

· 专家述评 ·

重视和优选白内障术前生物学测量与人工晶状体屈光度计算的联合方案

汤欣 于莎莎

【摘要】 随着白内障手术相关技术的优化,高端晶状体投入临床应用,白内障手术已处于屈光手术时代,通过手术矫正以恢复患者最佳屈光状态的技术方法备受关注,使得白内障术前的生物学测量及人工晶状体(IOL)屈光度的计算显得至关重要,因此临床医师应充分了解相关的测量机制及可控制误差的来源,尽可能减小术后屈光误差,提高术眼的视觉质量。白内障术前的生物学测量涉及不同方法,如眼轴长度、角膜曲率和前房深度的测量,而 IOL 的计算方法包括标准屈光度法、传统理论或经验公式法及光线追踪算法等。临床医师只有将白内障术前生物学测量与 IOL 屈光度计算方法进行适宜联合,才能确保术眼获得满意的视觉质量。

【关键词】 白内障/手术; 生物学测量; 眼轴长度; 角膜曲率; 前房深度; 人工晶状体

Paying attention to optimization and combination of the preoperative biomeasurement with intraocular lens power calculation in cataractous eyes Tang Xin, Yu Shasha. Tianjin Key Lab of Ophthalmology and Visual

Science, Tianjin Eye Institute, Tianjin Eye Hospital, Clinical College of Ophthalmology, Tianjin Medical University, Tianjin 300020, China

Corresponding author: Tang Xin, Email: tangprofessor@aliyun.com

【Abstract】 As the development of surgery related technology and clinical application of premium intraocular lens (IOL), cataract surgery has been in the era of refractive surgery. To restore the refractive system by surgery has been focused on and challenges have been brought up in preoperative measurement and accurate IOL power calculation methods. It is necessary to know developments of the related measurement technologies and the possible error resources to decrease refractive errors. Different means of measuring axial length, cornea curvature and anterior chamber depth were related here, co-operated with varied IOL power calculation methods, such as standard power, traditional formulas and real ray tracing method. Researchers should pay close attention to the preoperative measurement and IOL power calculation methods in cataract patients, the combination of accurate measurement with different calculation methods can help to acquire an increasingly satisfactory visual result.

【Key words】 Cataract/surgery; Biometrical measurement; Axial length; Corneal curvature; Anterior chamber depth; Intraocular lens

随着白内障手术技术及设备的不断革新,非球面、多焦点、散光矫正晶状体逐渐应用于临床,以人工晶状体(intraocular lens, IOL)代替混浊晶状体重建完美屈光系统,以达到理想的屈光状态成为临床医师及患者关注的重点。研究表明 IOL 屈光度计算中由前房深度(anterior chamber depth, ACD)、眼轴长度和角

膜曲率测量造成的误差分别占 42%、36% 和 22%, 1 mm 的 ACD 误差在近视眼、正常眼轴眼和远视眼可引起的术后屈光误差分别为 1.0、1.5 和 2.5 D, 1 mm 的眼轴误差会导致约 2.5 D 的术后屈光度误差, 1 D 的角膜曲率误差也会导致约 1 D 的术后屈光度误差^[1-2]。此外 IOL 计算方法也会对术后屈光度造成影响,特别是在眼轴不正常的眼中^[3]。临床医师应掌握白内障术前生物学测量和 IOL 屈光度计算方法,做到精确测量与不同计算方法的最佳联合,以确保术眼获得满意的视觉质量。

DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2015.04.001

作者单位: 300020 天津医科大学眼科临床学院 天津市眼科医院
天津市眼科研究所 天津市眼科学与视觉科学重点实验室

通信作者: 汤欣, Email: tangprofessor@aliyun.com

1 屈光系统生物学测量

1.1 眼轴长度测量

目前临床上眼轴测量方法主要是超声测量法和光学测量法。超声测量法被认为是眼轴测量的金标准,而随着光学测量设备 IOL Master 和 Lenstar LS900 的出现,眼轴的测量更为简便,精确性更高。2 种方法各有利弊,实际工作中相辅相成效果会更好。

1.1.1 超声测量 A 型超声以幅度调制型显示法来显示一维深度方向组织界面回波的大小,其分辨率可达 0.01 mm,测量范围为 16~40 mm。根据探头作用方式的不同可分为接触 A 型超声和浸润 A 型超声。接触 A 型超声因角膜压迫作用导致眼轴长度测量存在 0.14~0.47 mm 的差异,浸润 A 型超声可减小测量误差,但仅用一维光轴上超声双峰间距来计算眼轴是有一定偏差的^[4]。

B 型超声是以灰度调制型显示方法来显示二维平面本身的切面图。浸润 B 型超声测量,即以 A 型超声一维采集线引导 B 型超声二维图像采集,通过使 A 型超声采样线恰好垂直通过角膜并指向黄斑部视网膜,采样线与视网膜交点距离视盘中心约 4.5 mm 或视神经边缘 3.0 mm,利用 B 型超声模式下电子测量尺测量角膜顶点到黄斑距离或测量角膜前表面波峰至黄斑部视网膜面波峰,获得眼轴长度。浸润 B 型超声与 IOL Master 测量的眼轴长度结果无明显差异,术后 ± 1 D 范围的平均绝对屈光误差也无差异;而浸润 B 型超声测量的眼轴长度及术后屈光误差与接触型 A 型超声明显不同。因此浸润 B 型超声和 IOL Master 对于眼轴较长的眼来说测量结果较为准确,在后巩膜葡萄肿时更有优势。

对于硅油眼、眼底病变等复杂眼部条件者,浸润 B 型超声二维图像可以清晰地引导组织界面判定,保证结果的准确性,同时可避免再次行超声检查的需要。Abu El Einen 等^[5]研究表明,对于硅油眼浸润 B 型超声测量结果及术后屈光效果优于接触 A 型超声。对于硅油眼及眼底病变患者采用浸润 B 型超声进行眼轴长度测定可能会减少误差,需要注意的是硅油眼在计算眼轴长度时需要介质声速调整。

尽管超声测量应用广泛且结果可靠,但超声法测量均为接触性检查,因此不可避免地存在接触性损伤的可能,且对于操作技巧要求较高,测量过程复杂,同时探头压迫造成的误差不可避免,而光学测量方法克服了这些缺点,且结果准确。

1.1.2 光学测量法 目前临床上应用的光学测量法

主要是光学相干生物测量仪 IOL Master 和光学低相干反射仪 Lenstar LS900。IOL Master 测量眼轴长度分辨率可达 ± 0.02 mm,可同步测量角膜曲率和 ACD。选择不同的测量模式和不同的计算公式进行联合,同时联合屈光状态、IOL 类型及预留屈光度后,仪器可自动计算出所需要的 IOL 屈光度。Lenstar LS900 采用 820 μ m 波长超辐射发光二极管激光作为光源,基于光学低相干反射原理一次性完成多个参数的生物学测量^[6],可同样联合相应的测量模式和计算公式,自动计算待植入晶状体的屈光度。

Jasvinder 等^[7]研究表明,Lenstar 与 IOL Master 测量眼轴长度和 IOL 屈光度差异分别为 (0.01 ± 0.03) mm 和 (0.07 ± 0.26) D, Lenstar 与浸润 A 型超声比较分别为 (0.04 ± 0.17) mm 和 (-0.08 ± 0.75) D, Lenstar 与接触 A 型超声比较分别为 (0.18 ± 0.23) mm 和 (-0.52 ± 0.93) D,即 IOL Master、Lenstar 及浸润 A 型超声结果相似,但与接触 A 型超声差异明显。

对于硅油眼的眼轴长度测量研究表明,IOL Master 测量过程不受硅油填充的影响^[8],对于长眼轴来说,浸润 B 型超声和 IOL Master 测量结果同样准确。因此,IOL Master、Lenstar 和浸润 B 型超声法的生物学测量及 IOL 计算结果均较为准确,但光学测量方法为非侵入性,且可重复性好,准确性高,同时可降低接触 A 型超声测量的压迫误差以及超声检查时由眼球运动、探头定位等带来的误差,无需眼表麻醉,患者坐位检查即可一次性实现 IOL 的准确计算,避免因体位变化对测量结果的影响。

尽管光学测量法优势较多,但对于无法固视、严重斜视、角膜病变、较高密度的核性白内障、后囊下型白内障及玻璃体病变患者,其应用明显受限,还需借助超声法。此外眼底病变患者仅靠光学测量会造成术后屈光误差,而二者联合使用则可避免相关误差。眼部外伤患者无法使用光学测量法以及接触 A 型超声、浸润 A/B 型超声时可用接触 B 型超声+A 型超声的模式测量,但测量结果的稳定性欠佳,其方法需要进一步优化。

IOL Master、Lenstar 和浸润超声法在测量眼轴方面结果均较准确,而接触超声测量的眼轴偏短,但是由于光学仪器操作简便,结果准确,临床上以 IOL Master 和 Lenstar 测量应用较多,对于伴有高度近视、硅油眼或眼底病变患者可联合浸润 B 型超声检查。

1.2 角膜曲率测量

角膜占全眼屈光力的 70% 以上,是重要的屈光介质。目前主要的测量角膜曲率的方法有自动/手动曲

率计、Lenstar、IOL Master、角膜地形图、Pentacam 眼前节分析系统^[9]、AS-OCT^[10]、Obscan II 眼前节测量系统^[11]等,不同方法适用于不同的眼表结构测量。白内障术前 IOL 屈光度计算时角膜曲率测量主要是 IOL Master 和 Lenstar 2 种方法。Lenstar 测量角膜曲率的原理是将直径为 1.65 mm 和 2.30 mm 同心圆范围内的 32 个点投射到角膜表面,2 个同心圆环曲率半径的分析保证结果稳定、可靠。IOL Master 测量角膜曲率的原理是将 2.30 mm 直径范围内呈六边形分布的 6 个点投射到角膜中心区,进而分析测量曲率 K 值。IOL Master 和 Lenstar 测量角膜曲率稳定性和准确性均较好,2 种测量方法差异较小,相关性好^[12]或存在一定差异^[13],分析可能的原因是 2 种方法所采用的屈光指数不同、测量面积不同等。2 种方法在互相替代使用时需要注意可能存在的差异。

1.3 ACD 测量

随着相干光技术的发展,主要的误差来源已不是眼轴长度而是术后有效晶状体位置的预测^[14],同时术后 ACD 1 mm 的预测误差会造成 1.5 D 的屈光度误差。IOL 计算公式,如 Haigis 和 Olsen 公式需要术前准确的 ACD 测量结果来预测术后 ACD 以降低术后的屈光误差。目前 ACD 可以通过 A 型超声、UBM、IOL Master、Lenstar LS900、Pentacam、Obscan II 和 AS-OCT 等多种方法进行测量。

A 型超声和 UBM 均为接触性检查,既往有研究表明接触法测 ACD 较光学法短 0.40 mm,比浸润法短 0.30 mm^[15]。Lenstar、Pentacam 及 IOL Master 测量 ACD 差异小,临床结果可互换^[16]。AS-OCT 测量结果较 Lenstar 和 Pentacam 偏高,临床应注意测量差异,不可互换^[17]。Frisch 等^[18]研究认为,IOL Master 与 Orbscan II 测量结果差异无统计学意义。

测量结果不同主要是因为各测量方法的原理不同。IOL Master 通过颞侧裂隙光投射采集图像分析,Lenstar 是基于光学低相干反射法,Pentacam 通过 Scheimpflug 技术重建眼前节三维图像,Orbscan II 采用裂隙光扫描重建眼前节三维立体图像,AS-OCT 通过高分辨率断面扫描图像测量 ACD。需要注意的是,调节会对 ACD 测量结果造成影响,特别是在没有注视系统的设备中,如 Pentacam 和 Orbscan II。在临床实际应用中,明确不同方法的原理及差异有助于准确测量及应用 ACD 预测术后 ACD,以降低术后屈光误差。眼部生物学测量方法较多,临床应用过程中需要注意不同方法的适用范围和参数设置,相互补充可以提高结果的准确性。

2 IOL 计算方法

IOL 屈光度计算包括标准屈光度法、基于薄透镜模型/厚透镜模型的公式算法、引入精确光线追踪技术的新算法以及角膜屈光术后 IOL 屈光度计算。

2.1 标准屈光度法

较早的标准屈光度法是根据正常人晶状体的平均屈光度,植入统一度数的 IOL。根据 Tscherning 模型眼、Gullstrand 模型眼正视状态下晶状体屈光度分别为 +21.72 D 和 +19.11 D,标准屈光度法植入 +19 D IOL,这种算法未考虑到晶状体度数的分布规律,植入相同屈光度的晶状体,进而造成明显的屈光度误差。

2.2 传统公式计算

传统公式分为理论公式和经验回归公式,根据预测术后 ACD 的不同可大致分为 4 代。

2.2.1 一代理论公式 一代理论公式是以几何光学原理和薄透镜成像理论为基础的理论公式,如 Fyodorov、Colenbrander 和 Binkhorst^[19]理论公式等。根据病历资料回归分析得到一代 SRK I 公式: $P = A - 2.5L - 0.9K$,其中 P 为 IOL 屈光度(D),A 为 IOL 常数,K 为角膜曲率(D),L 为眼轴长度(mm)。SRK I 公式较 Binkhorst 公式、Colenbrander 公式计算平均误差小,误差范围小,但一代公式在眼轴长度超过 24.5 mm 时,准确性均下降^[20-21]。一代公式中 ACD 是定值,而以固定 ACD 来预测术后有效晶状体位置(effective lens position,ELP)对短眼轴来说会偏长,对于长眼轴来说会偏短,分别造成近视和远视^[1]。

2.2.2 二代回归公式 二代回归公式中较为常用的是 SRK II 和 Binkhorst II 公式。Sanders 等^[22]对 SRK 公式进行校正,得到 SRK II: $P = A1 - 2.5L - 0.9K$,P 为正视性 IOL 度数(D),K 为角膜曲率(D),L 为眼轴长度(mm),A1 为常数。其中根据眼轴对 A1 常数进行调整,即 $L < 20$ mm 时, $A1 = A + 3$; $20 \text{ mm} \leq L < 21$ mm, $A1 = A + 2$; $21 \text{ mm} \leq L < 22$ mm, $A1 = A + 1$; $22 \text{ mm} \leq L < 24.5$ mm, $A1 = A$; $L \geq 24.5$ mm, $A1 = A - 0.5$ 。SRK II 公式在 22~28 mm 眼轴范围内结果优于一代公式,但对于长眼轴计算误差仍较大。

2.2.3 三代公式 三代公式以 Hollday I、SRK-T 和 Hoffer-Q 公式为代表。研究表明三代公式对于正常范围眼轴结果准确,对于短眼轴 Hoffer-Q 和 Haigis 公式较准确,长眼轴优先选用 SRK/T 和 Hollday I 公式。三代公式的主要不足是公式推导在正常模拟眼参数基础上进行,同时根据角膜曲率和眼轴长度来预测术后有效 IOL 位置。Hollday I 和 SRK-T 公式通过眼轴长

度及角膜高度来预测术后 ACD; Hoffer Q 公式通过独立公式利用眼轴长度及角膜曲率正切值来预测术后 ACD, 但对于非正常眼轴患者误差不可避免。Haigis^[23] 建议即使是同一种晶状体, A 常数也需要依据眼轴长度校正; Eldaly 等^[24] 的研究也表明, 晶状体 A 常数与眼轴长度相关, 这种相关性随眼轴长度变化发生转变, 因此 A 常数优化是提高三代公式的重要方法。

2.2.4 四代公式 四代公式以 Haigis 和 Holladay II 为代表。Haigis 公式需要术前测量 ACD 并引入 a_0 、 a_1 和 a_2 常数来预测术后 ELP。ELP = $a_0 + (a_1 \times \text{ACD}) + (a_2 \times \text{AL})$, 避免了角膜曲率测量误差造成的影响, 其中 a_0 类似于三代公式中的 A 常数, a_1 为 ACD 常数, a_2 为眼轴常数^[25]。该公式的限制因素主要是所引入的 3 个常数是在大量回归分析基础上得到的, 需要术者反馈相关信息不断优化 A 常数才能得到准确的结果。Holladay II 公式是目前较为准确的理论公式之一, 公式使用眼轴范围广, 但需要 7 个变量来预测有效 IOL 位置、眼轴、角膜 K 值、晶状体厚度、水平角膜白到白距离、ACD、术前屈光状态和患者年龄。Srivannaboon 等^[26] 研究表明, 对于长眼轴患者而言, Holladay II 公式即使在无晶状体厚度的条件下, 计算结果也较可靠。

2.3 光线追踪软件算法

光线追踪技术是指通过精确追踪计算眼内折射光线来分析和评价屈光系统功能的方法。在光学领域较为常用, 如模拟眼评价、IOL 设计评估及 IOL 屈光度计算等^[27]。

以光线追踪技术计算晶状体屈光度的优点是实现眼内折射光线基于几何光学理论和 Snell 法则的精确计算, 避免传统旁轴 Gaussian 光学近似算法。计算机实现个性化模型眼建立, 以降低全眼波前像差为引导, 优化选择植入不同参数 IOL 所需要的屈光度^[27]。该方法在正常眼轴及非正常眼轴范围内均适用^[28]。Minami 等^[29] 研究表明, SRK-T 计算受到角膜非球面性的影响, 而光线追踪技术可联合 AS-OCT 角膜曲率结果, 避免了角膜后表面以及非球面性的影响, 计算结果更准确。以光线追踪技术计算晶状体屈光度的前提是已知准确的晶状体参数, 包括晶状体厚度、直径、材质和屈光指数等, 以此为基础联合准确的眼部生物学测量结果可以更为精确地计算 IOL 的屈光度。

2.4 角膜屈光术后 IOL 屈光度计算

角膜屈光手术改变角膜前后表面的形态特征, 临床上采用了不同的方法来计算或测量角膜屈光术后角膜实际曲率值, 进而计算 IOL 屈光度, 包括病史法、硬

性角膜接触镜法、屈光源性 K 值法及角膜地形图测量法等。

最常用的是病史法, $K_{\text{屈光术后}} = K_{\text{屈光术前}} - \Delta SE_{\text{屈光术后改变量}}$, 该方法需要测定患者屈光手术前角膜 K 值, 有研究认为结果偏向近视一侧。硬性角膜接触镜法, $K = BC_{\text{HLC}} + \Delta SEQ$, 其中 BC_{HLC} 为接触镜基弧度数, ΔSEQ 为硬性角膜接触镜佩戴前后改变量, 该方法要求患者能够通过矫正获得足够视力及准确验光结果, 对白内障患者来说较为困难, 同时该方法临床变异较大。屈光源性 K 值法, Shammas 等^[30] 研究认为近视矫正 1 D 对应 0.23 D 的曲率差值, 因此推出矫正公式为 $K = K_{\text{屈光术后}} - 0.23 \times \Delta SE_{\text{屈光术后改变量}}$, $K = 1.14 \times K_{\text{屈光术后}} - 6.08$, 结果与病史法高度相关。

Tang 等^[31] 研究结果显示, 用 AS-OCT 测量近视、远视矫正术后角膜曲率结果较为准确, 术后绝对屈光误差分别为 0.57 D 和 0.26 D。蔡剑秋等^[11] 用 Obscan II 测量 2.5 mm 范围内前后表面曲率值, 并以 Holladay II 和 Hoffer Q 公式计算晶状体屈光度, 术后屈光误差 ± 1.0 D 内分别为 80.6% 和 74.2%。

不同的角膜曲率测量结果联合传统计算公式用来计算植入 IOL 的屈光度, 以光线追踪技术来计算 IOL 屈光度准确且过程相对简化, 不需要术前的角膜曲率信息, 对于角膜屈光术后的患者, 光线追踪算法是可选的新方法。

3 临床医师应注意精确测量与不同计算方法的联合应用和选择

白内障术前生物学测量方法较多, 不断出现的新的测量方法提高了白内障术前生物学测量的准确性, 优化的计算方法可以尽可能地减少术后的屈光误差。临床医师应在充分了解不同测量方法作用机制的基础上, 在实际工作中个性化分析测量及计算过程可能存在的影响因素, 合理选择生物学测量方法, 优化联合使用的方案, 以提高结果的准确性。此外随着临床上 IOL 类型的增多, 不同仪器设置的 IOL 常数的优化需要进一步更新, 而凭借眼轴长度来优化 IOL 常数的方法的实际临床应用价值需要进一步评估。以光线追踪技术为基础的计算工具为临床上 IOL 屈光度的计算提供了新选择, 但仍需要大样本的临床研究验证其精确性, 达到进一步完善同步测量计算功能, 为临床实际工作提供更为简便且准确的方法。

参考文献

- [1] Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review [J]. Acta

- Ophthalmol Scand, 2007, 85 (5) : 472 - 485. doi: 10. 1111/j. 1600-0420. 2007. 00879. x.
- [2] Fontes BM, Fontes BM, Castro E. Intraocular lens power calculation by measuring axial length with partial optical coherence and ultrasonic biometry [J]. Arq Bras Oftalmol, 2011, 74 (3) : 166 - 170.
- [3] Roh YR, Lee SM, Han YK, et al. Intraocular lens power calculation using IOLMaster and various formulas in short eyes [J]. Korean J Ophthalmol, 2011, 25 (3) : 151 - 155. doi: 10. 3341/kjo. 2011. 25. 3. 151.
- [4] Ghanem AA, El-Sayed HM. Accuracy of intraocular lens power calculation in high myopia [J]. Oman J Ophthalmol, 2010, 3 (3) : 126 - 130. doi: 10. 4103/0974-620X. 71888.
- [5] Abu El Einen KG, Shalaby MH, El Shiwy HT. Immersion B-guided versus contact A-mode biometry for accurate measurement of axial length and intraocular lens power calculation in siliconized eyes [J]. Retina, 2011, 31 (2) : 262 - 265. doi: 10. 1097/IAE. 0b013e3181e17f39.
- [6] Shammas HJ, Hoffer KJ. Repeatability and reproducibility of biometry and keratometry measurements using a noncontact optical low-coherence reflectometer and keratometer [J]. Am J Ophthalmol, 2012, 153 (1) : 55 - 61. doi: 10. 1016/j. ajo. 2011. 06. 012.
- [7] Jasvinder S, Khang TF, Sarinder KK, et al. Agreement analysis of LENSTAR with other techniques of biometry [J]. Eye (Lond), 2011, 25 (6) : 717 - 724. doi: 10. 1038/eye. 2011. 28.
- [8] Kunavisarut P, Poopattanakul P, Intarated C, et al. Accuracy and reliability of IOL master and A-scan immersion biometry in silicone oil-filled eyes [J]. Eye (Lond), 2012, 26 (10) : 1344 - 1348. doi: 10. 1038/eye. 2012. 163.
- [9] Saad E, Shammas MC, Shammas HJ. Scheimpflug corneal power measurements for intraocular lens power calculation in cataract surgery [J]. Am J Ophthalmol, 2013, 156 (3) : 460 - 467. doi: 10. 1016/j. ajo. 2013. 04. 035.
- [10] Minami K, Kataoka Y, Matsunaga J, et al. Ray-tracing intraocular lens power calculation using anterior segment optical coherence tomography measurements [J]. J Cataract Refract Surg, 2012, 38 (10) : 1758 - 1763. doi: 10. 1016/j. jcrs. 2012. 05. 035.
- [11] 蔡剑秋, 张加裕, 陈如, 等. Orbscan II 预测准分子激光原位角膜磨镶术后人工晶状体度数的准确性 [J]. 中华医学杂志, 2011, 91 (1) : 33 - 36. doi: 10. 3760/cma. j. issn. 0376-2491. 2011. 01. 009.
- [12] Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements [J]. Br J Ophthalmol, 2009, 93 (6) : 807 - 810. doi: 10. 1136/bjo. 2008. 152736.
- [13] Zhao J, Chen Z, Zhou Z, et al. Evaluation of the repeatability of the Lenstar and comparison with two other non-contact biometric devices in myopes [J]. Clin Exp Optom, 2013, 96 (1) : 92 - 99. doi: 10. 1111/j. 1444-0938. 2012. 00793. x.
- [14] Kim SM, Choi J, Choi S. Refractive predictability of partial coherence interferometry and factors that can affect it [J]. Korean J Ophthalmol, 2009, 23 (1) : 6 - 12. doi: 10. 3341/kjo. 2009. 23. 1. 6.
- [15] Al Farhan HM. Agreement between Orbscan II, VuMAX UBM and Artemis-2 very-high frequency ultrasound scanner for measurement of anterior chamber depth [J/OL]. BMC Ophthalmol, 2014, 14 : 20 [2014 - 09 - 10]. http://www. biomedcentral. com/1471-2415/14/20. doi: 10. 1186/1471-2415-14-20.
- [16] Uçakhan OÖ, Akbel V, Biyikli Z, et al. Comparison of corneal curvature and anterior chamber depth measurements using the manual keratometer, Lenstar LS900 and the Pentacam [J]. Middle East Afr J Ophthalmol, 2013, 20 (3) : 201 - 206. doi: 10. 4103/0974-9233. 114791.
- [17] O'Donnell C, Hartwig A, Radhakrishnan H. Comparison of central corneal thickness and anterior chamber depth measured using LenStar LS900, Pentacam, and Visante AS-OCT [J]. Cornea, 2012, 31 (9) : 983 - 988. doi: 10. 1097/ICO. 0b013e31823f8e2f.
- [18] Frisch IB, Rabsilber TM, Becker KA, et al. Comparison of anterior chamber depth measurements using Orbscan II and IOLMaster [J]. Eur J Ophthalmol, 2007, 17 (3) : 327 - 331.
- [19] Binkhorst RD. The optical design of intraocular lens implants [J]. Ophthalmic Surg, 1975, 6 (3) : 17 - 31.
- [20] Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, et al. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK implant power prediction formulas [J]. J Am Intraocul Implant Soc, 1981, 7 (4) : 337 - 340.
- [21] Thompson JT, Maumenee AE, Baker CC. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes [J]. Ophthalmology, 1984, 91 (5) : 484 - 488.
- [22] Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas [J]. J Cataract Refract Surg, 1988, 14 (2) : 136 - 141.
- [23] Haigis W. Influence of axial length on IOL constants [J]. Acta Clin Croat, 2012, 51 Suppl 1 : 59 - 64.
- [24] Eldaly MA, Mansour KA. Personal A-constant in relation to axial length with various intraocular lenses [J]. Indian J Ophthalmol, 2014, 62 (7) : 788 - 791. doi: 10. 4103/0301-4738. 138300.
- [25] Wang JK, Chang SW. Optical biometry intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths [J]. Int J Ophthalmol, 2013, 6 (2) : 150 - 154. doi: 10. 3980/j. issn. 2222-3959. 2013. 02. 08.
- [26] Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chirapapaisan N, et al. Accuracy of Holladay 2 formula using IOLMaster parameters in the absence of lens thickness value [J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2013, 251 (11) : 2563 - 2567. doi: 10. 1007/s00417-013-2439-8.
- [27] Einigshammer J, Oltrup T, Bende T, et al. The individual virtual eye: a computer model for advanced intraocular lens calculation [J]. J Optom, 2009, 2 (2) : 70 - 82. doi: 10. 3921/joptom. 2009. 70.
- [28] Preussner PR, Wahl J, Lahdo H, et al. Ray tracing for intraocular lens calculation [J]. J Cataract Refract Surg, 2002, 28 (8) : 1412 - 1419.
- [29] Minami K, Kataoka Y, Matsunaga J, et al. Ray-tracing intraocular lens power calculation using anterior segment optical coherence tomography measurements [J]. J Cataract Refract Surg, 2012, 38 (10) : 1758 - 1763. doi: 10. 1016/j. jcrs. 2012. 05. 035.
- [30] Shammas HJ, Shammas MC, Garabet A, et al. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis [J]. Am J Ophthalmol, 2003, 136 (3) : 426 - 432. doi: http://dx. doi. org/10. 1016/S0002-9394 (03) 00275-7.
- [31] Tang M, Wang L, Koch DD, et al. Intraocular lens power calculation after myopic and hyperopic laser vision correction using optical coherence tomography [J]. Saudi J Ophthalmol, 2012, 26 (1) : 19 - 24. doi: 10. 1016/j. sjopt. 2011. 10. 004.

(收稿日期: 2014-12-19)

(本文编辑: 尹卫靖 刘艳)