

文章编号: 1005-5630(2019)02-0072-08

DOI: 10.3969/j.issn.1005-5630.2019.02.013

# 眼轴长度测量方法及进展研究

王 成<sup>1</sup>, 董肖娜<sup>1</sup>, 项华中<sup>1</sup>, 郑 刚<sup>1</sup>, 张大伟<sup>2,3</sup>

(1. 上海理工大学 生物医学光学与视光学研究所, 上海 200093;

2. 上海理工大学 上海市现代光学系统重点实验室, 上海 200093;

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 200093)

**摘要:** 为配合临床实现人工晶体屈光度数计算, 以及为日常眼病预防提供依据, 眼生物参数测量特别是眼轴长度测量逐渐被人们所重视。以眼轴长度为目标, 论述了现有的眼轴长度测量方法, 包括超声测量方法和光学测量方法。重点概述了光学部分相干原理, 低相干原理和光学相干层析(OCT)技术在眼轴长度测量方面的研究进展, 分别介绍了各方法及典型仪器的测量原理、测量精度及范围, 论述了眼轴长度测量的发展方向。光学测量方法以其无损伤、快速、高精度等优点逐渐替代了超声测量方法, 但对于晶体混浊眼还需依靠超声测量方法。

**关键词:** 眼轴长度; 部分相干; 低相干反射; 光学相干层析; 超声

**中图分类号:** TH786 **文献标志码:** A

## Progress and measurement methods of axial eye length

WANG Cheng<sup>1</sup>, DONG Xiaona<sup>1</sup>, XIANG Huazhong<sup>1</sup>, ZHENG Gang<sup>1</sup>, ZHANG Dawei<sup>2,3</sup>

(1. Institute of Medical Optics and Optometry, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. Shanghai Key Laboratory of Modern Optical System, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

3. Engineering Research Center of Optical Instrument and System(MOE), University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** In order to coordinate with the clinical implementation of intraocular lens diopter calculation, and to provide basis for the prevention of eye diseases, the measurement of ocular biological parameters, especially the axial eye length, has attracted more and more attention. This paper mainly discusses the existing measurement methods of axial eye length, which includes traditional ultrasonic measurement method and optical measurement method. This mainly summarizes progress of the measurements of the axial eye length in the partial coherence interferometry, optical low coherence reflectometry and optical coherence tomography. The

收稿日期: 2018-03-13

基金项目: 国家自然科学基金(61378060)

作者简介: 王 成(1977—), 男, 副教授, 研究方向为生物医学光学与视学。E-mail: shhwangcheng@163.com

measurement principle, measurement precision and range of each method and typical instrument are introduced. The development direction of axial eye length measurement is discussed. The ultrasonic measurement method has been gradually replaced by the optical measurement method with the advantages of no damage, rapid and high precision. However, it is necessary to rely on ultrasonic measurement for eyes which lens is opacity.

**Keywords:** axial eye length; partial coherence interferometry; optical low coherence reflectometry; optical coherence tomography; ultrasound

## 引言

眼睛,是人心灵的窗户,是人80%~90%的信息来源,是人体最为重要的器官之一。眼科光学生物测量主要通过各种眼科仪器测量患者眼睛的眼轴长度、角膜曲率、前房深度以及角膜直径等生物参数,并对要求的拟植入眼内人工晶体度数进行计算。眼轴长度是指角膜前表面至视网膜色素上皮层的距离,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着眼轴长度不同程度的变化<sup>[1]</sup>。因此,眼轴长度是人眼屈光状态诊断,区别真性近视与假性近视,测算白内障手术后人工晶体参数的重要参数之一。

人眼屈光不正,特别是近视的发病率在世界范围内逐年增高。2016年6月5日,北京大学中国健康发展研究中心发布全球首份视觉健康国别报告——《国民视觉健康》白皮书。在中国,每3人就有1人是近视患者,近视已经成为“国病”。如果没有有效的政策干预,到2020年,我国5岁以上人口的近视患病率将增长到51%左右,患病人口将达7亿。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<sup>[2]</sup>。学历越高,近视的人越多,而近视与眼轴增长有正相关性<sup>[3-5]</sup>。近视低龄化直接导致高度近视风险增加,而高度近视的并发症:夜间视力差、开角型青光眼、周边变性区和裂孔、后玻璃体脱离牵拉黄斑区、黄斑区视网膜萎缩和脉络膜新生血管等,极大影响了日后生活质量和职业选择。国内外研究指出,眼轴与角膜曲率比值大于3.0,是近视发生发展的高危因素<sup>[6]</sup>。预防近视最有效的做法为每3个月或者每半年去专业眼

科做视力检查,特别是监测屈光度、眼轴、以及角膜曲率的变化情况。

白内障是最常见的致盲性眼病<sup>[7]</sup>,根据世界卫生组织(WHO)盲与低视力的标准,我国目前白内障的发病率高于5%,因白内障丧失视力,严重影响了患者的生活质量。目前针对白内障眼,手术摘除混浊的晶状体并植入人工晶状体(intraocular lens, IOL)是唯一的有效方法。随着小切口超声乳化及人工晶状体手术的发展,患者已经不只是追求视力可见,而是追求术后能达到正常的屈光状态<sup>[8-10]</sup>。现阶段人工晶体植入手术术后的实际屈光状态与预期状态还存在一定的偏差,其主要因素是人工晶体度数的计算误差。而人工晶状体度数预测的准确性取决于术前生物测量的准确性。在人工晶状体度数的计算中,眼轴长度的测量值尤为重要,1 mm的测量误差可以引起大约2.5D( $1D=1m^{-1}$ )屈光误差<sup>[11]</sup>。在预测误差大于2D的病例中,43%~67%是术前生物测量不准确的结果,白内障术后屈光误差54%来自眼轴长度的测量<sup>[12]</sup>。因此,眼轴长度的准确测量对于人工晶状体屈光度的计算、屈光不正等眼病诊断和治疗具有重要的临床意义。本文以眼轴长度为主要论述目标对各眼轴长度测量方法及设备进行对比,主要论述了眼轴长度测量设备的特点及其主要发展趋势。

## 1 传统的眼轴长度测量

超声测量通常采用超声波对眼睛进行扫描,通过接收眼球结构中各界面的超声回波信号进而得到深度信息。所测量的眼轴长为从角膜前表面和视网膜内界膜之间的距离,不包括神经上皮层

的厚度<sup>[13]</sup>。应用于眼科测量方面的超声技术主要有 A 超、B 超或两者的结合。

A 超测量是指基于回波时延的深度扫描，基于脉冲反射原理，根据声波的时间与振幅的关系，接收在不同声阻抗组织中回波的不同强度及速度来获取组织的结构信息。A 超所形成的是一维图像，虽然对组织病变解释较难，但有着良好的鉴别能力。传统的用于眼部 A 超探头的频率为 10 MHz，其轴向测量分辨率可达 200  $\mu\text{m}$ ，精度可达 100~120  $\mu\text{m}$ <sup>[14]</sup>。因此，很长一段时间内，A 超曾作为临床上眼轴长度测量的“金标准”<sup>[15]</sup>。通常 A 超测量眼轴的方式有接触式或浸润式，所能测得的轴向参数有：整体眼轴长、前房深度、晶体厚度、玻璃体厚度，其中眼轴长度的后反射界面为内界膜。接触式超声进行眼轴测量时需要用表面麻醉剂，容易对角膜表面产生磨损。浸润式超声是较为常用的一种手段，该方法在人眼与探测器之间覆盖上生理盐水来避免二者直接接触。

B 超是指在不同深度的超声回波探测，回波强度在屏幕上用光点表示，通过换能器的一维运动得到二维断层切面图像来呈现出断面结构，通常将其应用于球内、框内的病变等。B 超也分为接触型和水浴型，通常采用水浴 B 超，测量时根据 B 超图像调整眼位，选择理想眼位采集水平轴扫描图像并利用电子测量尺进行眼轴长度测量<sup>[16]</sup>。

A、B 超测量除了精度限制的其他弊端也比较明显：(1) 通常采用仰卧式，由于重力的原因会导致测量在轴向上产生误差；(2) 在接触式超声测量过程中，探头与角膜的接触，需要眼部麻醉，增大了角膜磨损和感染的风险<sup>[17]</sup>，同时会压迫前房；(3) A、B 超测量易受操作者主观因素影响，为保证测量方向与结果的准确性，对操作者要求较高；(4) 对非正常眼如高度近视、眼球后壁变形等的测量精度不高。

此外，在对硅油填充眼测量眼轴长度时采用 CT<sup>[18]</sup>、核磁<sup>[19-20]</sup>的方法进行测量，但这两种方法检查费用较高，测量值的精确度不如光学测量，CT 测量还涉及到辐射的安全问题，因此较少使用。

## 2 基于光学原理的眼轴长度测量

由于光学测量方法采用的光源波长远比超声波长短，因此具有更好的轴向分辨率。光学测量手段以其非接触、高精度、测量时间短的显著优势，在临床上的应用较为广泛。其与超声测量回波信号的机制类似，主要利用眼睛的“透光”特性，通过接收眼球前后表面的主要反射光实现测量。其中与超声测量不同的是，光学测量技术所测得的眼轴长度为沿视轴方向从泪膜到视网膜色素上皮层的距离，相比于超声的测量更接近真正意义上的视轴<sup>[21]</sup>。目前光学方法在眼轴长度测量方面已逐渐在临床上得到认可，成为不可或缺的测量手段。

### 2.1 基于光干涉原理的眼轴长度测量

光学相干生物测量在 1986 年由 Fercher 和 Roth 提出<sup>[22]</sup>，主要利用部分相干干涉 (partial coherence interferometry, PCI) 技术，用 780 nm 波长的近红外激光分成两束射入人眼，经眼角膜前表面和视网膜色素上皮层反射后，与参考臂反射光形成干涉信号，再由光电探测器所接收，进而推算出反射面之间的距离，并根据眼球的折射率来计算实际的眼轴长度。

1999 年 Haigis 等通过改良 PCI 技术，推出了集合眼轴长度、角膜曲率、前房深度、白到白等多参数眼生物参数测量仪器，并可根据这些生物参数结合多种人工晶体计算公式为白内障手术治疗提供人工晶体度数的参考。其测量及成像部分的光路示意图如图 1 所示<sup>[23]</sup>。

基于 PCI 测量眼轴长度的代表性产品为德国 Zeiss 公司的 IOL Master 500，以波长为 780 nm 的红外激光二极管作为迈克尔逊干涉仪的光源，通过干涉仪中的分光部件将其分为两路，分别经干涉仪的样品臂和参考臂反射后合束。合束后的光束沿视轴方向进入人眼到达角膜及视网膜色素上皮层后反射，在一侧干涉臂移动过程中使两束激光的光程差小于相干长度时产生干涉，干涉信号经 APD 接收并转化为电信号进行模数转换并呈现，经眼球屈光折射率的换算即可得到眼轴长

度, 眼轴长度测量范围为 14~40 mm<sup>[24-25]</sup>。

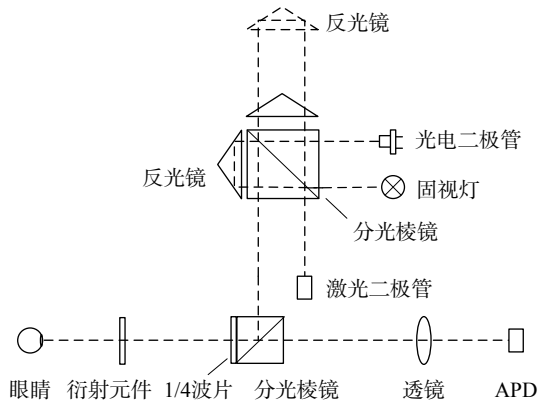


图 1 IOL Master 500 的眼轴长度测量光路系统示意图

Fig. 1 IOL Master 500 eye axial length measuring optical path system schematic diagram

日本 Nidek 公司的 AL-Scan 光学测量仪, 主要采用 830 nm 的近红外激光二极管作为探测光源, 利用 PCI 技术进行眼轴长度的测量, 眼轴长度测量范围为 14~40 mm, 并可实现三维自动跟踪和拍摄的功能<sup>[26-27]</sup>。此外该仪器通过提高算法信噪比实现对严重白内障眼睛的眼轴长度测量, 但对极其浑浊的白内障无法屈光的眼睛, 该仪器附带一内置超声生物测量模块来弥补光学测量的不足。

此外, 基于低相干原理的眼轴长度测量, 主要利用迈克尔逊干涉仪结构的低相干反射 (optical low coherence reflectometry, OLCR) 原理设计, 采用低相干光源如超辐射发光二极管 (superluminescent diode, SLD), 使其在眼轴长度测量上拥有更高的分辨率和准确性<sup>[28-29]</sup>。与 PCI 原理不同的是, OLCR 技术在光源上采用宽谱带超连续光源, 采用光纤传导, 可降低光源的强度, 减少对患者眼睛的影响, 且各散射光返回时不重叠, 易区分得到多层结构的信息<sup>[30]</sup>。其眼轴长度测量主要利用眼球结构各界面的反射与参考臂的反射光形成的干涉信号, 从而得到眼球内部一系列的轴向参数, 包括: 角膜厚度、前房深度 (角膜后表面至晶体前表面)、晶体厚度、眼轴长度。

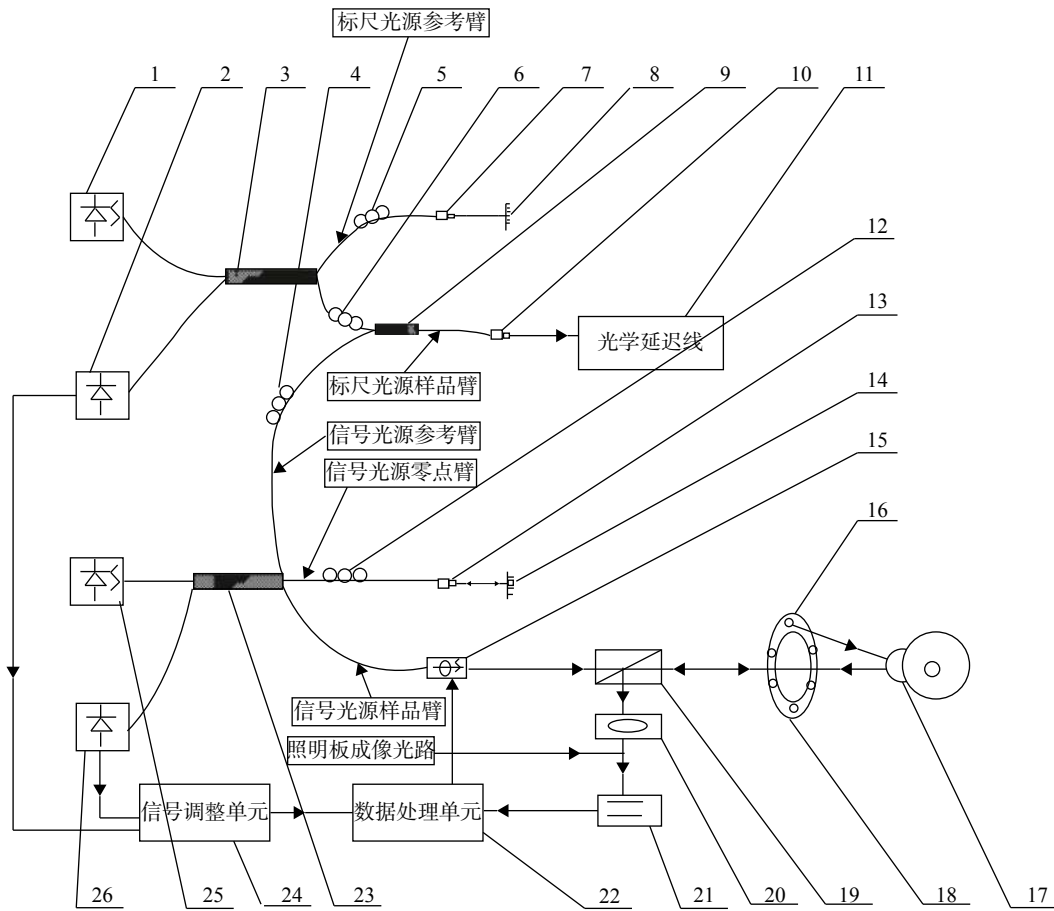
基于 OLCR 测量眼轴长度的代表性产品有美国 Haag-Streit 公司的 Lenstar LS900, 该仪器采用 820 nm 相干长度约 30  $\mu\text{m}$  的 SLD 激光作为

光源<sup>[28]</sup>。激光配合旋转立方体以一定的重复率和速度发出纵向扫描光线, 经耦合器分为扫描光和参考光, 通过旋转立方体改变参考臂的光程长, 扫描光通过被测物分辨出屈光指数相近的组织, 再与反射界面垂直的光束形成干涉信号进行分析处理。结果显示, 眼轴的测量范围为 14~32 mm, 分辨率可达 10  $\mu\text{m}$ 。

天津索维公司的光学生物测量仪 SW-9000 作为国产的新兴产品在近两年进入市场, 该仪器主要利用点光源 820 nm 的 SLD 通过低相干度光学反射测量技术, 可在 5 s 内完成单眼多参数测量, 其原理图如图 2 所示<sup>[30]</sup>。主要利用标尺光源作为内源标尺, 利用标尺光源样品臂与标尺光源参考臂的干涉波形, 信号光源参考臂与信号光源零点臂的干涉波形, 信号光源参考臂与信号光源样品臂的干涉波形及照明板成像光路的成像一次精确的计算出眼球的全部生物参数。其独特的光学延迟结构使测量信号信噪比更高, 速度更快, 精度更高。该设备的眼轴长度测量范围为 12~34 mm, 精度可达 10  $\mu\text{m}$ <sup>[31]</sup>。

日本 Tomey 公司的 OA-2000<sup>[32]</sup> 和日本 Topcon 公司的 Aladdin<sup>[33]</sup>, 这两套仪器的测量原理相同都是基于低相干式反射, 所采用的激光光源是波长为 820 nm 的 SLD。

综上所述, 目前基于光干涉技术的眼轴长度测量大致分为两类: 一类是基于 PCI 技术; 一类是基于 OLCR 技术。两者的区别主要在于光源的不同以及干涉仪的光路搭建<sup>[34]</sup>。其中光源的区别: IOL Master500 的光源为多模激光二极管 (multimode laser diode, MMLD), 其光谱曲线是离散的, 相干距离约为 150  $\mu\text{m}$ ; 而 Lenstar LS900 的光源则是连续的 SLD, 相干长度约为 30  $\mu\text{m}$ <sup>[35]</sup>, 两者光谱如图 3 所示<sup>[34]</sup>。测量过程中, 光源的不同导致测量结果精度不同。对于 MMLD, 在组织界面的前后会产生一系列旁瓣次峰, 而 OLCR 测量只是在组织的前后界面处产生单个峰值。如图 4 所示, PCI 技术只能得到视网膜 RPE 层的反射以及旁瓣; 而 OLCR 技术可得到多个峰值, 角膜前后面反射峰之间的距离即为角膜中心光学厚度, 角膜后表面至晶体前表面的距离为前房光学深度, 晶体前后面反射峰的距离为晶体中心光学厚度, 而从角膜前表面至



注：1—标尺光源；2—光电传感器；3、23—光纤耦合器；4、5、6、12—偏振控制器；7、10、13—准直器；8、14—平面反射镜；9—波分复用；11—光学延迟线；15—液体透镜；16—LED照明光源；17—眼角膜；18—照明板；19—分束镜；20—成像透镜；21—图像处理器；22—数据处理单元；24—信号调节单元；25—信号光源；26—光电探测器

图 2 索维 SW-9000 的光路系统图

Fig. 2 The optical path system diagram of SW -9000

视网膜 RPE 反射面的距离为眼轴光学长度。因此 PCI 技术只能在一次测量中获得眼轴长度，

而 OLCR 技术则可以一次测量眼睛轴向的所有距离。

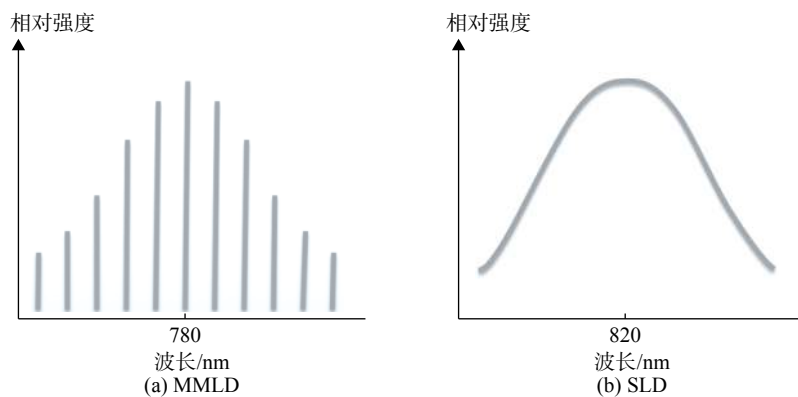
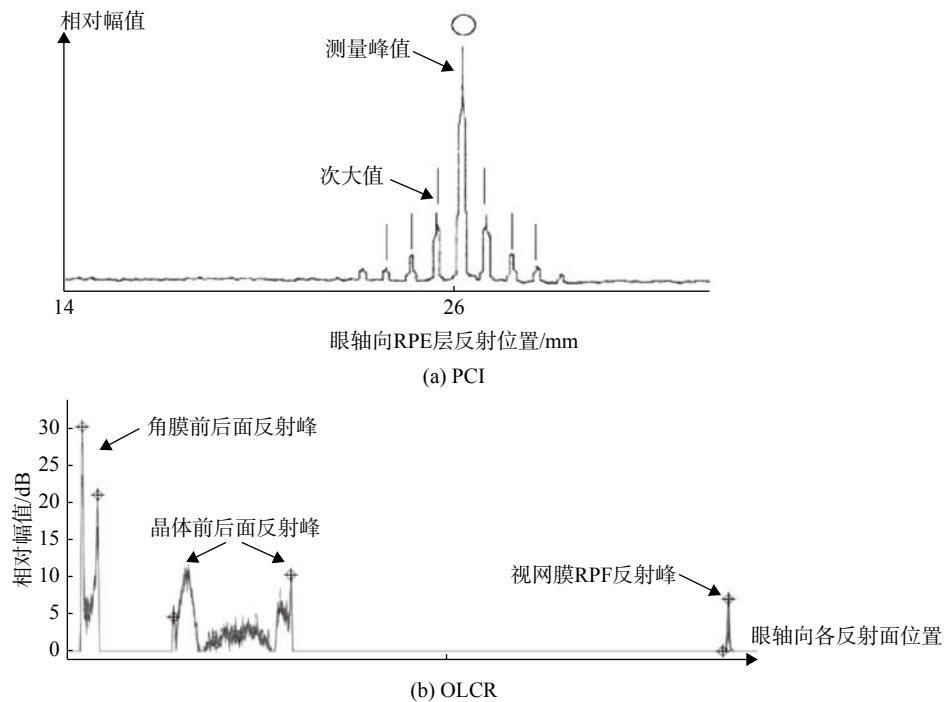


图 3 两种激光的理想光谱曲线

Fig. 3 The light spectrum of two ideal lasers

图 4 基于 PCI 和 OLCR 原理测量眼轴长度测量的峰值显示<sup>[34]</sup>Fig. 4 The peak value of axial length measurement based on PCI and OLCR<sup>[34]</sup>

## 2.2 基于 OCT 成像原理的眼轴长度测量

基于相干技术测量眼轴长度的方法是基于单轴线扫描, 而 OCT 是涉及面扫描得到图像来获取眼球参数信息, 受技术限制, OCT 可以在 mm 量级厚度上进行高分辨的成像, 但是不能实现较大 Z 轴的扫描范围, 一般的 OCT 技术可能会受深度扫描的限制。

有研究使用超长扫描深度 OCT 对眼球结构进行成像, 采用 840 nm 的 SLD, 其分辨率为 7.7  $\mu\text{m}$ , 但对视网膜部分成像并不够清晰, 且成像长度较短<sup>[36]</sup>。

Fan 等在先前的双通道双焦点系统<sup>[37]</sup>的基础上做出相应的改进, 并采用双中心带宽为 840 nm 及 1050 nm 来实现对眼睛前后节分别进行成像。减少了样品中散射光信号的损失, 通过分离两扫描光束的同时也扩展了扫描范围, 并实现眼睛前后节同时成像<sup>[38]</sup>。

Grulkowski 等使用扫频 OCT 对眼球进行成像测量, 采用中心波长为 1065 nm 的扫频光源利用垂直腔面发射激光, 可以实现对眼睛后半部分结构清晰成像, 但该系统对光源要求非常高<sup>[39-40]</sup>。

IOL Master700 是德国 Zeiss 公司的新款眼

科生物测量仪器, 其主要基于扫频 OCT (swept-source optical coherence tomography, SS-OCT) 技术, 使用不同的频率扫描眼睛不同深度的光截面图像来得到眼参数信息<sup>[41-42]</sup>, 该仪器的眼轴测量范围为 14~38 mm。在对特殊眼 (如晶状体分散或倾斜等) 检测时, 可以更及时地被发现, 相比于 PCI 及 OLCR 技术可以实现更快的数据采集。由于可以通过对黄斑区中心凹进行成像, 因此降低由于固视不正所导致测量不准确的风险<sup>[43-44]</sup>。

## 3 总 结

眼睛担负着人 80% 信息获取的来源, 直接影响着人的日常生活, 而随着电子产品的普及, 特别是青少年儿童过早地接触了包括手机、平板、电脑等电子产品, 极大影响了视力发育, 形成了大量的屈光不正, 特别是近视问题。此外, 由于户外活动减少等问题, 青少年眼病也逐年增加, 尽早地监测眼生物参数, 能有效预防视力的减退。而中国也逐渐步入老年社会, 白内障等眼病也呈高发态势, 白内障最理想的治疗方案就是

人工晶体替换, 这些日常或临床眼病的防治, 都对眼轴长度测量的精确度提出更高的要求。传统的超声测量技术由于接触测量、精度低、速度慢等种种弊端已逐渐被光学手段所替代。然而, 针对晶体高度混浊的临床病人, 光学手段因为透过率不良, 眼轴长度很难获得, 超声手段依旧是晶体混浊眼眼轴长度测量的备选方案。在未来的眼生物参数测量方面, 将有可能将 OCT 的断层扫描与眼轴长测量结合, 实现全眼高精度的眼生物参数测量, 即实现眼前节 OCT 和眼后节 OCT 的组合, 一次扫描实现角膜曲率、角膜厚度、前房深度、晶体厚度和眼轴长度等的参数获取, 同时实现眼底断面的图像。

#### 参考文献:

- [1] 李宁, 陈子林. 眼轴的临床意义及测量方法新进展 [J]. 医学综述, 2014, 20(10): 1812 – 1814.
- [2] DOLGIN E. The myopia boom[J]. Nature, 2015, 519(7543): 276 – 278.
- [3] MENG W, BUTTERWORTH J, MALECAZE F, et al. Axial length of myopia: a review of current research[J]. Ophthalmologica, 2011, 225(3): 127 – 134.
- [4] SAW S M, CHUA W H, GAZZARD G, et al. Eye growth changes in myopic children in Singapore[J]. British Journal of Ophthalmology, 2005, 89(11): 1489 – 1494.
- [5] 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.
- [6] 沈洁, 孙慧华. 儿童眼轴与角膜曲率在单纯性近视初期的变化 [J]. 上海第二医科大学学报, 2003, 23(6): 533 – 534, 537.
- [7] ZHAO L, CHEN X J, ZHU J, et al. Lanosterol reverses protein aggregation in cataracts[J]. Nature, 2015, 523(7562): 607 – 611.
- [8] NGO C, SINGH M, SNG C, et al. Visual acuity outcomes with SA60D3, SN60D3, and ZM900 multifocal IOL implantation after phacoemulsification[J]. Journal of Refractive Surgery, 2010, 26(3): 177 – 182.
- [9] JENDRITZA B B, KNORZ M C, MORTON S. Wavefront-guided excimer laser vision correction after multifocal IOL implantation[J]. Journal of Refractive Surgery, 2008, 24(3): 274 – 279.
- [10] ALBERDI T, MACÍAS-MURELAGA B, BASCARÁN L, et al. Rotational stability and visual quality in eyes with Rayner toric intraocular lens implantation[J]. Journal of Refractive Surgery, 2012, 28(10): 696 – 700.
- [11] TRIVEDI R H, WILSON M E. Prediction error after pediatric cataract surgery with intraocular lens implantation: contact versus immersion a-scan biometry[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2011, 37(3): 501 – 505.
- [12] SCHMID G F. Axial and peripheral eye length measured with optical low coherence reflectometry[J]. Journal of Biomedical Optics, 2003, 8(4): 655 – 662.
- [13] 孙靖, 梁四妥, 张红. 光相干生物测量仪与接触式 A 型超声测量黄斑水肿患者眼轴长度比较 [J]. 中华眼底病杂志, 2012, 28(4): 359 – 362.
- [14] 罗廷浩. IOL Master 和 A 超眼轴测量比较研究 [J]. 国际眼科杂志, 2012, 12(6): 1213 – 1213.
- [15] HOLZER M P, MAMUSA M, AUFFARTH G U. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements[J]. British Journal of Ophthalmology, 2009, 93(6): 807 – 810.
- [16] 杨青华, 陈兵, 彭广华, 等. 水浴法 B 超在高度近视眼白内障患者生物测量中的准确性研究 [J]. 中华眼科杂志, 2014, 50(1): 32 – 36.
- [17] GOEBELS S C, SEITZ B, LANGENBUCHER A. Comparison of the new biometer OA-1000 with IOLMaster and Tomey AL-3000[J]. Current Eye Research, 2013, 38(9): 910 – 916.
- [18] TAKEI K, SEKINE Y, OKAMOTO F, et al. Measurement of axial length of eyes with incomplete filling of silicone oil in the vitreous cavity using x ray computed tomography[J]. British Journal of Ophthalmology, 2002, 86(1): 47 – 50.
- [19] 王福转, 张孟荣. 磁共振在硅油眼眼轴测量中的应用 [J]. 中国社区医师: 医学专业, 2013, 13(3): 238 – 238.
- [20] 吴钦星. 磁共振在硅油眼眼轴测量中的应用 [J]. 国际眼科杂志, 2010, 10(5): 1019 – 1020.
- [21] 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.
- [22] FERCHER A F, ROTH E. Ophthalmic laser interferometry[J]. Proceedings of SPIE, 1986, 658: 48 – 51.
- [23] R·巴斯, R·贝尔格纳, L·米勒, 等. 无接触式测量眼睛轴长和/或角膜曲率和/或前房深度的, 尤其是 Iol 测

- 量的装置和方法: 中国, CN101612033A[P]. 2009-12-30.
- [24] 章楠. 光学生物测量仪 IOLMaster500 的临床评价 [D]. 大连: 大连医科大学, 2015.
- [25] KASCHKE M, DONNERHACKE K H, RILL M S. Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications[M]. Weinheim: Wiley, 2014: 277-344.
- [26] TETIKOGLU M, SAGDIK H M, AKTAS S, et al. Repeatability and reproducibility of a new partial coherence interferometer; AL-scan optic biometer[J]. *Medicine Science*, 2016, 5(1): 222 – 232.
- [27] MOON S W, LIM S H, LEE H Y. Accuracy of biometry for intraocular lens implantation using the new partial coherence interferometer, AL-scan[J]. *Korean Journal of Ophthalmology*, 2014, 28(6): 444 – 450.
- [28] 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.
- [29] 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.
- [30] 张鸿韬, 马芹, 蒋华. Lenstar LS900 测量仪临床应用现状 [J]. *实用医药杂志*, 2013, 30(7): 653 – 655.
- [31] 徐国兴, 王雪乔, 王健发. 一种用弱相干技术测量眼球参数的系统及测量方法: 中国, CN102727172B[P]. 2014-08-13.
- [32] 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.
- [33] MANDAL P, BERROW E J, NAROO S A, et al. Validity and repeatability of the Aladdin ocular biometer[J]. *British Journal of Ophthalmology*, 2014, 98(2): 256 – 258.
- [34] GOLDBLUM D. Physics lesson: differences in PCI and OLCR optical biometry[J]. *Cataract & Refractive Surgery Today*, 2015: 41 – 43.
- [35] 沈沛阳, 丁小虎, 何明光, 等. 光学相干生物测量仪 Lenstar LS 900 与 IOLMaster 对眼球生物学参数测量的一致性评价 [J]. *眼科新进展*, 2014, 34(6): 560 – 563.
- [36] ZHONG J G, SHAO Y L, TAO A Z, et al. Axial biometry of the entire eye using ultra-long scan depth optical coherence tomography[J]. *American Journal of Ophthalmology*, 2014, 157(2): 412 – 420.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] 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.
- [41] 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.
- [42] 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.
- [43] KURIAN M, NEGALUR N, DAS S, et al. Biometry with a new swept-source optical coherence tomography biometer: repeatability and agreement with an optical low-coherence reflectometry device[J]. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2016, 42(4): 577 – 581.
- [44] 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]. *British Journal of Ophthalmology*, 2016, 100(9): 1201 – 1205.

(编辑: 张 磊)