

基于低相干干涉测量的眼轴长度测量系统研究

王成^{1*}, 周岐¹, 陈奕君¹, 陈明惠¹, 项华中¹, 郑刚¹, 赵婕², 张大伟³¹上海理工大学生物医学光学与视光学研究所, 教育部医用光学技术与仪器重点实验室, 上海 200093;²上海市杨浦区市东医院眼科, 上海 200438;³上海理工大学, 教育部光学仪器与系统工程研究中心, 上海市现代光学系统重点实验室, 上海 200093

摘要 眼轴长度的精确测量对于近视防控、白内障晶体植入术后视力恢复等具有重要意义。本研究团队将 Twyman-Green 干涉系统与数字信号处理技术相结合, 搭建了低相干双光束外差干涉眼轴长度测量系统。为验证该系统的有效性, 采用该系统对 ZEISS 标准模拟眼、人眼分别进行多次测量, 进行重复性检验; 然后通过统计学分析测量数据的显著性, 结果表明差异无统计学意义 ($P > 0.05$), 符合球形检验; Bland-Altman 分析表明, 测量数据的 95% 一致性置信区间均在 $-0.06 \sim 0.06$ mm 范围内。本系统测量结果与 IOLMaster500 测量结果具有高度一致性。所设计的眼轴长度测量系统具有良好的有效性和可靠性, 为国产眼轴长度测量仪器研发提供了技术方案。

关键词 医用光学; 眼轴长度; 光学相干; Twyman-Green 干涉仪; 可靠性检测

中图分类号 TB96 **文献标志码** A

doi: 10.3788/CJL202249.0507003

1 引言

眼轴长度(AL)是指角膜前表面至视网膜色素上皮细胞层的距离, 是诊断人眼屈光状态、区别真假性近视、测算白内障术后人工晶状体(IOL)参数的重要参数之一^[1-2]。在临床上, 白内障、屈光不正、斜视、弱视、青光眼、硅油填充眼、黄斑水肿等多种疾病都伴随着不同程度的眼轴长度变化^[3]。我国青少年眼部屈光不正问题日益严峻, 视力不良率居高不下, 而近视与眼轴增长有正相关性^[4-6]。近视低龄化会直接导致高度近视的风险增加^[7]。精确的眼轴长度测量是近视防控、白内障术后视力恢复的关键^[8]。

传统的眼轴测量是基于超声技术 A 超或 AB 超进行的, 即通过接收眼球结构中各界面的超声回波信号得到深度结构信息。所测量的眼轴长度是指角膜前表面和视网膜内界膜之间的距离, 传统方法测量的精度为 $100 \mu\text{m}$ 。在之前的很长一段时间内, A 超是临床上眼轴长度测量的金标准^[9]。然而, 超声需要接触, 需要角膜表面麻醉, 这可能会造成交叉感染, 而且测量结果更多地依赖于操作者的经验, 目

前临床上采用得越来越少。光学眼轴测量具有非接触、精度高、使用方便等优势, 越来越受到市场的青睐。早在 1986 年, Fercher 和 Roth^[10] 就提出了部分相干干涉(PCI)测量眼轴的基本技术方案; 1999 年, Haigis 等改良了 PCI 技术, 并结合角膜曲率计和裂隙灯技术研制了可测量眼轴长度、角膜曲率、前房深度、白到白等参数的眼生物参数测量仪器^[7], 这是德国 Zeiss IOLMaster 和日本 Nidek AL-Scan 产品的技术基础, 目前已经形成了系列产品。此方法因为采用部分相干光源, 在干涉信号中可能存在干涉旁瓣信号, 对信噪比有一定影响。光学眼轴测量的另一种方案是基于光学低相干反射计(OLCR)技术的设计方案^[11-12], 该方案将低相干光源与迈克尔孙干涉仪相结合, 类似于光学相干层析成像(OCT)的光学系统设计。基于 OLCR 测量眼轴长度的代表性产品有美国 Haag-Streit 公司的 Lenstar LS900、天津索维公司的光学生物测量仪 SW-9000^[13]、日本 Tomey 公司的 OA-2000^[14] 以及日本 Topcon 公司的 Aladdin^[15]。PCI 和 OLCR 两类技术的区别有以下两方面: 1) 采用的光源不同。PCI

收稿日期: 2021-06-28; 修回日期: 2021-07-01; 录用日期: 2021-09-29

基金项目: 国家自然科学基金(61775140)

通信作者: *shhwangcheng@163.com

技术以多模激光二极管(MMLD)作为光源,其光谱是离散的,在相干相长时主干涉存在旁瓣,对测量的信噪比和精度有一定影响;OLCR技术以超辐射发光二极管(SLD)为光源,其光谱是连续的,根据干涉相长时光谱宽度内的连续强度变化包络可以得到单个峰值,大大提高了测量精度。2)干涉测量光路不同。PCI技术为双光束干涉系统,眼睛不直接在干涉光路系统中;而OLCR干涉光路是典型的迈克耳孙干涉结构,眼睛是干涉仪中的一个反射面,不同眼内位置的反射光都会回到干涉光路中,通过相位匹配可以得到不同反射界面上的多个干涉信号,从而可以直接获取多个眼内生物参数^[7]。近些年,OCT在眼科的应用随着OCT技术的更新而改进。Fan课题组^[16]对先前的双通道双焦点系统进行了相应改进,实现了眼睛前后节的同时成像^[17]。Grulkowski等^[18-19]采用中心波长为1065 nm的扫频光源对眼睛后半部分结构实现了清晰成像,但他们所采用的OCT系统对光源的要求非常高。IOLMaster700是基于OCT技术的典型代表。该仪器基于扫频OCT(SS-OCT)技术,通过扫描眼睛不同深度处的光截面图像来得到眼参数信息^[20-21],其眼轴测量范围为14~38 mm。与PCI及OLCR技术相比,SS-OCT技术具有更快的数据采集能力,而且采用OCT成像眼底黄斑的位置来确定眼轴测量的定位,眼轴测量更为精准。

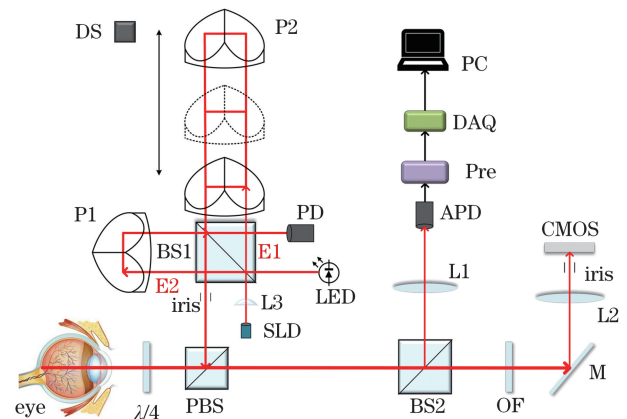
近年来,国内协和医学院^[22]、天津大学^[23]、上海大学联合苏州生物医学工程技术研究所^[24]等单位进行了眼轴长度测量方面的研究。目前,国内仅有天津市索维电子技术有限公司和深圳市莫廷影像技术有限公司两家企业生产眼轴长度测量仪器,其中前者采用的是OLCR技术方案,后者最新一代产品采用的是SS-OCT技术方案。本文重点介绍基于Twyman-Green干涉仪的光学结构,该结构结合外差干涉测量和数字信号处理方法来实现眼轴长度的测量,具有成本低、结构简单、操作灵活等特点,可为国产眼轴长度测量仪提供新的技术方案。

2 眼轴测量系统的原理

2.1 光学系统设计与实现

如图1所示,本文研究的眼轴长度测量系统^[25](New AL)是基于双光路外差干涉原理^[26]搭建的Twyman-Green干涉系统^[27]。该系统主要由近红外超辐射发光二极管(中心波长为790 nm,带宽为30 nm,偏振度为1000:1)、分光棱镜(BS)、角锥棱

镜(P)、雪崩光电二极管(APD,作为光电探测器)和采集卡(DAQ)组成。SLD发射的激光经过柱面透镜(L3, $f=10$ mm)后准直成直径为2 mm的平行光,平行光通过由BS1、P1和P2组成的Twyman-Green干涉仪,该干涉仪采用分振幅法^[28]产生两条同轴光束E1、E2。E2作为参考光进入固定的P1, E1作为测试光进入作匀速运动的P2, P2的速度经位移传感器(DS)反馈后由微控制单元(MCU)控制。DS的位移定位精度为 $5\ \mu\text{m}$, P2设定的运动速度为70 mm/s,速度控制精度为 ± 9 mm/s。当测量光E1与参考光E2的光线经过PBS和1/4波片后,偏振方向改变 90° 进入眼睛,被角膜和视网膜反射的偏振光线被1/4波片改变 90° 完全透过PBS进入探测光路。光程差在光源相干长度以内时产生干涉^[29],产生的干涉信号由APD接收并转换为电信号,电信号经Pre模拟电路^[30]预处理后进入数据采集卡,数据采集卡将模拟信号转换为数字信号。结合DS测得的P2的移动距离标记出眼球轴向前后表面的光学距离,再根据眼球折射率即可计算出眼轴几何长度^[31]。在该系统中,LED作为固视灯与激光同轴进入人眼,起到放松和固视的作用;PD的作用是监测激光状态以及分析激光强度;基于CMOS的成像光路用于瞳孔定位。



L: lens; M: mirror; OF: optical filter with transmittance of 10% at 790 nm; PD: photoelectric detector to monitor laser state and intensity; LED: light-emitting diode as fixation lamp; CMOS: complementary metal-oxide-semiconductor transistor (locate the pupil position)

图1 双光路干涉眼轴测量系统的原理图

Fig. 1 Schematic of bioptical interferometric eye-axis measurement system

2.2 眼轴测量系统对信号的处理

对接收到的光信号进行处理的原理框图如图2所示。光信号经APD后转换为电信号,电信号经

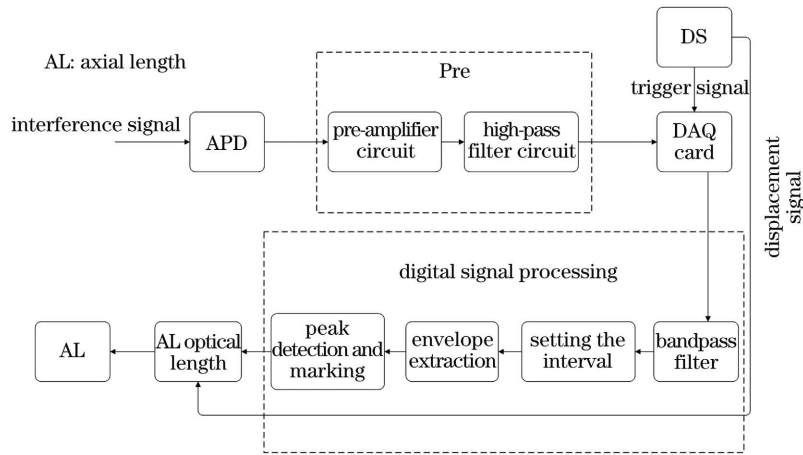


图 2 眼轴长度测量的光信号处理原理框图

Fig. 2 Principle block diagram of optical signal processing for axial eye length measurement

前置放大、高通滤波电路组成的预处理电路 (Pre) 后,由采样率设为 1 MHz 的数据采集卡进行外触发采集。正交编码位移传感器 DS 输出的脉冲信号作为触发源触发 DAQ 采集,DS 的 4 个编码相位为一个脉冲周期,每个编码相位传感器的位移精度均为 $5 \mu\text{m}$,所以每个脉冲周期的位移量为 $20 \mu\text{m}$ 。数据的采集模式为片段数据采集,也就是每次上升沿触发后只采集一部分信号。经试验可知每次触发采集 230 个点足可恢复干涉信号。整个扫描行程共触发 3000 次,共采集 690000 个数据点,行程为 60 mm。平移台设有开始和结束的到位光耦,采集时控速,复位时不控速。采集到原始干涉信号后,首先用带通滤波器对信号进行滤波处理,以便从背景噪声中获得所需信号。

光正入射运动物体的 Doppler 频率与波长、速度之间的关系为

$$f_0 = \frac{2v}{\lambda}, \quad (1)$$

式中: v 表示 P2 的运行速度; f_0 表示信号频率; λ 表示 SLD 的波长,为 790 nm。根据运行速度设定值 70 mm/s,可以计算得到 f_0 为 177 kHz。信号的频率带宽 Δf 为

$$\Delta f = \frac{2\Delta v}{\lambda} + \frac{v \cdot \Delta \lambda}{\lambda^2}, \quad (2)$$

式中: Δv 表示 P2 运行时的速度误差,为 $\pm 9 \text{ mm/s}$; $\Delta \lambda$ 表示 SLD 光源的带宽,为 30 nm。计算可得滤波器的频率带宽 Δf 为 $\pm 24 \text{ kHz}$ 。根据带宽需求,本文设计了 61 阶 Hamming 窗形式的数字带通滤波器对信号进行滤波处理,滤波器的阻带衰减不低于 -50 dB 。采用窄带滤波处理原始信号是外差干涉测量提高信噪比的主要优点之一。滤波后的信号

是一个带有载频信息的正弦实信号,为了提取干涉信号的峰值位置,对这个载频信号进行包络提取并检测包络的峰值和峰值位置(即角膜干涉和视网膜色素上皮干涉的位置),得到眼轴长度值。基于此,对整个干涉信号进行区间设定,划分眼底反射干涉信号区和眼角膜反射干涉区,采用 Hilbert 变换将原始信号的正频率部分乘以 $-j$ 而负频率部分乘以 j ,完成幅度不发生变化的频率分量的移相。通过构造解析信号将信号转变为复信号,令原信号为实部,经过 Hilbert 变换后的信号为虚部,对变换后的解析信号求模,得到该信号的幅值,从而得到信号包络,但此时的包络信号仍存在一定的高频分量。本文设计了一个截止频率为 1.2 kHz 的低通滤波器,以便有效地去除信号中的高频成分,使信号更加平滑。对信号进行包络提取从而提取出所需的两个信号的位置,检测并标记出信号峰值,与位移传感器 DS 采集的位移信号配合就可以实现眼轴光学长度的检测。基于角膜前表面包络峰值信号位置的标定以及眼底信号的峰值位置即可计算出眼轴光学长度^[32],光学长度除以设定的眼球组织平均折射率 ($n=1.3461$),就可以得到眼轴的几何长度。角膜表面的干涉峰值与眼底视网膜干涉的峰值信号以及人眼几何轴长的结果如图 3 所示。图 3 纵坐标值是由位移传感器 DS 输出的脉冲信号累加得到的,横坐标“0”对应的是角膜表面的干涉峰值信号,另外一个峰值信号是眼底视网膜的干涉峰值,表征了眼轴的几何长度。

基于以上结果,本团队完成了系统集成化和工程化设计,并将该系统组装在三维平台上,如图 4 所示。YY 0792.2—2010《眼科仪器 眼内照明器 第 2 部分:光辐射安全的基本要求和试验》要求,在

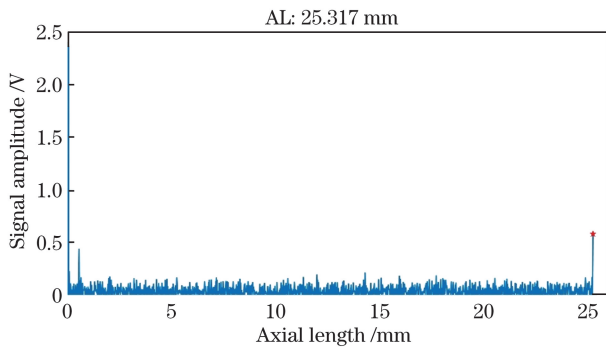


图 3 眼轴长度

Fig. 3 Axial length of a human's eye



图 4 眼轴测量系统实物照片

Fig. 4 Physical photo of ocular axis measuring system

700~1100 nm 波段,入眼激光剂量必须小于 100 mW/cm^2 。为保证测量过程的安全性,本系统出射到人眼的光斑直径为 2 mm,使用光功率计测得入眼激光功率为 $273 \mu\text{W}$,激光总剂量为 8.69 mW/cm^2 ,远小于最大允许照射量(MPE)。所有数据均在这样的架构下进行采集。

3 测量结果与分析

对眼轴测量数据进行统计学分析。根据 Shapiro-Wilk 正态性检验,所有参数均满足正态分布,使用平均数±标准差表示。

3.1 ZEISS 标准模拟眼的测量结果与分析

对 ZEISS 标准模拟眼^[33]在同一条件下不同操作者的 3 组测量数据(每组测量 9 次,获得 9 个数据)进行重复性方差分析和 Bland-Altman 分析。以 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义,以 95% 置信区间在 $-0.06 \sim 0.06 \text{ mm}$ 表示重复性良好^[34]。

ZEISS 标准模拟眼的 3 组眼轴长度测量平均值分别为 (20.85 ± 0.004) , (20.85 ± 0.003) , $(20.85 \pm 0.001) \text{ mm}$,这 3 组数据的 Mauchly's Test of Sphericity 组间方差分析结果为 $P = 0.971 > 0.05$,差异无统计学意义,符合球形检验。对这 3 组数据

进行 Bland-Altman 分析,其 95% 一致性置信区间(LoA)均在 $-0.0036 \sim 0.0036 \text{ mm}$ 范围内,说明不同操作者间的测量数据具有良好的重复性。

3.2 在体人眼眼轴测量结果与分析

对同一条件下不同操作者测得的人眼眼轴长度的 3 组测量数据(每组测量 9 次,获得 9 个眼轴信号数据)进行重复性方差分析和 Bland-Altman 分析。以 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义,以 95% 置信区间在 $-0.06 \sim 0.06 \text{ mm}$ 以及组内相关系数(ICC)大于 0.6 表示重复性和一致性良好^[34]。

此外,测量 5 名被试的眼轴长度,每名被试测量 5 次,如表 1 所示。采用 Mauchly's Test of Sphericity 组间方差对数据进行分析,结果表明差异无统计学意义,符合球形检验。采用 Bland-Altman 分析后发现 95% 一致性置信区间均在 $-0.06 \sim 0.06 \text{ mm}$ 范围内,说明同一操作者的测量数据具有良好的重复性,同时,ICC 值大于 0.6,说明信号数据具有良好的 consistency。

表 1 人眼轴长度测量结果分析

Table 1 Analysis of measured axial human eye length

No.	Mean±error /mm	Significance	ICC
1	24.41±0.04	0.930	0.833
2	25.29±0.06	0.789	0.641
3	23.71±0.05	0.835	0.626
4	26.37±0.06	0.832	0.701
5	23.45±0.02	0.932	0.954

为了说明本系统(New AL)眼轴测量的准确性,另选一名操作者单独采用 Zeiss 公司的 IOLMaster500 系统测量以上被试的眼轴长度,然后将测量结果与本系统的测量结果作散点图及线性拟合,结果如图 5 所示。从图中可以看出,本系统测量的结果与 IOLMaster500 测量结果高度一致,说明本系统不但具有良好的重复性,还具有良好的准确性。

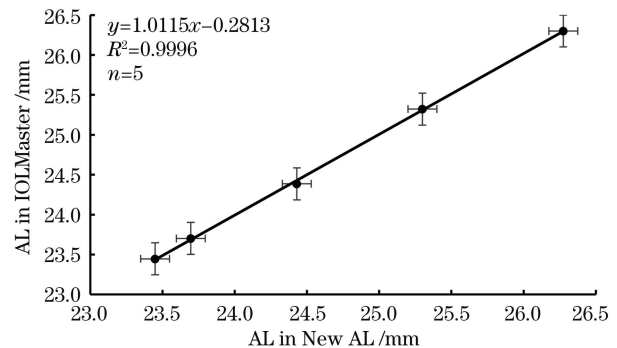


图 5 IOLMaster500 系统与本系统的眼轴长度测量结果

Fig. 5 Axial eye length measured by IOLMaster500 system and our system

4 讨 论

本团队设计的基于 Twyman-Green 干涉系统架构的双光路外差干涉眼轴探测系统结合数字信号处理技术实现低相干光学眼轴长度的测量。对 ZEISS 标准模拟眼和人眼眼轴长度在同一条件下进行了多次测量,结果表明,本系统的多次测量值符合球形检验,差异无统计学意义;采用 Bland-Altman 对测量结果进行分析,分析结果表明其一致性置信区间均在可接受范围内,ICC 值大于 0.6,说明眼轴长度测量数据具有良好的重复性。

本套系统的测量仍存在误差,误差主要来源于两个方面:1)虽然本系统的激光强度远低于安全阈值,但在测量人眼眼轴长度时,激光仍会对人眼有轻微刺激,人眼会下意识地偏离原本的视轴方向,从而产生测量误差,因此在测量时需要被测积极配合。2)本套系统采用 SLD 作为光源,该光源的相干长度为 $30\ \mu\text{m}$,这一数值可定义为轴向分辨率^[35]。在眼轴测量应用中只提取干涉信号包络的峰值,理论上来说只是提取一个采样点,分辨率可以由采样分辨率决定;但在本系统中,采样的间隔为位移传感器的位移脉冲信号,其间隔为 $5\ \mu\text{m}$,所导致的眼轴测量误差为 $\pm 5\ \mu\text{m}$,这是影响眼轴长度测量的另一个因素,也是最主要的系统性影响因素。

在同一条件下的多次测量过程中,当有效信号与噪声的信噪比大于 2.3 时,干涉信号受到的噪声干扰可以忽略,不会导致测量数值出现较大误差。因此,在接下来的工作中,本团队会继续优化信噪比,以降低噪声,提高信号幅值,进而提高测量的精度。

5 结 论

本文设计的基于 Twyman-Green 干涉系统架构的双光路外差干涉眼轴探测系统结合数字信号处理技术实现了低相干光学眼轴长度测量。在相同的条件下,对 ZEISS 标准模拟眼轴和人眼眼轴进行了多次测量,测量结果表明,本系统的多次测量值符合球形检验,差异无统计学意义;Bland-Altman 分析表明,测量数据的 95% 一致性置信区间均在可接受范围内,ICC 值大于 0.6,说明眼轴长度测量数据具有良好的重复性。将本文系统与 Zeiss 公司的 IOLMaster500 系统的测量结果进行拟合,拟合优度高达 0.9996,说明本系统的眼轴测量具有良好的准确性。本研究对于准确预判早期假性近视以及近视防控等工作提供了必要手段,为眼生物参数测量

仪器的国产化提供了技术实现方案,具有重要应用价值和产业化意义。

参 考 文 献

- [1] Wang L H, Huang W Y, Huang S S, et al. Ten-year incidence of primary angle closure in elderly Chinese: the Liwan Eye study [J]. *The British Journal of Ophthalmology*, 2019, 103(3): 355-360.
- [2] Lee A C, Qazi M A, Pepose J S. Biometry and intraocular lens power calculation [J]. *Current Opinion in Ophthalmology*, 2008, 19(1): 13-17.
- [3] Fayette R M, Cakiner-Egilmez T. What factors affect intraocular lens power calculation? [J]. *Insight (American Society of Ophthalmic Registered Nurses)*, 2015, 40(4): 15-18.
- [4] Meng W H, Butterworth J, Malecaze F, et al. Axial length of myopia: a review of current research [J]. *Ophthalmologica*, 2011, 225(3): 127-134.
- [5] Saw S M, Chua W H, Gazzard G, et al. Eye growth changes in myopic children in Singapore [J]. *The British Journal of Ophthalmology*, 2005, 89(11): 1489-1494.
- [6] Llorente L, Barbero S, Cano D, et al. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations [J]. *Journal of Vision*, 2004, 4(4): 288-298.
- [7] Wang C, Dong X N, Xiang H Z, et al. Progress and measurement methods of axial eye length [J]. *Optical Instruments*, 2019, 41(2): 72-79.
王成, 董肖娜, 项华中, 等. 眼轴长度测量方法及进展研究 [J]. *光学仪器*, 2019, 41(2): 72-79.
- [8] Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation [J]. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 1992, 18(2): 125-129.
- [9] Holzer M P, Mamusa M, Auffarth G U. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements [J]. *The British Journal of Ophthalmology*, 2009, 93(6): 807-810.
- [10] Fercher A F, Roth E. Ophthalmic laser interferometry [J]. *Proceedings of SPIE*, 1986, 0658: 48-51.
- [11] Shen Z W, Xue L P, Mo T, et al. Research advances in clinical application of Lenstar LS900 [J]. *International Eye Science*, 2012, 12(11): 2123-2125.
沈政伟, 薛林平, 莫婷, 等. Lenstar LS900 的临床应用进展 [J]. *国际眼科杂志*, 2012, 12(11): 2123-2125.
- [12] Zheng W Y, Zhou W, Sun H. Research progress in clinical application of lenstar LS900 [J]. *Medical Recapitulate*, 2014, 20(4): 671-673.

- 郑维一, 周伟, 孙恒. Lenstar LS900 临床应用的研究进展[J]. 医学综述, 2014, 20(4): 671-673.
- [13] Chen Y H, Cao M. Clinical comparative study of Suoer SW9000 and Carle Zeiss IOLMaster in biomeasurement[J]. Journal of Clinical Ophthalmology, 2019, 27(2): 178-181.
- 陈奕辉, 曹敏. 索维 SW9000 与卡尔蔡司 IOLMaster 在生物测量中的临床对比研究[J]. 临床眼科杂志, 2019, 27(2): 178-181.
- [14] Hua Y J, Xiao Q Y, Wu Q. Comparison of ocular variables obtained from Tomey OA-2000 and IOLMaster[J]. Recent Advances in Ophthalmology, 2017, 37(9): 845-848.
- 华焱军, 肖秋怡, 吴强. 新型眼生物测量仪 Tomey OA-2000 和 IOLMaster 获得的白内障患者眼生物参数的比较[J]. 眼科新进展, 2017, 37(9): 845-848.
- [15] Mandal P, Berrow E J, Naroo S A, et al. Validity and repeatability of the Aladdin ocular biometer[J]. The British Journal of Ophthalmology, 2014, 98(2): 256-258.
- [16] Dai C X, Zhou C Q, Fan S H, et al. Optical coherence tomography for whole eye segment imaging [J]. Optics Express, 2012, 20(6): 6109-6115.
- [17] Fan S H, Li L, Li Q, et al. Dual band dual focus optical coherence tomography for imaging the whole eye segment[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(7): 2481-2493.
- [18] Grulkowski I, Liu J J, Potsaid B, et al. Retinal, anterior segment and full eye imaging using ultrahigh speed swept source OCT with vertical-cavity surface emitting lasers [J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3(11): 2733-2751.
- [19] Grulkowski I, Liu J J, Zhang J Y, et al. Reproducibility of a long-range swept-source optical coherence tomography ocular biometry system and comparison with clinical biometers [J]. Ophthalmology, 2013, 120(11): 2184-2190.
- [20] Kunert K S, Peter M, Blum M, et al. Repeatability and agreement in optical biometry of a new swept-source optical coherence tomography-based biometer versus partial coherence interferometry and optical low-coherence reflectometry[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2016, 42(1): 76-83.
- [21] Ruiz-Mesa R, Abengózar-Vela A, Ruiz-Santos M. Comparison of a new Scheimpflug imaging combined with partial coherence interferometry biometer and a low-coherence reflectometry biometer[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2017, 43(11): 1406-1412.
- [22] Zhao H L, Zhang J. Variation of ocular biometric parameters and their relationships in cataract patients with over-long axial length before and after phacoemulsification [J]. International Eye Science, 2019, 19(1): 78-82.
- 赵海亮, 张健. 超长眼轴白内障手术前后眼生物测量参数变化及相互关系[J]. 国际眼科杂志, 2019, 19(1): 78-82.
- [23] Liu S S, Wang Y, Zhang W Q, et al. Large-scale axial length measuring system based on SS-OCT[J]. Acta Photonica Sinica, 2019, 48(5): 0512002.
- 刘珊珊, 汪毅, 张玮茜, 等. 基于 SS-OCT 的大范围眼轴长度测量系统[J]. 光子学报, 2019, 48(5): 0512002.
- [24] Ma S Q, Gong Y, Li L, et al. Optical coherence tomography system for measurement of eye axial parameters [J]. Optics and Precision Engineering, 2019, 27(6): 1318-1326.
- 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[J]. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1318-1326.
- [25] Zhang Y N, Li P D, Wang C, et al. Design of weak optical signal detection system for measuring eye axial length[J]. Journal of Applied Optics, 2020, 41(5): 898-903.
- 张宇宁, 李丕丁, 王成, 等. 用于眼轴长度测量的弱光信号检测系统设计[J]. 应用光学, 2020, 41(5): 898-903.
- [26] Findl O, Drexler W, Menapace R, et al. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2001, 27(6): 861-867.
- [27] Tan Y D, Xu X, Zhang S L. Precision measurement and applications of laser interferometry[J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(15): 1504001.
- 谈宜东, 徐欣, 张书练. 激光干涉精密测量与应用[J]. 中国激光, 2021, 48(15): 1504001.
- [28] Lu X Y, Zhao C L, Cai Y J. Research progress on methods and applications for phase reconstruction under partially coherent illumination [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(5): 0500016.
- 卢兴园, 赵承良, 蔡阳健. 部分相干照明下的相位恢复方法及应用研究进展[J]. 中国激光, 2020, 47(5): 0500016.
- [29] Jin C Q, Yang B X, Hu X B, et al. Measurement method of lens central thickness with high precision based on low coherence interferometry[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(6): 0604002.
- 金超群, 杨宝喜, 胡小邦, 等. 低相干光干涉高精度透镜中心厚度的测量方法[J]. 中国激光, 2017, 44(6): 0604002.
- [30] Yang M, Wang C, Li P D, et al. Axial eye length measurement system design [J]. Optical

- Instruments, 2019, 41(4): 74-79.
- 杨梅, 王成, 李丕丁, 等. 眼轴长度测量系统设计[J]. 光学仪器, 2019, 41(4): 74-79.
- [31] Cai G, Wang C, Dong X N, et al. A refractive index measurement method based on optical heterodyne interferometry[J]. Optical Technique, 2018, 44(3): 269-272.
- 蔡干, 王成, 董肖娜, 等. 基于光学外差干涉的折射率测量方法[J]. 光学技术, 2018, 44(3): 269-272.
- [32] Yin Y K, Yu K, Yu C Z, et al. 3D imaging using geometric light field: a review[J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(12): 1209001.
- 殷永凯, 于锴, 于春展, 等. 几何光场三维成像综述[J]. 中国激光, 2021, 48(12): 1209001.
- [33] Sheng H, Bottjer C A, Bullimore M A. Ocular component measurement using the Zeiss IOLMaster[J]. Optometry and Vision Science, 2004, 81(1): 27-34.
- [34] Portney L G, Watkins M P. Foundation of clinical research: application to practice[M]. New Jersey, US: Prentice Hall, 1993.
- [35] Hu Y H, Zhang X Y, Xu S L, et al. Research progress of laser reflective tomography techniques[J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(4): 0401002.
- 胡以华, 张鑫源, 徐世龙, 等. 激光反射层析成像技术的研究进展[J]. 中国激光, 2021, 48(4): 0401002.

Axial Eye Length Measurement System Based on Low Coherence Interferometry

Wang Cheng^{1*}, Zhou Qi¹, Chen Yijun¹, Chen Minghui¹, Xiang Huazhong¹, Zheng Gang¹, Zhao Jie², Zhang Dawei³

¹Institute of Biomedical Optics and Optometry, Key Lab of Medical Optical Technology and Instruments, Ministry of Education, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

²Ophthalmology, Shanghai Yangpu District Shidong Hospital, Shanghai 200438, China;

³Key Laboratory of Modern Optical Systems, Engineering Research Center of Optical Instrument and System, Ministry of Education, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract

Objective The prevalence of myopia in China remains high. Up to 50% of pupils and 90% of teenagers and young adults are myopic, and ametropia is increasingly affecting adolescents and highly educated groups. The development of human eyeballs and the refractive state of both eyes can be evaluated with reference to variation trends in axial length (AL). AL refers to the distance from the front-most surface of the cornea to the retinal pigment epithelium using the optical measurement method. Accurate measurement of eye-axis length is essential for myopia prevention and control and postcataract lens implantation vision recovery. In clinical practice, cataract, refractive error, strabismus, amblyopia, silicone oil-filled macular edema, and other diseases are accompanied by various changes in eye-axis length. Traditional A-or AB-ultrasound requires contact with the eye and is prone to cross-infection, and the measurement is dependent on the operator's practical experience. Optical AL measurement has the advantages of no contact, high precision, and convenience. In this study, a new AL measurement system (New AL) was built based on an improved Twyman-Green interferometric system, which combines heterodyne interferometry and digital signal processing methods to achieve accurate measurement of AL at low cost, with a simple structure and flexible and convenient operation, providing a technical solution for domestic AL measurement.

Methods A low-coherence dual-beam external differential interference ocular AL measurement system based on the Twyman-Green interferometric system was constructed using a 790 nm central wavelength and 30 nm bandwidth laser as the light source (Fig. 1). The optical signal was converted to an electrical signal using avalanche photo diode (APD) and passed through the preprocessing circuit, which contained an amplified circuit and long-pass filter circuit. The preprocessing circuit was externally triggered by a data acquisition card (DAQ card) to be acquired as a digital signal, and both the interference signals peak position of anterior corneal surface and retinal pigment epithelium of the retina were detected and marked using digital processing methods. A band-pass filter finite impulse response (FIR) based was designed for signal filtering to abstract the Doppler shift of the optical signal; then, the peak

marking of signals was obtained using Hilbert transform for envelope extraction (Fig. 2). Finally, the optical length measurement of eye-axis length was obtained by reading the motion position of the reference mirror corresponding to the signal peaks from the anterior corneal surface and retinal pigment epithelium. The optical length was divided by the average refractive index of the eye tissue to obtain the geometric length of the eye axis (Fig. 3). Statistical analysis of AL measurement data was conducted. The differences were not statistically significant according to Mauchly's Test of Sphericity, conforming to the sphericity test and expressed using the mean \pm standard deviation. AL measurements were conducted using an IOL Master optical biometer and the New AL measurement system. The reproducibility of the devices was assessed using the intragroup correlation coefficient (ICC). AL measurements from both devices were analyzed for consistency using Bland-Altman analysis, and regression analysis was conducted to establish the mathematical relationship of AL values between the IOL Master and the New AL system. A value of $P < 0.05$ indicates statistical significance.

Results The team has completed the integration and engineering of the system, assembled on a 3D platform (Fig. 4). Statistical analysis of the eye-axis measurement data was significant, and the differences were not statistically significant ($P > 0.05$), following the spherical test; Bland-Altman analysis showed that their 95% confidence interval of the agreement was within -0.06 – 0.06 mm, indicating that the measurement data from the same operator had good repeatability, and ICC values > 0.6 indicated that the signal data had a good agreement. The measurement results of this system are highly consistent with the results measured by IOLMaster500 (Fig. 5), which indicates that the ocular axis measurement of this system is accurate.

Conclusions In this paper, we designed a dual-beam external differential interference eye-axis detection system with the Twyman-Green interferometric system architecture combined with digital signal processing technology to achieve low-coherence optical eye-axis length measurement. We implemented multiple measurements of the ZEISS standard analog eye axis and the human eye axis under the same conditions, the results showed that the eye-axis length measurement system designed in this paper had good validity and reliability. However, this system still had the error caused by the cooperation between the operator and the test subject during measurement, so we set the signal-to-noise ratio to > 2.3 to ignore the interference of noise in the signal. In the next study, we will continue to optimize the signal processing method to improve the signal-to-noise ratio to enhance the accuracy of the measurements. This is necessary for accurate prediction of early pseudomyopia and myopia, their prevention and control, and to provide a technical solution for domestic AL measurement.

Key words medical optics; axial eye length; optical coherence; Twyman-Green interferometer; reliability testing