

文章编号 1004-924X(2019)06-1318-09

## 应用于眼轴参数测量的光学相干层析系统

马思齐<sup>1,2</sup>, 巩岩<sup>2\*</sup>, 李丽<sup>1</sup>, 张艳微<sup>2</sup>

(1. 上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072;

2. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 医用光学室, 江苏 苏州 215163)

**摘要:**生物测量在眼科疾病的诊断和治疗中越来越重要,对儿童和青少年的眼轴长度进行监测有助于预防和治疗近视及其引发的眼科疾病,眼轴参数的准确测量也是影响眼病患者术后视觉质量的重要因素。为了测量眼轴参数,本文研究了基于时域低相干技术的眼轴测量方法,研制了高精度、非接触式眼轴测量的原理样机,并开展了相应的实验研究。利用低相干干涉技术与长相干干涉测距技术结合的方法,采用时域的机械扫描方式,搭建一套光纤型低相干层析测量系统。通过对标准透镜厚度和镜面间隔的测量实验,重复测量精度优于  $0.3\ \mu\text{m}$ 。最后对鱼眼眼轴参数进行测量,清晰得到鱼眼的角膜、晶状体和视网膜等结构。实验结果表明,该系统的稳定性及重复性均能达到设计要求,可以用于动物眼轴参数的测量。

**关键词:**眼轴测量;低相干干涉;相干层析技术;长相干干涉

**中图分类号:**O436.1;R770.4 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20192706.1318

## Optical coherence tomography system for measurement of eye axial parameters

MA Si-qi<sup>1,2</sup>, GONG Yan<sup>2\*</sup>, LI Li<sup>1</sup>, ZHANG Yan-wei<sup>2</sup>

(1. School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China;

2. Medical Optical Research Laboratory,

Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology,

Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

\* Corresponding author, E-mail: gongy@sibet.ac.cn

**Abstract:** Biometrics is becoming more and more important in the diagnosis and treatment of ophthalmic diseases. Monitoring the axial length of children and adolescents can help prevent and treat myopia, and the ophthalmic diseases that it causes. The accurate measurement of eye axial parameters is an important factor in visual quality that affects postoperative patients with eye diseases. In order to measure the parameters of the eye axis, the eye axis measurement method based on the time domain low-coherence technique of time domain is presented. The prototype for high-precision and non-contact measurement is developed and the corresponding experiments are conducted. Using a combination of low-coherence interference technique and long coherent interference ranging

**收稿日期:**2018-12-21; **修订日期:**2019-01-09.

**基金项目:**国家重点研发计划-高端超分辨显微物镜装配技术联合研究项目(No. 2016YFE0110100);中科院科研装备研制-超分辨物镜一体化装配系统研制项目(No. Y722041202)

technology, a fiber-optic low-coherence tomography measurement system is built using time-domain mechanical scanning. The repeatability error of standard lens thickness and mirror spacing measurements is less than  $0.3 \mu\text{m}$ . In the experimental measurement of fish-eye axis parameters, the structure of the cornea, lens, and retina of the fish eye was clearly tested. The stability and repeatability of the system meets the design requirements. The tomographic measurement experiment on fish eyes successfully verified that the system can be used for the measurement of animal eye axis parameters.

**Key words:** eye axis measurement; low-coherence interference; coherent tomography; long coherent interference

## 1 引言

在眼科疾病的诊断和治疗中,生物测量发挥着越来越重要的作用。生物测量主要是测量人眼的眼轴长度、角膜曲率半径、前房深度和晶状体厚度等参数信息,其中眼轴长度的准确性测量是最重要的因素之一。眼轴是眼睛的旋转对称轴,可以看成是眼睛光学系统中的一条中轴线。眼轴长度即角膜前表面至视网膜色素上皮层的距离,包括角膜厚度、前房深度、晶状体厚度、玻璃体腔长度及黄斑部视网膜神经上皮层厚度。临床上,白内障、屈光不正、斜视、弱视、青光眼、硅油眼、黄斑水肿等多种眼科疾病也都伴随着不同程度的眼轴变化<sup>[1]</sup>。对于白内障患者,眼轴长度的测量精度直接影响人工晶状体屈光度数的计算, $100 \mu\text{m}$ 的测量误差将导致人工晶状体植入手术中约  $0.25 \text{ m}^{-1}$  的术后屈光误差<sup>[2,3]</sup>。近视是影响儿童和青少年视力健康的最常见疾病,已受到社会广泛关注。因此,了解儿童和青少年眼轴的变化情况有助于眼科疾病的及时诊断和治疗。

测量眼轴长度的方法主要有接触测量法和非接触测量法两大类。接触测量法主要采用超声测量,而非接触测量法主要是指基于光学相干的测量技术<sup>[4]</sup>。基于低相干反射的光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT)技术是非接触测量方法中精度较高且速度最快的,并可以用于一些复杂的光学系统测量。与传统的接触式测量相比,非接触式检查的优势主要表现在:(1)非侵入性,不接触角膜,避免感染;(2)测量精度和重复测量精度高,纵向分辨率可以达到  $1 \mu\text{m}$ ,是超声测量的百倍<sup>[5]</sup>;(3)坐位检查,患者更容易配合;(4)适用性强,可用于各种不同状态的眼轴长度测量,如不同材料人工晶状体眼、硅油

填充眼、屈光术后眼等<sup>[6,7]</sup>。

本文提出将低相干层析技术与长相干测距技术相结合的方法,对标准胶合物镜的光学表面间隔以及鱼眼眼轴的长度进行测量。设计并搭建了原理样机,验证了原理样机的重复性测量精度;并将原理样机应用于多镜片镜组的测量,最后在鱼眼眼轴的测量实验中,成功检测出鱼眼眼轴的层析信号。

## 2 眼轴参数测量的发展与现状

眼轴的非接触式测量方法基于透镜镜面中心厚度的检测原理,主要指色差位移传感技术<sup>[8,9]</sup>、差动共焦技术<sup>[10,12]</sup>、光学低相干反射(Optical Low Coherence Reflectometry, OLCR)技术<sup>[13,14]</sup>等,基于色差位移传感技术和差动共焦技术的测量方法受被测面形影响,测量精度最高只能达到微米量级。基于 OLCR 的光学测量技术具有高精度、大量程以及非接触的优势,是眼轴测量的最佳选择。

早在 1987 年,Youngquist 等<sup>[15]</sup>提出一种光学低相干反射计,后来 Fercher 等<sup>[16]</sup>将该技术用于测量眼睛内部各部分组织的尺寸。利用光学相干层析技术测量生物组织的方法最早是由美国麻省理工学院的 Huang<sup>[17]</sup>等人提出,即时域 OCT,是在 OLCR 技术的基础上加上探测光束相对于样品的横向扫描,发展出二维或三维成像模式,并利用此技术获得了人眼视网膜细微结构和冠状动脉壁的结构。时域 OCT 的测量速度较慢,主要受机械扫描的限制。为解决此问题,1995 年奥地利维也纳大学的 A. F. Fercher<sup>[18]</sup>等人提出了频谱干涉测量法获取散射组织深度信息的谱域 OCT 技术(Spectral Domain Optical Coherence Tomography, SD-OCT)。1997 年,美国麻省理工学院的 S. R.

Chinn<sup>[19]</sup>等人又提出了扫频 OCT(Sweep Source Optical Coherence tomography, SS-OCT)技术,使用快速可调谐扫频光源作为系统光源,得到的干涉信号被探测器接收后再通过傅里叶变换获得样品的深度信息和结构信息,测量速度显著提高,能达到几十甚至几十万赫兹<sup>[20]</sup>。谱域 OCT 和扫频 OCT 都是通过对得到的干涉光谱信号进行傅里叶变换重建样品的结构信息,因此统称为傅里叶域 OCT(Fourier Domin Optical Coherence Tomography, FD-OCT)。OCT 技术利用宽谱光源具有短相干长度的特性实现光学切片和层析,已广泛地应用于生物组织成像<sup>[21-25]</sup>和工业测量<sup>[26]</sup>等方面。其中,典型代表有皮肤 CT<sup>[27]</sup>、视网膜层析<sup>[28]</sup>、内窥层析技术<sup>[29]</sup>等。

现在主流的基于光学相干层析成像技术的光学相干生物测量仪有德国蔡司的 IOL-Master 500/700、日本拓普康的 Aladdin、瑞士科林的 Lenstar LS 900 以及国内天津的索维 SW-9000 等,这些仪器的测量精度均在  $1\sim 10\ \mu\text{m}$ 。

几种生物测量仪的测量参数及范围如表 1 所示。对比表中参数可以看出,采用扫频 OCT 技

术的 ZEISS IOL-Master 700 是目前市场上测量范围最广、精度最高的生物测量仪器,眼轴长度的测量精度为  $0.01\ \text{mm}$ <sup>[30]</sup>。



图 1 几种主流的生物测量仪  
Fig. 1 Several mainstream biometric instruments

表 1 主流生物测量仪测量技术及参数比较

Tab. 1 Comparison of measurement techniques and parameters of mainstream biometric instruments

	SUOER SW-9000	Topcon Aladdin	ZEISS IOLMaster500	ZEISS IOLMaster700	Lenstar LS900
Measurement technology	OLCR	OLCR	OLCR	SSOCT	OLCR
Axial length/mm	12~34	15~38	14~38	14~38	14~32
Central corneal thickness/mm	0.300~0.800	0.300~0.800	N/A	0.2~1.2	0.300~0.800
Corneal radius/mm	4.8~11.1	5~10.5	5~10	5~11	5~10.5
Axis angle/(°)	0~180	N/A	N/A	N/A	0~180
Anterior chamber depth/mm	1.5~6.0	1~7	1.5~6.5	0.7~8	1.5~6.5
Lens thickness/mm	0.5~7.0	0.5~6.5	N/A	1~10	0.5~6.5
White-to-white/mm	6.5~16.6	8~14	8~16	8~16	7~16
Pupil diameter/mm	1.9~13.5	0.5~10	N/A	N/A	2~13

### 3 眼轴参数测量原理

#### 3.1 光学低相干层析技术

光学低相干层析技术基于时域相干测量,采用迈克逊干涉结构,其测量原理如图 2(a)所示。由光源发出的光首先经过耦合器后分为两束,分

别进入参考臂和样品臂,两束光经参考镜和样品反射后在分束耦合器发生干涉。忽略相位啁啾的影响,高斯型光源干涉信号可表示为<sup>[31]</sup>:

$$I_{12}(Z) = \exp[j2\pi\alpha_0 \cdot \{2n(\alpha_0)L - Z\}] \cdot \exp\left[-4\ln 2 \frac{(Z - 2n_z(\alpha_0)L)^2}{l_c^2}\right]. \quad (1)$$

从式(1)中可知,低相干干涉信号表示为理想

正弦函数与高斯函数的积。正弦部分表示参考臂与测量臂的干涉,其中  $\alpha_0$  为中心波长频率,  $n(\alpha_0)$  为中心波长频率为  $\alpha_0$  的光通过待测样品时的折射率,正弦部分表示参考臂光学长度  $Z=2n_{\text{air}}(\alpha_0)z$  与测试臂物理长度  $L$  的干涉,  $n_g(\alpha_0)$  为中心波长频率为  $\alpha_0$  的光通过待测样品时的群折射率。高斯函数部分为光学短相干包络,数学上表示为理想光源干涉的高斯型加权,其中  $l_c$  为低相干长度,表现为高斯函数的半峰全宽(Full Width Half Maximum, FWHM),可以表示为:

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left[ \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \right], \quad (2)$$

式中:  $\lambda_0$  表示光源的中心波长,  $\Delta \lambda$  表示光源谱线宽度。由于光源的低相干性,只有当参考臂与测量臂的光程差小于相干长度  $l_c$  时才能发生干涉,即只有在特定的轴向深度才能观测到干涉信号,且光程差为零时干涉信号最强。由此,通过参考臂的轴向扫描可探测出被测镜不同光学表面的干涉峰,而峰值间的光学长度表征光学面间的厚度信息,经过耦合器之后的干涉信号被平衡探测器采集,再由数据采集卡采集数据,最后通过数据处理重建样品的内部结构信息。

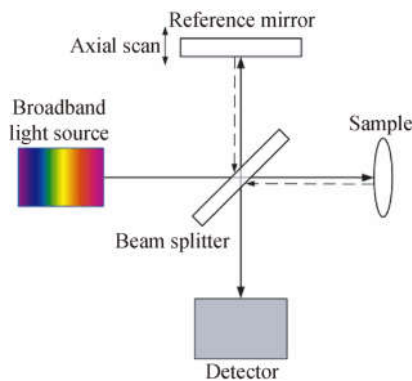


图 2 低相干层析测量原理图  
Fig. 2 Principle schematic of low coherence tomography

### 3.2 长相干测距技术

为了精确测量短相干峰值间的光程差,引入共光路长相干测距技术标定光程差。实验中选择窄带光源作为标尺光源,采用迈克尔逊干涉结构,设置参考臂与固定臂。其中,参考臂与短相干层析光路共光路设计,从而利用干涉测距法可实时监测参考臂的扫描延迟距离。图 3 为短相干层析信号和长相干标尺信号测厚的原理。当参考臂扫

描时,短相干光路会记录各光学面短相干的相干峰信号;与此同时,光学延迟会使长相干信号出现明暗变化的正弦信号,通过监测峰值信号间的相位差,便可精确测量光学延迟量。由此,相邻干涉信号峰值间的距离  $D$  可表达为:

$$D = \frac{\lambda_L \varphi}{2n_L^2} = \frac{\lambda_L}{2n_L^2} (N + \Delta \varphi), \quad (3)$$

式中:  $\lambda_L$  为长相干激光的波长,  $\Delta \varphi$  为峰值间测距干涉信号的相位差,  $2n_L^2$  为空气在波长  $\lambda_L$  下的折射率。

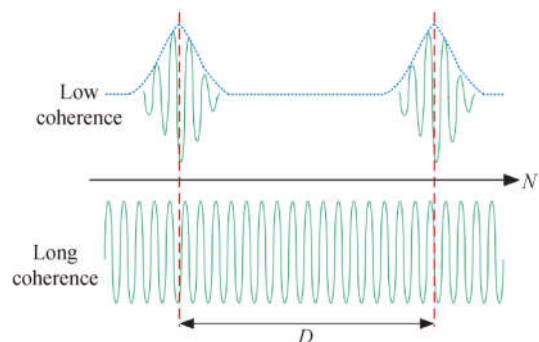


图 3 长相干干涉测距原理

Fig. 3 Principle of thickness measurement with long coherence

## 4 眼轴测量系统设计

本实验的原理设计如图 4 所示,参考臂采用 1 550 nm 分布反馈式激光器(Distributed Feed-Back Laser Diode, DFB)作为标尺光源,线宽小于 1 M,参考臂和样品臂产生的两束反射光在  $2 \times 2$  耦合器处发生干涉,最后被光电探测器接收,采集的干涉信号用于精确监测参考臂的相位延迟量。

短相干干涉光路光源选用 Thorlabs 公司的超辐射发光二极管(Super Luminescent Diode, SLD),中心波长为 1 310 nm,谱线宽度为 85 nm,相干长度约为  $8.9 \mu\text{m}$ 。该光束经过耦合器(FC)分为两束光分别进入环形器(CIR)和波分复用器(WDM),一束光经参考臂的光学延迟线后,反射并回到环形器;另一束光经过样品臂的聚焦镜组到达待测样品,样品的背向反射光原路返回,与参考臂反射回的光束经过耦合器后进入平衡探测器,当平衡探测器中两束光的光程差不大于 SLD 光源的相干长度时产生干涉。

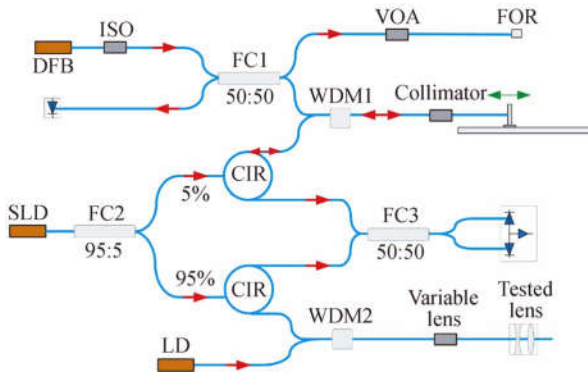


图 4 眼轴参数测量光学系统结构图

Fig. 4 Layout of optical system for measurement of eye axial parameters

由图 4 可以看出,本系统中两束光共用一个参考臂,即光学延迟线。实验中采用直线电机模组驱动反射镜做直线运动的方式进行延迟扫描,直线模组的导轨量程为 400 mm,反射镜的运动速度为 50 mm/s。指示光源选择波长为 650 nm 的 LD 光源,采用波分复用器与测量臂的聚焦物镜连接,方便对准被测样品。

不包含样品臂的系统原理样机实物如图 5 所示。为调节两路光的干涉信号达到最强,在实际光路中引入了偏振控制器。此外,还将光纤连接的无源器件熔接并集成为一个模块,在提高光能耦合效率和增加系统稳定性的同时,也极大地减小了系统体积。

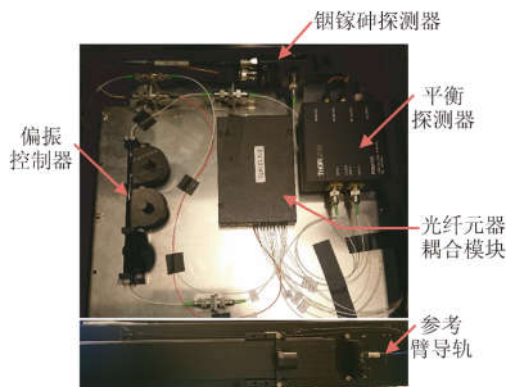


图 5 集成的原理样机(未包含样品臂)

Fig. 5 Prototype of integrated optical-mechanical system (Sample arm not included)

## 5 测量实验与结果分析

本文首先对标准平板玻璃进行多次测量实验来验证系统的重复性,再以标准胶合物镜的测量实验来测试系统对多镜片镜组的测量能力,最后

实际测试鱼眼眼轴的长度。

### 5.1 重复性测试

用于标定的平板玻璃直径为 5 cm,其厚度用千分尺测得实际值为  $5\,206\ \mu\text{m}$ 。首先开启两个光源并预热,然后将平板玻璃放在四维调节平台上,调节平台倾斜使探测器探测到的反射光强最高,之后控制导轨进行扫描,使用 NI 采集卡的差分通道 AI0 和 AI1 采集两路干涉信号;最后,由算法计算得到平板玻璃的厚度。通道 AI0 实际采集得到的短相干层析信号如图 6 红色波形所示(彩图见期刊电子版),通过平滑、解包络以及高斯拟合等一系列处理<sup>[32]</sup>,可精确确定两个干涉峰峰值点的横坐标;通道 AI1 实际采集得到的长相干标尺信号如图 6 蓝色波形所示。

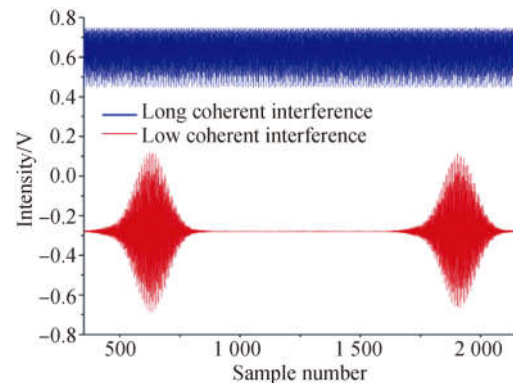


图 6 平行平板干涉峰信号(蓝色为长相干标尺信号,红色为短相干层析信号)

Fig. 6 Interference peak signal of parallel plate

对干涉峰信号进行处理得到波峰和波谷的数量  $N$ ,利用式(3)计算得到平板玻璃厚度,其中  $\lambda_L = 1\,550.02\ \text{nm}$ ,  $n_L^2$  取 1.518 881,最终得到的实验数据如图 7 所示。该平板玻璃的厚度平均值  $\bar{X} = 5\,206.529\ \mu\text{m}$ ,均方差  $\sigma = 0.263\ 1$ 。

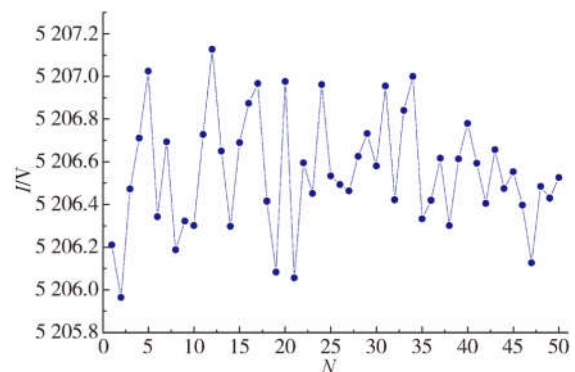


图 7 平行平板重复性测试结果

Fig. 7 Test result of parallel plate repeatability

### 5.2 标准物镜测试

AMT100 是由两片镜片胶合而成的物镜,焦距为 100 mm,物镜及其参数如图 8 所示。

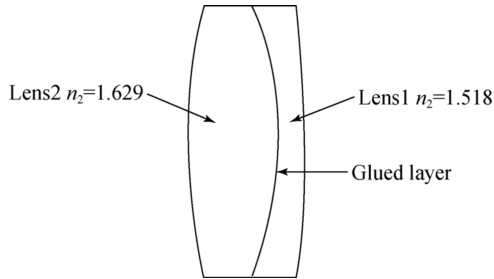


图 8 AMT100 镜片结构图  
Fig. 8 Structure of AMT100

实验步骤与 5.1 节相似,首先将测量光束焦点调至两镜片中央;然后调节被测件位置,使得干涉信号达到最强,此时测量光束位于镜片中心位置,测量结果如图 9 所示。

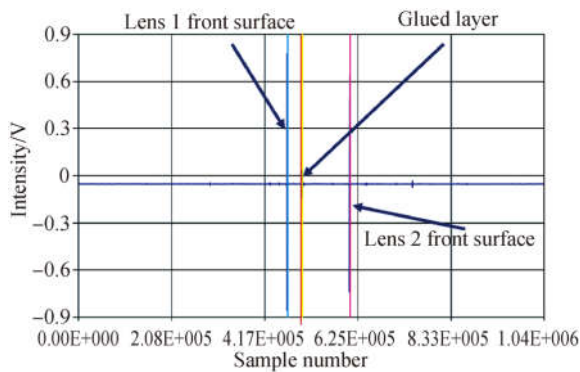


图 9 标准物镜 AMT100 干涉信号  
Fig. 9 Interference signal of standard objective AMT100

重复测量 20 次,得到物镜两个镜片的厚度值、平均值和标准差如表 2 所示。由于镜片 2 的两凸面曲率稍大,因此测量数据较镜片 1 的偏差略大。

实际上被测物镜有 4 个光学表面,但由于两个胶合面反射信号弱,且距离很近,因此胶合面厚度的检测结果误差较大。实验中测量得到的胶合面的两个干涉峰如图 10 所示,由于胶层折射率未知,因此根据两个干涉峰位置求解得到胶层光学厚度,约为 21.097  $\mu\text{m}$ 。

表 2 标准物镜 AMT100 镜面间隔测量结果

Tab. 2 Mirror interval measurement result of standard objective AMT100

Number	Thickness1	Thickness2
1	2 966.114	9 991.965
2	2 966.337	9 991.632
3	2 966.375	9 991.829
4	2 966.749	9 991.808
5	2 966.590	9 991.980
6	2 966.529	9 991.706
7	2 966.316	9 991.755
8	2 966.454	9 991.683
9	2 966.521	9 991.715
10	2 966.397	9 991.796
11	2 966.220	9 991.770
12	2 966.401	9 991.043
13	2 966.456	9 991.034
14	2 966.444	9 991.715
15	2 966.571	9 991.680
16	2 966.613	9 991.767
17	2 966.718	9 991.769
18	2 966.427	9 991.596
19	2 966.266	9 992.144
20	2 966.168	9 991.912
Average value	2 966.433	9 991.715
$\sigma$	0.170	0.265

### 5.3 鱼眼眼轴长度测试

人眼的结构与鱼眼相似,结构如图 11 所示<sup>[33]</sup>,都具有角膜、晶状体和视网膜等结构,因此这里以鱼眼的眼轴长度测试实验验证人眼测量的可能性。但是人眼的水晶体是扁圆形,通过睫状肌收缩或者松弛更改晶状体的凸度调节视线远近,而鱼眼的晶状体呈圆球形,视觉调节靠晶状体位置的前后移动<sup>[34]</sup>,因此晶状体在鱼眼中的位置未知。

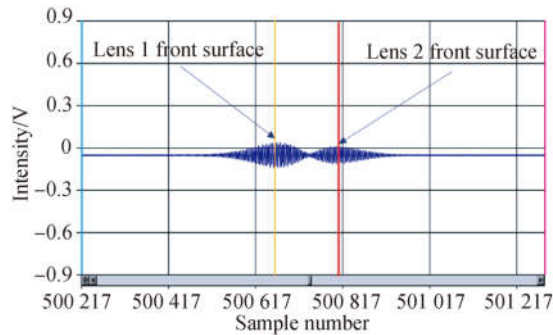


图 10 标准镜 AMT100 的胶合层信号

Fig. 10 Glued layer signal of standard objective AMT100

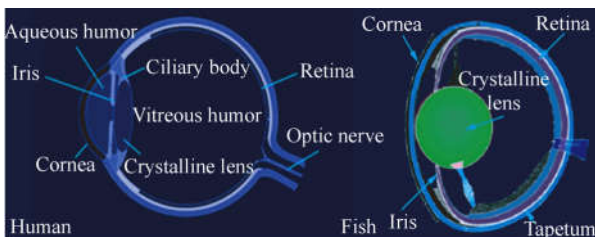


图 11 人眼及鱼眼结构图对比(左图为人眼结构图,右图为鱼眼结构图)

Fig. 11 Comparison of human eye with fish eye

本次实验选择了一条鲤鱼进行实验,将鱼眼解剖出来放在培养皿中,加入少量生理盐水保持鱼眼的生理状态不变,然后将培养皿放在四维调节平台上寻找最佳位置,再调节调焦镜头使各个面的反射光强平衡。测得的鱼眼轴向长度如图 12 所示,干涉峰从左向右依次为角膜、晶状体前后表面及视网膜。

由于无法得知该鱼眼各组织的折射率,因此在多次测量中得到的光学厚度的平均值分别为:鱼眼眼轴总长为  $14\ 146.389\ \mu\text{m}$ ,角膜到晶状体的距离为  $5\ 408.795\ \mu\text{m}$ ,晶状体厚度为  $5\ 411.379\ \mu\text{m}$ ,晶状体后表面到视网膜的距离为  $3\ 326.215\ \mu\text{m}$ 。其中视网膜由多层膜构成,因此检测到的干涉峰较多。实验中,鱼眼的同一状态很难维持超过  $10\ \text{s}$ ,因此并没有对鱼眼眼轴的重复性精度进行测量。

## 参考文献:

- [1] 杨青华,黄一飞. 眼轴长度测量的研究进展[J]. 解放军医学院学报, 2014, 35(5): 505-508.  
YANG Q H, HUANG Y F. Advances in measurement of optic axial length [J]. *Academic Journal of Chinese PLA Medical School*, 2014, 35(5): 505-508. (in Chinese)
- [2] 李宁,陈子林. 眼轴的临床意义及测量方法新进展

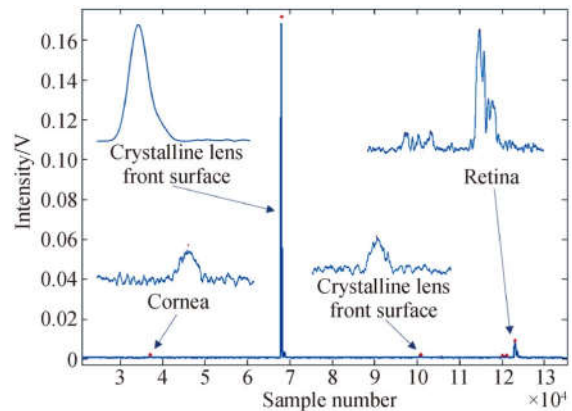


图 12 鱼眼眼轴长度测试结果

Fig. 12 Test results of fish eye axial length

## 6 结 论

本文利用光学低相干层析技术完成了光纤型原理样机的搭建,并将光纤无源器件以熔接的方式集成,实现了对双胶合物镜镜面间隔的测量,重复性精度在  $0.3\ \mu\text{m}$  以内。在对鱼眼的眼轴参数测量中,可以测得鱼眼的角膜、晶状体及视网膜的多层结构。可见,该系统在动物眼甚至人眼的眼轴参数测量中有很好的应用前景。

受实验条件限制,系统中使用的光纤均为单模光纤,但是由于光偏振态的影响,干涉光的信噪比并不高,如果采用保偏光纤连接各有源器件与无源器件,可以大大提高信噪比<sup>[31,35-36]</sup>。

在测量动物眼眼轴参数时,需要对正瞳孔中心再进行测量,因此,在今后的研究中加入横向扫描,可以实现角膜参数的提取,以辅助对正瞳孔中心;在测量臂加入自动追焦系统,实时检测眼睛的焦点变化并自动调焦,可以进一步提高信噪比和检测效率。

[J]. 医学综述, 2014, 20(10): 1812-1814.

- LI N, CHEN Z L. Clinical significance of axial length and progress of the measurements [J]. *Medical Recapitulate*, 2014, 20(10): 1812-1814. (in Chinese)
- [3] OLSEN T. Sources of error in intraocular lens power calculation [J]. *Journal Cataract & Refract Surgery*, 1992, 18(2): 125-129.
- [4] TRIVEDI R H, WILSON M E. Prediction error after pediatric cataract surgery with intraocular lens

- implantation: Contact versus immersion A-scan biometry [J]. *Journal Cataract & Refract Surgery*, 2011, 37(3):501-505.
- [5] FISCHER R E, TADIC-GALEB B, YODER JR P R. *Optical System Design*[M]. 2nd Edition. New York: SPIE Press, 2008: 359-364.
- [6] TEHRANI M, KRUMMENAUER F, BLOME, *et al.*. Evaluation of the practicality of optical biometry and applanation ultrasound in 253 eyes [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2003, 29(4):741-746.
- [7] OLSEN T, THORWEST M. Calibration of axial length measurements with the Zeiss IOLMaster [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2005, 31(7):1345-1350.
- [8] KUNKEL M, SCHULZE J. Noncontact measurement of central lens thickness [J]. *Glass Science and Technology*, 2005, 78(5): 245-247.
- [9] 乔杨, 张宁, 徐熙平, 等. 基于共焦法的透镜厚度测量系统设计[J]. *仪器仪表学报*, 2011, 32(7): 1635-1641.
- QIAO Y, ZHANG N, XU X P *et al.*. Design of lens thickness measurement system based on confocal technology [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2011, 32(7): 1635-1641. (in Chinese)
- [10] ZHAO W, SUN R, QIU L, *et al.*. Lenses axial space ray tracing measurement [J]. *Opt Express*, 2010, 18(4): 3608-3617.
- [11] 史立波, 邱丽荣, 王允, 等. 激光差动共焦透镜中心厚度测量系统的研制[J]. *仪器仪表学报*, 2012, 33(3): 683-688.
- SHI L B, QIU L R, WANG Y, *et al.*. Development of lens central thickness measurement system using laser differential confocal microscopy [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2012, 33(3): 683-688. (in Chinese)
- [12] 刘文丽, 史立波, 孙若端, 等. 共焦镜组轴向间隙测量方法与装置: 中国, CN101782373A [P]. [2010-03-17].
- LIU W L, SHI L B, SUN R D, *et al.*. Measurement Method and Apparatus for Lenses Axial Space by Confocal Technique: China, CN101782373A [P]. [2010-03-17]. (in Chinese)
- [13] 王玲. 光学相干层析视网膜成像系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
- WANG L. *Optical Coherence Tomography for Retinal Imaging* [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2008. (in Chinese)
- [14] 王志斌, 史国华, 何益, 等. 光学相干层析技术在光学表面间距测量中的应用[J]. *光学精密工程*, 2012, 20(7):1469-1474.
- WANG ZH B, SHI G H, HE Y, *et al.*. Application of optical coherence tomography to distance measurement of optical surface [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(7):1469-1474. (in Chinese)
- [15] YOUNGQUIST R C, CARR S, DAVIES D E N. Optical coherence-domain reflectometry: a new optical evaluation technique [J]. *Optics Letters*, 1987, 12(3):158-160.
- [16] FERCHER A F, MENGEDOHT K, WERNER W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light[J]. *Optics Letters*, 1988, 13(3):168-188.
- [17] HUANG D, SWANSON E, LIN C, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [18] FERCHER A F, HITZENBERGER C K, KAMP G, *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1/2): 43-48.
- [19] CHINN S R, SWANSON E A, FUJIMOTO J G. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source [J]. *Optics Letters*, 1997, 22(5):340-342.
- [20] HUBER R, ADLER D C, FUJIMOTO J G. Buffered Fourier domain mode locking: unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s [J]. *Optics Letters*, 2006, 31(20):2975-2977.
- [21] 石博雅, 孟卓, 刘铁根, 等. 全光纤光学相干层析系统用于人造指纹的识别[J]. *光电子·激光*, 2013, 24(12):2404-2408.
- SHI B Y, MENG ZH, LIU T G, *et al.*. Identifying artificial fingerprint by using optical coherence tomography [J]. *Journal of Optoelectronics Laser*, 2013, 24(12):2404-2408. (in Chinese)
- [22] 李乔. 光谱 OCT 内窥镜成像系统的研究[D]. 天津: 天津大学, 2010.
- LI Q. *The Research of Spectral OCT Endoscope Imaging System* [D]. Tianjin: Tianjin University, 2010. (in Chinese)
- [23] AKMAN A, ASENA L, GÜNGÖR S G. Evaluation and comparison of the new swept source OCT based IOL Master 700 with the IOL Master 500 [J]. *The British Journal of Ophthalmology*, 2015, 100(9):1201-1205.
- [24] 史国华, 丁志华, 戴云, 等. 光纤型光学相干层析技术系统的眼科成像[J]. *中国激光*, 2008(9): 1429-1431.

- SHI G H, DING ZH H, DAI Y, *et al.*. Ophthalmic imaging by optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2008(9):1429-1431. (in Chinese)
- [25] WIESAUER K, PIRCHER M, GÖTZINGER E, *et al.*. En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation [J]. *Optics Express*, 2005, 13(3):1015-1024.
- [26] SU R, KIRILLIN M, EKBERG P, *et al.*. Optical coherence tomography for quality assessment of embedded micro channels in alumina ceramic [J]. *Optics Express*, 2012, 20(4):4603-4618.
- [27] 严雪过, 沈毅, 潘聪, 等. 基于拉锥结构的全光纤型内窥光学相干层析成像探针研究[J]. *物理学报*, 2016, 65(2):96-103.
- YAN X G, SHEN Y, PAN C. Tapered structure based all-fiber probe for endoscopic optical coherence tomography [J]. *Acta Physica Sinica*, 2016, 65(2):96-103. (in Chinese)
- [28] 林清, 郑其乐, 黄长松. 皮肤 CT 在基底细胞癌诊断中的临床应用[J]. *福建医药杂志*, 2013, 35(5):142-144.
- LIN Q, ZHENG Q L, HUANG CH S. Clinical application of skin CT in the diagnosis of basal cell carcinoma [J]. *Fujian Medical Journal*, 2013, 35(5):142-144. (in Chinese)
- [29] 卢国俊. 应用于视网膜层析成像的光谱域 OCT 原理及其若干单元技术的研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2008.
- LU G J. *The Spectral Domain OCT Principle Applied to Retinal Tomography and Its Research on Several Unit Technologies* [D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2008. (in Chinese)
- [30] Carl Zeiss Meditec AG. IOLMaster 700 brochure en 32 010 0009v [Z]. 2017.
- [31] COURTEVILLE A, WILHELM R, DELAVEAU M, *et al.*. Contact-free on-axis metrology for the fabrication and testing of complex optical systems [J]. *SPIE*, 2005, 5965:596510-596510-12.
- [32] LARKIN K G. Efficient nonlinear algorithm for envelope detection in white light interferometry [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1996, 13(4):832-843.
- [33] 王晓易. 颠覆视觉映像超越人眼视角——鱼镜头头 [N/OL]. <http://digi.163.com/07/0703/14/31FVQEJS001628C0.html>. [2007-07-02].
- WANG X Y. Subverting the visual image beyond the human eye—fish-eye lens [N/OL]. <http://digi.163.com/07/0703/14/31FVQEJS001628C0.html>. [2007-07-02]. (in Chinese)
- [34] 宋涛, 熊文莉, 侯培国, 等. 基于极曲线几何和支持邻域的鱼眼图像立体匹配[J]. *光学精密工程*, 2016, 24(8):2050-2058.
- SONG T, XIONG W L, HOU P G, *et al.*. Stereo matching for fish-eye images based on epipolar geometry and support neighborhood [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24(8):2050-2058. (in Chinese)
- [35] 郭振武, 温国强, 张红霞, 等. 保偏光纤模式耦合分析及其相干检测[J]. *红外与激光工程*, 2012, 41(5):1282-1286.
- GUO ZH W, WEN G Q, ZHANG H X, *et al.*. Analysis and coherent detection of mode coupling of polarization maintaining fiber [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2012, 41(5):1282-1286. (in Chinese)
- [36] 张春熹, 李彦, 徐宏杰, 等. 保偏光纤和偏振器对传输光谱的影响[J]. *光谱学与光谱分析*, 2008, 28(7):1689-1694.
- ZHANG CH X, LI Y, XU H J, *et al.*. Influence of polarization maintaining fibers and polarizer on the lightwave spectrum [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2008, 28(7):1689-1694. (in Chinese)

#### 作者简介:



马思齐(1991—),女,山东泰安人,2011年于长春理工大学获得学士学位,主要从事光学检测方面的研究。E-mail: 13776102187@163.com

#### 通讯作者:



巩岩(1968—),男,吉林人,研究员,博士生导师,1990年于浙江大学获得学士学位,1998年于中科院长春光机所获得硕士学位,2002年于中科院研究生院获得博士学位,主要从事医用光学、光学系统设计、光机系统集成技术、超分辨显微光学技术等方面的研究。E-mail: gongyi@sibet.ac.cn