

基于夏克-哈特曼波前检测的无透镜屈光测量系统

耿康杰^{1,2}, 张贺童^{1,2}, 丁上上^{1,2}, 张洋^{1,2}, 刘敏^{1,2*}, 付威威^{1,2**}¹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 230000;²中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163

摘要 为了解决现有电脑验光仪和视力筛查仪体积庞大、价格昂贵的问题,设计并搭建了一套基于哈特曼波前检测原理的小型无透镜屈光测量系统。首先,对测量原理进行了详细介绍;接着,利用 Zemax 软件对图像采集光路进行模拟,并分析了实际测量屈光度与仪器-人眼距离的函数关系;最后,成功搭建了试验样机,并通过对中国计量科学研究院模拟眼进行屈光测量来验证函数关系的正确性及测量结果的准确性。实验结果表明该系统能有效地对 $-10\sim+10$ D 范围内的模拟眼进行屈光测量,测量结果显示:球镜度重复测量误差最高不超过 0.20 D,变异系数不超过 3%;柱镜度重复测量误差最高不超过 0.25 D,变异系数不超过 9%。此外,该系统结构简单且成本低廉。在满足测量结果准确性、稳定性要求的前提下,该系统更适用于需要仪器小型化的场合,具有广阔的应用前景。

关键词 测量; 屈光测量; 夏克-哈特曼波前传感器; 波前重构; 近视; 小型化

中图分类号 R779

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL231325

1 引言

我国青少年近视率已经高居世界第一。国家卫健委发布的《中国眼健康白皮书》显示,目前我国近视患者人数多达 6 亿,几乎占到我国总人口数量的 50%。2020 年,我国儿童青少年总体近视率高达 52.7%^[1]。近视发病年龄越小,进展时间越长,成年后发生高度近视的风险越大^[2],增加了视网膜疾病、青光眼和白内障等相关眼部病变导致失明的风险^[3-4]。近视是一个渐变的过程,如果在近视前期发现视力异常并及早治疗,视力是可以恢复正常的^[5]。目前,大多数儿童青少年仍依赖医院、眼科机构的传统电脑验光仪进行视力定点检查,监控密度难以应对近视的快速进展,家长在发觉孩子视力异常时很可能已经错过了最佳干预期。

近年来,有许多学者对验光仪的小型化进行了不懈探索。亚利桑那大学的法哈德·阿克洪迪等开发了一款便携式自动验光仪^[6],该系统采用定制的夏克-哈特曼波前传感器,可以在 8 s 内以 ± 0.25 D 的误差完成测量。他们还设计了三个液体透镜,可以实时矫正视力。阿米尔索莱马尼研制了一款小型验光仪^[7],该系统基于三个可调焦液体透镜和薄膜全息光学元件实现屈光度的自动测量。兰德尔·马克斯研制了一种由可调散光和离焦的透镜组成的小型光学验光仪^[8],透镜通过流体控制,可以在不机械移动透镜的

情况下纠正任意的屈光误差。图宾根埃伯哈德卡尔斯大学的莱纳斯·艾默里奇开发了一款双通道成像的紧凑型自动验光仪^[9],该验光仪依靠双通道成像以及点扩散函数和数字图像处理的物理特性,可以完成 $-15\sim+15$ D 范围内的球镜度测量及 -3 D 的柱镜度测量。上海理工大学的王成等^[10]结合干涉、波像差和图像分析等技术建立了眼屈光度与生物参数一体化测量系统,该系统主要测量眼轴长度、角膜曲率、前房深度和屈光度等参数。中国科学院长春光学精密机械与物理研究所的刘春华等^[11]设计了一套基于偏心摄影成像的光学系统,该系统具有简单、紧凑、成像质量良好等特点,可以满足偏心摄影验光设备的成像要求。

目前,市面上的屈光测量装置主要有电脑验光仪和视力筛查仪两类。电脑验光仪的原理主要以环厚法和基于夏克-哈特曼波前检测的方法为主。夏克-哈特曼波前检测法是自适应光学中波前探测的常用方法,具有客观准确、测量速度快、可重复性强等特点,在大气扰动监测、人眼像差测量、激光光束质量测量、光学元件测试、光学系统准直等领域具有重要应用^[12]。为了获取瞳孔处的波前信息,基于夏克-哈特曼波前检测原理的电脑验光仪的图像采集光路中往往需要一组中继透镜(即 $4f$ 望远系统),以便使瞳孔面共轭出来^[13],同时需要将夏克-哈特曼波前传感器(SHWS)放置在瞳孔共轭面处。这就导致整个光学系统体积变大。由

收稿日期: 2023-09-24; 修回日期: 2023-10-25; 录用日期: 2023-11-16; 网络首发日期: 2023-11-30

基金项目: 山东省自然科学基金(ZR2021QE205)、中国科学院青年促进会资助项目(E1290301)

通信作者: *lium@sibet.ac.cn; **fuww@sibet.ac.cn

于镜片数目增多,镜片的装调难度增大,因此还会引入系统像差。并且,在测量时需要将仪器的 z 轴调整到使人眼瞳孔与夏克-哈特曼波前传感器所在位置共轭的一个固定面上,即限制了一个固定的工作距离,对被测者的配合度要求较高。青少年正处于频繁近距离用眼阶段,调节痉挛现象较为常见,传统闭窗电脑验光仪模拟性看远看近搭配雾化机制的手段难以使被测者眼睛充分放松,从而产生了更多的仪器性近视漂移^[14]。视力筛查仪的工作原理主要以偏心检影法和夏克-哈特曼波前检测法为主。基于偏心检影法的视力筛查仪虽然有着易于操作、配合度要求低的优点,但其精度较低;而基于夏克-哈特曼波前检测的视力筛查仪较少且价格昂贵。故而,研制一款准确度高、成本低的小型化屈光测量装置具有重要的理论意义和实际应用价值。

笔者提出的基于夏克-哈特曼波前检测的屈光测量系统,可以在距离人眼 50 mm 内任意对中位置有效测量 $-10 \sim +10$ D 范围内的屈光度,最大误差不超过 0.25 D。视标光路采用敞开视窗型设计,使人眼看到的是真实世界中的物体,以便达到充分放松人眼、得到客观屈光数据的目的。由于不引入中继透镜,大大缩小了系统的体积,节约了成本,减小了系统误差。同时,测量时 z 轴无须限定在一个固定的共轭距离上,为屈光测量系统的小型化与仪器化提供了实验参考。

2 屈光度测量原理

2.1 哈特曼波前检测技术

自 1994 年 Liang 等^[15]用哈特曼波前传感器首次成功测量人眼像差后,哈特曼波前检测技术便被广泛应用于临床。夏克-哈特曼波前传感器由上百个各项参数都相同的微透镜有序紧密排列组成。如图 1 所示,当待测波前被微透镜阵列接收时,微透镜阵列将其分割成无数个子波前,最终在 CCD 上会聚成一幅包含待测波前信息的光斑阵列图。由于夏克-哈特曼波前传感器只能测量主动发光体的波前像差,故而在测量时使用准直激光光源照射人眼,入射人眼的准直激光在视网膜上形成一个光斑,以此作为信标光。被视网膜反射后,这一光斑作为点光源向各个方向传播,大部分光被眼球内壁吸收,一小部分光携带人眼波前信息射出人眼^[16]。理想情况下,正视眼使漫反射的点光源以理想平面波出射,在 CCD 上可以得到排列规则的光斑图;而非正视眼出射的波前不再是平面波,而是有畸变的波前,子孔径范围内的波前在 CCD 上生成的点相对于标准平面波生成的理想参考点产生了一定偏移,每一光斑的偏移和相应微透镜口径上的平均波前斜率成正比,如图 2 所示。子孔径上待测波前 x 、 y 方向上的平均斜率 $G_x(x, y)$ 、 $G_y(x, y)$ 和光斑偏移量的

关系为

$$G_x(x, y) = \frac{\Delta x}{f}, \quad (1)$$

$$G_y(x, y) = \frac{\Delta y}{f}, \quad (2)$$

式中: Δx 、 Δy 分别为子孔径实测光斑相对于理想光斑在 x 、 y 方向上的偏移; f 为微透镜的焦距。通过计算这些偏移量就可以把畸变波前还原出来。

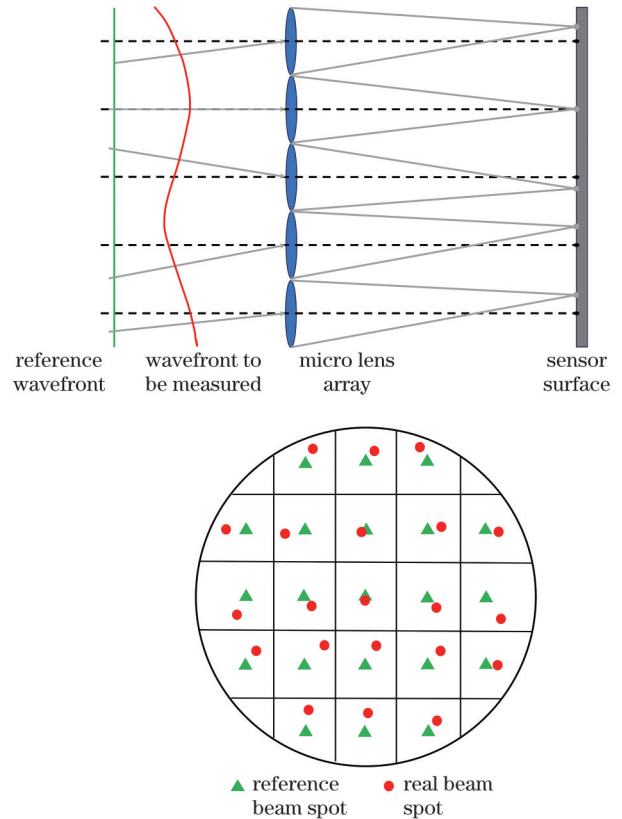


图 1 夏克-哈特曼波前传感器的原理

Fig. 1 Principle of Schack-Hartmann wavefront sensor

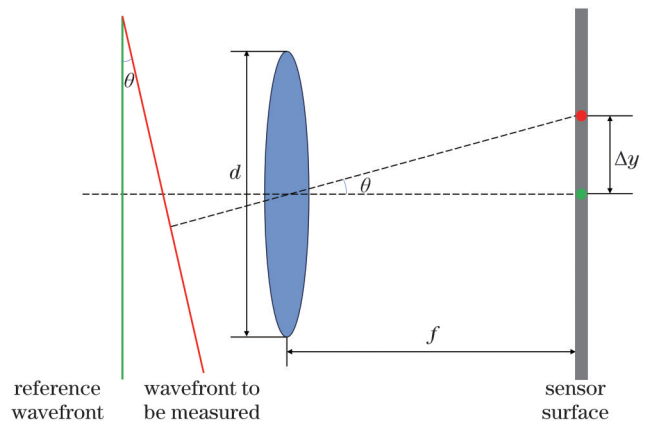


图 2 光斑偏移量与波前斜率的关系

Fig. 2 Relationship between spot offset and wavefront slope

2.2 波前重构

Zernike 多项式是圆形光瞳上常用的正交归一化多项式,其在圆形光瞳上具有良好的数学性能,并且其

前几项的值与光学系统的初级像差相对应,故而被美国光学学会(OSA)和美国国家标准协会(ANSI)采纳为人眼像差表示的标准^[17-18]。

本文所选夏克-哈特曼波前传感器中的微透镜阵列是按方形排列的,故统一在直角坐标系中进行推理。待测波前可以用不同项 Zernike 多项式的加权叠加和表示,具体公式为

$$W(x, y) = \sum_{k=1}^{\infty} a_k \cdot Z_k(x, y), \quad (3)$$

式中: Z_k 表示第 k 项 Zernike 多项式; a_k 表示第 k 项 Zernike 多项式的系数。Zernike 模式法进行波前重构的本质是建立 Zernike 多项式与夏克-哈特曼波前传感器所探测的波前斜率之间的关系,进而求解出 Zernike 系数 a_k ,然后由式(3)重构出波前。

夏克-哈特曼波前传感器探测到的是子孔径内的平均斜率,第 i 个子孔径上的待测波前在 x 、 y 方向上的平均斜率 $G_{xi}(x, y)$ 、 $G_{yi}(x, y)$ 分别为

$$G_{xi}(x, y) = \frac{1}{s_i} \iint_{s_i} \left[\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \right] dx dy = \sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{a_k}{s_i} \right) \iint_{s_i} \left[\frac{\partial Z_k(x, y)}{\partial x} \right] dx dy = \sum_{k=1}^{\infty} a_k Z_{xk}(i), \quad (4)$$

$$G_{yi}(x, y) = \frac{1}{s_i} \iint_{s_i} \left[\frac{\partial W(x, y)}{\partial y} \right] dx dy = \sum_{k=1}^{\infty} \left(\frac{a_k}{s_i} \right) \iint_{s_i} \left[\frac{\partial Z_k(x, y)}{\partial y} \right] dx dy = \sum_{k=1}^{\infty} a_k Z_{yk}(i), \quad (5)$$

式中: s_i 是第 i 个子孔径的归一化面积; $Z_{xk}(i)$ 、 $Z_{yk}(i)$ 为第 i 个孔径上第 k 项 Zernike 多项式分别对 x 和 y 求偏导的结果。

当夏克-哈特曼波前传感器有 m 个子孔径单元参与波前检测时,取前 N 项 Zernike 多项式进行波前重构^[19],即

$$\begin{bmatrix} G_{x(1)} \\ G_{y(1)} \\ G_{x(2)} \\ G_{y(2)} \\ \vdots \\ G_{x(N)} \\ G_{y(N)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{x1}(1) & Z_{x2}(1) & \cdots & Z_{xk}(1) \\ Z_{y1}(1) & Z_{y2}(1) & \cdots & Z_{yk}(1) \\ Z_{x1}(2) & Z_{x2}(2) & \cdots & Z_{xk}(2) \\ Z_{y1}(2) & Z_{y2}(2) & \cdots & Z_{yk}(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ Z_{x1}(N) & Z_{x2}(N) & \cdots & Z_{xk}(N) \\ Z_{y1}(N) & Z_{y2}(N) & \cdots & Z_{yk}(N) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_k \end{bmatrix}, \quad (6)$$

上式表示成矩阵形式为

$$G = Z \cdot A, \quad (7)$$

式中: G 为波前斜率向量,包含入射波前在其所在子孔径内的 x 和 y 方向上的平均斜率; Z 为 $2m \times N$ 的重构矩阵; A 为 N 阶 Zernike 多项式的系数向量。利用夏克-哈特曼波前传感器测出波前斜率向量 G , 求出波前

重构矩阵 Z 的广义逆矩阵 Z^+ , 就可以求出向量 A 在最小二乘意义下的最小范数解,将计算得到的 Zernike 系数向量 A 代回到波前展开式就可以得到完整的波前信息。

利用第二阶和第四阶 Zernike 多项式系数计算屈光度,

$$M = -\frac{4\sqrt{3}c_2^0 - 12\sqrt{5}c_4^0}{r^2}, \quad (8)$$

$$J_{180} = -\frac{2\sqrt{6}c_2^{-2} - 6\sqrt{10}c_4^{-2}}{r^2}, \quad (9)$$

$$J_{45} = -\frac{2\sqrt{6}c_2^{-2} - 6\sqrt{10}c_4^{-2}}{r^2}, \quad (10)$$

式中: M 为平均等效球镜度; J_{180} 表示沿 180° 和 90° 方向的散光; J_{45} 表示沿 45° 和 135° 方向的散光; c_4^0 、 c_4^{-2} 和 c_4^2 分别为第四阶 Zernike 多项式系数中的球差、倾斜 2 阶像散和 45° 角 2 阶像散; r 是利用光斑图计算时所用到的归一化半径,其大小取决于所用光斑的数目。由上述参数可计算出屈光度:

$$C_{28.4} = -2\sqrt{(J_{180}^2 + J_{45}^2)}, \quad (11)$$

$$S_{28.4} = M - C/2, \quad (12)$$

$$\theta_{28.4} = [\arctan(J_{45}/J_{180})]/2. \quad (13)$$

3 测量系统的模拟与分析

通过 Zemax 软件实现对哈特曼图像采集光路的模拟。如图 3 所示,首先采用 Zemax 软件中的非序列模式依据 Gullstrand 测定参数对人眼进行建模^[20],然后在视网膜中心位置设置一点光源,模拟眼底激光亮斑的漫反射现象。点光源发射的光依次经过玻璃体、晶状体、瞳孔、前房、眼角膜后出射人眼。眼模型参数如表 1 所示。

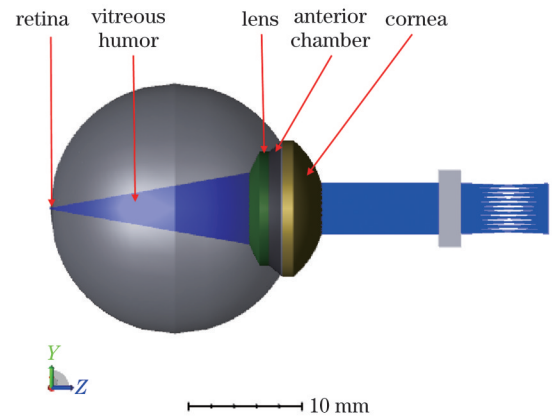


图 3 图像采集光路模型

Fig. 3 Modeling of the image acquisition optical path

包含人眼波前像差的光波前被置于人眼前方的夏克-哈特曼波前传感器接收后,在探测面上形成一幅光斑图。图 4 为正视眼(0 D)所对应的光斑图。由于正视眼出射的是标准平面波前,故各光斑间距一致,其数

表 1 眼模型参数
Table 1 Parameters of the eye model

Ocular structure	Radius of curvature-front surface /mm	Radius of curvature-rear surface /mm	Thicknesses /mm	Index of refraction
Retina	-12.3	-12.3		
Vitreous humor			16.60	1.3360
Lens	10.2	6.0	4.00	1.4200
Aqueous humor			3.05	1.3374
Cornea	7.8	6.5	0.55	1.3771

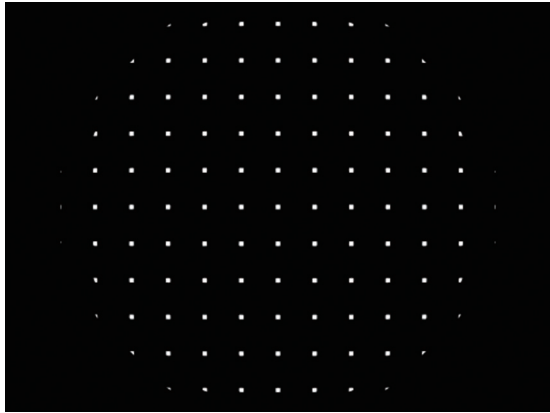


图 4 哈特曼光斑图
Fig. 4 Hartmann photogram

值均等于微透镜设计间距 $400\ \mu\text{m}$ 。

为了探究夏克-哈特曼波前传感器在距离人眼不

同位置时所测屈光度的变化情况,建立了不同屈光状态下的人眼模型,通过调节夏克-哈特曼波前传感器与眼模型的距离,采集不同距离对应的光斑图并将其输入程序中进行屈光度计算。如图 5 所示,横轴为夏克-哈特曼波前传感器与人眼的距离,纵轴为不同屈光状态眼模型在该距离下的实测屈光度。

可以看到,随着夏克-哈特曼波前传感器与人眼的距离增大,远视眼、近视眼的实测屈光度相对于真实屈光度的绝对值分别呈下降和上升趋势。这是由于近视眼和远视眼成像焦点分别位于视网膜的前面和后面,导致其出射光分别以会聚和发散的球面波形式出射人眼。对于单纯的近视眼和远视眼而言,其出射波前的等相位面是一系列同心球面结构。当夏克-哈特曼波前传感器位于系统光轴不同位置时,所探测到的波前曲率是不同的。

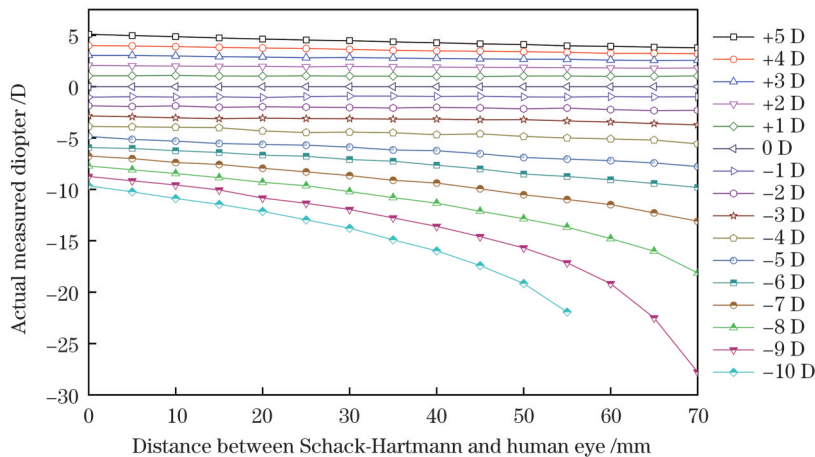


图 5 实测屈光度与夏克-哈特曼波前传感器到人眼距离的关系
Fig. 5 Actual measured diopter as a function of distance between Schack-Hartmann sensor and human eye

这里借用人眼远点的概念来解释这一现象。在眼科学上,用人眼远点距离 $l_r(\text{mm})$ 的倒数来表示屈光不正的程度,其单位为屈光度(D)。对于正视眼,人眼远点在无限远处,因此,无论夏克-哈特曼波前传感器在什么位置,所探测到的波前均为平面波,即在不同位置处测得的屈光度数值均为 0 D。

如图 6 所示,对于近视眼,假设人眼的真实屈光度为 D ,远点距离 $l_r=1/D$ 。夏克-哈特曼波前传感器放置在距人眼前主点 ΔL 处时,当前位置测量的屈光度为 D' ,由屈光度的定义可知

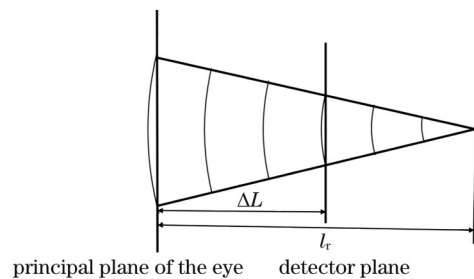


图 6 近视眼波前随传播距离变化示意图
Fig. 6 Schematic illustration of the variation of wavefront with propagation distance in myopic eyes

$$D = \frac{1}{D^{-1} - \Delta L} \quad (14)$$

同样,对于远视眼,有

$$D = \frac{1}{D^{-1} - \Delta L} \quad (15)$$

在仿真实验中,由于夏克-哈特曼波前传感器与人眼的距离是可控的,即 ΔL 已知。利用上述实测屈光度与人眼距离的关系,对不同 ΔL 下的实际测量结果进行修正,得到不同 ΔL 下的真实屈光度数值。修正后的结果如图 7 所示。

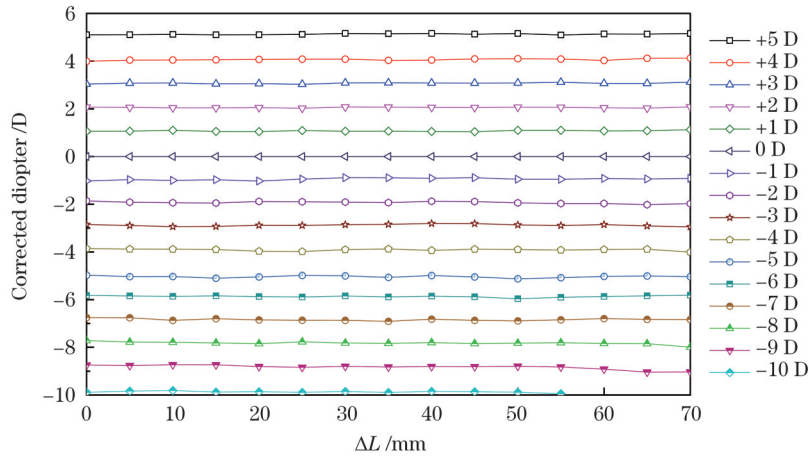


图 7 经远点公式修正后的真实屈光度

Fig. 7 True diopter corrected by the distal point formula

4 屈光度测量系统的搭建

屈光度测量系统主要由哈特曼图像采集光路、瞳孔对中光路、视标光路构成。图像采集光路采用准直的激光光源作为波前探测光源,准直激光经偏振分光棱镜(PBS)反射后途经二色镜(BS1)进入人眼,经眼底反射后依次经过玻璃体、晶状体、瞳孔、前房、眼角膜出射人眼。这部分携带人眼波前信息的光波前依

次经过 BS1、PBS 后进入夏克-哈特曼波前传感器,由放置在传感器微透镜焦距处的哈特曼相机接收。如图 8 中虚线所示,在瞳孔对中光路中,人眼眼表图像经 BS1、BS2 反射后被瞳孔对中相机捕获。根据人眼图像识别结果可以计算出瞳孔中心位置。视标光路采用敞开视窗型设计,外界光经平面镜(R)、BS1 反射后,人眼可通过视标光路直接观察到真实世界中的物体。

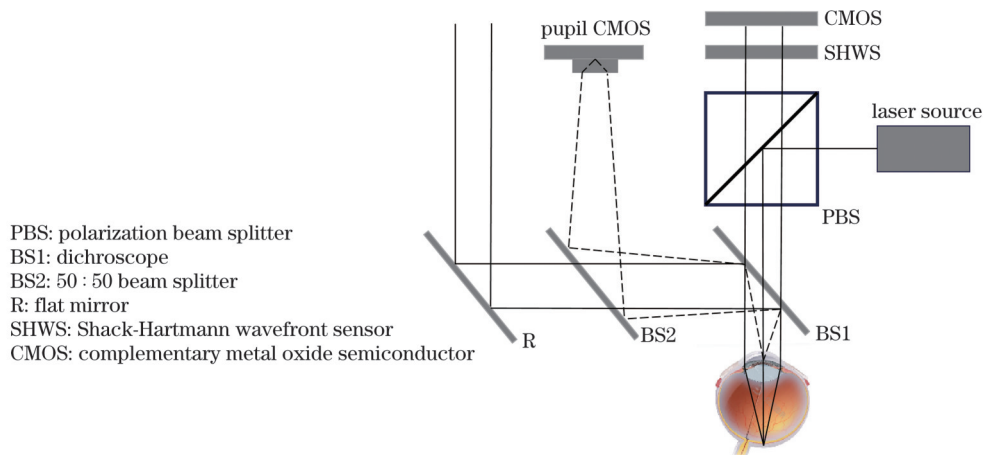


图 8 光路原理图

Fig. 8 Optical schematic

4.1 激光光源的选取

在哈特曼图像采集光路中,为减小激光光源对人眼的刺激,得到客观的屈光信息,采用 850 nm 激光准直器发射直径为 1 mm 的激光束照射人眼眼底,利用眼底反射光进行人眼屈光度测量。

国际电工委员会(IEC)制定的有关激光产品安全

的国际标准 IEC60825-1(A2:2001)中规定激光产品最大允许曝光量^[21]为 0.78 mW。使用光功率计对入射人眼的实际光强进行测量,测得入射人眼的光功率为 0.07 mW,远低于人眼安全标准。

4.2 夏克-哈特曼波前传感器的选取

为了保证夏克-哈特曼波前传感器有足够的探测

灵敏度和动态测量范围,需要对微透镜的焦距和尺寸等参数进行限制。假设 CMOS 的像元尺寸为 $d(\text{mm})$,微透镜的焦距为 $f(\text{mm})$ 。不考虑光斑中心的定位精度,则能被夏克-哈特曼波前传感器探测的最小波前斜率为

$$\tan \theta_{\min} = \frac{d}{f} \quad (16)$$

假设微透镜单元的尺寸为 $D(\text{mm})$,为使每一个光斑都能定位到所对应的微透镜单元中,即避免两个相邻光斑不发生交错而引起歧义,则能被探测的最大波前斜率为

$$\tan \theta_{\max} = \frac{D}{2f} \quad (17)$$

由式(16)可以看出,为了提高夏克-哈特曼波前传感器的探测灵敏度,可以选用像元尺寸尽可能小的 CMOS 或者选用焦距更长的微透镜阵列。若 CMOS 的像元尺寸过小,则会导致单张图片的计算量变大。由式(17)可知,若一味地增加微透镜的焦距,就会降低探测器的动态测量范围。因此,在实际使用时,需要在探测灵敏度和动态测量范围之间作出一定的权衡。

对于球面波前,最大波前斜率在其最边缘处。为了使仪器能达到 $-10 \sim +10 \text{ D}$ 的动态测量范围,夏克-哈特曼波前传感器所能探测的最大波前斜率应该大于 $\pm 10 \text{ D}$ 边缘处的波前斜率。而球面波前的波前斜率为

$$\tan \theta = \frac{r_{\max}}{R} = r_{\max} \cdot S_{\text{EP}}, \quad (18)$$

式中: r_{\max} 为球面波所在光瞳的半径; R 为球面波前的曲率半径; S_{EP} 为等效球面屈光度,其为球面波前曲率半径的倒数。因此,局部波前的最大倾斜角为

$$\theta = \arctan(2.5 \times 10^{-3} \times 10) = 1.43^\circ. \quad (19)$$

综上所述,本文选取的夏克-哈特曼波前传感器参数为:微透镜单元尺寸 0.4 mm ,焦距 4.1 mm ,单元数 17×17 。可探测的最大波前倾斜角度为 2.79° ,大于 1.43° 。

本系统的实验样机实物如图 9 所示。为了匀化光斑,在激光光源处放置了一块旋转的磨砂玻璃片。与夏克-哈特曼波前传感器配合使用的 CMOS 用于采集光斑图像,其型号为 IMX577,靶面尺寸为 $1/2.3 \text{ inch}$ ($1 \text{ inch} = 2.54 \text{ cm}$),有效像素为 3840×2880 。Pupil CMOS 用于采集眼表图像,得到系统主光轴与瞳孔中心的偏差量,其型号为 OV5648,靶面尺寸为 $1/4 \text{ inch}$,有效像素为 2952×1944 。BS1 是 850 nm 的二向色镜,BS2 为半透半反镜,R 为平面镜。通过避免引入中继透镜,成功降低了仪器的装调复杂度,并显著缩小了系统的体积,光路组件体积仅为传统电脑验光仪光路部分的 $1/5$ 。

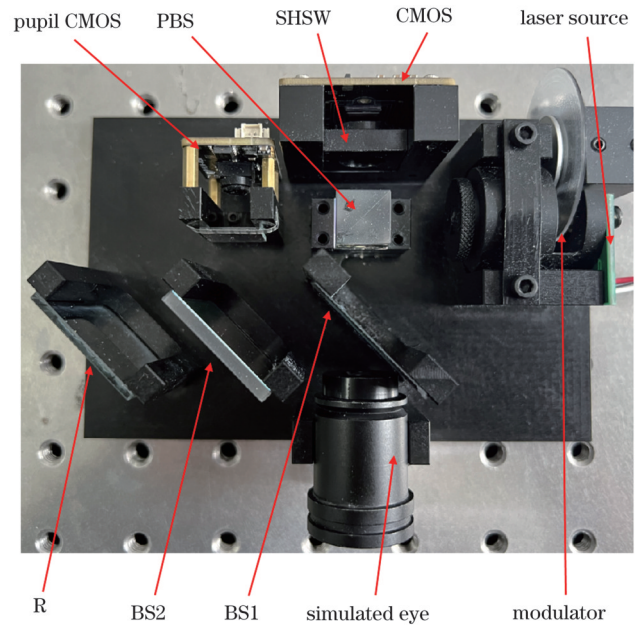


图 9 试验样机实物图

Fig. 9 Physical drawing of the test prototype

5 测量实验与结果分析

为了保证测量结果的准确性,采用中国计量科学研究院校准且溯源的标准模拟眼进行屈光度测量。分别对不同屈光状态下 (0 D , $\pm 2.5 \text{ D}$, $\pm 5 \text{ D}$, $\pm 10 \text{ D}$) 的 7 组模拟眼(无散光)进行了测量,每组测量 10 次。在实验过程中,采用机械限位的方式将模拟眼分别放置在距离夏克-哈特曼波前传感器 55 、 60 、 65 mm 的对中位置上进行测量,以达到获取 ΔL 的目的。测量结果如表 2 所示。

由表 2 中球镜度的测量结果可知,近视眼测量结果的稳定性优于远视眼,并且近视眼测量结果与模拟眼真值的最大偏差整体来看是小于远视眼的。这是因为远视眼的光波前在出射眼球后向外扩散,导致这部分光波前被夏克-哈特曼波前传感器接收后在 CMOS 上形成的光斑产生裂化,从而影响屈光度计算算法中光斑质心定位的精度。这种光斑裂化现象在高度数眼睛上表现得更为明显。

分析柱镜度的测量结果可以发现,标准模拟眼(无散光)的测量结果中均出现了一定的散光数值。这是因为在屈光度计算过程中,为了保证散光结果计算准确,需要寻找模拟眼严格对中时波面顶点与 CMOS 靶面对应的位置,即光斑图的光斑中心(相对于正视眼光斑图光斑没有发生偏移)位置。而在器件装调过程中,没有一套完整的装调基准,无法使人眼、夏克-哈特曼波前传感器、CMOS 靶面中心这三者的主光轴严格对齐,即靶面中心不一定与光斑中心对应,进而影响到了散光数值的计算。

由表 2 可以看出:屈光度测量结果中球镜度重复测量结果的变异系数均保持低于 3% 的水平,重复测

表 2 测量结果
Table 2 Measurement results

Eye model diopter /D	Spherical diopter			Cylindrical diopter		
	Average value /D	Coefficient of variation	Maximum error /D	Average value /D	Coefficient of variation	Maximum error /D
-10	9.999747	0.006776	0.14	-0.229595	0.087357	0.24
-5	5.000205	0.007938	0.07	-0.018236	0.081948	0.20
-2.5	2.476266	0.015544	0.06	-0.150483	0.068570	0.15
0	0.000913		0.06	-0.110323	0.083579	0.12
2.5	-2.491896	0.029575	0.09	-0.139499	0.061646	0.15
5	-5.000108	0.027696	0.16	-0.234197	0.025686	0.15
10	-9.999857	0.023353	0.20	-0.151667	0.075914	0.23

量误差最高不超过 0.2 D;柱镜度重复测量结果的变异系数低于 9% 的水平,最大误差不超过 0.25 D。测量精度均达到了《中华人民共和国国家计量检定规程》JJG892—2022 中验光仪示值的最大允许误差:球镜度在 -10~+10 D 范围内,最大允许误差为 ±0.25 D;柱镜度在 0~6 D 范围内,最大允许误差为 ±0.25 D。此外,平均单张屈光度图片计算时间为 0.9 s,满足实时性测量要求。综上,本系统具有良好的稳定性、准确性和实时性。

6 结 论

针对现有电脑验光仪和视力筛查仪体积庞大、价格昂贵的问题,开发了基于夏克-哈特曼波前检测原理的小型屈光测量系统。与传统的基于夏克-哈特曼波前检测原理的电脑验光仪相比,该系统不使用中继透镜,直接获取人眼出射波前。视标光路采用敞开视窗型设计,可以得到更加客观真实的测量结果。球镜度重复测量变异系数均低于 3%,误差最高不超过 0.2 D;柱镜度重复测量变异系数均低于 9%,误差最高不超过 0.25 D。该系统可以在 z 轴非固定距离下有效地对 -10~10 D 范围内的屈光度进行测量,并且该系统结构简单、成本低廉,未来对关键器件进行定制后有望进一步缩小该装置的体积。

由于在不同距离下测量人眼屈光度信息时,需要实时测量夏克-哈特曼波前传感器与人眼的距离 ΔL ,故而后续拟在系统中引入轴向测距模块,实时地对 ΔL 进行测量,进而对不同 ΔL 下的实际测量结果进行修正,实现在一定范围内的任意位置处进行人眼屈光度测量。同时,拟引入运动控制模块,自动对人眼进行定位、对中,最终实现人眼屈光度信息的准确、全自动、快速测量。

参 考 文 献

- [1] 新华社. 2020 年我国儿童青少年总体近视率为 52.7% 近视低龄化问题仍突出[EB/OL].(2021-07-13)[2023-06-28]. https://www.gov.cn/xinwen/2021-07/13/content_5624709.html.
Xinhua News Agency. China's overall myopia rate among children and adolescents will be 52.7% in 2020, and the problem of myopia at a younger age will still be prominent[EB/OL]. (2021-07-13) [2023-06-28]. https://www.gov.cn/xinwen/2021-07/13/content_5624709.html.
- [2] Papadogiannis P, Börjeson C, Lundström L. Comparison of optical myopia control interventions: effect on peripheral image quality and vision[J]. *Biomedical Optics Express*, 2023, 14(7): 3125-3137.
- [3] Pusti D, Kendrick C D, Wu Y, et al. Widefield wavefront sensor for multidirectional peripheral retinal scanning[J]. *Biomedical Optics Express*, 2023, 14(8): 4190-4204.
- [4] Wu J, Hao J, Du Y F, et al. The association between myopia and primary open-angle glaucoma: a systematic review and meta-analysis[J]. *Ophthalmic Research*, 2022, 65(4): 387-397.
- [5] Russo A, Boldini A, Romano D, et al. Myopia: mechanisms and strategies to slow down its progression[J]. *Journal of Ophthalmology*, 2022, 2022: 1-20.
- [6] Akhoundi F, Ozgur E, Draper C, et al. Performance analysis of a compact auto-phoropter for accessible refractive assessment of the human eye[J]. *Applied Optics*, 2022, 61(9): 2207-2212.
- [7] Amirsolaimani B, Peyman G, Schwiegerling J, et al. A new low-cost, compact, auto-phoropter for refractive assessment in developing countries[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 13990.
- [8] Marks R, Mathine D L, Peyman G, et al. Adjustable adaptive compact fluidic phoropter with no mechanical translation of lenses [J]. *Optics Letters*, 2010, 35(5): 739-741.
- [9] Emmerich L, Ohlendorf A, Leube A, et al. Development and testing of a compact autorefractor based on double-pass imaging[J]. *Sensors*, 2022, 23(1): 362.
- [10] 王成, 朱俊, 熊利能, 等. 眼屈光度与生物参数测量的一体化设计与实现[J]. *中国激光*, 2023, 50(9): 0907208.
Wang C, Zhu J, Xiong L N, et al. Integrated design and implementation of ocular diopter and biological parameters measurement[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2023, 50(9): 0907208.
- [11] 刘春华, 赵楠, 柴松均, 等. 偏心摄影视力筛查设备光学系统设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(13): 1322002.
Liu C H, Zhao N, Chai S J, et al. Design of optical system for eccentric photography sight detecting device[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(13): 1322002.
- [12] 王艳萍, 王茜蓓, 马冲. 哈特曼波前分析仪校准方法研究[J]. *中国激光*, 2015, 42(1): 0108003.
Wang Y P, Wang Q Q, Ma C. Study on Hartmann wavefront analyzer calibration method[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2015, 42(1): 0108003.
- [13] Börjeson C, Romashchenko D, Vision J & J, et al. Implementing a non-4f relay system for Hartmann - Shack wavefront sensing[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2022, 40(6): D1-D6.
- [14] Tsuneyoshi Y, Negishi K, Tsubota K. Importance of accommodation and eye dominance for measuring objective refractions[J]. *American Journal of Ophthalmology*, 2017, 177: 69-76.

- [15] Liang J, Grimm B, Goelz S, et al. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor[J]. *Journal of the Optical Society of America A, Optics, Image Science, and Vision*, 1994, 11(7): 1949-1957.
- [16] van Blokland G J. Ellipsometry of the human retina *in vivo*: preservation of polarization[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1985, 2(1): 72-75.
- [17] Thibos L N, Applegate R A, Schwiegerling J T, et al. Standards for reporting the optical aberrations of eyes[J]. *Journal of Refractive Surgery*, 2002, 18(5): S652-S660.
- [18] ANSI American National Standards. Ophthalmics-methods for reporting optical aberrations of eyes: ANSI Z80.28-2004[S]. New York: ANSI, 2004.
- [19] Bruning J H, Herriott D R, Gallagher J E, et al. Digital wavefront measuring interferometer for testing optical surfaces and lenses[J]. *Applied Optics*, 1974, 13(11): 2693-2703.
- [20] 王肇圻, 王尧, 全薇. 基于眼模型的非球面眼底荧光相机的设计[J]. *光学精密工程*, 2010, 18(7): 1511-1519.
Wang Z Q, Wang Y, Quan W. Design of aspheric FFA camera based on eye model[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2010, 18(7): 1511-1519.
- [21] Delori F C, Webb R H, Sliney D H. Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2007, 24(5): 1250-1265.

Lensless Refractive Measurement System Based on Shack-Hartmann Wavefront Detection

Geng Kangjie^{1,2}, Zhang Hetong^{1,2}, Ding Shangshang^{1,2}, Zhang Yang^{1,2}, Liu Min^{1,2*}, Fu Weiwei^{1,2**}

¹*Division of Life Sciences and Medicine, School of Biomedical Engineering (Suzhou), University of Science and Technology of China, Hefei 230000, Anhui, China;*

²*Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, Jiangsu, China*

Abstract

Objective China currently has the highest myopia rate among youth in the world, with myopia in children and adolescents becoming the leading cause of visual impairment in the country. Myopia is a progressive condition, but early detection and treatment during the pre-myopia stage can help restore vision. Currently, most children and adolescents rely on traditional computerized optometry in hospitals and ophthalmology institutions for vision screening. However, the monitoring density is insufficient to keep up with the rapid progression of myopia, and if parents notice abnormal vision in their children, they may have missed the optimal intervention period. The objective of this study is to address the issues of bulky and expensive existing computerized optometry and vision-screening instruments. We aim to provide an experimental reference for the miniaturization and instrumentation of refractive measurement systems, enabling their application in scenarios that require portability and miniaturization.

Methods In this paper, we first provide a detailed introduction to the measurement principles of Shack-Hartmann wavefront sensing technology, followed by the derivation of the wavefront reconstruction algorithm principles. Human eyes with different diopters were modeled using Zemax software, and a Shack-Hartmann wavefront sensor was used to simulate the diffuse reflection phenomenon of a laser spot used as a point light source at the fovea centralis of the human eye, which is located at the center of the retina. The human eye and Shack-Hartmann wavefront sensor were placed at different distances, capturing the outgoing wavefront of the human eye at the corresponding location and imaging it on the detector. This simulated the image acquisition optical path in the refractive measurement system. The collected refractive power images were fed into the algorithm to calculate and then analyze the relationship between the actual measured refractive power and true refractive power at different distances between the human eye and Shack-Hartmann wavefront sensor. Finally, we designed the optical-mechanical structure of an experimental prototype and constructed the system. Model eyes with different diopters were placed at different distances (55, 60, and 65 mm) from the Shack-Hartmann wavefront sensor and measurements were repeated ten times. The actual measurement values were compared with the true values of the model eye to validate the accuracy of the measurements, and the coefficient of variation was used to assess the repeatability of the measurement results.

Results and Discussions Measurements on model eyes with different diopters show that the stability of the measurement results is better for myopic eyes than for hyperopic eyes. Additionally, the maximum deviation between the measurement results of myopic eyes and the true values of the model eye is generally smaller than that of hyperopic eyes. This is because the wavefront of hyperopic eyes expands outward after exiting the eyeball, leading to fragmentation of the spot formed on the CMOS sensor by the received wavefront in the Shack-Hartmann wavefront sensor, thereby affecting the centroid-localization accuracy in the diopter calculation algorithm. A certain amount of astigmatism is observed in the measurement results for the diopter of cylinder on model eyes without astigmatism. This is due to the inability to strictly align the main optical axes of the human eye, Shack-Hartmann wavefront sensor, and central area of the CMOS during the device adjustment process, which subsequently affects the calculation of astigmatism values. However, overall, the coefficient of variation for repeated measurements of the diopter of sphere in the diopter measurement results

remains below 3%, with a maximum error of 0.2 D. The coefficient of variation for repeated measurements of the diopter of cylinder is below 9%, with a maximum error not exceeding 0.25 D. The measurement accuracy meets the requirements of the “Verification Procedures for Ophthalmic Instruments” (JJG892—2022) of the People’s Republic of China, which stipulates a maximum allowable error for the diopter of sphere within a range of -10 to $+10$ D with error of ± 0.25 D, and a maximum allowable error for the diopter of cylinder within a range of 0 to 6 D with error of ± 0.25 D.

Conclusions In this study, we design a compact diopter measurement system based on Shack-Hartmann wavefront sensing technology. The system is calibrated using a model eye provided by the National Institute of Metrology of China to observe the diopter measurement results. An analysis of the results shows that the system’s measurement results are highly consistent with the true values of the model eye, with no significant differences and good repeatability. The system is capable of effectively measuring the diopter within a range of -10 – $+10$ D, even at non-fixed distances along the z -axis. Furthermore, the system has a simple structure and low cost. It is expected that the size of the device can be further reduced with the future customization of key components, making it more suitable for scenarios requiring miniaturized instruments. Therefore, this system has broad prospects for applications.

Key words measurement; refractometry; Schack-Hartmann wavefront sensor; wavefront reconstruction; myopia; miniaturization