

· 继续教育 ·

扫频光相干断层扫描生物测量仪在 白内障中的应用

兰长骏 彭悦 廖萱

川北医学院附属医院眼科 川北医学院眼视光学系, 四川省南充市 637000

通信作者: 兰长骏, Email: lanchangjun@sina.com

【摘要】 近年来, 基于扫频光相干断层扫描(SS-OCT)技术的光学生物测量仪开始应用于眼科临床。在测量白内障患者术前眼部生物参数方面, 与之前的光学生物测量仪相比, SS-OCT 光学测量仪测量速度更快, 结果更准确, 检出率更高, 并内置更多人工晶状体(IOL)计算公式, OCT 图像具有检出黄斑病变、预测术后 IOL 倾斜等诸多优势。本文主要就 SS-OCT 生物测量仪的工作原理、重复性和再现性评价、与其他设备的一致性对比及其在白内障其他方面的应用等研究进行介绍。

【关键词】 光相干断层扫描; 扫频; 白内障; 生物参数; 重复性; 再现性; 一致性

基金项目: 四川省卫生健康委员会重点课题项目 (18ZD022)

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2019.02.010

Application of swept-source optical coherence tomography biometer in cataract

Lan Changjun, Peng Yue, Liao Xuan

Department of Ophthalmology, Affiliated Hospital of North Sichuan Medical College, Department of Ophthalmology & Optometry, North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, China

Corresponding author: Lan Changjun, Email: lanchangjun@sina.com

【Abstract】 Recently, optical biometers based on swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) technology have been applied to clinical ophthalmology. Compared with previous optical biometers, SS-OCT instruments have many advantages, such as faster processes, more accurate results, higher detection rate, and more built-in formulas for calculating the intraocular lens (IOL) power; moreover, SS-OCT images can be used to detect preliminary maculopathy and predict postoperative tilt of IOL. In this paper, we reviewed the application of SS-OCT biometer in cataract, mainly focus on the principle of work, the evaluation of repeatability and reproducibility, the consistency comparison with other biometers, and the application of SS-OCT in other aspects of cataract.

【Key words】 Optical coherence tomography, swept source; Cataract; Biological parameters; Repeatability; Reproducibility; Consistency

Fund program: Key Project of Sichuan Health Commission (18ZD022)

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2019.02.010

随着相关设备的不断更新、手术技术的不断提高和各种功能性人工晶状体(intraocular lens, IOL)的不断推出, 白内障手术已转变为屈光性手术, 术前精准的眼生物参数测量对于达到理想的术后屈光状态至关重要^[1]。1999 年, 第一台光学生物测量仪 Carl Zeiss IOLMaster 面市, 因其在眼生物参数测量的准确性和便捷性方面的优势得以广泛应用, 从此眼部生物测量从超声测量时代进入了光学生物测量时代^[2-4]。目前, 各类光学生物测量仪已广泛应用于临床, 主要采用的测量技术包括部分相干干涉(partial coherence

interferometry, PCI), 如 Carl Zeiss IOLMaster 500 和 Nidek AL-Scan; 光学低相干反射(optical low-coherence reflectometry, OLCR), 如 Haag-Streit Lenstar LS 900 和 Suoer SW-9000; 光学低相干干涉(optical low-coherence interferometry, OLCI), 如 Topcon Aladdin。这些仪器都能比较准确地测量眼轴长度(axial length, AL)、前房深度(anterior chamber depth, ACD)、角膜曲率(keratometry readings, K)、晶状体厚度(lens thickness, LT)和白到白角膜直径(white-to-white distance, WTW)等眼生物参数^[5]。然而, 由于测量时难以客观判断患

者是否固视,影响参数测量准确性而导致 IOL 度数计算误差,从而影响术后效果。近年来,基于扫频光相干断层扫描(swept-source optical coherence tomography, SS-OCT)技术的生物测量仪开始应用于临床,以其更长的扫频光波长和更强的穿透性提高了混浊晶状体患者 AL 测量的检出率^[6-7],同时可以监测被检眼的眼位,从而提高了测量的准确性^[8-9]。目前,SS-OCT 生物测量仪主要有德国 Carl Zeiss IOLMaster 700 和日本 Tomey OA-2000,本文主要就 SS-OCT 的基本原理和相关临床研究进展进行介绍。

1 SS-OCT 光学生物测量仪的原理

OCT 是将光纤技术、光电探测技术与计算机处理技术等有机结合的一种医学成像技术,保持了计算机扫描的高分辨率,同时避免了辐射,可以实时、无损地获取活体眼组织显微结构乃至功能信息。近二十年来,从最初的时域 OCT(time domain OCT, TD-OCT)到基于傅里叶探测的频域 OCT(frequency domain OCT, FD-OCT),从传统的谱域 OCT(spectral domain OCT, SD-OCT)再到最新一代的 SS-OCT,这一技术得到了迅速发展和广泛应用。不同于采用低相干光源的 TD-OCT 和 FD-OCT,SS-OCT 采用输出波长随时间高速扫描的扫频光源,具有高扫频速度、窄瞬时线宽、高输出功率、宽扫频范围以及线性频率扫描的特点。使用快速可调谐激光器实现干涉光谱信号探测,成像速度和信噪比均有极大提高。

目前,应用于白内障检查和 IOL 预测方面的 SS-OCT 生物测量仪设备主要是 IOLMaster 700 和 OA-2000。IOLMaster 700 扫频光源波长为 1 055 nm,扫描深度为 44 mm,眼前节和视网膜扫描宽度分别为 6 mm 和 1 mm,组织分辨率为 22 μm ^[10];测量时发出的激光以 2 000 次/s 的速度从 6 个不同方向(0°、30°、60°、90°、120°、150°)进行平面扫描,实现了从角膜顶点至视网膜的全眼轴长可视化测量,还可以截取视网膜的 OCT 图像以确认固视。OA-2000 扫频光源波长为 1 060 nm^[11],扫描速度为 1 000 次/s,具有较强的穿透性和较高的信噪比。IOLMaster 700 角膜曲率的测量采用远心光学技术保证测量位置不受操作时对焦准确性的影响,3 环(直径 1.5、2.5 和 3.5 mm)18 点的测量模式进一步提高了测量准确性和一致性(图 1)。

OA-2000 在 SS-OCT 基础上,采用 Placido 盘角膜地形图技术测量角膜曲率,可获得直径 2.5 mm、3.0 mm 的角膜曲率;除了测量一系列眼部生物参数,如 AL、K1 和 K2、ACD、LT、WTW、瞳孔直径(pupil distance, PD)和中

央角膜厚度(central corneal thickness, CCT)外,其还可以绘制角膜地形图,具有角膜地形图仪的功能(图 2)。在内置 IOL 屈光度计算公式方面,IOLMaster 700 在 SRK-T、Hoffer Q、Holladay2、Haigis 以及 Haigis-L 公式基础上,新增了 Haigis-T 公式,即将内置 Barrett 公式组(Barrett Universal II、Barrett Toric、Barrett True-K)。OA-2000 上述公式均有内置。

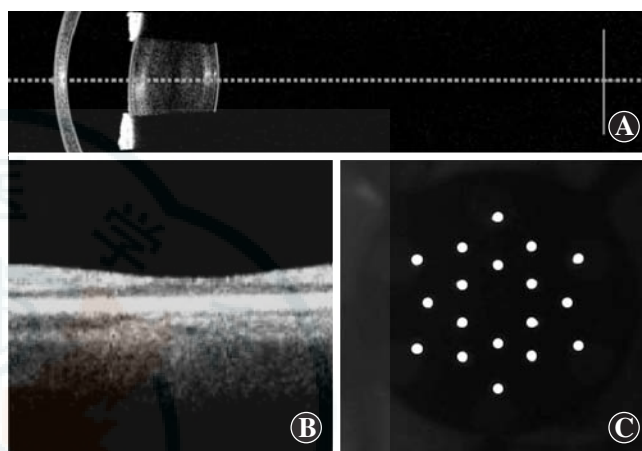


图 1 IOLMaster 700 角膜曲率测量 A:全眼轴长扫描图像 B:视网膜黄斑区 C:3 环 18 点测量角膜曲率

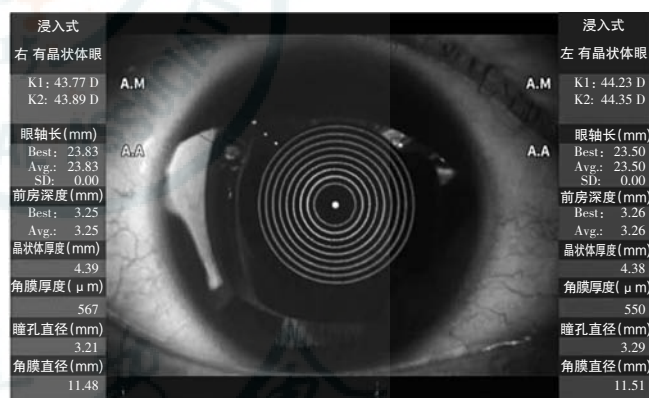


图 2 OA-2000 测量主界面 注:K:角膜曲率;Best:最佳;Avg:平均

2 SS-OCT 光学生物测量仪的临床应用

由于 IOLMaster 500 和 OA-2000 临床应用时间不长,尚无这 2 种 SS-OCT 光学生物测量仪之间的对比研究。下面分别就这 2 种设备各自的重复性和再现性及其与其他生物测量仪一致性的对比研究进行介绍。

2.1 SS-OCT 生物测量仪的重复性和再现性评价

重复性和再现性是评价仪器精密度的重要指标。重复性是指同一检查者利用同一设备,对同一组病例进行多次测量的测量值之间的差异;再现性是指不同的检查者利用同一设备,对同一组病例进行测量的测量值之间的差异。Ferrer-Blasco 等^[9]用 IOLMaster 700

测量了 30 眼健康眼的生物学参数,每位受试者测量 5 次评估其重复性,结果显示 AL、ACD、CCT、LT、WTW、K1 和 K2 的重复性限分别为 0.03、0.07、0.004、0.11、0.20、0.06 和 0.05 mm,其中 AL 的结果变异系数最小,LT 的结果变异系数最大,所有眼生物参数都具有较好的重复性。Garza-Leon 等^[12]的一项前瞻性横断面研究使用 IOLMaster 700 对 45 眼健康眼分别进行了 3 次测定,用变异系数(coefficient of variation, CoV)、组内标准差(within subject standard deviation, Sw)和组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)对再现性进行评价,结果显示平坦 K 值(flat keratometry, Kf)、陡峭 K 值(steepest keratometry, Ks)值、CCT、AL、ACD、AD、LT 和 WTW 等参数均有很高的再现性,每次测量的 CoV 为 0.3% ~ 1%, ICC 高于 0.87。Huang 等^[11]用 OA-2000 测量健康右眼 65 眼,所测得的 AL、Kf、Ks、Km、ACD、LT、CCT 和角膜直径重复性好,CoV 均小于 1.11%,且 ICC 均大于 0.96;再现性测量中,CoV 均小于 0.55%,而 ICC 接近 1。此外, Hua 等^[13]和 Wang 等^[14]对 OA-2000 的研究结果相同。这些研究都表明了 SS-OCT 在眼生物学参数测量方面的优势。

2.2 调节对 SS-OCT 生物测量仪测量结果的影响

调节时 LT 增加,尤其是晶状体前表面前凸会导致 ACD 变浅,从而影响 IOL 度数预测。Ferrer-Blasco 等^[15]采用 IOLMaster 700 比较注视生物测量仪目标(有调节)和注视 0 D 聚散度外部目标(无调节)2 种状态下的测量结果,显示调节时 ACD 减少 20 μm , LT 增厚 30 μm ,差异均有统计学意义(均 $P < 0.05$);调节状态下 ACD 和 LT 改变呈线性相关($R^2 = 0.91$),但二者的变化所引起 IOL 度数计算和术后屈光度的改变均低于 0.25 D,没有明显的临床意义。Esteve-Taboada 等^[16]采用 IOLMaster 700 对 7 例 26 ~ 41 岁的受试者在不同调节状态下(0.00、1.50 和 3.00 D)进行眼生物学参数测量,结果显示 ACD 和 LT 的变化差异均有统计学意义,且二者具有高度相关性($R^2 \geq 0.99$),每调节 1 D, ACD 减小(0.052 $\pm$ 0.011) mm, LT 增厚(0.057 $\pm$ 0.011) mm。Schachar 等^[17]采用 IOLMaster 700 对 10 名 20 ~ 26 岁的健康受试者进行研究,调节 7.8 D (6.6 ~ 9.7 D)时 ACD 减小 -0.4 ~ 110 μm ,平均减小 67 μm ; LT 增厚 100 ~ 130 μm ,平均增厚 117 μm ;晶状体前表面变陡大于后表面。Grzybowski 等^[18]采用 IOLMaster 700 探讨药物性扩瞳对测量值的影响,对受试者右眼采用质量分数 4% 毛果芸香碱缩瞳,继而采用质量分数 10% 去氧肾上腺素扩瞳,测得 LT 平均变化量为 (81 $\pm$ 54) μm , ACD 平均变化量为 (-145 $\pm$

86) μm ,平均屈光调节变化量为 (-12.45 $\pm$ 3.45) D, LT 与调节幅度密切相关,在调节过程中晶状体位置不变。以上研究说明,利用 SS-OCT 可以对调节引起的变化进行精确测量,调节越强则 AL 和 LT 变化越大;提示临床上进行眼生物学参数测量时不能忽视调节的影响,不要用扩瞳和缩瞳滴眼液,尤其对于年轻白内障患者,以免导致测量误差。

2.3 SS-OCT 光学生物测量仪与其他光学生物测量仪的对比研究

2.3.1 基于 SS-OCT 与基于 PCI 光学生物测量仪的对比研究

IOLMaster 500 是基于 PCI 技术的光学生物测量仪,不能测量 CCT 和 LT。研究表明,SS-OCT 光学生物测量仪与 IOLMaster 500 在测量生物学参数时具有较好的一致性^[11,13,19-20]。然而,SS-OCT 对明显后囊下混浊和重度核性白内障患者的检出率高于 IOLMaster 500。Akman 等^[6]分别用 IOLMaster 500 和 IOLMaster 700 测量白内障患者 188 眼的 AL、ACD、K1 和 K2 的 ICC 分别为 1.000、0.920、0.992 和 0.989,一致性较好;尽管预测 IOL 度数差异无统计学意义,但二者 AL 的检出率分别为 90.96% 和 100%。Srivannaboon 等^[21]的前瞻性对照研究也得到了类似结果。同样对 1 226 眼白内障患眼的大样本研究指出, IOLMaster 700 AL 的检出率为 99.5%,高于 IOLMaster 500 的 93.6%^[22]。Reitblat 等^[7]将 IOLMaster 500 未检测出的 301 例白内障患者再用 OA-2000 测量,结果 284 例检出 AL。对于重度白内障,接触浸润式 A 型超声也可以测量出 AL,但容易引起角膜损伤和感染,而非接触式 SS-OCT 生物测量仪检出率高,测量准确,无角膜损伤的风险。因此,SS-OCT 光学生物测量仪对重度和后囊下混浊白内障的 IOL 预测有明显优势。但对于极重度白内障,SS-OCT 光学生物测量仪仍存在一定的局限性,需要 A 型超声辅助检查。

2.3.2 基于 SS-OCT 与基于 OLCR 光学生物测量仪的对比研究

Lenstar 900 是基于 OLCR 原理的光学生物测量仪。Arriola-Villalobos 等^[23]采用 Lenstar 900 和 IOLMaster 700 测量 AL、ACD、K、LT 和 CCT,仅 AL 和 ACD 差异有统计学意义,但无临床意义,不会引起预测 IOL 度数的差异,二者一致性较好。Arriola-Villalobos 等^[24]研究表明,Lenstar 900 与 IOLMaster 700 使用 Holiday 2 公式预测 IOL 度数无差异,而使用 SRK/T 公式时存在 0.05 D 的差异,且差异有统计学意义,但二者仍具有较好的一致性。在白内障检测方面,Lenstar 900 的检出率为 87.5%^[24], IOLMaster 700 的检出率 $\geq 96\%$ ^[24-25]。Reitblat 等^[7]研究表明,

OA-2000、IOLmaster 500 和 Lenstar-LS900 测量结果的一致性较好, AL、ACD 和 Km 的 ICC 分别为 1.000、0.970 和 0.998, 平均球镜预测误差相似, 为 0.25 ~ 0.29 D, 差异无统计学意义。在预测术后散光方面, OA-2000 逆规散光预测精准性更高, 术后逆规散光仅为 $(0.06 \pm 0.59) \text{ D} @ 13.4^\circ$, 低于 IOLmaster 500 和 Lenstar-LS900 的 $(0.20 \pm 0.61) \text{ D} @ 14.8$ 和 $(0.16 \pm 0.55) \text{ D} @ 21.4$, 差异均有统计学意义 ($P < 0.001$)。上述研究均表明, SS-OCT 光学生物测量仪和 Lenstar 900 在眼生物参数测量中一致性较好, 但前者测量结果更精确, 白内障 AL 的检出率更高。OA-2000 在预测散光时逆规散光的误差可能更小。

2.3.3 基于 SS-OCT 与基于 OLCI 光学生物测量仪的对比研究 Aladdin 为基于 OLCI 技术的光学生物测量仪, Aladdin 测量 AL、K 和 LT 时与 IOLMaster 700 有良好的一致性, ICC 分别为 1.000、0.970 和 0.952, 2 种仪器 ACD 和 CCT 测量值比较差异均有统计学意义, ICC 分别为 0.994 和 0.938, 但仍具有较好的相关性; Aladdin 在白内障测量中检出率为 96.36%, IOLMaster 700 的检出率为 100%^[26]。同样地, McAlinden 等^[27]对 377 眼白内障眼进行检测时, Aladdin 的检出率为 86.47%, 远低于 OA-2000 的 100%, 但二者之间测量参数一致性仍较好。

瑞士 Ziemer Galilei G6 同样是基于 OLCI 技术的光学生物测量仪, 联合了双旋转 Scheimpflug 相机和 Placido 环地形图仪。Jung 等^[28]测量 54 例 101 眼白内障患者的生物参数, 除 WTW 外, IOLMaster 700 测量的重复性均优于 Galilei G6; 虽然 Kf 和平均 K 值差异均有统计学意义, 但不具备显著的临床意义, 2 种仪器 CCT 测量值比较差异有统计学意义, 其他参数比较差异均无统计学意义; 使用 SRK/T 公式预测 IOL 度数, IOLMaster 700 误差在 0.50 D 以内的概率为 85%, 而 Galilei G6 为 80%, 两者的检出率分别为 99.1% 和 93.1%。除 CCT 外, 2 种仪器其余参数的测量值均具有较好的一致性, 但在预测 IOL 度数和重度混浊白内障中, IOLMaster 700 表现更佳。

2.4 SS-OCT 光学生物测量仪在白内障其他方面的应用

2.4.1 测量角膜后表面散光 角膜总散光由角膜前表面散光和角膜后表面散光组成, 忽略白内障患者的角膜后表面散光而植入散光矫正型 IOL 会导致散光过矫或欠矫^[29]。LaHood 等^[30]首先报道 1098 例 IOLMaster 700 测量角膜前后表面散光的大小和轴向, 进行亚组分析后发现角膜散光特征与角膜前表面散光相关, 即随着年龄的增长, 角膜前表面散光陡峭轴在垂

直方向的情况越来越少见, 而角膜后表面散光的陡峭轴仍然多位于垂直方向。研究显示, 平均角膜后表面散光为 $(0.24 \pm 0.15) \text{ D}$, 且陡峭轴处于垂直方向的比例为 73.32%; 当角膜前表面散光陡峭轴位于垂直方向时, 角膜前后表面散光的相关性较好 ($r = 0.68$)。对于角膜后表面曲率检查, Scheimpflug 原理的设备更有优势, Klijn 等^[31]和 Miyake 等^[32]采用 Oculus Pentacam HR 测量的角膜后表面散光高于 IOLMaster 700 的测量值。IOLMaster 700 测量角膜后表面散光功能尚需要在国内注册软件升级后才能实现。

2.4.2 预测 IOL 倾斜度 术后良好的视觉质量, 除了精准的 IOL 度数测量和计算外, 预测术后 IOL 倾斜度和方向也非常重要。Hirschall 等^[33]采用 IOLMaster 700 对 62 例白内障患者分别在术前 1 周和术后 2 个月测量晶状体倾斜的相关参数, 结果显示手术前后晶状体倾斜的度数之间存在较弱的相关性 ($R = 0.37$), 而晶状体倾斜方向之间存在较好的相关性 ($R = 0.70$), 这有助于临床医师个性化选择 IOL, 并对日后精确计算 IOL 倾斜程度提供了基础。同样对于是否选择植入非球面、Toric 和多焦点 IOL 有较大的临床意义。

2.4.3 鉴别黄斑病变 由于白内障患者混浊的晶状体影响眼底的观察, 因此难以对预后进行准确判断。IOLMaster 700 在可视化测量的同时提供宽度 1 mm 的黄斑区结构断层图像, 有助于观察黄斑区是否异常, 以便进一步行 HD-OCT 检查。Hirschall 等^[34]研究表明, IOLMaster 700 测量黄斑病变的灵敏度为 42% ~ 68%, 特异性为 89% ~ 98%, 不同人员测量的再现性为 88.3%。虽然 IOLMaster 700 能鉴别黄斑病变, 尤其是视网膜积液和黄斑裂孔, 可以作为黄斑评估的辅助手段, 但其组织分辨率较低, 为 $2 \mu\text{m}$, 目前尚不能替代黄斑 OCT^[35-36]。OA-2000 设计的重点是生物测量, 其 OCT 图像分辨率较低而不足以发现黄斑病变。

2.4.4 晶状体混浊程度分级 目前, 临床上白内障晶状体混浊程度分级方法有基于主观判断的 LOCS III 分级、双通道客观视觉质量分析仪的客观散射指数值分级等。IOLMaster 700 可进行客观的白内障分级测量, 有助于手术时机的选择, 其原理是将 SS-OCT 获得的晶状体二维图像进行密度分析, 评价晶状体平均密度, 以 82.9 像素单元为区分白内障与否的界限, 此时灵敏度和特异性最佳, 分别为 73.9% 和 91.2%。该测量方法有较好的重复性和可靠性, 且与已存在的客观测量方法之间有较好一致性, 与 LOCS III 之间有低相关性, 原因是 LOCS III 为主观判断, 存在较大偏差^[37]。

3 小结

SS-OCT 光学生物测量仪具有快速、精确地测量眼生物学参数的优势,测量结果有较好的重复性和再现性,部分设备通过观察视网膜黄斑区 OCT 图像确认固视状态,从而客观判断生物测量的准确性,可以提供 CCT 和 LT 参数。扫频光源波长更长,穿透力更强,对严重混浊白内障 AL 的检出率更高,有更多、更新的 IOL 计算公式,提高了 IOL 度数预测的准确性。OCT 图像可以检出黄斑病变,预测术后 IOL 倾斜,有助于评判术后效果及选择 IOL 植入类型,保证屈光性白内障手术的效果。随着相关临床研究的深入和硬件、软件的升级,如角膜后表面测量软件及 IOL 计算公式软件的升级,SS-OCT 生物测量仪在眼科临床的应用将会更加广泛。

参考文献

- [1] Wang Q, Jiang W, Lin T, et al. Accuracy of intraocular lens power calculation formulas in long eyes: a systematic review and meta-analysis [J]. Clin Exp Ophthalmol, 2018, 46 (7) : 738–749. DOI: 10.1111/ceo.13184.
- [2] Whang WJ, Jung BJ, Oh TH, et al. Comparison of postoperative refractive outcomes: IOLMaster® versus immersion ultrasound [J]. Ophthalmic Surg Lasers Imaging, 2012, 43 (6) : 496–499. DOI: 10.3928/15428877-20120726-03.
- [3] Chen YA, Hirschschall N, Findl O. Evaluation of 2 new optical biometry devices and comparison with the current gold standard biometer [J]. J Cataract Refract Surg, 2011, 37 (3) : 513–517. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.10.041.
- [4] Kaswin G, Rousseau A, Mgarrech M, et al. Biometry and intraocular lens power calculation results with a new optical biometry device: comparison with the gold standard [J]. J Cataract Refract Surg, 2014, 40 (4) : 593–600. DOI: 10.1016/j.jcrs.2013.09.015.
- [5] Rohrer K, Frueh BE, Wälti R, et al. Comparison and evaluation of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence reflectometer [J]. Ophthalmology, 2009, 116 (11) : 2087–2092. DOI: 10.1016/j.ophtha.2009.04.019.
- [6] Akman A, Asena L, Güngör SG. Evaluation and comparison of the new swept source OCT-based IOLMaster 700 with the IOLMaster 500 [J]. Br J Ophthalmol, 2016, 100 (9) : 1201–1205. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2015-307779.
- [7] Reitblat O, Levy A, Kleinmann G, et al. Accuracy of intraocular lens power calculation using three optical biometry measurement devices: the OA-2000, Lenstar-LS900 and IOLMaster-500 [J]. Eye (Lond), 2018, 32 (7) : 1244–1252. DOI: 10.1038/s41433-018-0063-x.
- [8] Savini G, Hoffer KJ, Shammas HJ, et al. Accuracy of a new swept-source optical coherence tomography biometer for IOL power calculation and comparison to IOLMaster [J]. J Refract Surg, 2017, 33 (10) : 690–695. DOI: 10.3928/1081597X-20170721-05.
- [9] Ferrer-Blasco T, Domínguez-Vicent A, Esteve-Taboada JJ, et al. Evaluation of the repeatability of a swept-source ocular biometer for measuring ocular biometric parameters [J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2017, 255 (2) : 343–349. DOI: 10.1007/s00417-016-3555-z.
- [10] Grulkowski I, Liu JJ, Zhang JY, 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. DOI: 10.1016/j.ophtha.2013.04.007.
- [11] Huang J, Savini G, Hoffer KJ, et al. Repeatability and interobserver reproducibility of a new optical biometer based on swept-source optical coherence tomography and comparison with IOLMaster [J]. Br J Ophthalmol, 2017, 101 (4) : 493–498. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2016-308352.
- [12] Garza-Leon M, Fuentes-de la Fuente HA, García-Treviño AV. Repeatability of ocular biometry with IOLMaster 700 in subjects with clear lens [J]. Int Ophthalmol, 2017, 37 (5) : 1133–1138.
- [13] Hua Y, Qiu W, Xiao Q, et al. Precision (repeatability and reproducibility) of ocular parameters obtained by the Tomey OA-2000 biometer compared to the IOLMaster in healthy eyes [J/OL]. PLoS One, 2018, 13 (2) : e0193023 [2018-08-06]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5828443/>. DOI: 10.1371/journal.pone.0193023.
- [14] Wang W, Miao Y, Savini G, et al. Precision of a new ocular biometer in eyes with cataract using swept source optical coherence tomography combined with Placido-disk corneal topography [J/OL]. Sci Rep, 2017, 7 (1) : 13736 [2018-08-03]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5653855/>. DOI: 10.1038/s41598-017-13800-7.
- [15] Ferrer-Blasco T, Esteve-Taboada JJ, Monsálvez-Román D, et al. Ocular biometric changes with different accommodative stimuli using swept-source optical coherence tomography [J/OL]. Int Ophthalmol, 2017 [2018-08-06]. <https://link.springer.com/article/10.1007/s10079-017-0813-y>. DOI: 10.1007/s10079-017-0813-y.
- [16] Esteve-Taboada JJ, Ferrer-Blasco T, Aloy MA, et al. Ocular anatomic changes for different accommodative demands using swept-source optical coherence tomography: a pilot study [J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2017, 255 (12) : 2399–2406. DOI: 10.1007/s00417-017-3801-z.
- [17] Schachar RA, Mani M, Schachar IH. Image registration reveals central lens thickness minimally increases during accommodation [J]. Clin Ophthalmol, 2017, 11 : 1625–1636. DOI: 10.2147/OPTH.S144238.
- [18] Grzybowski A, Schachar RA, Gaca-Wysocka M, et al. Mechanism of accommodation assessed by change in precisely registered ocular images associated with concurrent change in auto-refraction [J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2018, 256 (2) : 395–402. DOI: 10.1007/s00417-017-3843-2.
- [19] Goebels S, Pattmüller M, Eppig T, et al. Comparison of 3 biometry devices in cataract patients [J]. J Cataract Refract Surg, 2015, 41 (11) : 2387–2393. DOI: 10.1016/j.jcrs.2015.05.028.
- [20] Cho YJ, Lim TH, Choi KY, et al. Comparison of ocular biometry using new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer with other devices [J]. Korean J Ophthalmol, 2018, 32 (4) : 257–264. DOI: 10.3341/kjo.2017.0091.
- [21] Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, et al. Clinical comparison of a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and a time-domain optical coherence tomography-based optical biometer [J]. J Cataract Refract Surg, 2015, 41 (10) : 2224–2232. DOI: 10.1016/j.jcrs.2015.03.019.
- [22] Hirschschall N, Varsits R, Doeller B, et al. Enhanced penetration for axial length measurement of eyes with dense cataracts using swept source optical coherence tomography: a consecutive observational study [J]. Ophthalmol Ther, 2018, 7 (1) : 119–124. DOI: 10.1007/s40123-018-0122-1.
- [23] Arriola-Villalobos P, Almendral-Gómez J, Garzón N, et al. Agreement and clinical comparison between a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and an optical low-coherence reflectometry biometer [J]. Eye (Lond), 2017, 31 (3) : 437–442. DOI: 10.1038/eye.2016.241.
- [24] Arriola-Villalobos P, Almendral-Gómez J, Garzón N, et al. Agreement and clinical comparison between a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and an optical low-coherence reflectometry biometer [J]. Eye (Lond), 2017, 31 (3) : 437–442. DOI: 10.1038/eye.2016.241.
- [25] 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]. J Cataract Refract Surg, 2016, 42 (4) : 577–581. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.01.038.
- [26] Calvo-Sanz JA, Portero-Benito A, Arias-Puente A. Efficiency and measurements agreement between swept-source OCT and low-coherence

- interferometry biometry systems [J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2018, 256 (3): 559–566. DOI: 10.1007/s00417-018-3909-9.
- [27] McAlinden C, Wang Q, Gao R, et al. Axial length measurement failure rates with biometers using swept-source optical coherence tomography compared to partial-coherence interferometry and optical low-coherence interferometry [J]. Am J Ophthalmol, 2017, 173: 64–69. DOI: 10.1016/j.ajo.2016.09.019.
- [28] Jung S, Chin HS, Kim NR, et al. Comparison of repeatability and agreement between swept-source optical biometry and Dual-Scheimpflug topography [J]. J Ophthalmol, 2017, 2017: 1516395. DOI: 10.1155/2017/1516395.
- [29] Goggin M, Zamora-Alejo K, Esterman A, et al. Adjustment of anterior corneal astigmatism values to incorporate the likely effect of posterior corneal curvature for toric intraocular lens calculation [J]. J Refract Surg, 2015, 31(2): 98–102. DOI: 10.3928/1081597X-20150122-04.
- [30] LaHood BR, Goggin M. Measurement of posterior corneal astigmatism by the IOLMaster 700 [J]. J Refract Surg, 2018, 34(5): 331–336. DOI: 10.3928/1081597X-20180214-02.
- [31] Klijn S, Reus NJ, van der Sommen CM, et al. Accuracy of total corneal astigmatism measurements with a Scheimpflug imager and a color light-emitting diode corneal topographer [J]. Am J Ophthalmol, 2016, 167: 72–78. DOI: 10.1016/j.ajo.2016.04.011.
- [32] Miyake T, Shimizu K, Kamiya K. Distribution of posterior corneal astigmatism according to axis orientation of anterior corneal astigmatism [J/OL]. PLoS One, 2015, 10(1): e0117194 [2018-08-08]. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4307987/. DOI: 10.1371/journal.pone.0117194.
- [33] Hirschschall N, Buehren T, Bajramovic F, et al. Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography [J]. J Cataract Refract Surg, 2017, 43(6): 732–736. DOI: 10.1016/j.jcrs.2017.01.026.
- [34] Hirschschall N, Leisser C, Radda S, et al. Macular disease detection with a swept-source optical coherence tomography-based biometry device in patients scheduled for cataract surgery [J]. J Cataract Refract Surg, 2016, 42(4): 530–536. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.02.029.
- [35] Zafar S, Siddiqui MAR, Shahzad R, et al. Swept-source optical coherence tomography to screen for macular pathology in eyes having routine cataract surgery [J]. J Cataract Refract Surg, 2017, 43(3): 324–327. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.12.022.
- [36] Bertelmann T, Blum M, Kunert K, et al. Foveal pit morphology evaluation during optical biometry measurements using a full-eye-length swept-source OCT scan biometer prototype [J]. Eur J Ophthalmol, 2015, 25(6): 552–558. DOI: 10.5301/ejo.5000630.
- [37] Panthier C, Burgos J, Rouger H, et al. New objective lens density quantification method using swept-source optical coherence tomography technology: Comparison with existing methods [J]. J Cataract Refract Surg, 2017, 43(12): 1575–1581. DOI: 10.1016/j.jcrs.2017.09.028.

(收稿日期: 2018-11-06)

(本文编辑: 刘艳)

读者 · 作者 · 编者

眼科常用英文缩略语名词解释

AMD: 年龄相关性黄斑变性 (age-related macular degeneration)

ANOVA: 单因素方差分析 (one-way analysis of variance)

BUT: 泪膜破裂时间 (breakup time of tear film)

DR: 糖尿病视网膜病变 (diabetic retinopathy)

EAU: 实验性自身免疫性葡萄膜炎 (experimental autoimmune uveitis)

EGF: 表皮生长因子 (epidermal growth factor)

ELISA: 酶联免疫吸附测定 (enzyme-linked immunosorbent assay)

ERG: 视网膜电图 (electroretinogram)

FFA: 荧光素眼底血管造影 (fundus fluorescein angiography)

FGF: 成纤维细胞生长因子 (fibroblast growth factor)

GFP: 绿色荧光蛋白 (green fluorescent protein)

IFN- γ : γ 干扰素 (interferon- γ)

IL: 白细胞介素 (interleukin)

IOL: 人工晶状体 (intraocular lens)

IRBP: 光间受体视黄类物质结合蛋白 (interphotoreceptor retinoid binding protein)

LASIK: 准分子激光角膜原位磨镶术 (laser in situ keratomileusis)

ICGA: 吲哚青绿血管造影 (indocyanine green angiography)

LECs: 晶状体上皮细胞 (lens epithelial cells)

miRNA: 微小 RNA (microRNA)

MMP: 基质金属蛋白酶 (matrix metalloproteinase)

mTOR: 哺乳动物类雷帕霉素靶蛋白 (mammalian target of rapamycin)

MTT: 四甲基偶氮唑盐 (methyl thiazolyl tetrazolium)

NF: 核因子 (nuclear factor)

OCT: 光相干断层扫描 (optical coherence tomography)

OR: 优势比 (odds ratio)

PACG: 原发性闭角型青光眼 (primary angle-closure glaucoma)

PCR: 聚合酶链式反应 (polymerase chain reaction)

RGCs: 视网膜节细胞 (retinal ganglion cells)

POAG: 原发性开角型青光眼 (primary open angle glaucoma)

RB: 视网膜母细胞瘤 (retinoblastoma)

RPE: 视网膜色素上皮 (retinal pigment epithelium)

RNV: 视网膜新生血管 (retinal neovascularization)

RP: 视网膜色素变性 (retinitis pigmentosa)

S I t: 泪液分泌试验 I (Schirmer I test)

shRNA: 小发夹 RNA (short hairpin RNA)

siRNA: 小干扰 RNA (small interfering RNA)

α -SMA: α -平滑肌肌动蛋白 (α -smooth muscle actin)

TAO: 甲状腺相关眼病 (thyroid-associated ophthalmopathy)

TGF: 转化生长因子 (transforming growth factor)

TNF: 肿瘤坏死因子 (tumor necrosis factor)

UBM: 超声生物显微镜 (ultrasound biomicroscope)

VEGF: 血管内皮生长因子 (vascular endothelial growth factor)

VEP: 视觉诱发电位 (visual evoked potential)

(本刊编辑部)