膜是人眼重要的屈光介质, 其屈光度约占人眼总屈光度的 2/3, 测量角膜的屈光状态, 对于指导

角膜接触镜的佩戴, 角膜屈光手术以及人工晶体植入术前人工晶体度数的测量都有重要意义^[1~3]。角膜曲率仪的出现, 为准确获得角膜屈光数据提供了

收稿日期: 2012-11-09; 收到修改稿日期: 2012-12-27

基金项目: 国家自然科学基金(60978068, 11104149)和天津市科技支撑计划重点项目(10ZCKFGX18800)资助课题。

作者简介: 郑少林(1988—), 男, 硕士研究生, 主要从事视光学与光学设计等方面的研究。E-mail: pekshaolin@126.com

导师简介: 王肇圻(1944—), 男, 研究员, 主要从事视光学与光学设计等方面的研究。E-mail: wangzq@nankai.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: yjliu@nankai.edu.cn

方便快捷的测量手段^[4]。

角膜曲率仪是利用角膜的反射特性来测量其曲率半径的一种设备。在角膜前某特定位置处放置一个特定大小的光标,该光标经角膜反射后成像,测量出此像的大小,便可以计算出角膜的曲率半径。目前角膜曲率仪普遍采用双像系统,即在成像物镜后增加一块双像棱镜,通过调整双像棱镜与物镜的相对位置,使双像距离等于像的大小,从而获得角膜的曲率半径。根据获得对准像的不同方法,又分为固定双像法角膜曲率仪和可变双像法角膜曲率仪^[5,6]。双像棱镜的引入虽然可以消除人眼晃动造成的光标像晃动,但也使光学系统的结构变得复杂,同时,散光的测量需要旋转光学系统^[5~7],这使得测量过程变得繁琐。

随着光电技术的快速发展,借助成熟的图像处理方法,快速精确地测量光学影像已经可行^[8,9]。基于此,本文设计了一款结构紧凑的角膜曲率仪光学系统,系统中不涉及双像棱镜,通过快速测量 CCD 接收器上像的大小,就可以计算得到角膜的曲率半径。与此同时,散光的测量也无需旋转光学系统,根据像的特征就可以分析得到散光大小,使得操作简单易行。

2 光学系统成像原理

角膜具有中央接近球形、朝周边逐渐平坦的光学结构特征。靠近角膜中心 1.2~1.8 mm 区域的角膜曲率变化较小,对于正常人眼,该中心区域可以假定为球形表面并且在每条径线上的曲率相同,如果人眼带有散光,角膜中心区域就变成了一椭球形表面。角膜曲率仪的光学系统设计就是利用人眼角膜的这一光学特点,将一特定大小的环形光标经过投影系统、角膜前表面和摄影系统成像在 CCD 上。由于角膜的屈光状态不同,环形光标在 CCD 上的成像大小、形状也不相同。对于正常人眼、近视眼或者远视眼,CCD 上接收到的是大小一定的清晰的圆环,对于散光眼,CCD 上接收到的则是清晰的椭圆。

图 1 给出角膜曲率仪的光学系统成像原理图,系统由三部分构成,分别为投影物镜、角膜和摄影物镜,通过半透半反镜联接起来。首先,环形光标经过投影物镜在角膜前表面的后方成一倒立实像,然后经过角膜反射得到一正立的虚像,最后反射光线经过摄影物镜在 CCD 接收面上成一倒立的实像。通过电子系统进行图像采集与处理,便可算得人眼角膜的屈光数据。

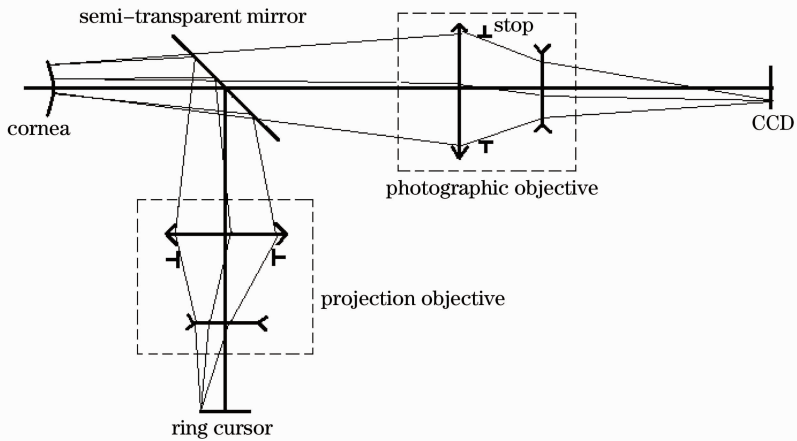


图 1 角膜曲率仪的光学系统成像原理图

Fig. 1 Schematic diagram of the keratometer's imaging system

根据光学系统成像原理图展开角膜屈光度参数的计算。假设环形光标的大小为 $2y_0$, 环形光标相对投影物镜的物距和像距分别为 L_0 和 L'_0 , 投影物镜的焦距和横向放大率分别为 f'_0 和 β_0 , 角膜前表面的曲率半径为 r , 横向放大率为 β_1 , 环形光标经过投影物镜后的实像大小为 $2y'_0$, 相对角膜的物距和像距分别为 $-L_1$ 和 $-L'_1$, 角膜和投影物镜的主平面距离为 d , 经过角膜反射后的虚像大小为 $2y'_1$, 相对摄影物镜的物距和像距分别为 L_2 和 L'_2 , 摄影物镜的焦距和

横向放大率分别为 f'_2 和 β_2 , 环形光标在 CCD 接收器上的像尺寸为 $2y'_2$ 。分别对投影物镜、角膜和摄影物镜利用高斯公式、倍率公式及球面反射公式^[10]:

$$\frac{1}{L'_0} - \frac{1}{L_0} = \frac{1}{f'_0}, \quad (1)$$

$$\beta_0 = \frac{y'_0}{y_0} = \frac{L'_0}{L_0}, \quad (2)$$

$$\frac{1}{L'_1} + \frac{1}{L_1} = \frac{2}{r}, \quad (3)$$

$$L_1 = L'_0 - d, \quad (4)$$

$$\beta_1 = \frac{y'_1}{y_0} = -\frac{L'_1}{L_1}, \quad (5)$$

$$\frac{1}{L'_2} - \frac{1}{L_2} = \frac{1}{f'_2}, \quad (6)$$

$$\beta_2 = \frac{y'_2}{y_1} = \frac{L'_2}{L_2}, \quad (7)$$

联立上述方程,可以得到角膜前表面曲率半径:

$$r = \frac{2(\beta_0 L_0 - d)}{1 - \beta_0 \beta_2 y_0 / y'_2}, \quad (8)$$

式中

$$\beta_0 = \frac{f'_0}{f'_0 + L_0}, \quad (9)$$

$$\beta_2 = \frac{f'_2 - L'_2}{f'_2}. \quad (10)$$

在大部分角膜曲率仪的设计中,把角膜近似为单曲面,其曲率半径采用测量得到的角膜前表面曲率半径,等效折射率 n 一般取 1.3375,得到角膜屈光度 D :

$$D = \frac{1000(n-1)}{r}. \quad (11)$$

如果人眼带有散光,则将 CCD 接收到的椭圆长、短轴代入(11)式即可算出角膜子午方向屈光度 D_1 和弧矢方向屈光度 D_2 。角膜的散光用 C 表示,

$$C = D_1 - D_2. \quad (12)$$

3 光学系统设计过程

3.1 设计要求

- 1) 角膜前表面曲率半径测量范围: 5.5 ~ 11 mm, 测量精度: 0.02 mm;
- 2) 屈光度测量范围: 30 ~ 60 D, 测量精度: 0.25 D;
- 3) 测量所需角膜表面区域直径范围: 2 ~ 4 mm;
- 4) 成像波长: $(0.85 \pm 0.02) \mu\text{m}$, 视场: 5.5 mm;
- 5) 接收器: 1/3 inch (1 inch = 2.54 cm)、120 万像素 CCD, 像素尺寸 $3.75 \mu\text{m} \times 3.75 \mu\text{m}$;

像面分辨率是根据 CCD 的奈奎斯特频率决定的,计算公式如下:

$$f = \frac{1000}{2\alpha} (\text{lp/mm}), \quad (13)$$

式中 α 为像素尺寸, f 代表奈奎斯特频率,也是像面分辨率。

- 6) 像面分辨率: 133 lp/mm

以下设计均在光学仿真软件 Zemax 的环境下完成。

3.2 投影物镜

投影物镜的目的是将环形光标投影到角膜附近区域,投影的像尺寸应小于角膜反射区域的面积,这样有利于像面照度的均匀分布,因此要求设计的投影系统具有较小的像方视场角且物像放大率 β_0 小于 1。其次,环形光标投影的像位置必须合理,若像位于角膜前面或者后面很远的位置,根据垂轴面内邻近点成完善像的正弦条件可知,经角膜反射后的像会有很大的孔径角,这对于后续的摄影系统非常不利,因此环形光标投影的像应该位于角膜后面的合适位置。经过多次尝试和分析,选取角膜后方 20 mm 处作为最合适的像位置。最后,投影系统的后方要接半反半透元件,且整个光学系统与入眼角膜有一定的测量距离,因此要求投影系统有较长的后工作距。综合考虑投影物镜像方视场角小于物方视场角、较长的后工作距以及短焦距的特点,选取反远距物镜作为投影物镜的初始结构,如图 2 所示。

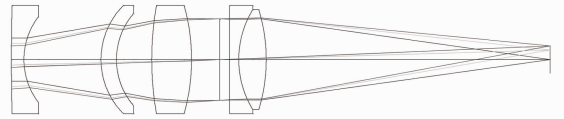


图 2 反远距物镜结构

Fig. 2 Structure of inverted telephoto

根据设计要求,将反远距物镜的视场定为 5.5 mm。考虑到整个光学系统的尺寸,通过镜头缩放,将反远距物镜的焦距定为 36 mm,环形光标距离第一片镜头 50 mm。对反远距物镜展开优化,得到较高的成像质量。

3.3 摄影物镜

环形光标经过投影物镜后得到的实像,作为反射系统(角膜)的物,经过角膜反射,获得一个缩小的虚像,此虚像即是摄影物镜的虚物,其特点是视场很小,孔径角较大。其次摄影物镜的像面为 1/3 inch 的 CCD,要求物像放大率大于 1。综合考虑以上因素,选取六片式的匹兹万物镜作为摄影物镜的初始结构,如图 3 所示。结构中的前两片透镜由原来的胶合方式变为分离方式,这样可以尽量地减小场曲和高阶球差,最后一块弯曲负透镜可以适当地降低畸变和场曲。

根据设计要求,将匹兹万物镜的像面尺寸设置为 3.6 mm。将匹兹万物镜的焦距缩放为 30 mm,物像放大率设定为 2。然后对其展开优化,得到较

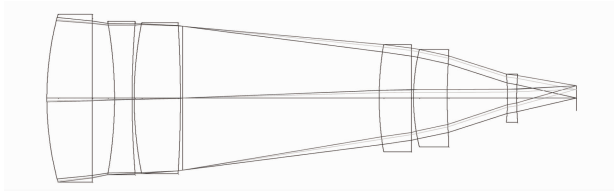


图 3 匹兹万物镜结构

Fig. 3 Structure of Petzval objective

高的成像质量。

3.4 光学成像系统

根据球面镜反射的物像关系、正弦条件及光瞳衔接原理,将投影物镜、角膜、摄影物镜连接起来,组成角膜曲率仪的光学成像系统。反复调整投影物镜的环形光标像在角膜后面的位置,得到最符合设计要求的光学成像系统。下面对光学成像系统的整体进行像差优化,本设计对成像质量的要求较高,且希望系统的像散尽可能小,这样可以保证准确测量角膜前表面的散光大小。因此将摄影系统的最后一个面设置为非球面,用来矫正光学系统的垂轴像差,倒数第二个面设置为球柱面,用来矫正光学系统的固有像散,光阑之前一个面设置为非球面,用来矫正球差。对整个光学成像系统展开优化,获得最优的系统结构,如图 4 所示。光学成像系统采用了外调焦方式,当角膜前表面的曲率半径改变时,沿轴向调节 CCD 接收器的位置便可重新获得清晰的像。

3.5 照明系统

CCD接收面、角膜后方的投影像平面和环形光

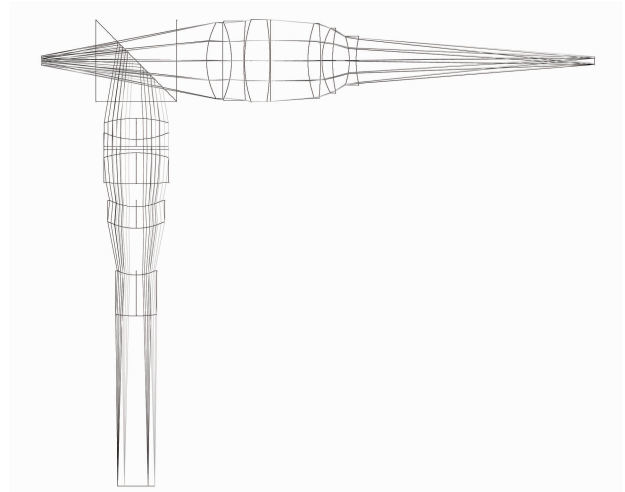


图 4 角膜曲率仪的光学成像系统

Fig. 4 Imaging system of keratometer

标互为共轭平面,为使得 CCD 接收面的照度均匀,必须要求环形光标均匀照明。把环形光阑放在环形光标的位置,对其采用柯勒照明^[11],可以实现均匀照明。设计过程中,需要考虑照明系统和成像系统的光瞳衔接及孔径角的匹配。照明系统的结构如图 5 所示,采用 4 芯大功率红外 LED (波长 $0.85 \mu\text{m}$,功率 20 W)作为光源,G1 为照明系统的孔径光阑,与聚光镜后面的环形光阑共轭,即照明系统的出射光瞳与成像系统的物方视场共轭,保证了环形光阑处的均匀照明;G2 为照明系统的视场光阑,与 LED 光源面、成像系统的入射光瞳互为共轭,且采用了像方远心结构,保证了光能的充分利用。

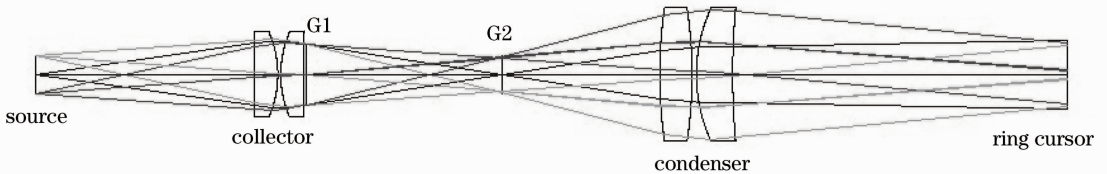


图 5 照明系统结构

Fig. 5 Structure of lighting system

通过改变照明系统孔径光阑 G1 的大小,可以解决照明系统与成像系统的孔径角匹配问题。

4 光学系统设计结果

4.1 光学成像系统

光学系统中环形光标的外环半径为 5.5 mm,内环半径为 3.5 mm,分别对应 5.5 mm 和 3.5 mm 的物方视场。Gullstrand 模型眼^[12]的角膜前表面曲率半径是 7.8 mm,设计要求角膜前表面曲率半径的测量范围为 5.5~11 mm,因此这里选取 5.5、

7.8、11 mm 作为参考半径,分别对光学成像系统进行像质分析。图 6 为光学成像系统的调制传递函数 (MTF) 曲线,图 7 为光学成像系统的场曲畸变图,这两幅图的 (a)、(b)、(c) 分别对应角膜曲率半径为 5.5、7.8、11 mm 时的光学成像系统。可以看出,光学成像系统在不同的角膜曲率半径 r 时对应的 MTF 曲线在空间频率 133 lp/mm 处均大于 0.15,满足了分辨率的要求。场曲均小于 0.3 mm,畸变均控制在 1% 以内。

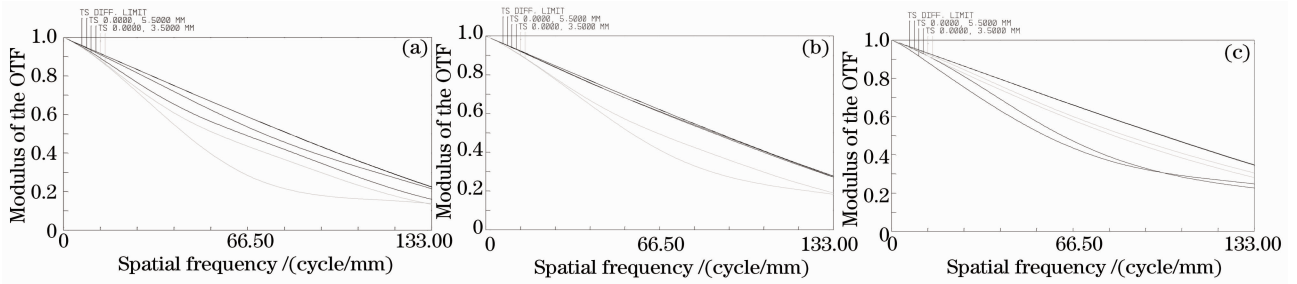


图 6 光学成像系统在不同的角膜曲率半径 r 时对应的 MTF 曲线。(a) $r=5.5$ mm; (b) $r=7.8$ mm; (c) $r=11$ mm
 Fig. 6 MTF curves of imaging system corresponding to different curve radii of the cornea. (a) $r=5.5$ mm; (b) $r=7.8$ mm; (c) $r=11$ mm

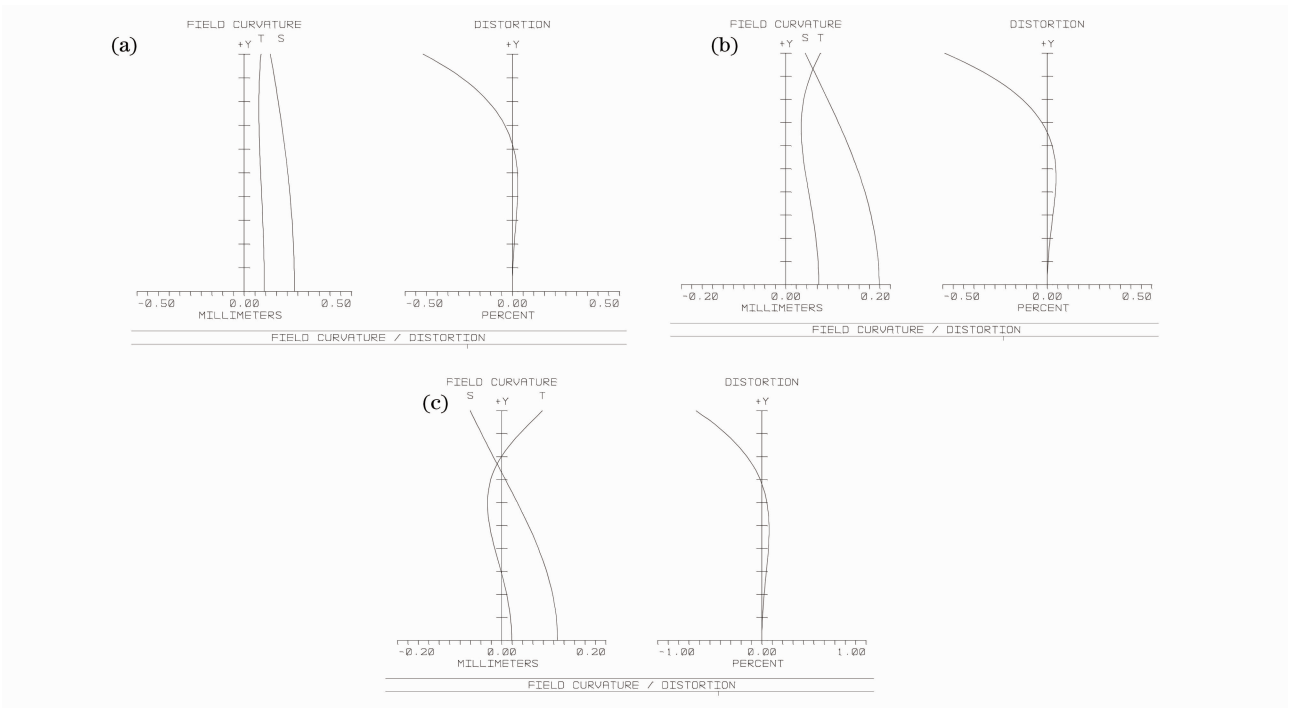


图 7 光学成像系统在不同的角膜曲率半径 r 时对应的场曲和畸变。(a) $r=5.5$ mm; (b) $r=7.8$ mm; (c) $r=11$ mm
 Fig. 7 Field curvatures and distortions corresponding to different curve radii of the cornea. (a) $r=5.5$ mm; (b) $r=7.8$ mm; (c) $r=11$ mm

CCD 的像元尺寸为 $3.75 \mu\text{m} \times 3.75 \mu\text{m}$, 当角膜的曲率半径改变 0.02 mm 时, 发现环形光标的像尺寸(点列图的像点位置)改变了 $3 \mu\text{m}$, 相当于

0.8 pixel, 利用现在的图形处理技术(可以精确到 0.2 pixel), 这是完全可以检测到的^[8,9]。图 8 给出了角膜的曲率半径为 7.8 mm 和 7.82 mm 时对应

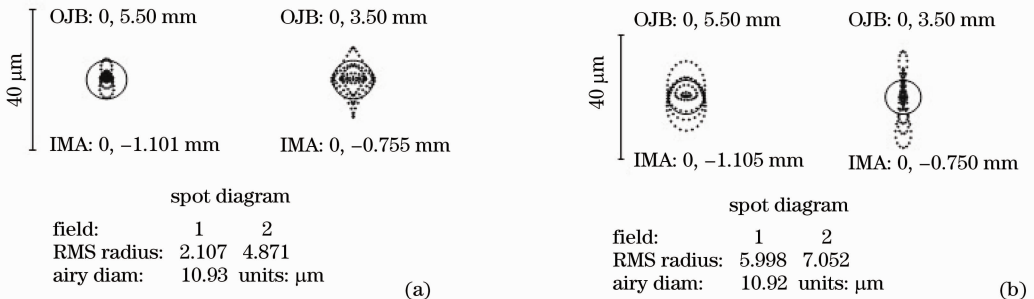


图 8 角膜曲率半径 r 为 7.8 mm 和 7.82 mm 时光学成像系统对应的点列图
 Fig. 8 Spot diagram of the imaging system when r is 7.8 mm and 7.82 mm, respectively

的点列图图像点位置。从图中也可以看出,点列图的均方根(RMS)半径均小于各自对应的艾里斑半径,成像质量很好。

设计的光学成像系统采用了外调焦的方式,结构简单,像质很好。当角膜前表面的曲率半径发生变化时,只需调整 CCD 接收器的位置就可以获得清晰的像,且不同的角膜前表面曲率半径,对应大小不同的像。给出了 CCD 接收器的位置、像的尺寸与角膜曲率半径的对应关系。图 9 为对应关系曲线,实线为像的尺寸和角膜曲率半径对应关系曲线,点实线为 CCD 接收器的位置和角膜曲率半径的对应关系曲线。从图中可以看出角膜曲率半径与两者都有很好的线性关系,利于角膜曲率半径的测量和精度分析。

4.2 照明系统

图 10 给出了环形光标的相对照度,图 10(a)为

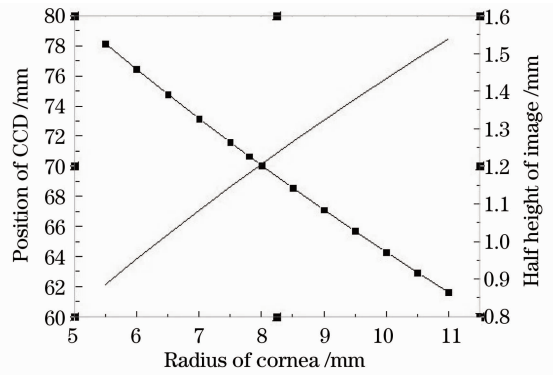


图 9 不同角膜曲率半径下对应的 CCD 接收器位置和像点尺寸

Fig. 9 CCD's positions and image sizes corresponding to different curve radii of the cornea

环形光标面的二维相对照度图,图 10(b)、(c)分别为 x 、 y 方向上环形光标的相对照度曲线。可见照度图和照度曲线的均匀性很好,且相对照度均大于 85%,符合环形光标的照明要求。

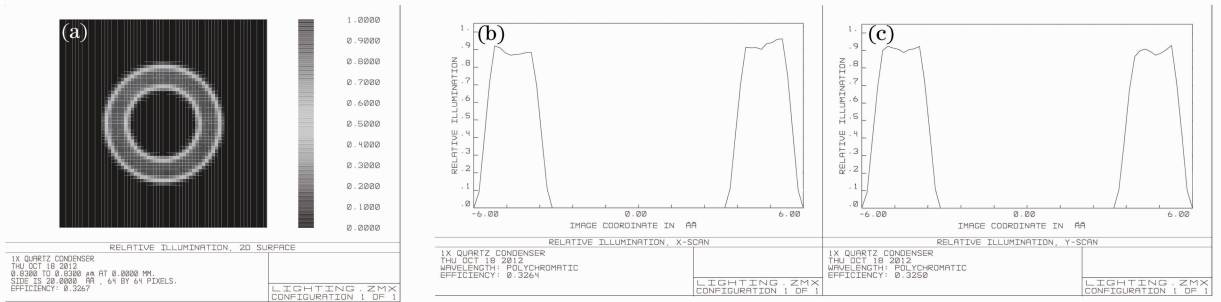


图 10 环形光标相对照度图。(a)二维相对照度图;(b) X 方向的相对照度曲线;(c) Y 方向的相对照度曲线

Fig. 10 Relative illumination of ring cursor. (a) 2D relative illumination; (b) X-scan relative illumination; (c) Y-scan relative illumination

5 结 论

设计了一款新型角膜曲率仪的光学系统,包括成像系统和照明系统两部分,其中成像系统又包含投影物镜、角膜和摄影物镜三部分。成像系统的测量波长为 $0.85 \mu\text{m}$,成像质量满足 $1/3 \text{ inch}$ 、120 万像素 CCD 的分辨率要求,且采用了外调焦的方式,结构简单。照明系统采用柯勒照明方式,实现了环形光标、角膜及 CCD 接收器像面的均匀照明。角膜曲率半径的测量精度为 0.02 mm (屈光度精度为 0.25 D),测量范围为 $5.5 \sim 11 \text{ mm}$ (屈光度范围 $30 \sim 60 \text{ D}$),测量所需角膜表面区域直径范围为 $2 \sim 4 \text{ mm}$,均达到了市场上现有角膜曲率计的技术指标。仪器使用过程中;由于其出色的成像,不必再针对散光患者进行复杂的操作,使得其具有更好的应用性。

参 考 文 献

- David L. Rogers, G. Rick Whitehead, Julie A. Stephens *et al.*. Corneal power measurements in fixating versus anesthetized nonfixating children with a handheld keratometer [J]. *J. American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, 2010, **14**(1): 11~14
- William A. Douthwaite, Edward A. H. Mallen. Verification of conicoidal concave surfaces by keratometry [J]. *J. Optometry*, 2010, **3**(2): 115~121
- Wolfgang Haigis. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation [J]. *Saudi J. Ophthalmology*, 2012, **26**(1): 7~12
- Ron Gutmark, David L. Guyton. Origins of the keratometer and its evolving role in ophthalmology [J]. *Survey of Ophthalmology*, 2010, **55**(5): 481~497
- Lü Fan, Xu Liang. *Optometry Instruments* [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2004. 21~28
吕帆,徐亮. *眼视光器械学* [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2004. 21~28
- Qu Jia. *Optometry Theory and Method* [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2004. 129~132

- 瞿 佳. 视光学理论和方法[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2004. 129~132
- 7 Andrew K. C. Lam, Rufina Chan, Roger Chiu. Effect of instrument rotation on handheld keratometer [J]. *J. Cataract & Refractive Surgery*, 2004, **30**(12): 2590~2594
- 8 Zhao Junqi, Guo Zhiyong, Chen Anshi *et al.*. Auto-ophthalmometer of eye based on image processing [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2011, **30**(1): 100~104
赵俊奇, 郭智勇, 陈安世等. 一种基于图像处理的人眼全自动膜曲率计研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2011, **30**(1): 100~104
- 9 Zhao Junqi, Duan Peihua, Guo Zhiyong *et al.*. Design of subpixel algorithm of dioptric parameter measurement system for eye cornea [J]. *Journal of North University of China*, 2011, **32**(3): 362~366
赵俊奇, 段培华, 郭智勇等. 人眼角膜曲率参数亚像测量的设计 [J]. 中北大学学报, 2011, **32**(3): 362~366
- 10 Zhang Yimo. Applied Optics [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2008. 26~40
张以谟. 应用光学[M]. 北京: 电子工业出版社, 2008. 26~40
- 11 Xu Shiwen. Optical Metrology [M]. Harbin: Harbin Institute of Technology Press, 1988. 179~182
许世文. 计量光学[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 1988. 179~182
- 12 J. Warren Blaker. Toward an adaptive model of the human eye [J]. *J. Opt. Soc. Am.*, 1980, **70**(2): 220~223

栏目编辑: 韩 峰