



基于低相干光干涉的眼睛光学生物参数测量研究*

胡积烨¹⁾ 陈 隆¹⁾ 黄丽媛¹⁾ 丁文正¹⁾ 黄铭斌²⁾ 张 浩²⁾ 曾亚光¹⁾ 谭海曙^{1)**}

(¹⁾ 佛山科学技术学院物理与光电工程学院, 佛山 528200; ²⁾ 佛山科学技术学院机电工程与自动化学院, 佛山 528200)

摘要 目的 眼睛的光学生物参数中的眼轴长度(AL)和角膜曲率半径(CR)可以作为预防和监测眼球近视的两个重要参数。为了提高测量眼轴长度的速度与精度和同步实现角膜曲率高精度动态测量,本文提出一种基于低相干光干涉技术眼睛光学生物参数测量的系统。**方法** 该系统使用旋转光学延迟线快速改变参考光的光程,利用曲率半径为8 mm的标准件标定人眼角膜顶点到靶环之间的距离,利用角膜的干涉信号对相机和数据采集卡进行触发实现同步采集,从而实现眼轴长度的快速测量和精准定位靶环到角膜顶点之间的距离,同时保证成像系统的放大倍率恒定和数据的实时采集。**结果** 实验结果表明,这种低相干光干涉测量系统,可以实时测量眼轴长度和角膜曲率半径,眼轴长度误差低于40 μm ,人眼角膜曲率半径方差为 $2.082\ 36\times 10^{-2}\ \mu\text{m}$ 。**结论** 该系统能够快速、精准地测量AL和CR,可在近视的预防和监测中发挥重要作用。

关键词 光学生物参数, 眼轴长度, 角膜曲率, 低相干光干涉, 眼轴长度, 曲率半径

中图分类号 O439, O59

DOI: 10.16476/j.pibb.2021.0207

眼睛的光学生物参数有眼轴长度(AL)、角膜曲率半径(CR)、前房深度和晶体厚度等。这些光学生物参数能够为人眼的屈光不正和眼睛的很多疾病提供科学的判断依据,因此眼睛的光学生物参数精确测量显得尤为重要。目前,人眼屈光不正已成为影响中国国民尤其是青少年眼健康的重大公共卫生问题^[1-2],北京大学中国健康发展研究中心发布的《国民视觉健康》白皮书^[3]提到,近视已成为“国病”,每三个人中就有一个是近视患者,近视患者的度数增加也会带来眼睛的很多疾病^[4-7],如白内障、视网膜脱落、黄斑变性和青光眼等。眼睛近视的预防和监测可以由眼睛光学生物参数中的AL和CR来达到^[8-16],因此AL和CR的准确测量显得尤为重要。

传统的AL测量方法主要是采用超声测量,该方法采用超声波对眼睛进行扫描,通过接收眼球不同层结构的超声回波信号进而得到眼球的深度信息^[17-18]。但是在超声测量过程中探头需要和角膜接触,同时还需要对眼部进行麻醉,会增加角膜损

伤和感染的风险;并且测量过程中容易受到操作者的主观因素影响,产生较大的测量误差,测量精度只有100~200 μm 。随后美国麻省理工学院Huang等^[19]提出利用时域光学相干层析技术测量生物组织的方法(TD-OCT),该方法采用宽带光源,根据眼睛角膜和视网膜的散射光与光学延迟线光产生干涉来测量AL,其因为具有非接触、精度高和抗外界干扰等优点而被广泛使用。光学延迟线的产生是通过步进电机带动反射镜前后移动来产生的,该方法存在步进电机移动速度慢问题,会因为眼睛的抖动产生较大的误差,无法进行实时的精确测量^[20-21]。现国内最新的AL测量研究成果如下:任天慧等^[22]采用扫频源OCT,设计并集成了视频监控组件和内固视组件,保证扫描光线与眼轴平行,实现对AL、中央角膜厚度、前房深度和晶状体厚

* 广东省科技计划(X200051UZ200)和广东省科技创新战略专项基金(pdjh2021a0520)资助项目。

** 通讯联系人。

Tel: 13535780216, E-mail: tanhaishu@fosu.edu.cn

收稿日期: 2021-07-22, 接受日期: 2021-11-24

度等眼组织参数的精确测量; 李恺宁等^[23]提出了一种动态焦点同步技术, 进一步提高眼组织内部的检测信号强度; 天津索维公司的SW 9000采用低相干反射技术测量眼睛的AL, 其采用多个直角棱镜作为光学延迟线, 该仪器在眼轴、角膜曲率及角膜散光轴位(角膜散光>1D)测量方面与IOL Master测量结果有高度的一致性和相关性^[24]。角膜在人眼屈光系统中也占有极其重要的作用, 占到人眼屈光力的80%以上^[25]。白内障在中国的发病率高于5%, 它会导致视力下降, 严重影响患者的生活质量。目前治疗白内障主要是通过移植人工晶状体以及准分子激光来达到屈光治疗, 这些方法对角膜曲率的测量精度有较高的要求, 而角膜曲率测量的精度主要取决于角膜顶点到靶环之间距离的测量精度和恒定的成像系统的放大倍率, 现有的方法主要依靠CCD成像系统的清晰度来保证角膜顶点到靶环之间的距离精度, 其精度和稳定性都不够, 恒定的成像系统放大倍率由光路上采用远心镜头来保证, 使得光学系统结构复杂、成本昂贵^[26-30]。而后如李华建等^[31]采用双远心镜头, 提高成像系统的景深, 利用光栅尺监测扫描反射镜的位置确定角膜顶点到测量光源距离, 但该方法也使得光学系统结构复杂、测量速度慢、不易装调和成本昂贵。

本文研制出一种基于光学低相干光干涉技术的眼部光学生物参数测量系统。该系统采用超辐射发光二极管(super luminescent diode, SLD)低相干光源, 四方块作为光学延迟装置, 通过伺服电机旋转的方式快速改变参考光的光程, 实现了对眼睛快速的轴向扫描, 减少了人眼抖动产生的误差; 采用聚焦透镜将样品臂平行光汇聚到视网膜处, 提高角膜和视网膜的检测信号强度; 用8 mm的标准件校准干涉初始位置到LED靶环之间的距离, 利用角膜顶点的干涉信号计算角膜顶点到LED靶环之间的距离, 实现角膜曲率动态、实时和精确的测量; 利用角膜信号触发相机和采集卡, 实现相机拍照和数据采集卡的同步采集, 保证成像系统的放大倍率和眼轴数据的实时采集。

1 测量原理

1.1 低相干光干涉原理

时域光学低相干干涉仪基于迈克尔逊干涉原理(Michelson interferometer)^[32], 其工作过程为:

光源发出的光经过一个45°斜置的分束镜后被分为两束光, 分别进入样品臂和参考臂, 经反射后沿原路返回, 最终在分束镜处相遇产生干涉并被探测器接收。

采用宽带光源时, 探测器上接受到的干涉信号是带宽内所有波长干涉的叠加, 当参考臂与样品臂的光程差为零时, 探测器接收到的能量最大。

1.2 AL测量原理

AL测量的原理是利用光源的低相干特性实现的。样品臂的光入射到眼睛, 经过角膜和视网膜反射原路返回。参考臂利用旋转式的光学延迟线^[33], 光经过光学延迟线后原路返回到光纤中, 与样品臂的光发生干涉。采用宽带光源时, 参考臂和样品臂的光程差为零, 则探测器接收到的干涉能量最大, 通过探测器接收到的能量来精准定位角膜和视网膜的位置, 从而实现AL的测量。

1.2.1 光程扫描原理

旋转式的光学延迟线光路图如图1所示。首先入射光线由A点进入光学延迟线, 在A点处发生折射到B点, 在B、C两点处发生反射, 最后在D点折射出去。

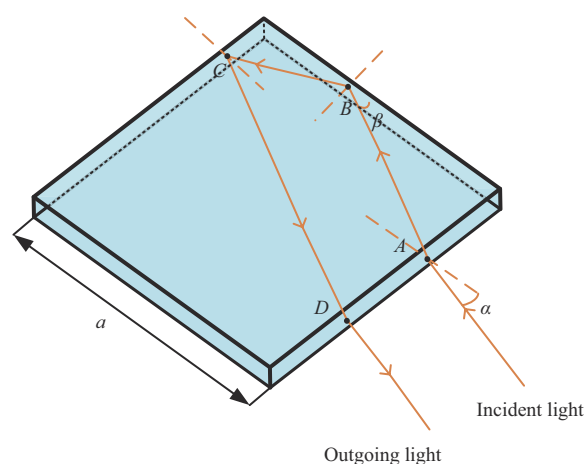


Fig. 1 Principle of optical path scanning

The red line is the light path diagram of the light in the delay line, the black line is the optical delay line.

光学延迟线在旋转的过程中, 光学延迟线扫描的光程与旋转角度 α 之间的关系为:

$$S(\alpha) = (a + \tan \frac{\alpha}{2} - 2a \tan \beta) \sin \alpha + \frac{2an}{\sin \beta} \quad (1)$$

式中, S 为光在延迟线中的光程, a 为光学延迟线

的边长, α 为光线的入射角, n 为光学延迟线的折射率, β 为折射角。

根据式 (1) 可知, 光学延迟线扫描范围由边长和折射率决定。人眼的 AL 大概为 16~30 mm^[11], 折算到空气中为 21~40 mm, 延迟线的扫描光程需要超过人眼的最大 AL。本文模拟了边长为 45 mm 和 55 mm 以及材料折射率为 1.5 的 K9 玻璃材料和折射率为 2.3 的 ZnS 材料的光学延迟线扫描光程情况 (图 2)。由于在光学系统搭建过程中存在一定误差, 两端的角度会影响边缘光线的扫描, 因此旋转角度的选取范围为 20° 到 80°。由模拟结果

(图 2a, b) 可知, 随着延迟线边长的增加, 扫描光程的变化范围也随着增加; 由对比 (图 2a, c) 可知, 随着延迟线折射率的增加, 扫描光程的变化范围也随着增加。此外, 折射率越高, 光学延迟线的线性度越好 (图 2), 本文采用线性度来量化光学延迟线的线性情况, 通过计算得出的非线性误差分别为 1.92% (图 2a)、1.92% (图 2b) 和 0.19% (图 2c)。因此, 增大折射率能有效提高光学延迟线的线性度, 能有效提高眼轴长度的测量精度。

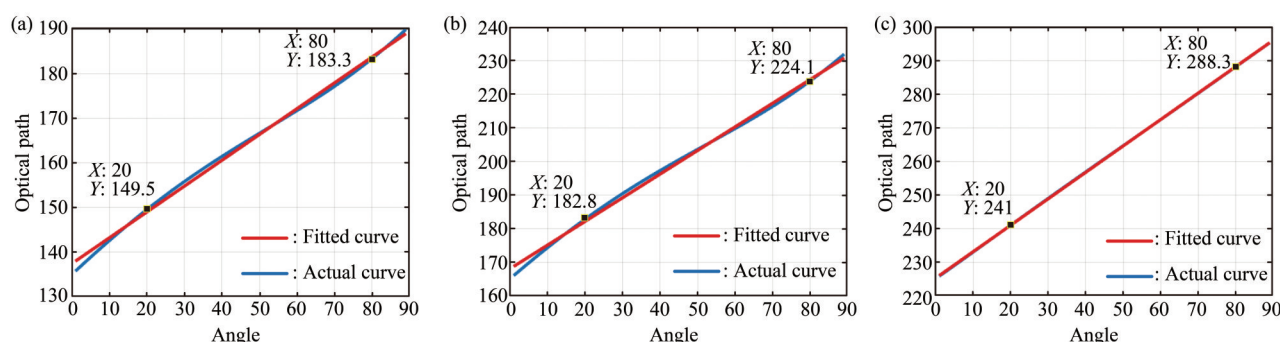


Fig. 2 The relationship between the optical path length of the delay line and the side length and refractive index

(a) Side length is 45 mm, refractive index is 1.5. (b) Side length is 55 mm, refractive index is 1.5. (c) Side length is 45 mm, refractive index is 2.3.

1.2.2 干涉信号的频率原理

样品臂与参考臂的干涉信号频率决定了信号的采集和信噪比。干涉信号的频率为:

$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (2)$$

式中, f 为干涉信号的频率, v 为光在延迟线的速度, λ 为入射光的波长。光在延迟线的速度为:

$$v = \frac{\partial S}{\partial t} = \frac{\partial S}{\partial \alpha} \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial t} \quad (3)$$

将 (3) 式代入 (2) 式得到最终的干涉频率为:

$$f = \frac{2\pi n}{\lambda} \cdot \frac{\partial S}{\partial \alpha} \quad (4)$$

式中, n 为光学延迟线的转速。

由式 (4) 可知, 干涉信号的频率受延迟线的转速、边长和延迟线的折射率影响。本文模拟了转速为 1.5 r/s 和 2.5 r/s、边长为 45 mm 和 55 mm 和折射率为 1.5 和 2.3 对干涉信号频率的影响 (图 3)。

如表 1 可知: a. 转速越大, 信号的中心频率和带宽越大, 中心频率越大对数据采集卡的采样率要求越大, 信号的带宽变大不利于后面信号的滤波处理, 转速减小不能达到对眼睛的实时扫描 (对比 (a) (b)); b. 边长越大, 信号的中心频率和带宽越大, 不利于信号提取, 减小边长系统的扫描范围不够 (对比 (b) (f)); c. 折射率越大, 信号的中心频率越大, 但带宽会越小, 越利于信号提取 (对比 (b) (c)); d. 边长越大, 信号的中心频率越大, 带宽越大, 不利于信号提取 (对比 (c) (d)); e. 转速越小, 信号的中心频率越小, 带宽越小, 越利于信号提取, 但对人眼扫描速度慢, 增加人眼抖动带来的误差 (对比 (c) (e))。

综合上述分析, 本文选取了边长为 45 mm, 折射率为 2.3 的 ZnS 材料, 设置转速为 2.5 r/s, 得到的扫描光程范围为 47 mm, 信号的中心频率为 1.675 MHz, 带宽为 0.05 MHz。

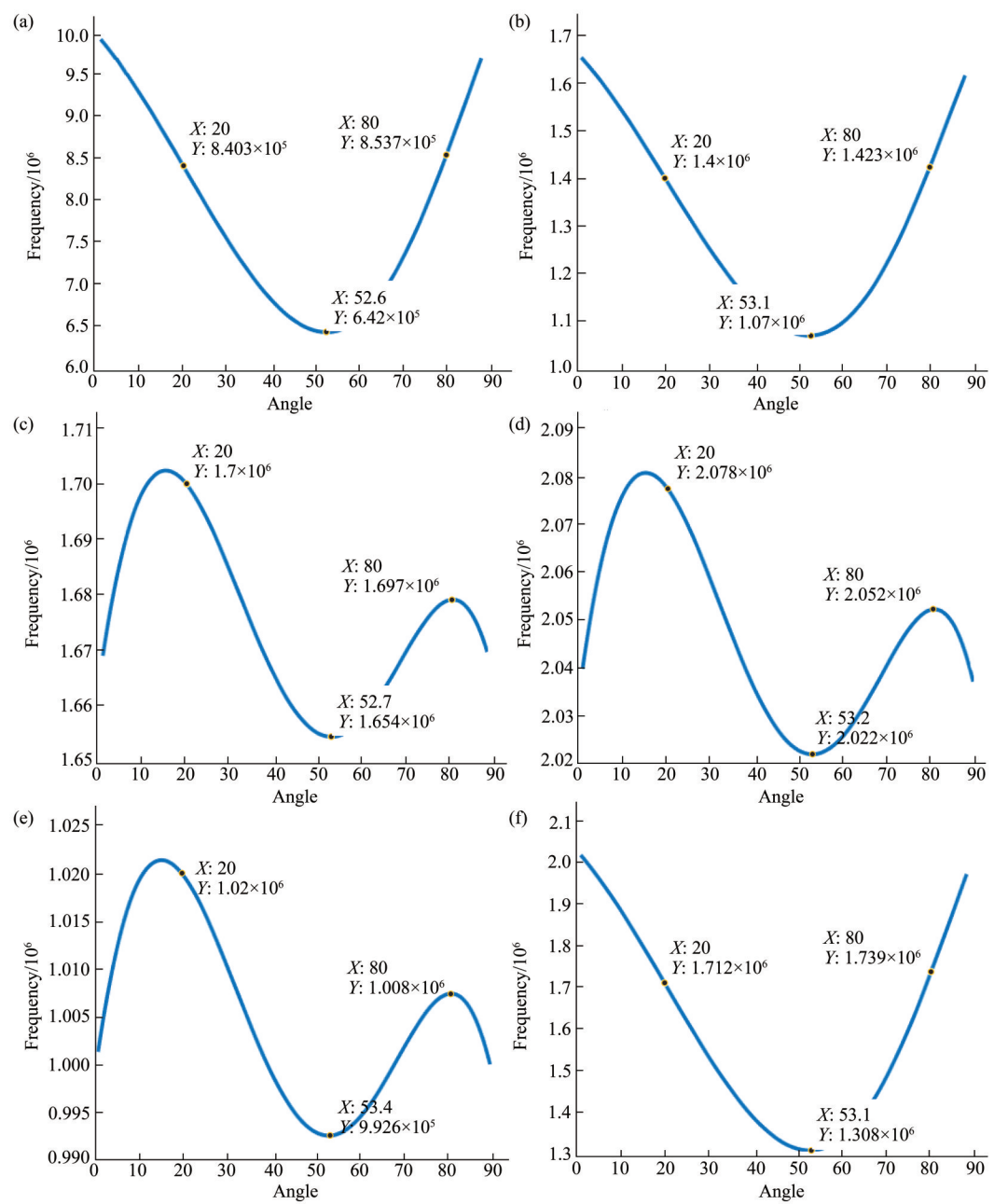


Fig. 3 The relationship between the interference frequency of the delay line and the speed, side length and refractive index
(a) Refractive index is 1.5, side length is 45 mm, rotation speed is 1.5 r/s. (b) Refractive index is 1.5, side length is 45 mm, rotation speed is 2.5 r/s.
(c) Refractive index is 2.3, side length is 45 mm, rotation speed is 2.5 r/s. (d) Refractive index is 2.3, side length is 55 mm, rotation speed is 2.5 r/s.
(e) Refractive index is 2.3, side length is 45 mm, rotation speed is 1.5 r/s. (f) Refractive index is 1.5, side length is 55 mm, rotation speed is 2.5 r/s.

Table 1 The influence of the refractive index, side length and speed of the delay line on the interference frequency							
Chart	Refractive index	Side length /mm	Rotating speed /(r·s ⁻¹)	Minimum frequency/MHz	Maximum frequency/MHz	Center frequency /MHz	Bandwidth/MHz
(a)	1.5	45	1.5	0.64	0.85	0.745	0.21
(b)	1.5	45	2.5	1.07	1.42	1.245	0.35
(c)	2.3	45	2.5	1.65	1.70	1.675	0.05
(d)	2.3	55	2.5	2.02	2.08	2.05	0.06
(e)	2.3	45	1.5	0.99	1.02	1.005	0.03
(f)	1.5	55	2.5	1.31	1.74	1.525	0.43

The letters in the first column represent the graphs in Figure 3.

1.3 角膜曲率测量原理

角膜曲率测量光学原理如图4所示, 两圈环形LED靶环阵列光源照射到人眼角膜表面, 由于角

膜表面近似于一个球面镜^[34-35], 入射光会在眼球内部呈正立缩小的虚像, 该虚像作为成像系统的物, 通过光学系统在CCD上成倒立的实像。

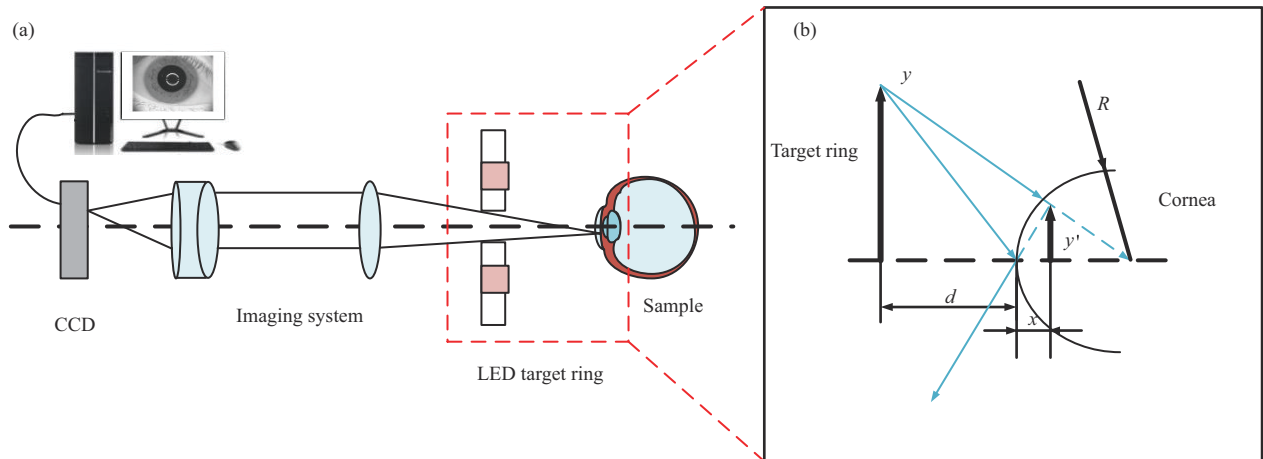


Fig. 4 Principle of corneal curvature measurement

(a) Schematic diagram of optical path for corneal curvature measurement. (b) The detailed light path schematic diagram of the red line and dotted box in (a).

根据CCD上实像的尺寸 y_0 和系统的放大倍率 β (图4b), 可以得到靶环虚像的尺寸 y' , 根据虚像的尺寸计算出人眼的角膜曲率半径 R , 由几何关系推导可得:

$$R = \frac{2dy_0}{\beta y - y_0} \quad (5)$$

式中, d 是靶环到角膜顶点的距离, y 是环形LED阵列的实际尺寸, y_0 是相机上像的尺寸, β 是成像系统的放大倍率。

假设眼角膜仅有球面镜的情况, 此时LED阵列在相机成像是圆环阵列, 若眼角膜有散光, 则是椭圆环阵列, 此时计算椭圆环的长短轴长度以及与水平方向形成的夹角, 获得人眼的轴位角^[36-37]的信息。

2 实验系统设计

本文研究的眼睛光学生物参数测量系统装置 (图5) 主要包含光源模块、参考臂模块、样品臂模块、采集模块和成像模块。光源模块主要有宽带光源和3×3光纤耦合器 (分光比为33:33:33), 利用Exalos公司的SLD作为宽带光源, 光源的中心波长为840 nm, 带宽为40 nm (EXAOLOS公司生产, 其型号为EXS210106-01); 参考臂主要由光纤准直器、伺服电机 (转速为150 r/min)、光学延

迟线、柱面镜、反射镜构成; 样品臂主要有准直器、色散补偿光纤、半反半透镜和聚焦透镜, 色散补偿光纤用于参考臂光学延迟线的色散补偿; 采集模块主要有光电平衡探测器、高速采集卡和电脑; 成像系统主要由CCD相机 (130万像素, 分辨率1280×960) 和聚焦透镜组成 (景深7.41 mm, 分辨率0.019, 放大倍率0.3)。宽带光源发出一束光, 该光束经过的光纤耦合器分为两束光, 样品臂的光经过准直器后聚焦到待测样品, 样品的背向反射光原路返回到光纤中; 参考臂上将光学延迟线固定在一个圆盘上, 通过伺服电机带动圆盘从而带动光学延迟线转动, 光进入延迟线后在其内部经过折射出来被反射镜原路返回到光纤中。两臂的回光在耦合器里面产生干涉后被光电平衡探测器接收转化为电信号, 同时利用角膜的干涉信号触发数据采集卡进行采集, 保证采集卡能够实时采集到眼轴的数据。把采集到的数据传输到电脑上, 经过处理后把干涉信号实时显示出来, 并通过计算角膜和视网膜的干涉峰之间的距离算出AL。

为实时的精准测量角膜顶点到靶环之间的距离, 本文采用了半径8 mm的标准件进行标定, 角膜定位如图6所示, 两个半径为16.75 mm和19.25 mm环形LED靶环阵列光源发出波长为770~780 nm的红光照射标准件, 通过已知的 R 、 y 、 β 、

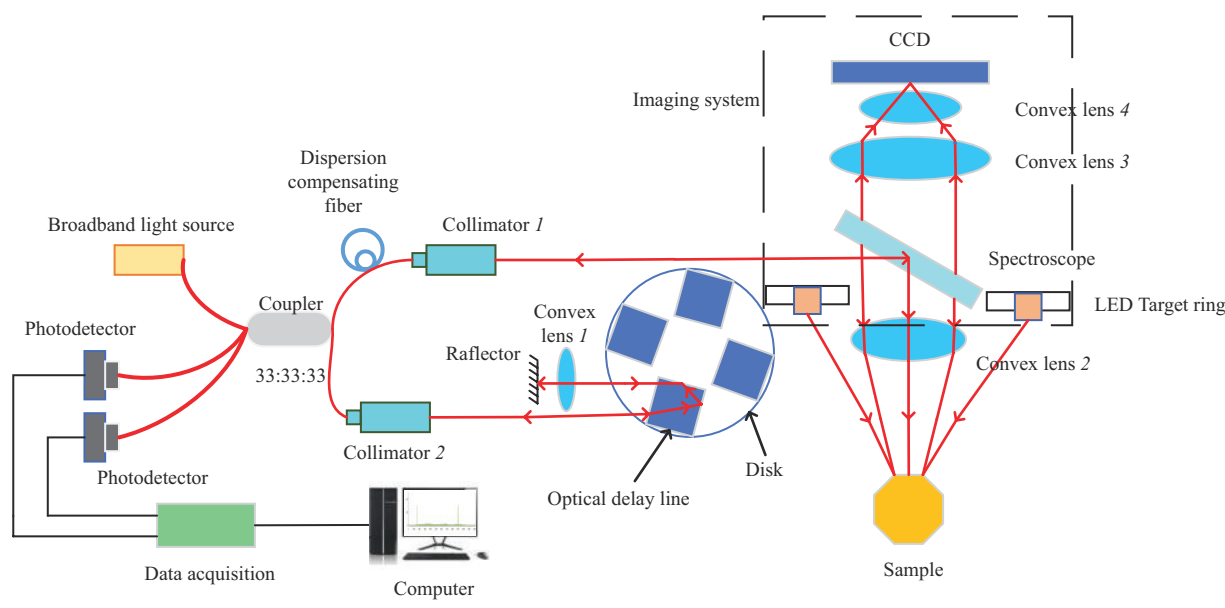


Fig. 5 Device diagram of eye optical parameter measurement system

y_0 , 用公式 (5) 计算出标准件的干涉位置到靶环之间的距离 d , 再用反射镜找到系统的干涉初始位置 A_1 并计算标准件干涉信号距离系统干涉初始位置之间的距离 d_2 , 后计算 d_2 和 d 之间的距离差即可计算出靶环到系统干涉初始位置之间的距离 d_1 。当实际测量人眼时, 可以实时的根据角膜的干涉位置 d 与前文得出的干涉初始位置 d_1 , 算出角膜顶点到靶环之间的距离, 实现对角膜顶点到靶环之间距离的实时测量。

为保证成像系统的放大倍率, 首先使用间隔为

0.5 mm 标定板进行标定, 标定的流程为: 将标定板置于靶环前, 步进电机前后移动靶环, 按图像的能量梯度来计算出其最清晰的位置, 计算出 CCD 上像的大小与标定板的实际长度来精确计算成像系统放大倍数 β ; 在精准测量成像系统的放大倍率后, 利用角膜的干涉信号触发相机采集图像, 采集到的图像就是标定处的成像放大倍率, 保证了每次测量时成像系统的放大倍率稳定不变。最后通过对采集到的图像进行处理求出 y_0 , 利用公式 (5) 便可实时、精确地计算出人眼的角膜曲率。

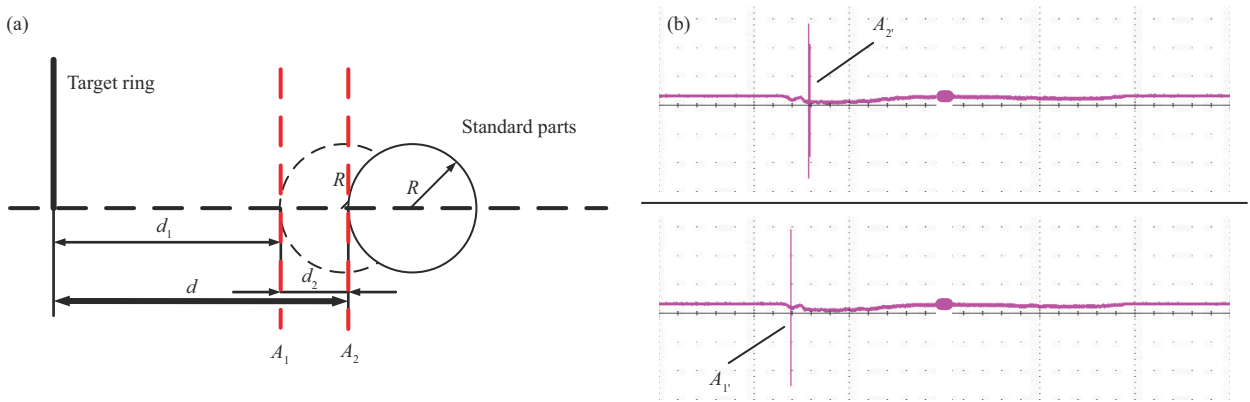


Fig. 6 Schematic diagram of corneal curvature positioning

(a) Schematic diagram of the positioning of the corneal apex to the target ring. (b) Signal diagram of the initial interference position and the interference position at the apex of the cornea.

3 结果与分析

3.1 AL的重复性和精度测试

在测试AL的重复性和精度之前, 本文验证了系统干涉信号的信噪比和纵向分辨率, 实际的测量信号图见图7a。为了得到高信噪比, 首先对原始信号进行带通滤波处理, 滤除直流信号和电源噪声, 其次对信号进行希尔伯特变换提取信号的包络, 最后对信号进行低通滤波滤除信号的毛刺, 得

到了信号强度为140、噪声信号为15、信噪比高达19 dB的信号(图7b); 系统的纵向分辨率受到参考臂光学延迟线产生的色散影响, 因此在样品臂加入色散补偿光纤进行色散补偿, 对比没有进行色散补偿的信号(图7c)和加入色散补偿光纤进行色散补偿的信号(图7d)可知, 没有进行色散补偿的干涉信号展宽很大, 存在多个波峰, 不能准确定位干涉峰的位置, 影响测量精度。计算信号的半高宽得到系统的纵向分辨率为8.3 μm , 符合测量精度。

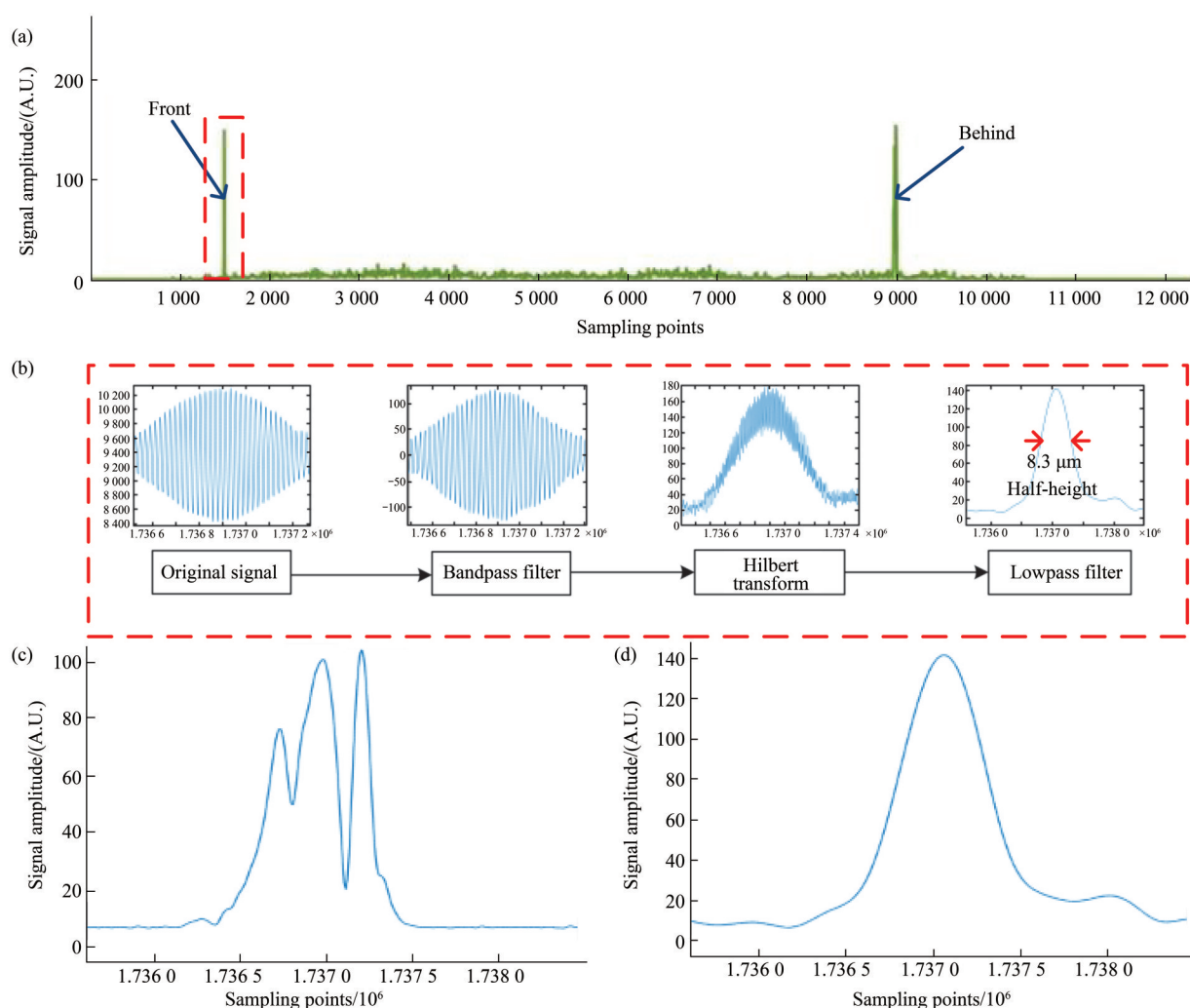


Fig. 7 30 mm eye axis length signal diagram

(a) 30 mm eye axis length signal diagram. (b) The original signal is band-pass filtered and then Hilbert is used to extract the envelope of the signal, and low-pass filtering is used to remove burrs to obtain a pure interference signal. (c) Dispersion-free compensating fiber interference signal. (d) Interference signal using dispersion compensation fiber.

为验证本系统测试眼轴长度的重复性和精度, 本文采用国家计量院发布的标准眼轴长度为

15、20、30 mm的模拟眼(型号分别为K9-ST-15、K9-ST-20、K9-ST-30, 折射率为1.525 5, 实际测

量值分别为 15.000、19.998、30.008 mm, 不确定度为 10 μ m) 进行测量 450 次 (图 8), 数据的标准差分别为 0.007 9、0.008 4、0.007 7, 说明系统的重复性良好, 平均值为 14.991、20.014、30.012, 最大误差为 40 μ m, 远低于国家误差标准的 100 μ m, 结果表明本文研究的系统对 AL 的测量能够达到高精度的测量要求。

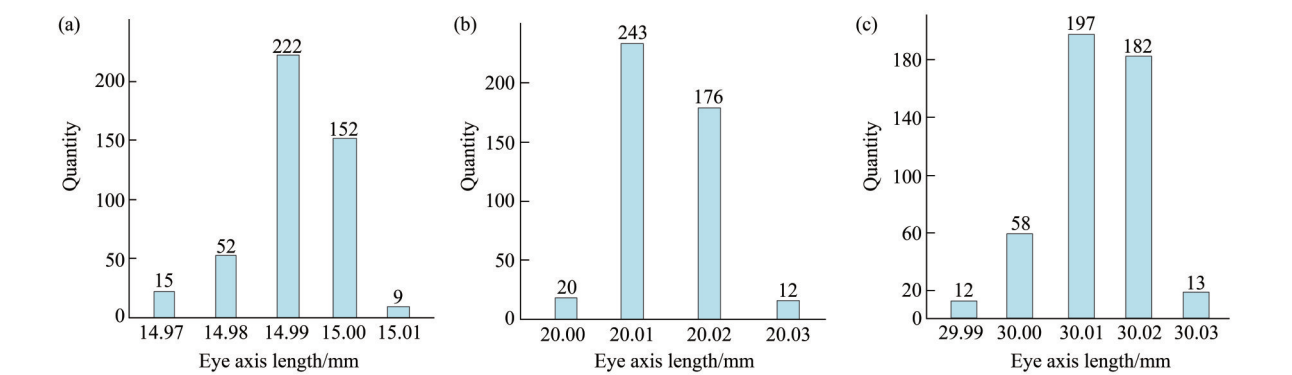


Fig. 8 Standard analog eye axis measurement length
(a) Experimental measurement data with an eye axis length of 15.000 mm. (b) Experimental measurement data with an eye axis length of 19.998 mm. (c) Experimental measurement data with an eye axis length of 30.008 mm.

为验证本系统的眼轴长度测量准确性, 将本系统的测量值与蔡司公司的 IOL Master (德国 ZEISS IOL Master500, 光学低相干反射原理, 测量精度 0.01 mm) 眼科生物参数测量仪和瑞士 Haag-Streit 生产的 LS900 (光学低相干反射原理, 测量精度 0.01 mm) 光学生物测量仪测量值进行对比。采用 IOL Master500 和 LS900 对 5 名志愿者进行 AL 测量 (表 2), 结果显示, 志愿者 5 的 AL 测量误差最大,

Table 2 Comparison of the axial length measurement results of our system and the Zeiss IOL Master

Volunteer	This system		ZEISS IOL Master	
	Right eye	Left eye	Right eye	Left eye
1	23.26	23.24	23.24	23.21
2	24.26	23.99	24.23	23.99
3	24.38	24.92	24.38	24.94
4	25.93	25.93	25.97	25.98
5	28.08	28.72	28.11	28.74

The first column represents the numbers of the five volunteers.

达到了 50 μ m, 其余的都在 40 μ m 以内, 由于人眼状态的调节也会带来一定的误差, 所以数据测量的误差也会偏大。采用 LS900 对 4 名志愿者进行 AL 测量 (表 3), 对数据分析可知, 4 个志愿者数据偏

差都在 40 μ m 以内, 能够达到本系统的精度。

Table 3 Comparison of the axial length measurement results of our system and the LS900

Volunteer	This system		LS900	
	Right eye	Left eye	Right eye	Left eye
1	26.35	25.75	26.38	25.78
2	26.11	26.01	26.11	26.02
3	24.79	25.18	24.77	25.18
4	24.03	24.63	23.59	24.62

The first column represents the numbers of the four volunteers.

3.2 角膜曲率的重复性和精度测试
人眼角膜 CR 大概在 8 mm 左右, 因此采用半径为 8.005 mm 的标准件测量系统的重复性和精度。本文分别对人眼和 8.005 mm 标准件进行角膜 CR 测量 20 次 (图 9, 表 4、5)。对数据分析可知, 标准件的数据方差为 $1.676\ 29 \times 10^{-3}\ \mu\text{m}$, 重复性精度远高于国家标准计量单位 20 μm 的误差, 测量实际平均值为 8.002 6 mm, 较标准值减小了 2.4 μm , 测量精度满足要求; 人眼的数据方差为 $2.082\ 36 \times 10^{-2}\ \mu\text{m}$, 由于人眼在数据采集过程中存在抖动问题, 数据波动会比标准件偏大, 但总体的重复性良好。

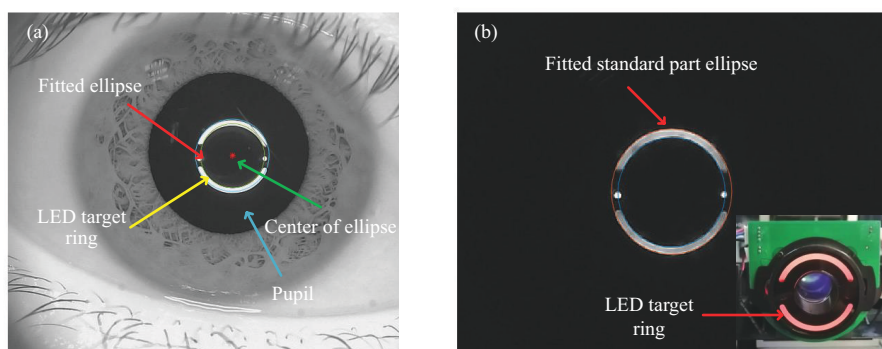


Fig. 9 Fitting of LED target ring

(a) Fitting the human eye. (b) Fitting standard parts.

Table 4 The radius of curvature of 20 groups of standard parts with a radius of 8.005 mm

Serial number	Measurement /mm	Serial number	Measurement /mm
1	8.003 2	11	8.000 5
2	8.003 4	12	8.002 6
3	8.002 7	13	8.002 3
4	8.000 0	14	8.003 3
5	8.003 3	15	8.003 6
6	8.001 6	16	8.004 9
7	8.001 3	17	8.004 7
8	8.003 5	18	8.001 0
9	8.002 2	19	8.003 6
10	8.002 0	20	8.003 2

The mean and variance of the 20 groups of data are 8.002 6 and $1.676\ 29 \times 10^{-3}$.

Table 5 The corneal curvature radius of 20 groups of human eyes

Serial number	Measurement /mm	Serial number	Measurement /mm
1	8.407 0	11	8.408 6
2	8.399 8	12	8.402 0
3	8.402 9	13	8.405 2
4	8.400 6	14	8.392 9
5	8.407 7	15	8.403 3
6	8.400 2	16	8.394 2
7	8.407 6	17	8.401 3
8	8.406 7	18	8.399 2
9	8.397 1	19	8.405 9
10	8.403 6	20	8.397 0

The mean and variance of the 20 groups of data are 8.402 1 and $2.082\ 36 \times 10^{-2}$.

4 结 论

本文提出了一种基于低相干光干涉眼睛光学生物参数测量系统,采用旋转式的光学延迟线快速对眼睛进行轴向扫描,扫描时间小于25 ms,实现对眼睛的实时精确测量;通过角膜反射回来的光信号实时定位角膜位置,利用8 mm的标准件标定系统的角膜顶点到靶环之间的距离,实时地定位角膜顶点到靶环的距离,从而实现角膜CR的动态测量;利用角膜的干涉信号对相机和数据采集卡进行同步触发,实现了眼轴数据和角膜曲率数据的同步采集,保证了眼轴数据的实时采集和成像系统的放大倍率不变。实验数据表明,本文提出的系统实现了AL最大测量误差40 μm 、人眼角膜CR方差为 $2.082\ 36 \times 10^{-2}\ \mu\text{m}$,相比传统的方法,此方法具有速度快、精度高的优点,能够为眼睛光学生物参数AL和角膜曲率的精准测量提供一种新的研究思路和技术手段,可在近视的预防和监测中发挥重要的作用。

参 考 文 献

- [1] Morgan I G, Ohno-Matsui K, Saw S M. Myopia. Lancet, 2012, **379**(9827): 1739-1748
- [2] Dolgin E. The myopia boom. Nature, 2015, **519**(7543): 276-278
- [3] 许诺. 国民视觉健康调查. 齐鲁周刊, 2017(46): 18-19
Xu N. Qilu Weekly, 2017(46): 18-19
- [4] 王斌, 王文青. 青少年近视防治的研究进展. 福建医药杂志, 2019, **41**(1): 148-151
Wang B, Wang W Q. Fujian Medical Journal, 2019, **41**(1): 148-151
- [5] 张厚洪, 肖俊. 高度近视并发白内障超声乳化手术的临床体会. 中外医学研究, 2021, **19**(3): 147-149
Zhang H H, Xiao J. Chinese and Foreign Medical Research, 2021, **19**(3): 147-149

- [6] 罗兴中. 高度近视的危害与防治. 老友, 2020(2): 58
Luo X Z. Old friend, 2020(2): 58
- [7] 王倩茹, 李雪, 黄磊. 高度近视与眼部生物学参数关系的研究进展. 中华眼视光学与视觉科学杂志, 2020, 22(11): 871-874
Wang Q R, Li X, Huang L. Chinese Journal of Optometry and Vision Science, 2020, 22(11): 871-874
- [8] 王成, 董肖娜, 项华中, 等. 眼轴长度测量方法及进展研究. 光学仪器, 2019, 41(02): 72-79
Wang C, Dong X N, Xiang H Z, *et al.* Optical Instruments, 2019, 41(2): 72-79
- [9] 李宁. 眼轴的临床意义及测量方法新进展. 医学综述, 2014, 20(10): 1812-1814
Li N. Medical Review, 2014, 20(10): 1812-1814
- [10] Kojima T, Tamaoki A, Yoshida N, *et al.* Evaluation of axial length measurement of the eye using partial coherence interferometry and ultrasound in cases of macular disease. Ophthalmology, 2010, 117(9): 1750-1754
- [11] Meng W, Butterworth J, Malecaze F, *et al.* Axial length of myopia: a review of current research. Ophthalmologica, 2011, 225(3): 127-134
- [12] Llorente L, Barbero S, Cano D, *et al.* Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. J Vis, 2004, 4(4): 288-298
- [13] Grosvenor T. High axial length/corneal radius ratio as a risk factor in the development of myopia. Am J Optom Physiol Opt, 1988, 65(9): 689-696
- [14] Seidemann A, Schaeffel F, Guirao A, *et al.* Peripheral refractive errors in myopic, emmetropic, and hyperopic young subjects. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 2002, 19(12): 2363-2373
- [15] Hu H, Zhao G, Wu R, *et al.* Axial length/corneal radius of curvature ratio assessment of posterior sclera reinforcement for pathologic myopia. Ophthalmologica, 2018, 239(2-3): 128-132
- [16] He X, Zou H, Lu L, *et al.* Axial length/corneal radius ratio: association with refractive state and role on myopia detection combined with visual acuity in Chinese schoolchildren. PLoS One, 2015, 10(2): e0111766
- [17] Trivedi R H, Wilson M E. Prediction error after pediatric cataract surgery with intraocular lens implantation: contact versus immersion A-scan biometry. J Cataract Refrac Surg, 2011, 37(3): 501-505
- [18] Tetikoglu M, Sagdik H, Aktas S, *et al.* Repeatability and reproducibility of a new partial coherence interferometer; AL-scan optic biometer. Med Sci, 2016, 5(1): 222-232
- [19] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181
- [20] 马思齐, 巩岩, 李丽, 等. 应用于眼轴参数测量的光学相干层析系统. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1318-1326
Ma S Q, Gong Y, Li L, *et al.* Optics and Precision Engineering, 2019, 27(6): 1318-1326
- [21] 吴南寿, 黄丽媛, 毛文健, 等. 非接触玻璃厚度测量系统. 工业仪表与自动化装置, 2018(2): 63-65
Wu N S, Huang L Y, Mao W J, *et al.* Industrial Instruments and Automation Devices, 2018(2): 63-65
- [22] 任天慧, 吴洪军, 王立伟, 等. 基于扫频源 OCT 的全眼组织参数测量系统的研制. 医疗卫生装备, 2021, 42(3): 21-27
Ren T H, Wu H J, Wang L W, *et al.* Medical and Medical Equipment, 2021, 42(3): 21-27
- [23] 李恺宁, 李奇原, 王立伟, 等. 一种眼轴长度测量系统的设计实现及其关键技术研究. 医疗卫生装备, 2019, 40(3): 1-6
Li K N, Li Q Y, Wang L W, *et al.* Medical and Medical Equipment, 2019, 40(3): 1-6
- [24] 许鹏飞. 基于光学相干反射技术的眼轴多参数测量方法研究[D]. 吉林: 长春理工大学, 2019
Xu P F. Research on Multi-parameter Measurement Method of Eye Axis Based on Optical Coherent Reflection Technology[D]. Jilin: Changchun University of Science and Technology, 2019
- [25] 胡凌飞, 陶黎明. 角膜前表面非球面性的研究进展. 临床眼科杂志, 2008, 16(5): 474-477
Hu L F, Tao L M. Journal of Clinical Ophthalmology, 2008, 16(5): 474-477
- [26] 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. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(1): 100-104
Zhao J Q, Guo Z Y, Chen A S, *et al.* Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(1): 100-104
- [27] 王英丽. 角膜曲率计浅析(上). 中国眼镜科技杂志, 2016(21): 136-137
Wang Y L. Chinese Journal of Optical Science and Technology, 2016(21): 136-137
- [28] 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. 中北大学学报(自然科学版), 2011, 32(3): 362-366
Zhao J Q, Duan P H, Guo Z Y, *et al.* Journal of North University of China (Natural Science Edition), 2011, 32(3): 362-366
- [29] 郑少林, 刘永基, 王肇圻, 等. 新型成像角膜曲率仪的光学系统设计. 光学学报, 2013, 33(5): 210-216
Zheng S L, Liu Y J, Wang Z Q, *et al.* Acta Optica Sinica, 2013, 33(5): 210-216
- [30] 闫洁, 孟鹏花, 赵俊奇. 人眼角膜曲率测量系统的研究. 应用基础与工程科学学报, 2011, 19(S1): 254-261
Yan J, Meng P H, Zhao J W. Journal of Applied Basic Science and Engineering Science, 2011, 19(S1): 254-261
- [31] 李华建, 肖作江, 刘颖, 等. 高精度角膜曲率半径测量系统. 中国光学, 2020, 13(3): 501-509
Li H J, Xiao Z J, Liu Y, *et al.* China Optics, 2020, 13(3): 501-509
- [32] Salouti R, Nowroozadeh M H, Zamani M, *et al.* Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. Optometry, 2011, 82(3): 140-147
- [33] Dickensheets D L, Kino G S. Micromachined scanning confocal optical microscope. Opt Lett, 1996, 21(10): 764-766
- [34] Maloney R K, Iii G O W. Determination of corneal image-forming properties from corneal topography. Am J Ophthalmol, 1993, 115(1): 31-41
- [35] Blaker J W. Toward an adaptive model of the human eye. J Opt Soc Am, 1980, 70(2): 220-223
- [36] Elliott. D B. Ophthalmic & physiological optics, 90 years young. Ophthalmic Physiol Opt, 2015, 35(1): 1
- [37] Shammas H J, Hoffer K J. Repeatability and reproducibility of biometry and keratometry measurements using a noncontact optical low-coherence reflectometer and keratometer. Am J Ophthalmol, 2012, 153(1): 55-61

Research on Measurement of Optical Biological Parameters of Eyes Based on Low-coherence Light Interference*

HU Ji-Ye¹⁾, CHEN Long¹⁾, HUANG Li-Yuan¹⁾, DING Wen-Zheng¹⁾, HUANG Ming-Bin²⁾,
ZHANG Hao²⁾, ZENG Ya-Guang¹⁾, TAN Hai-Shu^{1)**}

¹⁾School of Physics and Optoelectronic Engineering, Foshan University, Foshan 528000, China;

²⁾School of Mechatronic Engineering and Automation, Foshan University, Foshan 528000, China)

Abstract Objective The axial length (AL) and the corneal curvature radius (CR) in the optical biological parameters of the eye can be used as two important parameters for the prevention and monitoring of ocular myopia. In order to improve the speed and accuracy of measuring the length of eye axis and to achieve high precision of corneal curvature simultaneously dynamic measurement. This paper proposes a system for measuring optical biological parameters of the eye based on low-coherence light interference technology. **Methods** The system uses a rotating optical delay line to quickly change the optical path of the reference light, and uses a standard part with a curvature radius of 8 mm to calibrate the vertex of the human cornea to the distance between the target ring and the interference signal of the cornea trigger the camera and the data acquisition card to achieve synchronous acquisition, thereby realizing rapid measurement of the axial length and precise positioning of the distance between the target ring and the corneal vertex, while ensuring the magnification of the imaging system constant and real-time data collection. **Results** Experimental results show that this low-coherence optical interferometry system can measure the axial length and corneal curvature radius in real time. The axial length error is less than 40 μm , and the human corneal curvature radius variance is $2.082\ 36 \times 10^{-2} \mu\text{m}$. **Conclusion** The system measures AL and CR quickly and accurately, which may play an important role in the prevention and monitoring of myopia.

Key words optical biological parameters, axial length, corneal curvature, low-coherence interference, axial length, corneal curvature radius

DOI: 10.16476/j.pibb.2021.0207

* This work was supported by grants from Guangdong Science and Technology Plan (X200051UZ200) and Guangdong Science and Technology Innovation Strategy Special Fund (pdjh2021a0520).

** Corresponding author.

Tel: 86-13535780216, E-mail: tanhaishu@fosu.edu.cn

Received: July 22, 2021 Accepted: November 24, 2021