

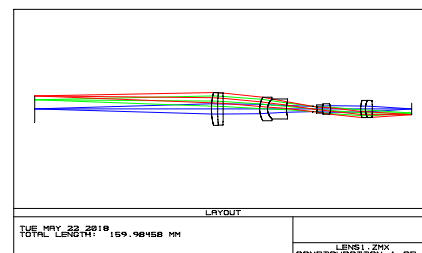


DOI: 10.12086/oe.2019.180392

高精度成像角膜曲率计光学系统设计

张雪莹, 王劲松*, 黄国林, 许鹏飞

长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022



摘要: 为减小成像角膜曲率计沿光轴方向的对准误差, 提高角膜屈光度测量精度, 设计一种高精度成像角膜曲率计光学系统。光学系统包括成像系统和低相干干涉测量系统。成像系统由成像物镜、角膜和测量靶环构成, 其中成像物镜采用双远心光路设计; 低相干干涉测量系统采用光栅尺实现扫描反射镜的位移测量, 再通过低相干干涉信号对角膜顶点和测量靶环进行定位, 实现了对角膜顶点和测量靶环距离间的精确测量。成像物镜在最大空间频率为 70 lp/mm 处的调制传递函数大于 0.4, 畸变小于 0.05%。设计结果表明, 该系统结构紧凑, 成像质量好, 操作简单, 满足成像角膜曲率计对角膜屈光度的高精度测量需求。

关键词: 高精度; 成像角膜曲率计; 双远心光路; 低相干干涉

中图分类号: TH745

文献标志码: A

引用格式: 张雪莹, 王劲松, 黄国林, 等. 高精度成像角膜曲率计光学系统设计[J]. 光电工程, 2019, 46(1): 180392

Design of optical system for high accuracy imaging keratometry

Zhang Xueying, Wang Jinsong*, Huang Guolin, Xu Pengfei

College of Optical and Electrical Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China

Abstract: In order to reduce the alignment deviation of the imaging keratometer along the optical axis and improve the measurement accuracy of corneal diopter, a high precision imaging keratometer optical system was designed. The optical system includes imaging system and low coherence interferometry system. The imaging system consists of imaging objective, cornea, and measurement target ring, wherein the imaging objective lens adopts a double telecentric optical path design. The low-coherence interferometry system uses the grating scale to measure the displacement of the scanning mirror, and then locates the vertices of the cornea and the measuring target ring by low-coherence interference signals, achieving accurate measurement between the apex of the cornea and the distance of the measuring target ring. The imaging objective has a modulation transfer function greater than 0.4 at a maximum spatial frequency of 70 lp/mm, the distortion is less than 0.05%. The simulation results show that the system has a compact structure, good imaging quality and simple operation. It meets the demand for high precision measurement of corneal refractive power by an imaging keratometer.

Keywords: high precision; imaging keratometer; double telecentric light path; low coherence interference

Citation: Zhang X Y, Wang J S, Huang G L, *et al.* Design of optical system for high accuracy imaging keratometry[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(1): 180392

收稿日期: 2018-07-23; 收到修改稿日期: 2018-09-13

基金项目: 吉林省重点科技研发项目(20180201025GX)

作者简介: 张雪莹(1992-), 女, 硕士研究生, 主要从事光学系统设计方面的研究。E-mail: ZXY3311713@163.com

通信作者: 王劲松(1973-), 男, 博士, 副教授, 博士生导师, 主要从事精密仪器设计方面的研究。E-mail: soldier_1973@163.com

1 引言

角膜是人眼前面的一种透明屈光介质，为人眼提供约 70%左右的屈光力，测量人眼角膜屈光度可以指导角膜屈光度矫正手术、判断人眼有无杂散光以及为佩戴隐形眼镜提供科学依据^[1-4]。所以，对人眼角膜屈光度的测量具有重要意义。早在 1856 年，人类就制作出了角膜屈光度的测量仪器；20 世纪末，日本 Topcon 公司和 Nidek 公司相继研制出了成像角膜曲率计，这为角膜屈光度提供了方便快捷的测量手段。

成像角膜曲率计是利用反射成像原理来测量角膜曲率半径的仪器。在角膜前一定的位置放有测量靶环，靶环经角膜反射后，再由成像物镜接收并成像在 CCD 上，通过靶环的高度、成像物镜的放大率、靶环到角膜顶点的距离，以及测量到的 CCD 上像的大小，就可以计算出角膜的曲率半径^[5-7]。目前的成像角膜曲率计很容易实现人眼角膜的水平 x 方向和垂直 y 方向的对准，但在沿光轴 z 方向，都是利用成像物镜的成像清晰度来决定的，这种方法依赖操作经验、测量速度慢，由于成像物镜的景深原因，很难实现非常精确的对准，造成角膜顶点到测量靶环距离的不确定性和成像物镜放大率的不稳定性，从而使得角膜曲率半径测量值不够精确。

针对上述情况，借助现代数字信号处理技术和数字图像处理技术，设计了一种高精度成像角膜曲率计的光学系统。系统剔除了传统角膜曲率计中利用成像物镜的成像清晰度来实现沿光轴 z 方向的对准，将成像物镜设计成双远心光路，双远心光学系统成像景深大、畸变低、在一定景深范围内放大率恒定，有利于快速测量和成像物镜放大率的稳定性，并结合低相干

干涉测量系统测量角膜顶点到测量靶环的距离^[8-9]，保证了测量距离的稳定性和精确度。

2 系统原理

角膜是非球面的，但中央表面接近球形，以角膜顶点为中心的半径 1 mm~2 mm 的区域内角膜的曲率半径变化很小，对此区域的角膜曲率测量得到的结果更能判断角膜的整体特性^[10-12]。成像角膜曲率计就是根据人眼角膜的这一特性，根据反射成像原理和现代图像处理技术来计算角膜曲率半径的。成像角膜曲率计角膜曲率半径的计算式^[13]：

$$r = \frac{2bh_0}{\beta h - h_0} \quad (1)$$

式中： r 为角膜曲率半径， b 为角膜顶点到测量靶环的距离， h_0 为 CCD 上像的高度， β 为光学系统的放大率， h 是靶环的高度。角膜曲率半径与屈光度的关系：

$$F = \frac{1000(n-1)}{r} \quad (2)$$

式中： F 是屈光度的值， n 是人眼的折射率(一般是 1.3375)， r 是角膜曲率半径。因此，影响人眼角膜曲率和屈光度测量精度的因素与上述参数的测量精度密切相关。 h_0 是利用现代数字图像处理的方法来计算，其计算精度可以达到很高； h 是一个固定值，可用标准眼进行标定。在现有的角膜曲率计中，影响角膜曲率半径的测量精度主要是成像物镜的放大率 β 和角膜顶点到测量靶环的距离 b ，而 β 值的稳定性主要受物距的微小变化和成像物镜畸变的影响， b 值的精度主要是沿光学系统 z 方向的精度对准。高精度成像角膜曲率计光学系统主要是对 b 和 β 的值进行精确测量。

图 1 为高精度成像角膜曲率计光学系统原理图，

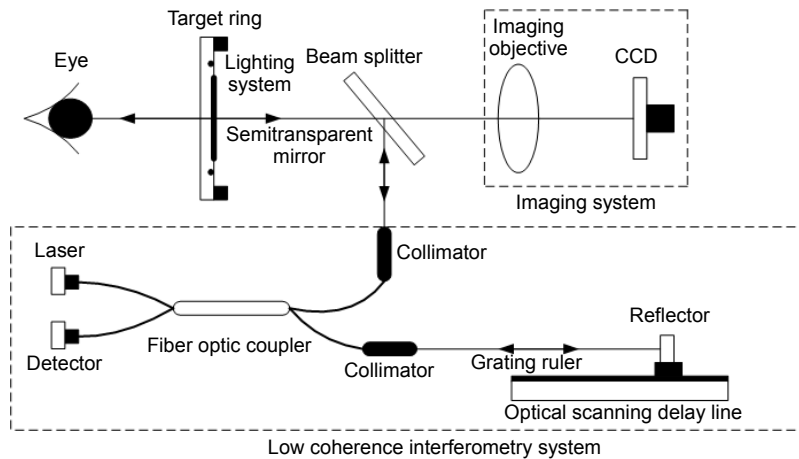


图 1 高精度成像角膜曲率计光学系统原理图

Fig. 1 High-precision imaging keratometer optical system schematic

光学系统分为两个部分，分别为成像系统和低相干干涉测量系统，通过分束镜连接起来，实现共路测量。在成像系统的前端离被测人眼最近的位置有一个靶环，靶环的背面安装有照度均匀的环形照明系统，靶环中心有一个半透半反镜。为避免对人眼产生影响，采用近红外 LED 灯均匀照射靶环，将靶环投影到人眼角膜前表面，经角膜反射后由成像物镜成像在 CCD 上，相对人眼移动成像角膜曲率计使得 CCD 上的像清晰且对准角膜中心；由于人眼角膜曲率半径的不同，靶环在 CCD 上成像的大小和形状也不一样，如果是正常眼或者单纯的近视和远视眼，在 CCD 上成清晰的圆环，若是散光眼，则成清晰的椭圆。然后低相干干涉测量系统中激光器发出一束光，经过光纤耦合器后分成两束，一束经过光学扫描延迟线，一束通过分束镜进入成像系统，当发生干涉时，通过电子系统使得光栅尺记录下扫描反射镜的位置，即可求出角膜顶点到靶环的距离；最后，再通过电子系统进行图像采集与处理，便可计算出人眼的角膜曲率。

3 光学系统设计

3.1 成像物镜设计

在机器视觉领域中，双远心镜头常用来避免传统

镜头的畸变和放大率的变化。双远心镜头的成像原理如图 2 所示，孔径光阑被放置在既是像方焦平面上，又是物方焦平面上，使物方主光线和像方主光线均平行于光轴。这种特殊的平行光路设计使得在一定的物距范围内，图像的放大率不会随物距的变化而变化，同时像距的改变不会影响图像的大小，并且双远心镜头的这一特性使得其景深比传统镜头的景深大很多。将成像物镜采用双远心光路设计，其对物距和像距变化均不敏感的优点有助于不同人眼测量和人眼微小移动时获得放大率稳定性的图像，景深比较大有助于测量时沿光轴方向对准方便快捷。

3.1.1 参数要求

根据正常人眼的大小(人眼水平径约 14 mm,垂直径约 12 mm)、角膜前表面曲率半径测量范围(5.5 mm~11 mm)、屈光度测量范围(30 D~60 D)、测量靶环光源的光谱范围(940 nm±40 nm)、接收器的尺寸(对角线长为 6 mm)、接收器像元大小(7.4 μm×7.4 μm)，得到成像物镜的设计参数如表 1 所示。为提高测量效率，设计时景深至少大于等于 6 mm。

3.1.2 优化与分析

通过分析参数，选择一个如图 3 所示的像方远心系统作为初始结构，然后对该像方远心系统进行结构

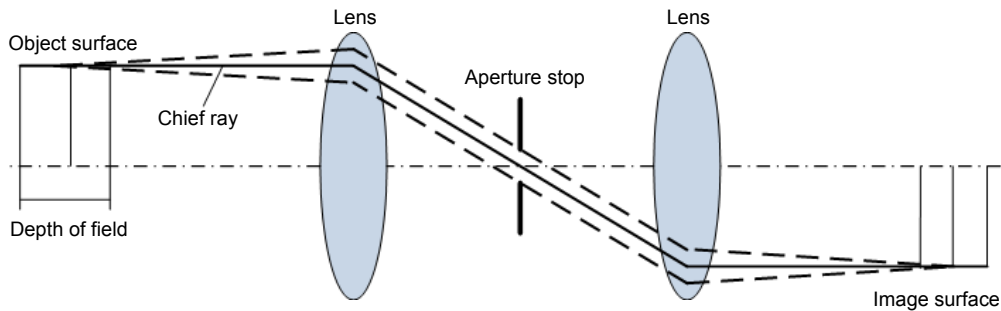


图 2 双远心镜头成像原理图

Fig. 2 Double telecentric lens imaging schematic

表 1 成像物镜设计参数

Table 1 Imaging objective design parameters

Parameter	Value
Working distance/mm	75
Object height/mm	13~15
Image height/mm	≥6
β	-0.4
Depth of field/mm	≥6
Spectral range/nm	940±40
Max frequency/(lp·mm ⁻¹)	70

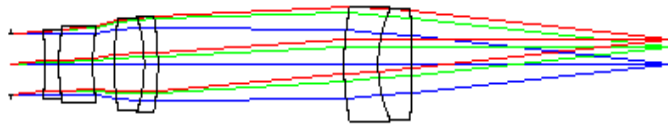


图 3 初始结构图

Fig. 3 Initial structure diagram

对称变换，得到一个物方远心系统，再根据参数要求对物方远心系统重新设置参数，最后将物方远心系统和像方远心系统组合成双远心系统。利用 ZEMAX 软件通过控制光线的出射角、入射角及系统的放大率，并对玻璃的曲率半径和厚度等参数进行全面优化，根据实际情况减少或增加透镜的数量，最终得到如图 4 所示的双远心成像物镜的结构图。系统由八片镜片组成，孔径光阑左右两边各有两组双胶合镜片，构成一个准对称结构的光学系统，有利于消除倍率色差，且易于加工装配。光学系统优化设计参数如表 2 所示。

双远心物镜经过优化后的 MTF 曲线如图 5 所示，由图可以看出全视场 70 lp/mm 处 MTF 值大于 0.4。图 6 是点列图，从中可以看出三个视场下的均方根弥散斑都在艾里斑以内。图 7 为场曲、畸变图，从图中可

知场曲在 0.2 以内，畸变小于 0.05。图 8 是点扩散函数图，可以看出尖峰很细很高，说明分辨率很高，满足设计要求。光学系统总长是 85 mm，镜片之间高度差别不大，有利于加工和装配。综上所述，光学系统成像质量良好，结构紧凑，满足设计要求。

设计完成后的系统总长为 85 mm，物高为 14 mm，像高为 6.2 mm，放大率为 -0.4，景深为 8 mm，光谱范围为 900 nm~980 nm，最大频率为 70 lp/mm，与表 1 表示的参数指标相比，各项设计参数满足需求，且双远心镜头对比于现有角膜曲率测量的普通光学镜头来说，克服了现有普通光学镜头由于景深小所致的微小物距变化造成的放大率变化的影响，不仅改善了系统结构，还提高了测量精度，对实现高精度角膜曲率测量具有实际意义。

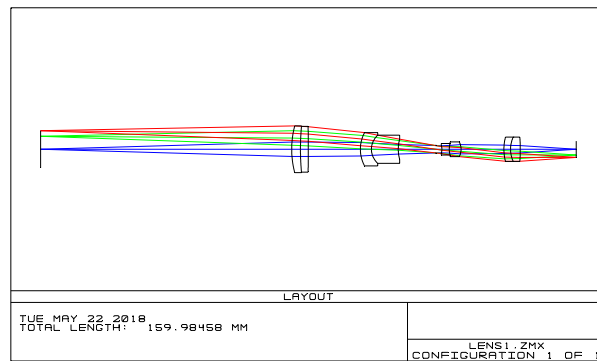


图 4 双远心成像物镜结构图

Fig. 4 Double telecentric imaging objective lens structure diagram

表 2 光学系统优化设计参数

Table 2 Optical system optimization design parameters

Surf	OBJ	1	2	3	4	5	6	STO
Radius	-	43.55	127.014	-704.7	16.377	8.47	17.75	-
Thickness	75	2.594	2.299	15.5594	3.2259	8.048	11.235	2.04
Glass		N-LAF21	N-BAF52		SF4	N-BAF10		
Surf	8	9	10	11	12	13	IMA	
Radius	-6.668	9.855	-7.564	22.44	13.677	-80.72	-	
Thickness	2.29	3.508	12.801	2.04	2.884	16.704	-	
Glass	SF4	N-SK16		N-SK16	SF4			

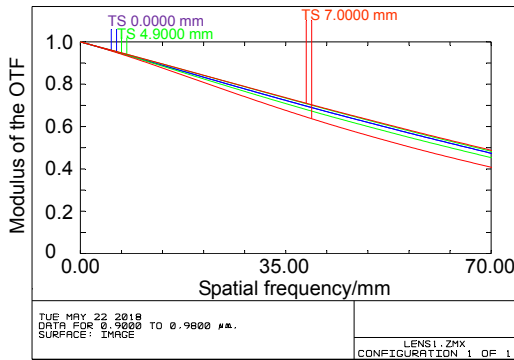


图 5 MTF 曲线图
Fig. 5 MTF graph

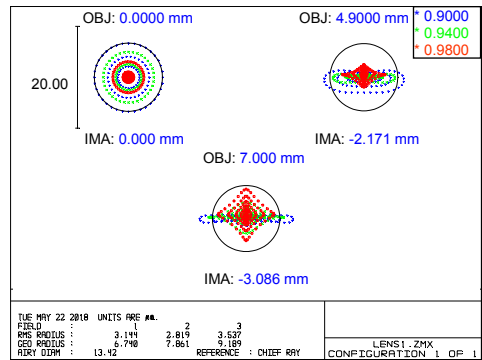


图 6 点列图
Fig. 6 Plot diagram

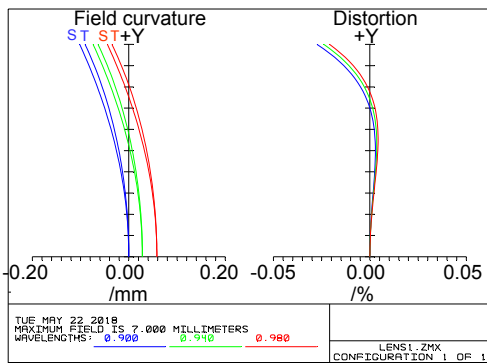


图 7 场曲畸变图
Fig. 7 Field curvature and distortion

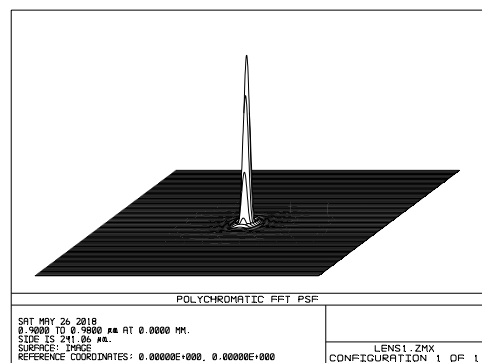


图 8 点扩散函数图
Fig. 8 PSF graph

3.2 低相干干涉测量系统设计

低相干干涉技术具有高效率、测量速度快、测量精度高、低成本等优点，广泛应用于微小距离测量领域。如图 9 所示，利用低相干干涉测量系统实现角膜顶点到测量靶环(图中半透半反镜位置)距离的测量，干涉系统属于迈克尔逊干涉仪，光线经反射镜后原路返回，所以扫描延迟线的扫描距离大于角膜顶点到测量靶环距离的两倍。

为提高测量精度，缩小干涉长度，测量光源采用中心波长 850 nm、光谱宽度 30 nm 的宽带光源。宽带光源发出的低相干光经过光纤耦合器分成两束：一束

为测量光，经光纤准直器后进入测量臂，测量光分别 在半反半透镜和人眼角膜顶点产生反射，反射光再经准直器回到光纤耦合器中；另一束为参考光，经光纤准直器后进入参考臂，经扫描镜反射后原路返回。为了减小噪声，提高干涉信号强度，经 2×2 光纤耦合器进入测量臂和参考臂的入射光比例选择 99:1 的分光比。测量臂中的两个反射面反射回来的光具有不同的光程，参考臂中反射光的光程随着扫描镜位置的改变而不断变化，当参考反射光与测量臂中某一反射面反射光的光程差满足干涉条件时，会产生干涉信号，当光程差为零时，产生干涉信号的极大值，由探测器接

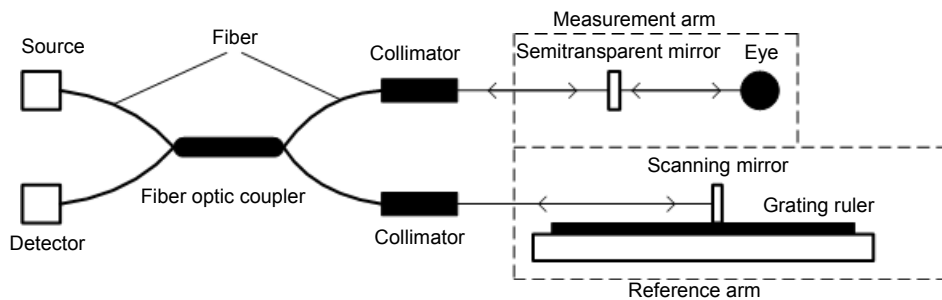


图 9 低相干干涉测量系统
Fig. 9 Low coherence interferometry system

收并处理。为了精确获得扫描镜的移动距离，利用高精度可读数光栅尺监测扫描镜的位置，当发生干涉信号的极大值时，通过光栅尺和信号处理技术记录扫描镜的位置，根据产生两次干涉信号极大值时扫描镜的位置，如图 10 所示，就能确定角膜顶点到测量靶环的距离。设计结果参数如表 3 所示。

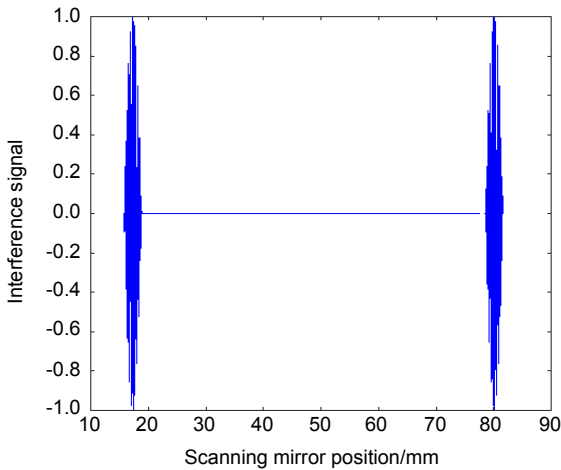


图 10 干涉信号仿真图

Fig. 10 Interference signal simulation diagram

表 3 设计结果参数

Table 3 Design result parameters

Parameter	Value
Source/nm	850
Scanning delay line length/mm	100
Scanning delay line speed/(mm·s ⁻¹)	120
Fiber optic coupler split ratio	99:1

4 误差分析

在高精度成像角膜曲率计中，利用图像处理技术测量角膜曲率半径时，微小的物距变化和成像物镜的畸变都会引起放大率的变化，使测量结果产生一定的误差。

成像物镜畸变产生的测量误差计算式^[7]：

$$\alpha = c \times \beta_0 \times \delta, \quad (3)$$

式中： α 为测量误差， c 为待测物体直径， β_0 为成像物镜的放大倍率， δ 为成像物镜的畸变。所设计成像物镜放大倍率 β_0 为 -0.4，畸变 δ 为 0.05%，待测物体是靶环投影到人眼上的虚像，直径 c 最大是 4 mm，可得到畸变造成的误差为 -0.0008 mm，可认为成像物镜的畸

变校正得很好，不会对测量造成影响。

表 4 是在景深范围内不同物距对应的成像物镜放大率值(由于成像物镜的最大畸变为 0.05%，靶环在前角膜投影像的大小在中心视场附近，因此可忽略畸变对放大率的影响)。从表中可以看出，双远心成像物镜在景深范围内，放大率的变化率很小。

表 4 不同物距放大率的变化率

Table 4 The rate of change of the magnification of different object distances

Object distance/mm	β	Rate of change
72	-0.40028	0.0007
73	-0.40019	0.000475
74	-0.40011	0.000275
75	-0.40000	0
76	-0.39990	-0.00025
77	-0.39982	-0.00045
78	-0.39974	-0.00065

低相干干涉测量系统中，光源采用中心波长 850 nm、光谱宽度 30 nm 的宽带光源，干涉长度为

$$\Delta L = \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}, \quad (4)$$

式中： λ 为中心波长， $\Delta\lambda$ 为光谱宽度，则相干长度 ΔL 为 24 μm ，所以低相干干涉测量技术定位的误差最大为 24 μm 。考虑到干涉仪自身的精度误差，可读数光栅尺的误差以及扫描导轨的误差，两次干涉得到的角膜顶点到测量靶环距离的最大误差 Δd 为 80 μm 。

为分析光学系统对角膜曲率半径测量的影响，假设测量靶环的高度为 20 mm，CCD 上得到的像高为 0.3 mm，角膜顶点到测量靶环距离的理想值是 70 mm，即当物距为 75 mm 时测量的 r_0 值是理想值，若每次测量时角膜顶点到测量靶环距离的误差 Δd 均为最大值 80 μm ，不同物距对应的测量值为 r_i ，则角膜曲率半径的测量误差为

$$\Delta r = r_i - r_0, \quad (5)$$

式中： r_0 为理想状态下的角膜曲率值， r_i 为不同物距时角膜曲率的测量值。由式(1)可知，在景深范围内不同物距对测量的角膜曲率半径值的误差如表 5 所示。

在景深范围内，物距的变化只影响成像系统放大率的微小变化，而角膜顶点到测量靶环的距离是利用低相干干涉技术精确测量的，不受景深的影响。从上表中分析可知，角膜曲率半径的测量精度优于 0.015 mm，满足角膜曲率测量精度的标准。

表 5 角膜曲率测量误差理论值
Table 5 Corneal curvature measurement error theoretical value

Object distance/mm	β	$\Delta d/\mu\text{m}$	$\Delta r/\text{mm}$
72	-0.40028	80	0.003
73	-0.40019	80	0.005
74	-0.40011	80	0.007
75	-0.40000	80	0.009
76	-0.39990	80	0.011
77	-0.39982	80	0.012
78	-0.39974	80	0.014

5 结 论

设计了一种高精度成像角膜曲率计的光学系统，包括成像物镜系统和低相干干涉测量系统。成像物镜采用双远心镜头设计，具有大景深、低畸变以及放大率恒定等特性，保证了物距的微小变化不会对图像产生影响，提高了角膜曲率测量精度。低相干干涉测量系统采用扫描延迟线实现对角膜顶点到测量靶环距离的精确测量。光学系统结构紧凑、设计合理，分析了光学系统对成像角膜曲率计测量角膜曲率的最大误差，符合角膜曲率的测量要求。本文在双远心物镜的设计中，光学系统总长相对较长，可以利用 ZEMAX 软件进行进一步的优化。所采用的线性光学扫描延迟线在一定程度上增大了系统空间，可以选择使用旋转式的光学延迟线以缩小系统空间，使系统结构更加紧凑。

参考文献

[1] Rogers D L, Whitehead G R, Stephens J A, et al. Corneal power measurements in fixating versus anesthetized nonfixating children using a handheld keratometer[J]. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, 2010, **14**(1): 11–14.

[2] Zhao J Q, Duan P H, Guo Z Y, et al. Design of subpixel algorithm of dioptric parameter measurement system for eye cornea[J]. *Journal of North University of China (Natural Science Edition)*, 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素测量系统的设计[J]. *中北大学学报(自然科学版)*, 2011, **32**(3): 362–366.

[3] Karnowski K, Kaluzny B J, Szkulmowski M, et al. Corneal topography with high-speed swept source OCT in clinical examination[J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, **2**(9): 2709–2720.

[4] Howland H C, Howland B. Photorefracton: a technique for study of refractive state at a distance[J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1974, **64**(2): 240–249.

[5] Li M D, Gao X Y, Chen P B, et al. The design of high resolution double telecentric lens based on machine vision[J]. *Optical In-*

struments, 2016, **38**(3): 226–232.
李明东, 高兴宇, 陈朋波, 等. 基于机器视觉的高分辨率双远心物镜设计[J]. *光学仪器*, 2016, **38**(3): 226–232.

[6] Li M D, Gao X Y, Ye P, et al. Design of aspherical double telecentric lens for machine vision[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2016, **53**(7): 70801.
李明东, 高兴宇, 叶鹏, 等. 机器视觉非球面双远心物镜的设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2016, **53**(7): 70801.

[7] Xia B, Wang M, Guo Q S, et al. Bilateral telecentric system for image measurement of small parts[J]. *Optical Instruments*, 2015, **37**(4): 314–318.
夏兵, 王敏, 郭巧双, 等. 用于小零件图像测量的双远心光学系统[J]. *光学仪器*, 2015, **37**(4): 314–318.

[8] Liu F G, Zha X J, Yang B, et al. Study on the method of measuring the center thickness of the lenses based on low coherence interferometry of optical fiber[J]. *Applied Laser*, 2016, **36**(5): 605–610.
刘富国, 查学军, 杨波, 等. 基于光纤低相干干涉技术的透镜中心厚度测量方法研究[J]. *应用激光*, 2016, **36**(5): 605–610.

[9] Shi Z H, Yang B X, Hu X B, et al. Lens surface distance measurement with large range and high precision based on low coherence interferometry[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, **36**(6): 612001.
师中华, 杨宝喜, 胡小邦, 等. 基于低相干干涉技术的大量程高精度镜面间距测量[J]. *光学学报*, 2016, **36**(6): 612001.

[10] Zheng S L, Liu Y J, Wang Z Q, et al. Design of optical system for a novel imaging keratometer[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, **33**(5): 522004.
郑少林, 刘永基, 王肇圻, 等. 新型成像角膜曲率计的光学系统设计[J]. *光学学报*, 2013, **33**(5): 522004.

[11] Sui C H, Wo S J, Gao N, et al. Design and implementation of imaging system for corneal topography based on Placido disk[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, **36**(12): 1222001.
隋成华, 沃圣杰, 高楠, 等. 基于 Placido 盘的角膜地形图仪成像系统设计与实现[J]. *光学学报*, 2016, **36**(12): 1222001.

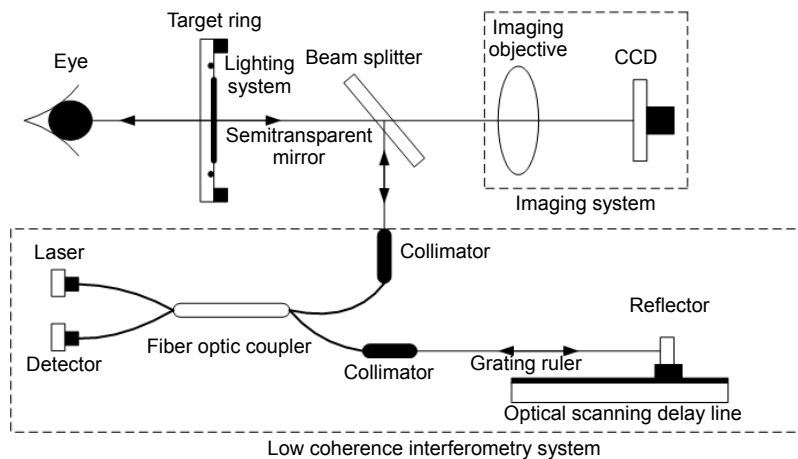
[12] Zhao J Q, Guo Z Y, Chen A S, et al. Auto-ophthalmometer of eye based on image processing[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2011, **30**(1): 100–104.
赵俊奇, 郭智勇, 陈安世, 等. 一种基于图像处理的人眼全自动角膜曲率计研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, **30**(1): 100–104.

[13] Yan J, Meng P H, Zhao J Q. Research of curvature measuring system of eyes cornea[J]. *Journal of Basic Science and Engineering*, 2011, **19**(S1): 254–261.
闫洁, 孟鹏花, 赵俊奇. 人眼角膜曲率测量系统的研究[J]. *应用基础与工程科学学报*, 2011, **19**(S1): 254–261.

Design of optical system for high accuracy imaging keratometry

Zhang Xueying, Wang Jinsong*, Huang Guolin, Xu Pengfei

College of Optical and Electrical Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China



High-precision imaging keratometer optical system schematic

Overview: In order to reduce the alignment deviation of the imaging keratometer along the optical axis and improve the measurement accuracy of corneal diopter, a high precision imaging keratometer optical system was designed. The optical system includes imaging system and low coherence interferometry system. The imaging system consists of imaging objective, cornea, and measurement target ring. Imaging objective lens consists of double telocentric light path, which has large depth of field, low distortion and constant magnification in a certain object distance range. The magnification of the image stays the same with any object distance changes within a certain object distance range. The change of image distance does not affect the size of the image as well. It also has advantages of being insensitive to the object distance and the image distance change contribute to the image obtained by different human eyes and the magnification stability when the human eye moves slightly because of the relatively large depth of field. It is convenient and quick to align in the direction of the optical axis during measurement. The low-coherence interferometry system uses the grating scale to measure the displacement of the scanning mirror, and then locates the vertices of the cornea and the measuring target ring by low-coherence interference signals, achieving accurate measurement between the apex of the cornea and the distance of the measuring target ring. The use of low coherence interferometry solves the problem of using the double telocentric lens in the imaging keratometer which is hardly determining the distance from the apex of the cornea to the measuring target ring accurately, and improves the measurement accuracy of this distance. The design completed system has the following parameters, the total length of the imaging objective system is 85 mm, the object height is 14 mm, the image height is 6.2 mm, the magnification is -0.4, the depth of field is 8 mm, the spectral range is 900 nm~980 nm, and the maximum spatial frequency is 70 lp/mm. The modulation transfer function at mm is greater than 0.4, and the distortion is less than 0.05%. The parameters meet the design requirements of corneal index. The low-coherence interferometry system uses a broadband light source with a center wavelength of 850 nm, a 2×2 fiber coupler with a split ratio of 99:1, and a linear delay line with a scan speed of 120 mm/s to achieve precise positioning of the cornea. The system has compact structure, good imaging quality and simple operation, and meets the high-precision measurement requirements of imaging keratometer for corneal diopter. In summary, the system has practical significance for realizing high-precision corneal curvature measurement.

Citation: Zhang X Y, Wang J S, Huang G L, *et al.* Design of optical system for high accuracy imaging keratometry[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(1): 180392

Supported by Jilin Province Key Technology R&D Project Fund (20180201025GX)

* E-mail: soldier_1973@163.com