



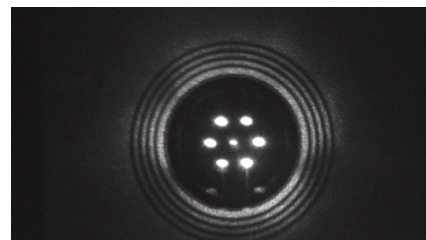
DOI: 10.12086/oe.2019.180373

角膜曲率计的优化设计及实现

陈鹏¹, 王成^{1*}, 郑刚¹, 陈明惠¹, 项华中¹,
张大伟^{2*}

¹上海理工大学医疗器械与食品学院, 生物医学光学与视光学研究所,
上海 200093;

²上海理工大学光电信息与计算机工程学院, 上海市现代光学系统重点实验室, 教育部光学仪器与系统工程研究中心,
上海 200093



摘要: 为实现简化的角膜曲率测量系统, 提出一种以角膜反射成像为原理的角膜曲率计, 其测量方法是将六个呈正六边形排布的点光源准直后投射到角膜前表面, 角膜反射图像经物方远心光路成像在 CMOS 上; 利用重心算法求出角膜反射图像中位于正六边形长对角线上的两个点光源的距离, 进而求得角膜曲率。本文对系统的成像质量、测量范围和测量精度进行了理论分析, 并且采用标准模拟眼和人眼进行实验, 以验证理论分析结果。结果表明: 本文设计的测量系统的角膜曲率半径测量范围为 5.5 mm~11 mm(对应角膜屈光度 30 m⁻¹~60 m⁻¹), 测量误差为±0.02 mm。这将为自动角膜曲率计的设计及优化提供技术支持。

关键词: 角膜曲率计; 反射成像; 远心系统; 图像处理

中图分类号: TH773

文献标志码: A

引用格式: 陈鹏, 王成, 郑刚, 等. 角膜曲率计的优化设计及实现[J]. 光电工程, 2019, 46(1): 180373

Optimization design and realization of a keratometer

Chen Peng¹, Wang Cheng^{1*}, Zheng Gang¹, Chen Minghui¹, Xiang Huazhong¹,
Zhang Dawei^{2*}

¹Institute of Biomedical Optics & Optometry, School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

²Engineering Research Center of Optical Instrument and System in Ministry of Education, Shanghai Key Laboratory of Modern Optical System, School of Optical Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: To realize a simplified keratometer, we proposed a design proposal based on corneal reflex imaging. Six pointolites which arranged in a regular hexagon were used to emit parallel light to the surface of a cornea and were reflected by the cornea. Then the image was captured by a telecentric optical system in the object space to a CMOS camera. In order to obtain the corneal curvature, the distance between two pointolites located on the regular hexagonal diagonal in the corneal reflection images were calculated by using the center of gravity algorithm. The imaging quality, measuring range and measuring precision of the system were theoretically analyzed, and the Ziess's

收稿日期: 2018-07-13; 收到修改稿日期: 2018-09-13

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61775140, 61378060)

作者简介: 陈鹏(1993-), 男, 硕士研究生, 主要从事生物医学光学与视光学方面的研究。E-mail: yzchen_peng@163.com

通信作者: 王成(1977-), 男, 博士, 副教授, 主要从事生物医学光学与视光学方面的研究。E-mail: shhwangcheng@163.com

model eye and human eyes were used to conduct experiments to verify the theoretical analysis results. The experiment results have shown that the precision of the measurement error is ± 0.02 mm and the measurement range is from 5.5 mm to 11.6 mm (30 m^{-1} to 60 m^{-1} in diopter of cornea). The research will provide technical supports for the design and optimization of automatic keratometer.

Keywords: keratometer; reflection imaging; telecentric system; image processing

Citation: Chen P, Wang C, Zheng G, et al. Optimization design and realization of a keratometer[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(1): 180373

1 引言

角膜是人眼重要的屈光介质,其屈光度约占人眼总体屈光度的三分之二。了解角膜曲率状况,对于判定有无散光及散光性质,诊断某些角膜疾病,指导佩戴角膜接触镜,指导角膜屈光手术和术后追踪观察以及拟植入人工晶状体度数的测算都有重要意义^[1-4]。角膜曲率仪的出现,为准确获得角膜曲率提供了方便快捷的测量手段。角膜曲率仪用于测量角膜前表面曲率,目前常规使用的角膜地形测量设备基本采用了光学反射法设计,其测量原理是在角膜前的特定位置放置特定大小的物体,该物体经角膜前表面反射后产生一个虚像,测量此像的大小即可计算出角膜前表面的曲率半径^[5-7]。

随着光电技术的飞速发展,借助成熟的图像处理方法,快速准确地测量光学影像已经可行,西方国家在这方面的研究起步较早,在上世纪 80 年代就提出了利用计算机辅助处理角膜反射影像的构想。近些年,国外知名眼科设备公司以及科研团队对自动角膜曲率仪进行了大量的研究和改进,其中,2010 年发表的一篇关于手持式角膜曲率测量仪的文章^[8],其开创性地使用摄像机作为拍摄仪器,将测量靶标与摄像机相互配合测量角膜曲率,这种设计突破了传统的台式测量仪器测量地点和测量对象的限制,为以后的角膜曲率仪的设计提供了新思路。2013 年发表于 *Applied Optics* 的一篇关于成像角膜曲率计光学系统设计的文章^[9],利用一次成像系统将环形靶标投射到角膜表面,再通过二次成像系统将角膜反射像成像在 CCD 上,系统角膜屈光度的测量范围为 $30 \text{ m}^{-1} \sim 60 \text{ m}^{-1}$ 。我国对于这方面的研究起步较晚,经过多年的努力,国内的研究团队也取得了一定的成果,2011 年赵俊奇团队^[10-12]利用角膜反射成像原理将靶环投射到角膜上,利用 CCD 采集角膜反射图像,通过对图像的处理求出角膜曲率。该系统能在 1 s 内完成测量,精度达到 0.25 m^{-1} 。2013 年刘永基团队^[13-14]利用一次成像系统将环形靶标投射

到角膜表面,再通过二次成像系统将角膜反射像成像在 CCD 上,并通过 Zemax 对光路进行优化并借助 TracePro 进行结果模拟和分析,该系统角膜屈光度的测量范围为 $30 \text{ m}^{-1} \sim 60 \text{ m}^{-1}$ 。

本文以角膜反射成像原理为基础,将六个呈正六边形排布的点光源准直后投射到角膜前表面,经角膜反射成像在 CMOS 上,对角膜反射图像进行图像处理,求得图像中位于正六边形长对角线上的两个点光源的距离,进而求出角膜曲率半径。并且本文根据国家计量检定规程 JJG1011-2006《角膜曲率计》以及医药行业标准 YY0579-2005《角膜曲率计》的主要技术要求提出相应的设计指标。借助先进的图像传感器和图像处理技术,新型的自动角膜曲率计具有测量速度快、精度高的特点。

2 工作原理

在距角膜中心 $1 \text{ mm} \sim 3 \text{ mm}$ 的区域内,角膜外表面接近球形,各径线上的曲率近似相等,角膜曲率仪就是测量该区域的角膜曲率值。图 1(a)为角膜曲率测量原理图, M_1 和 M_2 是系统中的两个点光源,点光源发出的光经准直后以平行光投射到角膜表面,两个点光源的间距为 A ,其经角膜反射所成的虚像 M_1' 和 M_2' 的距离为 A' , S 表示点光源所在平面到角膜顶点 V 的距离, S' 表示角膜顶点 V 到反射像所在平面的距离, G 和 R 分别表示角膜曲率中心和曲率半径, f 表示角膜的焦距,由图 1(a)得到物像关系:

$$\frac{A'}{A} = \frac{S'}{S} \quad (1)$$

结合薄透镜的高斯公式:

$$\frac{1}{S'} - \frac{1}{S} = \frac{1}{f} \quad (2)$$

已知 f 是角膜的焦距,简化角膜表面为球面反射镜,可得焦距数值为其曲率半径的一半($R=2f$),并且点光源发射的平行光束应会聚在焦平面上,即 $S'=f$ 。由于是平行光入射,则可认为投射距离为无限远,那

当目标物在无限远成像时,存在如下关系:

$$A' = -\sin\alpha \times f \quad (3)$$

其中: α 表示点光源发出的平行光束与主光轴的夹角,本文设计夹角为 18° ,式中的负号表示所成的像为一个倒立的像。再根据 $R = 2f$ 可进一步化简得到角膜曲率半径与像的关系:

$$R = \frac{2}{\sin 18^\circ} A' \approx 6.472 A' \quad (4)$$

其中:规定参数6.472为系统常数 C_1 ,此虚像还需要经过成像系统成像到CMOS上,假设成像系统放大倍数为 C_2 (为已知), A'' 为经图像处理得到CMOS上的两个点光源的距离,系统最终确定前一般还有一个修正系数 C_3 ,因此进一步得到曲率半径计算公式为

$$R = C_1 \times C_2 \times C_3 \times A'' \quad (5)$$

其中: C_1, C_2 和 C_3 均为已知常数,使用参数 C 表示三者乘积,得出最终的角膜曲率半径计算公式:

$$R = C \times A'' \quad (6)$$

其中 C 表示仪器常数。

通常,角膜曲率计会有曲率半径和角膜屈光度两种示值,其转换公式如下:

$$P = \frac{1000(n-1)}{R} \quad (7)$$

其中: P 为角膜屈光度,单位 m^{-1} ; R 为角膜前表面曲率半径,单位 mm ; n 为角膜折射率,一般取1.3375。

本文设计的测量光标共有六个,排布成正六边形,图1(b)是测量光标分布示意图,在测量中,需要求出图像中三组长对角线对应的曲率半径,取三组数据中的最大值和最小值,并求出两者的平均值作为被测眼角膜曲率半径的平均值,这样的设计既简化了计算也保证测量结果能够准确反映角膜曲率的情况。

图2是成像光路原理图,系统由两个消色差透镜组成,系统光阑位于透镜组的焦平面上,入瞳位于无穷远,构成了物方远心系统;物体在景深范围内前后移动时,具有同样的光学倍率。

3 角膜曲率测量系统的设计

3.1 系统设计指标

国家计量检定规程 JJG1011-2006《角膜曲率计》主要技术要求:

1) 测量范围:至少需要满足 $6.5\text{ mm} \sim 9.4\text{ mm}$ 曲率半径的测量范围要求;至少需要满足 $35\text{ m}^{-1} \sim 50\text{ m}^{-1}$ 角膜屈光度的测量范围要求。

2) 测量误差:曲率半径 $\leq 8.00\text{ mm}$,示值误差为 $\pm 0.02\text{ mm}$;曲率半径 $> 8.00\text{ mm}$,示值误差为 $\pm 0.03\text{ mm}$ 。

3) 刻度间隔:对于数字显示式角膜曲率计,其曲率半径刻度间隔不应超过 0.02 mm 。

医药行业标准 YY0579-2005《角膜曲率计》还要

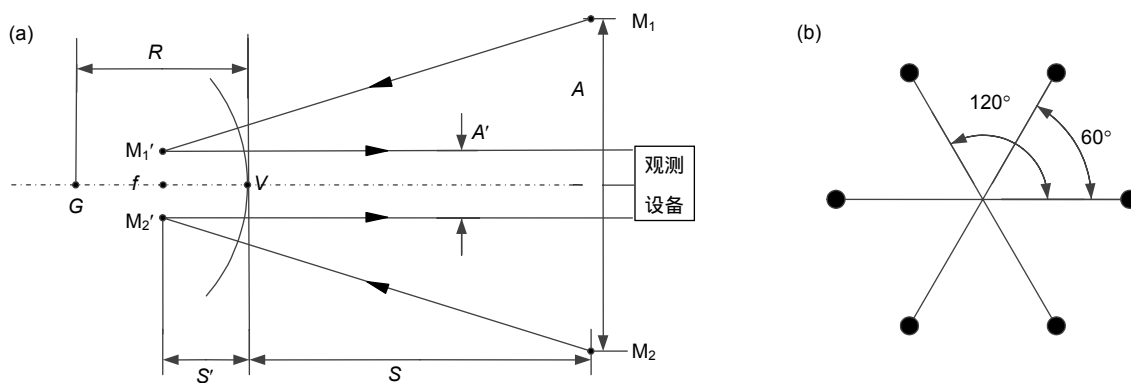


图1 系统原理图。(a) 角膜曲率测量原理图; (b) 测量光标排布示意图

Fig. 1 Principle of the measurement system. (a) Principle of the corneal curvature measurement; (b) Arrangement of the measuring cursor



图2 成像光路原理图

Fig. 2 Principle of the imaging system

求数字显示式角膜曲率计曲率半径测量偏差不应超过 ±0.05 mm。

本文根据上述检定规程标准以及市场上主流的数字显示式角膜曲率计的技术参数提出相应的设计指标：

- 1) 角膜曲率半径测量范围：5.5 mm ~ 11 mm，示值误差为 ±0.02 mm，角膜屈光度测量范围 30 m⁻¹ ~ 60 m⁻¹；
- 2) 测量区域半径范围：1 mm ~ 3 mm(以角膜顶点为圆心)；
- 3) 成像波长：(850±20) nm；
- 4) 图像传感器：成像区域 5.8 mm×3.2 mm，200 万像素，像元尺寸 2.9 μm×2.9 μm 的 CMOS；成像系统像面分辨率要求是根据接收器的奈奎斯特频率决定的，计算式如下：

$$F = 1/2q, \quad (8)$$

式中： q 为像元尺寸， F 代表奈奎斯特频率，其单位是 (lp/mm)，计算得到 $F=172$ lp/mm。因此，本文要求在设计过程中，成像系统的调制传递函数值(modulation transfer function, MTF)在测量不同曲率半径的角膜时大于 0.2。

3.2 系统设计

角膜曲率测量系统的光学部分包括投影系统和成像系统，投影系统的目的是将点光源发出的光束整形成平行光投射到角膜前表面，由于角膜的测量区域只有中心很小的部分(半径 1 mm ~ 3 mm 区域)，同时要求角膜的反射图像能够清晰成像，设计中使用直径 1 mm 的光阑对光源进行整形，六束平行光与主光轴呈相同的角度且六束平行光的交汇点位于系统主光轴

上，以便能够在角膜中心区域形成预期的投射效果。

角膜可视为一个光学系统，点状测量光标作为此光学系统的物以平行光投射到角膜上时，在角膜后方形成一个缩小的虚像，此虚像即为后续的成像系统的物。考虑到测量时被测者眼部的舒适度，设计中适当增长仪器前端与眼睛的距离，成像系统的物距增大。借助光学仿真软件 ZEMAX 确定具体的光学参数，成像系统的像面是 5.8 mm×3.2 mm 的 CMOS，为匹配角膜测量区域，要求物像放大率小于 1，成像系统选取焦距分别为 200 mm 和 60 mm 的胶合透镜作为成像透镜，软件模拟结果得出透镜组的有效焦距为 95.7 mm，透镜间距为 120 mm，系统物距为 256 mm，对应的像距为 51 mm，系统光阑距像面位置为 24 mm，系统的物像放大率为 0.25，系统有一定的景深，当物体前后微调时，仍然能保证清晰成像。按照最大测量范围 $R=11$ mm 计算，得出其经过成像系统后形成的像高 0.796 mm，而 CMOS 的像面宽为 3.2 mm，CMOS 能够满足对最大曲率测量范围的角膜反射像成像。

根据软件模拟的结果，将投影系统、角膜、成像系统以及固视灯连接起来，组成角膜曲率测量的光学系统，微调各器件的间距，得到最佳的设计效果，图 3 为光学系统的结构示意图。需要注意的是，软件模拟的物距是 256 mm，由于需要将固视灯引入到系统中，选择了一个分光比为 1:1 的分束立方体放置在成像光路中，其边长是 25.4 mm，折射率是 1.51，因此实际物距需要减小 13 mm。

如图 4 所示为光学系统的等效结构图，系统选用的器件及各器件的间距及透镜厚度如表 1 所示。

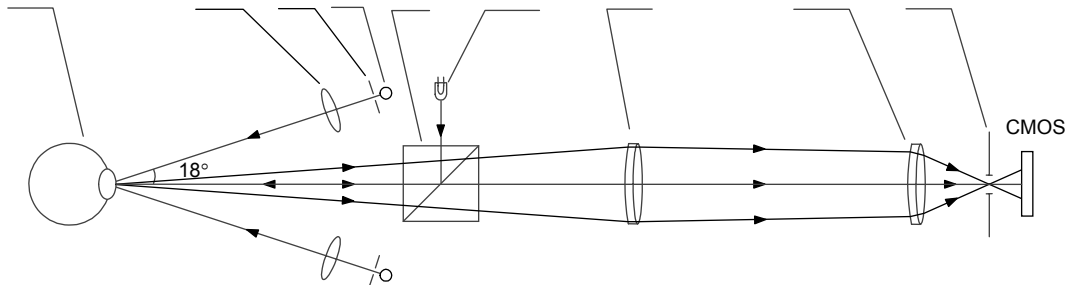


图 3 系统结构示意图。其中，① 被测眼球；② 准直透镜；③ 孔径光阑；④ 测量光标；⑤ 分束立方体；⑥ 固视灯；⑦,⑧ 成像透镜；⑨ 光阑。图中标注的角度是平行光束与主光轴的夹角；图中只画出六个测量光标中的两个

Fig. 3 The schematic illustration of the optical system. Where, ① Eye; ② Collimating lens; ③ Aperture; ④ Measuring cursor; ⑤ Beam splitting cube; ⑥ LED to fix eyes; ⑦ and ⑧ Cylindrical lens; ⑨ Stop. The marked angle numbers are intersection angles between the parallel light and the main optical axis. The figure shows only two of the six cursors

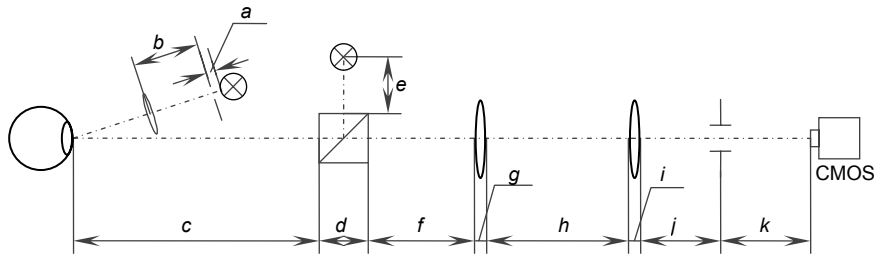


图 4 结构设计图

Fig. 4 The design structure of the optical system

表 1 系统所用器件参数及间距(或透镜厚度)

器件	参数	间距或透镜厚度
准直透镜	$f=65\text{ mm}$, $\Phi=6\text{ mm}$	$a=1\text{ mm}$, $b=65\text{ mm}$
孔径光阑	$\Phi=1.0\text{ mm}$	
测量光标	$\lambda=850\text{ nm}$	
分束立方体	分光比 1:1	$c=115\text{ mm}$, $d=25.4\text{ mm}$
固视灯	$\Phi=2\text{ mm}$	$e=15\text{ mm}$
成像透镜 1	$f\approx 200\text{ mm}$, $\Phi=25.4\text{ mm}$	$f=90\text{ mm}$, $g=6.1\text{ mm}$
成像透镜 2	$f\approx 60\text{ mm}$, $\Phi=25.4\text{ mm}$	$h=120\text{ mm}$, $i=11.4\text{ mm}$
光阑	$\Phi=6\text{ mm}$	$j=33\text{ mm}$, $k=23\text{ mm}$

4 设计结果

本文设计的角膜曲率测量范围是 5.5 mm ~ 11 mm，蔡司的模拟眼角膜曲率半径为(7.18±0.03) mm，

本文对角膜曲率测量系统的测量范围，测量精度以及示值误差进行了理论分析，并结合实验进行验证。本文分别选取半径为 5.5 mm、7.18 mm、11 mm 的角膜，对成像系统进行像质分析。图 5 为光学成像系统的调

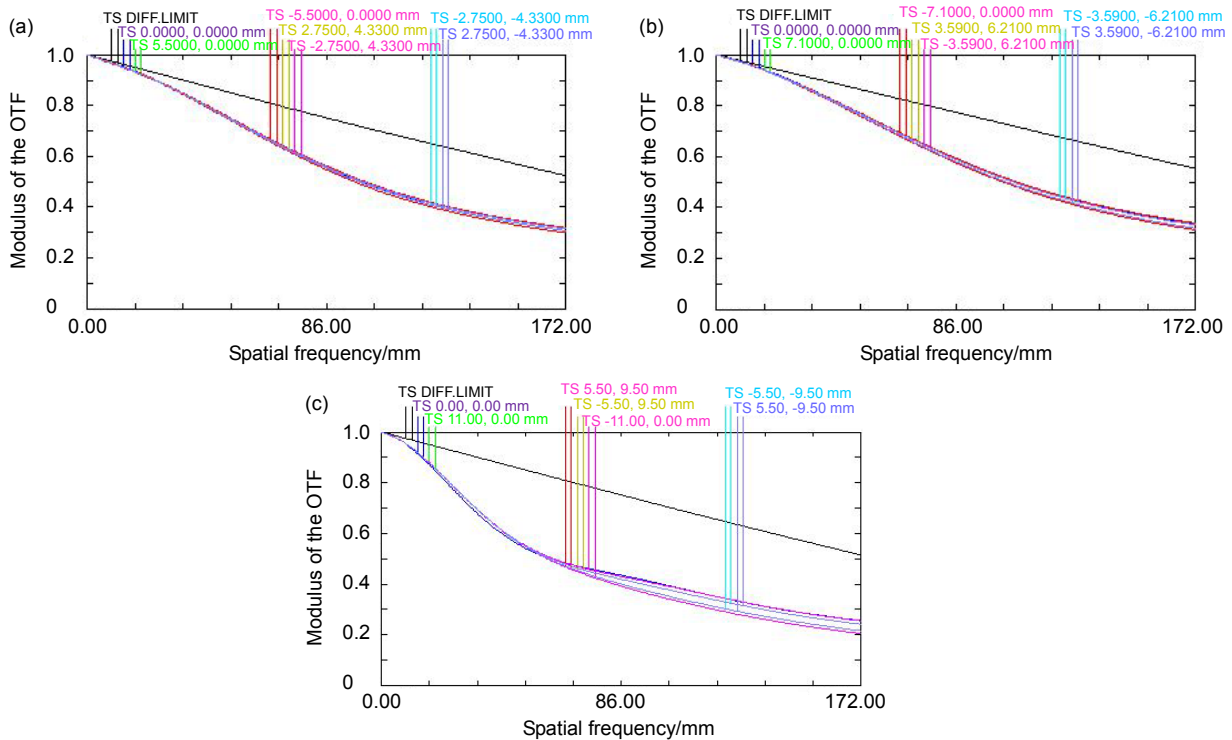


图 5 光学成像系统在不同曲率半径时对应的调制传递函数曲线。(a) $R=5.5\text{ mm}$; (b) $R=7.18\text{ mm}$; (c) $R=11\text{ mm}$

Fig. 5 MTF curves of imaging system corresponding to different curvature radius. (a) $R=5.5\text{ mm}$; (b) $R=7.18\text{ mm}$; (c) $R=11\text{ mm}$

制传递函数(MTF)曲线, 图 6 为光学成像系统的场曲和畸变图, 图中可以看出光学系统在不同角膜曲率半径 R 时对应的 MTF 曲线在空间频率 172 lp/mm 处的

值大于 0.2, 满足了分辨率的要求, 场曲小于 0.1 mm, 畸变率在 0.05%以内。图 7 给出了角膜曲率半径 5.5 mm、7.18 mm 和 11 mm 时对应的点列图像点位置,

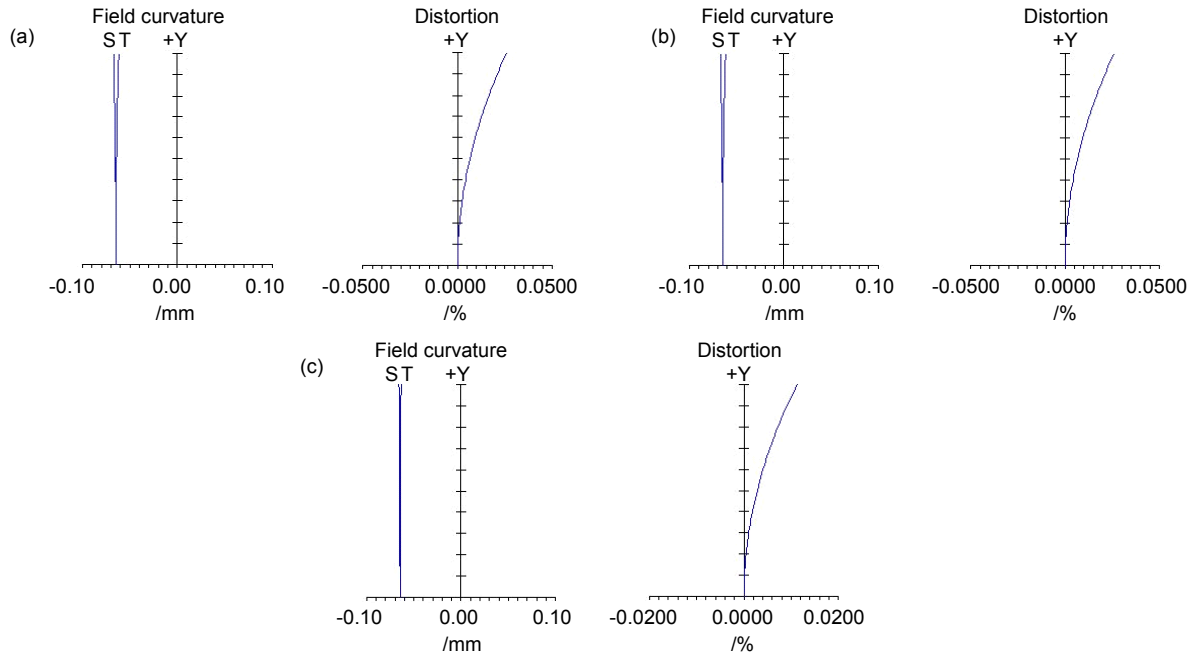


图 6 光学成像系统在不同曲率半径时对应的场曲和畸变。(a) $R=5.5$ mm; (b) $R=7.18$ mm; (c) $R=11$ mm

Fig. 6 Field curvatures and distortions curves of imaging system corresponding to different curvature radius. (a) $R=5.5$ mm; (b) $R=7.18$ mm; (c) $R=11$ mm

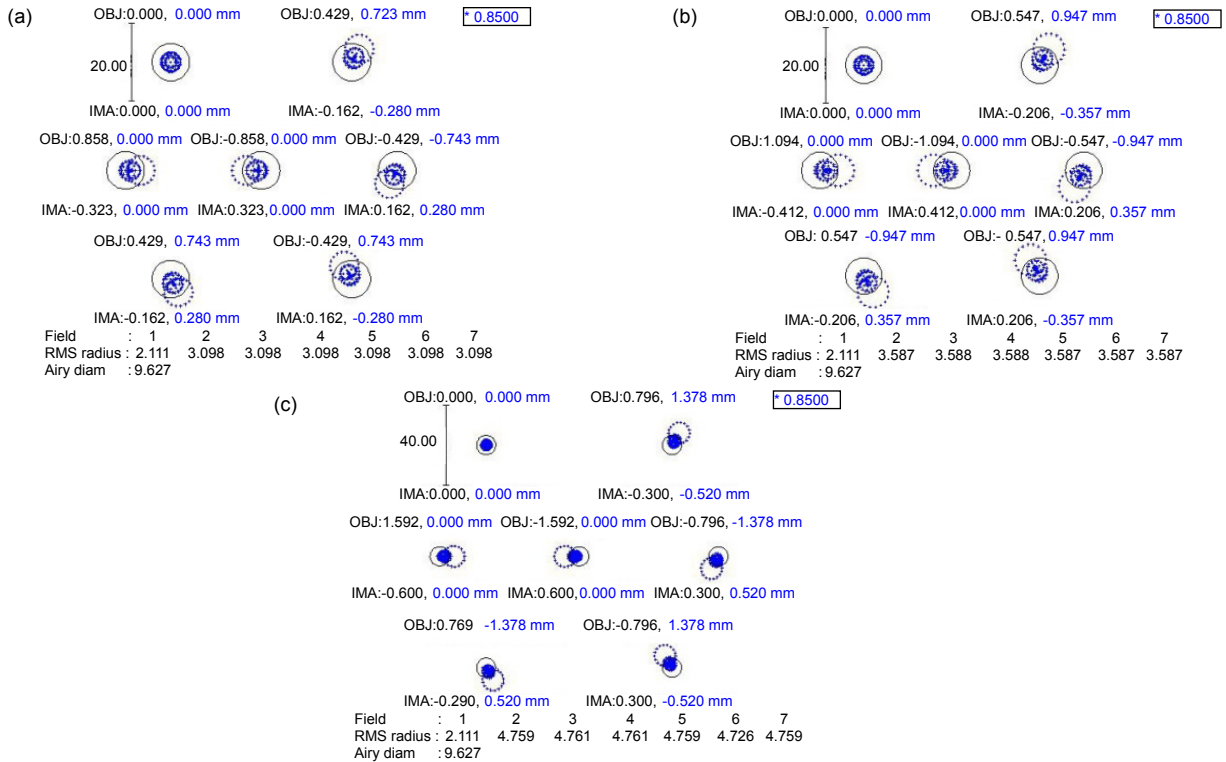


图 7 光学成像系统在不同曲率半径时对应的点列图。(a) $R=5.5$ mm; (b) $R=7.18$ mm; (c) $R=11$ mm

Fig. 7 Spot diagram curves of imaging system corresponding to different curvature radius. (a) $R=5.5$ mm; (b) $R=7.18$ mm; (c) $R=11$ mm

从图中可以看出，点列图的均方根(RMS)半径均小于对应的艾里斑半径，成像效果很好。

本文对曲率半径与对应的反射图像中光点的距离之间的关系进行了理论分析，在曲率半径 5.5 mm ~ 11 mm 的测量范围内，本文选取了 12 个采样点，在 ZEMAX 环境中设置在不同曲率半径情况下的物高，进而得到对应的像高，即为光点距离，所得结果如表 2 所示。

图 8 是根据表 2 绘制出的关系曲线，纵轴代表角膜曲率半径，横轴代表正六边形长对角线上的两个光

点的距离。从图中可以看出，两者具有良好的线性关系，根据图中曲线可以求出不同曲率半径处的检测精度。实际上，为了求得更高的检测精度，可以选取更多的采样点。

值得指出的是，在测量时采集清晰的角膜反射图像，系统测量的准确性主要取决于图像处理算法的可识别精度，本文提到的图像处理算法以 2.9 μm(一个像素)作为可识别的精度，由曲线可以计算出在不同曲率半径处的仪器测量精度，表 3 列出了 5 个曲率半径处的检测精度。从表中可以看出，系统在小曲率半径处

表 2 角膜曲率测量系统在不同曲率半径 R 所得到的正六边形长对角线上的两个光点的距离 L
 Table 2 The distance (L) of two points on a regular hexagonal diagonal in the corneal curvature measurement system obtained under different curvature radius (R)

R/mm	5.5	6	6.5	7	7.5	8
L/mm	0.429	0.465	0.5	0.534	0.569	0.602
R/mm	8.5	9	9.5	10	10.5	11
L/mm	0.636	0.669	0.701	0.733	0.765	0.796

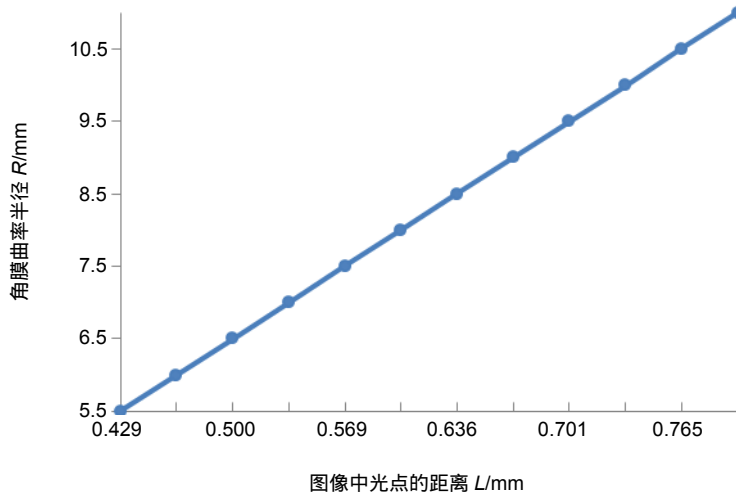


图 8 角膜曲率半径和角膜反射像中位于六边形长对角线上的两个光点的距离的关系曲线
 Fig. 8 The relationship between the radius of curvature of the cornea and the distance between two points of light on the hexagonal diagonal in the corneal reflection image

表 3 角膜曲率测量系统在不同曲率半径处的测量精度
 Table 3 Measurement accuracy (A) of corneal curvature measurement system at different radius of curvature (R)

R/mm	5.5	7.18	7.8	8.7	11
A/m^{-1}	0.056	0.034	0.029	0.024	0.016

($R=5.5\text{ mm}$)有 0.056 m^{-1} 的测量精度,在模拟眼曲率半径标称值处($R=7.18\text{ mm}$)有 0.034 m^{-1} 的测量精度,在人眼平均的角膜曲率半径处($R=7.8\text{ mm}$)有 0.029 m^{-1} 的测量精度,在大曲率半径处($R=11\text{ mm}$)有 0.016 m^{-1} 的测量精度。

为了验证以上理论结果,进行了如下的实验。图 9 是通过 CMOS 采集到的角膜反射图像,其中 9(a)是采集的模拟眼角膜反射图像,9(b)是采集的人眼角膜反射图像。对于实验中获得的图像,通过重心算法对图像中的光点取重心,求出位于正六边形长对角线上的两个光点的距离,进而计算出曲率半径。

本文对模拟眼进行了 100 次测量,模拟眼曲率半径的标称值为 $(7.18\pm 0.03)\text{ mm}$,用以检验整个系统的稳定性,结果如图 10 所示。从图中可以看出,测量值均在 7.16 mm 和 7.20 mm 之间,其测量精度为 $\pm 0.02\text{ mm}$,该结果高于行业标准要求,也达到了国家计量检定规

程要求。

为了验证设计指标中的测量范围在 $5.5\text{ mm} \sim 11\text{ mm}$,本文选用不同直径的玻璃球作为测量样品,图 11 为带有特征参数的玻璃球反射图像,其对应的测量结果如表 4 所示,半径为 5.5 mm 、 6 mm 、 7 mm 和 9 mm 的玻璃球的公差为 $\pm 0.02\text{ mm}$,半径为 10 mm 和 11 mm 的玻璃球公差为 $\pm 0.03\text{ mm}$ 。从表中的测量结果可以得出,本文设计的系统能够实现对曲率半径在 $5.5\text{ mm} \sim 11\text{ mm}$ 的角膜进行测量。

实验中还对 5 位志愿者共 10 只眼睛分别使用本系统和 Zeiss 的眼生物参数测量仪 IOL-Master500 这两种仪器进行角膜曲率测量。对同一只眼睛,两种仪器都进行 10 次测量,分别记录下 10 次测量结果的平均值,两种仪器的测量结果如表 5 所示。从表中可以看出,对比市场上现有测量仪器的测量结果,本文设计的角膜曲率测量系统能够实现对角膜曲率的准确测量。

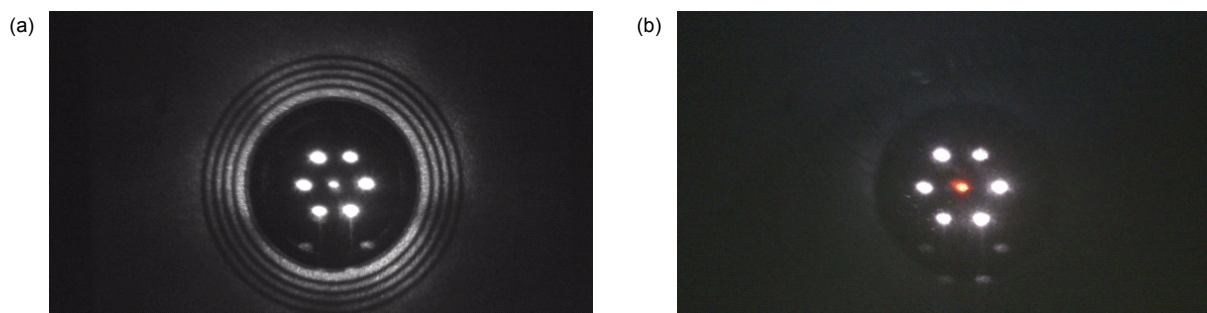


图 9 角膜反射图像。(a) 模拟眼角膜反射图像; (b) 人眼角膜反射图像

Fig. 9 Corneal reflex image. (a) Corneal reflex image of artificial eye; (b) Corneal reflex image of human eye

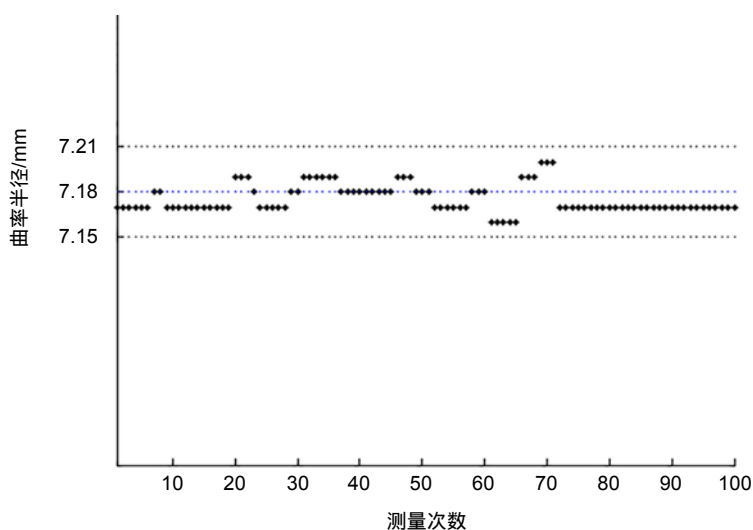


图 10 模拟眼测量结果

Fig. 10 The results of simulated eye

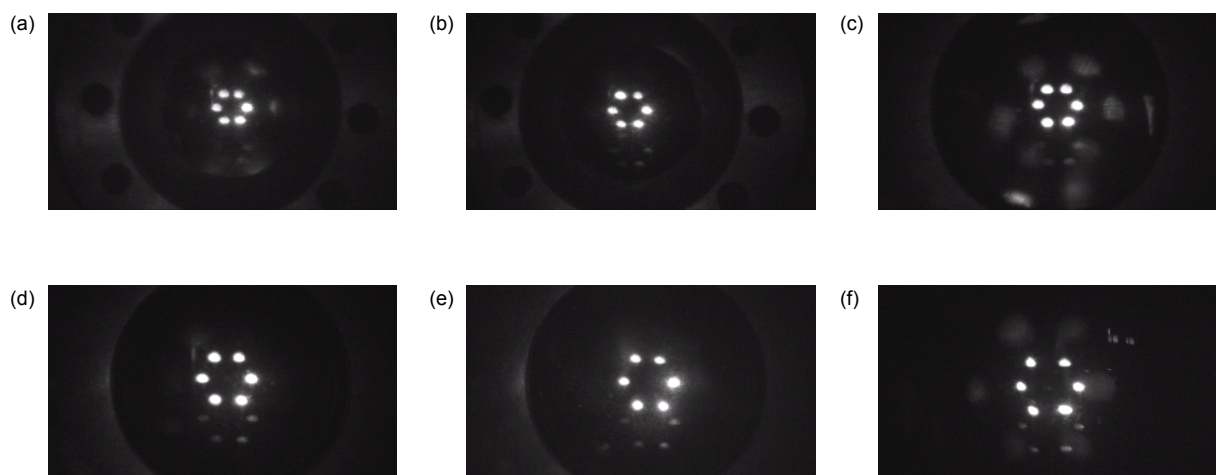


图 11 不同曲率的玻璃球的反射图像。(a) $R=5.5$ mm; (b) $R=6$ mm; (c) $R=7$ mm; (d) $R=9$ mm; (e) $R=10$ mm; (f) $R=11$ mm

Fig. 11 Reflection images of a spherical mirror with different curvature. (a) $R=5.5$ mm; (b) $R=6$ mm; (c) $R=7$ mm; (d) $R=9$ mm; (e) $R=10$ mm; (f) $R=11$ mm

表 4 玻璃球曲率的测量结果

Table 4 Results of curvature of glass sphere

已知半径/mm	本系统测量值/mm
5.5±0.02	5.5±0.02
6±0.02	6.02±0.01
7±0.02	6.99±0.02
9±0.02	8.98±0.02
10±0.03	10.01±0.02
11±0.03	11.01±0.02

表 5 两种仪器所测的角膜曲率半径比较

Table 5 Comparison of corneal curvature measured by two instruments

IOL-Master 测量值/mm	本系统测量值/mm
7.8±0.02	7.8±0.02
7.88±0.01	7.87±0.02
8.61±0.01	8.62±0.02
8.71±0.02	8.7±0.02
7.85±0.01	7.85±0.02
7.83±0.02	7.84±0.02
7.73±0.01	7.74±0.01
7.82±0.01	7.83±0.01
7.84±0.02	7.84±0.02
7.71±0.02	7.71±0.02

5 结 论

本文以角膜反射成像原理为基础,采用六个排布成正六边形的点光源准直后投射到角膜前表面,经角膜反射被后续的成像系统接收,利用图像处理算法得出图像中位于正六边形长对角线上两个光点的距离,进而得到角膜曲率半径。实验结果表明,该角膜曲率测量系统能够准确、快速地测量人眼角膜曲率,达到了原先的设计目标。本文介绍的角膜曲率测量系统中,选取波长为 850 nm 的 LED 作为照明光源,主要是考虑到以下因素:近红外波段光学系统可以很好地透过;

虽然人眼对 850 nm 的光不敏感但仍能感受得到,对稳定被测者的眼位有一定的作用;另外 850 nm 的 LED 工艺上已经很成熟,获取容易,价格低廉。整个系统光路简单,器件少,装配和调节难度大大降低,成像系统采用了物方远心光路,避免了物在移动时像的重心也随之变化导致测量结果偏差的问题。本文设计的角膜曲率测量系统器件少且光路较为简单,未来可考虑对其进行小型化处理,设计成便携的自动角膜曲率测量系统,而且可以使用目前已经很成熟的自动对焦技术,省去了操作者在测量时需要通过前后移动仪器对焦的过程,达到真正意义上的角膜曲率“一键测量”。

参考文献

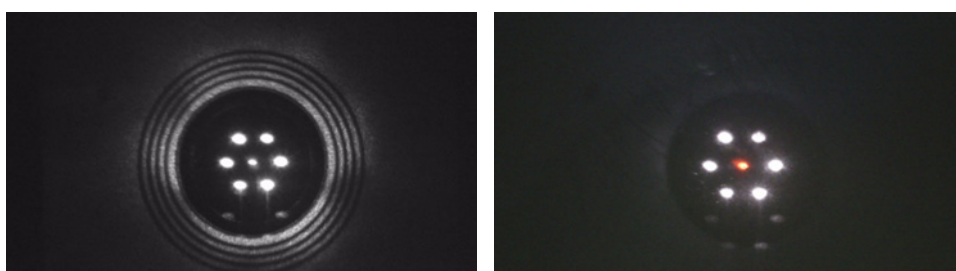
- [1] Gutmark R, Guyton D L. Origins of the keratometer and its evolving role in ophthalmology[J]. *Survey of Ophthalmology*, 2010, **55**(5): 481–497.
- [2] Wang Y L. Analysis of corneal curvature meter(A)[J]. *China Glasses Science-Technology Magazine*, 2016(21): 136–137.
王英丽. 角膜曲率计浅析(上)[J]. 中国眼镜科技杂志, 2016(21): 136–137.
- [3] Wang Y L. Analysis of corneal curvature meter(B)[J]. *China Glasses Science-Technology Magazine*, 2017(5): 172–174.
王英丽. 角膜曲率计浅析(下)[J]. 中国眼镜科技杂志, 2017(5): 172–174.
- [4] Tao Y, Fan D J, Kang Y S. Discussion on problems and solutions in the verification of keratometer[J]. *China Glasses Science-Technology Magazine*, 2013(7): 124–126.
陶瑛, 范冬娟, 康玉霜. 角膜曲率计检定中常见问题及解决方法探讨[J]. 中国眼镜科技杂志, 2013(7): 124–126.
- [5] Cai J Q, Liu Y. Discussion on principle and detection method of keratometer[J]. *China Metrology*, 2010(1): 89–90.
蔡建奇, 刘毅. 角膜曲率计测量原理和检测方法探讨[J]. 中国计量, 2010(1): 89–90.
- [6] Xu T, Qin A L, Li Y Z, et al. A new formula of corneal refractive power and the corneal refractive powers of myopia eyes after laser in situ keratomileusis[J]. *Journal of Nanjing University (Natural Sciences)*, 2011, **47**(1): 91–96.
徐唐, 秦爱玲, 李一壮, 等. 角膜屈光力新公式与近视眼准分子激光角膜原位磨镶术后的角膜屈光力[J]. 南京大学学报(自然科学), 2011, **47**(1): 91–96.
- [7] Li B Z, Liang C, Dong X C, et al. Comparison and evaluation of four different techniques of keratometric measurements[J]. *Chinese Journal of Practical Ophthalmology*, 2014, **32**(4): 450–455.
李炳震, 梁晨, 冬雪川, 等. 四种不同方法测量角膜曲率比较研究[J]. 中国实用眼科杂志, 2014, **32**(4): 450–455.
- [8] Miller J M. A handheld open-field infant keratometer (an american ophthalmological society thesis)[J]. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 2010, **108**: 77–95.
- [9] He Y Q, Wang Y, Wang Z Q, et al. Design of imaging keratometer with annular object and charge-coupled device detector[J]. *Applied Optics*, 2013, **52**(35): 8532–8539.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [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] He Y Q, Liu Y J, Zhai Y. Optical design of imaging keratometer[J]. *Chinese Optics*, 2014, **7**(6): 956–961.
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.
- [14] 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): 0522004.
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): 0522004.

Optimization design and realization of a keratometer

Chen Peng¹, Wang Cheng^{1*}, Zheng Gang¹, Chen Minghui¹,
Xiang Huazhong¹, Zhang Dawei^{2*}

¹Institute of Biomedical Optics & Optometry, School of Medical Instrument and Food Engineering,
University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

²Engineering Research Center of Optical Instrument and System in Ministry of Education, Shanghai Key Laboratory of Modern
Optical System, School of Optical Electrical and Computer Engineering University of
Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China



Corneal reflex image

Overview: The paper summarizes previous research results on corneal curvature measurement. Based on previous studies, a simplified corneal curvature measurement system is proposed. The system uses the corneal reflection principle to measure the curvature radius of the corneal anterior surface. The specific measurement method employs six pointolites which arranged in a regular hexagon to emit parallel light to the surface of a cornea and are imaged by the cornea. Then the image is captured by a telecentric optical system in the object space to a CMOS camera. In order to obtain the corneal curvature, the distance between two pointolites located on the regular hexagonal diagonal in the corneal reflection images are calculated by using the center of gravity algorithm. We introduce the measurement range, measurement accuracy and other design indexes of the system, as well as the related parameters of the optical imaging system. We also performed image quality analysis of the imaging system. In the aspect of error analysis, we also made some theoretical analysis. We believe that the measurement error of the system is mainly determined by the accuracy of image algorithm to the image processing of corneal reflection, and we have given the theoretical calculation results in this aspect. We built a corneal curvature measurement system to further verify our theoretical analysis. We firstly calibrate the parameters of the system and then do repeated validation to get the repeated error. In addition, we measured the glass spheres with different curvature radius to verify that the system could accurately measure the curvature radius within the measurement range. Finally, we measured the corneal curvature radius of human eyes. The results showed that the system can quickly and accurately measure the corneal curvature radius of human eyes. We select the LED with a wavelength of 850 nm as the illumination source. The main consideration is that the near-infrared optical system can penetrate well. Although the human eye is not very sensitive to light at 850 nm, it has a certain effect on stabilizing the eye position of the test subject. In addition, the 850 nm LED process is mature, easy to obtain, and inexpensive. The whole optical system is simple, the device is few, the difficulty of assembly and adjustment is greatly reduced, and the imaging system adopts the object-distance optical path, which avoids the problem that the center of gravity of the image changes and the measurement result deviates.

Citation: Chen P, Wang C, Zheng G, *et al.* Optimization design and realization of a keratometer[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2019, 46(1): 180373

Supported by National Natural Science Foundation of China (61775140, 61378060)

* E-mail: shhwangcheng@163.com