·标准与规范 ·

白内障术前眼球生物学参数测量和应用 专家共识(2023)

《白内障术前眼球生物学参数测量和应用专家共识(2023)》专家组 中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会 国际转化医学协会眼科专业委员会

通信作者:邵毅, Email: freebee99@163. com; 黄永志, Email: syliuping@126. com; 杨卫华, Email: benben0606@139. com

邵毅, 南昌大学第一附属医院眼科, 南昌 330006; 黄永志, 四川大学华西医院眼科, 成都 610041; 杨卫华, 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所, 深圳 518040

【摘要】 白内障是全球主要的可治疗性致盲眼病,目前手术摘除混浊晶状体并植入人工晶状体(IOL)是治疗白内障的主要方法,IOL 屈光力的准确计算是提高术眼术后视觉质量的关键,其计算涉及术眼术前眼球生物学参数的准确测量。白内障术前应重点关注眼球生物学参数的测量和应用,主要包括精准的眼球生物学参数测量设备的选择和 IOL 屈光力计算公式的选择等。为了更好地满足术眼术后视觉质量和生活质量的需求,本专家共识依据国际上的重要文献和循证证据对白内障术前眼球生物学测量参数的选择和测量方法提出推荐意见,既包括传统的眼轴长度、角膜曲率、前房深度、晶状体厚度、角膜直径及中央角膜厚度等眼球结构参数,还纳入了 Kappa 角、Alpha 角及波前像差等视光学参数。本共识同时还推荐了 IOL 屈光力计算公式需要的参数,旨在规范临床医生对白内障患者实施白内障手术术前眼球生物学测量参数的选择、测量和应用,从而提高白内障手术后的屈光效果和视觉质量。

【关键词】 白内障; 手术; 眼轴; 角膜曲率; 人工晶状体; 屈光力; 共识

基金项目: 国家自然科学基金项目 (82160195); 江西省双千计划科技创新高端领军人才项目 (2022); 江西省重大 (重点) 研发专项计划项目 (20223BBH80014、20181BBG70004、20203BBG73059); 江西省杰出青年基金项目 (20192BCBL23020); 深圳市科技计划项目 (JCYJ20220530153604010)

国际实践指南注册: http://www.guidelines-redistry.cn/,IPGRP-2023CN214

DOI:10.3760/cma.j.cn115989-20230602-00212

Consensus for measurement and application of ocular biometric parameters before cataract surgery (2023)

Expert Workgroup of Consensus for measurement and application of ocular biometric parameters before cataract surgery (2023), Ophthalmic Imaging and Intelligent Medicine Branch of China Medical Education Association, Ophthalmology Committee of World Association of Translational Medicine

Corresponding authors: Shao Yi, Email: freebee99@163. com; Huang Yongzhi, Email: syliuping@126. com; Yang Weihua, Email: benben0606@139. com

Shao Yi, Department of Ophthalmology, the First Affiliated Hospital of Nanchang University, Nanchang 330006, China; Huang Yongzhi, Department of Ophthalmology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China; Yang Weihua, Shenzhen Eye Institute, Shenzhen Eye Hospital, Shenzhen 518040, China

[Abstract] Cataract is the leading cause of treatable blindness worldwide. Currently, surgical removal of the opaque lens and implantation of an intraocular lens (IOL) is the primary method for treating cataracts. Accurate calculation of IOL power is crucial for improving postoperative visual quality. IOL power calculation requires accurate measurement of preoperative ocular biometric parameters. Preoperative assessment and application of ocular biometric parameters, including the selection of accurate measurement devices and IOL power calculation formulas, should be emphasized in cataract cases. To better meet the needs of visual quality and quality of life of patients after surgery, this consensus provides recommendations based on important international literature and evidence-based research regarding the selection and measurement of ocular biometric parameters before cataract surgery. These recommendations include

traditional ocular structural parameters such as axial length, corneal curvature, anterior chamber depth, lens thickness, corneal diameter, and central corneal thickness, as well as optical parameters including kappa angle, alpha angle, and wavefront aberrations. In addition, this consensus recommends the parameters required for IOL power calculation formulas. The goal of this consensus is to standardize the selection, measurement, and use of ocular biometric parameters in clinical practitioners before cataract surgery, thereby improving refractive outcomes and visual quality after cataract surgery.

[Key words] Cataract; Surgery; Axial length; Corneal curvature; Intraocular lens; Refractive power; Consensus

Fund program: National Natural Science Foundation of China (82160195); Jiangxi Double-Thousand Plan High-Level Talent Project of Science and Technology Innovation (2022); Key R & D Program of Jiangxi Province (20223BBH80014, 20181BBG70004, 20203BBG73059); Outstanding Youth Fund Project of Jiangxi Province (20192BCBL23020); Shenzhen Science and Technology Program (JCYJ20220530153604010)

International Practice Guidelines register: http://www.guidelines-redistry.cn/,IPGRP-2023CN214 DOI:10.3760/cma.j.cn115989-20230602-00212

1 《白内障术前眼球生物学参数测量和应用专家 共识(2023)》制定背景及方法

白内障仍然是全球主要的可治疗性致盲眼病,主 要表现为视力下降,严重影响患者的生活质量,目前手 术治疗是恢复白内障患者有用视力的首选方法。近年 来,随着科学技术的快速进步、手术设备和手术方式的 不断更新,以及患者对术后视觉质量要求的不断提高, 白内障手术的目标已从复明逐渐转变为屈光预后和视 觉质量的改善[1-2]。因此术前应对白内障患者进行全 面评估,包括全身基础状况评估、详细的病史采集以及 眼部评估等,其中白内障术前眼球生物学参数的准确 测量以匹配人工晶状体(intraocular lens, IOL) 屈光力 计算公式的选择成为术后视觉质量达到预期的关键环 节,规范的术前测量对手术及 IOL 的选择至关重要。 对术前生物学参数的测量及评估会随着操作者经验和 理解的不同而有所差异,这对患者白内障术中情况 (如 IOL 选择等)及手术预后有着极大的影响。目前, 国内外尚无明确的指南和共识来指导白内障术前眼球 生物学参数的测量。

基于目前白內障术前眼球生物学参数测量标准不统一的问题,中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会组织眼科临床医学专家、眼科临床影像专家于2022年6月成立"白內障术前眼球生物学参数测量和应用专家共识(2023)"(简称"共识")撰写组,包括眼科影像与智能医学专家、白內障诊疗专家和眼科特检专家,于2022年6月6日对全国白内障术前眼球生物学参数测量的研究者进行调查,收集并整理相关领域中涉及的白內障术前眼球生物学参数测量问题及相关技术在临床应用中面临的困难。由于白內障术前眼球

生物学参数测量尚未形成统一的可遵循指南,本专家组检索了 Medline/PubMed 数据库,在认真学习国内外白内障术前眼球生物学参数测量研究文献的基础上,召开线下和线上会议,针对收集的白内障术前眼球生物学参数测量问题进行充分讨论和论证。由执笔生物学参数测量问题进行充分讨论和论证。由执笔中和微信方式由各位专家独立阅读并提出修改意见,分别提交《共识》撰写组核心成员,修改意见经过整理并通过微信、邮件和线上会议进行讨论和归纳。《共识》在修改期间得到多位专家的建议和指导,最终通过线下会议达成《共识》终稿,旨在规范和指导我国临床区对白内障患者实施白内障手术术前眼球生物学测量参数的选择、测量和临床应用,从而提高白内障手术后的屈光效果和视觉质量。本共识制定过程历时1年余。

2 常用眼球生物学参数测量设备及测量参数

眼球生物学参数测量即应用目前的光学或者超声等方法对眼球生物学参数进行测量,白内障术前测量至少应包括眼轴长度(axial length, AL)、角膜曲率(keratometry, K)和前房深度(anterior chamber depth, ACD)。在光学生物学测量设备出现前,这些参数通过不同的设备进行测量,如浸润式/接触式眼球 A 型超声设备、手动或自动 K 值测量设备、角膜地形图测量设备。目前临床上所用的光学生物学测量设备已将多种技术整合到一台设备中,可同时输出所需的眼球生物学测量参数[3-5]。不同厂家和型号眼球生物学参数测量设备的测量参数有所不同,目前常用的眼球生物学参数测量设备及其测量参数见表 1。

3 白内障术前眼球生物学测量参数

近年来,多种新型眼球生物学参数测量设备在临

表 1 目前可用的设备及其测量参数										
设备	厂家	原理	AL	K值		ACD	T.T.	W/PW/	ССТ	PD
以甘				前表面	后表面	ACD	LT	WTW	CCI	PD
IOLMaster 700	Zeiss,德国	SS-OCT		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$					
OA-2000	Tomey,日本	SS-OCT	$\sqrt{}$	\checkmark		\checkmark	$\sqrt{}$	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Argos	MOVU,日本	SS-OCT	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Anterion	Heidelberg,德国	SS-OCT	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Eyestar 900	Haag-Streit,瑞士	SS-OCT	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
HP OCT	Cylite,澳大利亚	HP OCT	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
IOLMaster 500	Zeiss,德国	PCI	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$		$\sqrt{}$		$\sqrt{}$
AL-Scan	Nidek,日本	PCI	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Pentacam AXL	Oculus,德国	PCI	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Lenstar LS900	Haag-Streit,瑞士	OLCR	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
SW9000	索维,中国	OLCR	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
StarEyes 900p	万灵帮桥,中国	OLCR	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Swan 600p	安视康,中国	OLCR	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Aladdin	Topcon, 日本	OLCR	$\sqrt{}$	\checkmark		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Galilei G6	Ziemer,瑞士	OLCI	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Optopol	Revo NX,波兰	SD-OCT	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$
Colombo IOL	莫廷,中国	SS-OCT	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	\checkmark	\checkmark	$\sqrt{}$

注:AL:眼轴长度;K:角膜曲率;ACD:前房深度;LT:晶状体厚度;WTW:白到白距离;CCT:中央角膜厚度;PD:瞳孔直径;IOL:人工晶状体;SS-OCT:扫频光学相干断层扫描;PCI:部分相干干涉法;OLCR:光学低相干反射测量法

床的应用为屈光性白内障手术的实施和术后视觉质量的改善提供了保障。当前,与 IOL 屈光力相关的精准眼球生物学测量参数既包括传统的 AL、K 值、ACD、晶状体厚度(lens thickness,LT)及角膜直径等,还纳入了 Kappa 角、Alpha 角及波前像差等视光学参数,不同眼球生物学参数测量设备的工作原理和测量结果并非完全一致,但 AL、K 值、ACD 是每个设备的基本测量参数。

3.1 关于术眼 AL 的术前测量

AL是眼球前、后两极之间的直线距离。眼球生物学测量的 AL 一般是指角膜前表面正中点到视网膜黄斑中心凹之间的距离。目前常用的测量 AL 的方法包括光学生物仪测量法(即光学测量法:自角膜前表面至视网膜色素上皮层的距离)及超声仪测量法(即超声测量法:自角膜前表面到视网膜内界膜的距离)。AL 作为 IOL 屈光力计算的关键参数,每 1 mm 的测量误差将导致术后 1.75~3.75 D 的屈光误差^[6]。研究报道,造成白内障术后屈光误差的 3 个主要原因是有效晶状体位置、K 值和 AL,其中 AL 占 36%^[7-8],因此,术前精准的 AL测量十分重要^[9]。

为了获得精准的 AL,常规测量双眼的 AL 时应注意以下几点^[10]:(1)首选光学生物学测量法,主要包括扫频光学相干断层扫描(swept-source optical coherence

tomography, SS-OCT)、部分相 干干涉法(partial coherence interferometry,PCI)、光学低相干 反射测量法(optical lowcoherence reflectometry, OLCR) 等。(2)次选 A 型超声测量 法,其中 A 型超声测量法包括 接触式超声测量法和浸润式 超声测量法。(3)测量 AL 前 应对设备进行校准,光学设备 建议每天或每半个月校准 1次,超声设备则建议校准时 间间隔不超过3个月,当设备 出现AL数据不易检出的情况 时应及时进行校准。(4)测量 前确认受检者晶状体状态.包 括有晶状体眼、IOL眼、无晶状 体眼。如果测量中不能确认 晶状体状态,可选择有晶状体 眼状态测量,或者选择其他方 法,如裂隙灯显微镜、眼前节

照相、眼前节 OCT、超声生物显微镜 (ultrasound biomicroscopy, UBM)等,进行晶状体状态验证或在测 量中观察晶状体状态,而后进行修正或重新测量 AL, 确认晶状体相应的状态后同步设置眼球生物学参数测 量设备。(5)测量前确认受检者玻璃体状态,包括正 常玻璃体、硅油眼、水眼和高度近视眼。如果测量中不 能确定玻璃体状态,可在测量后进行眼部 B 型超声检 查以确认受检者的玻璃体状态,再进行修正或者设置 匹配状态后重新测量。(6)检查中应认真观察受检者 的眼球固视状况,检查前确认检查时患者能固视测量 设备注视灯,对不能转动眼球的受检者可通过检查设 备中的可视状态进行判别,检查后再次评估受检者眼 球固视状况。(7)检查完毕后应分析双眼测量值的差 异,并分析差异是否合理。一般来说双眼的 AL 差异 不超过 0.3 mm(在角膜 K 值、眼球状态及屈光状态一 致的情况下),出现大的差异应进行排除性分析并进 行诊断。

依据上述研究结果,本专家组对 AL 测量提出下列推荐意见(GRADE 2级,强推荐)。(1)部分光学生物学测量设备测量的 AL 波形为单波,理想的测量结果应为单波前后无杂波,同时信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)应尽量大,一般认为 SNR>2 可信度较高。AL的 A 型超声生物学测量设备包括接触式和浸润式

测量法,在 AL 测量中是必须掌握的一项基本操作,尤 其是在光学方法无法获得可信 AL 的情况下,如过熟 期白内障、致密的后囊下混浊、全白白内障、严重眼内 病变等,此时必须选择超声测量。检查者应掌握 AL 超声测量结果的基本波形,如角膜波、晶状体前囊波、 晶状体后囊波、视网膜波及球后波等。测量应不少于 5次,取多次测量的平均值,所得结果的标准差不超过 0.10 mm,测量时应注意眼内晶状体和玻璃体的状态 及各组织超声声速的设置(表2),部分患者可选择可 视化的眼部 B 型超声检查法。(2)与超声生物学测量 设备相比,光学生物学测量设备可以更准确地测量 AL。关于光学生物学测量设备进行 AL 测量的光程长 度,目前除 Argos 仪采用分段式的折射率,其他光学生 物学测量设备均采用平均(整体)折射率,即1.3549。 目前常用的光学生物学测量设备测得的 AL 一致性 高,不同设备应在评估后再确定测量参数是否可以互 换[3](GRADE 1级)。部分光学生物学测量设备可以 显示黄斑中心凹,便于识别和验证眼球固视状况及观 察黄斑中心凹区域形态.发现黄斑疾病时应进行眼底 OCT 检查。

白内障术前 AL测量应重点关注不同生物学测量设备之间的可重复性和一致性,以便于评估所得结果是否可以替代。临床上超声生物学测量的接触法较浸润法所得 AL短,其差值为 0.15~0.30 mm。尽管不同光学生物学测量设备测量 AL 所采用的原理并不一致,但目前已有的验证结果均提示,大部分光学生物学测量设备测量结果可以互相代替[11-17]。

表 2 不同眼内组织的超声声速(m/s)

组织	超声声速
角膜和晶状体	1 641
房水和玻璃体	1 532
核性白内障	1 610
膨胀期白内障	1 590
PMMA 材质 IOL	2 780
丙烯酸酯材质 IOL	2 180
硅胶材质 IOL	980-1 090
硅油*	980-1 040
全眼	1 550

注: 硅油*: 超声声速主要与硅油的黏滞系数相关, 一般为 980~1 040 m/s (对应黏滞系数为 1 000~5 000 centistokes) IOL: 人工晶状体

3.2 关于术眼术前 K 值的测量

K 值表示角膜的弯曲程度。由于角膜曲面两侧屈 光介质的折射率不同,角膜具有对光线集合或散开的 能力,称之为角膜 K 值或者角膜屈光力,单位为 mm 或者 D,表达方程是 K= $(\eta 2-\eta 1)/r$ 。角膜为人体眼球光学系统提供了主要的聚焦能力,K 值是 IOL 屈光力计算中的重要变量之一,测量中 1 D 的角膜 K 值误差可转化为 IOL 屈光力计算中约 0.9 D 的误差。角膜的屈光度指数为 1.376 6,但在临床上大部分自动角膜测量设备上显示的角膜屈光度指数偏小,因此通常使用 1.337 5 作为调整后的角膜屈光指数。1.337 5 是利用几何光学和高斯薄透镜公式推导而来,即在角膜厚度为 500 μ m、前后曲率半径比值约 82%条件下获取的 K 值或角膜 屈光力。经过调整的折光指数,利用Gullstrand 比率来计算前后表面的曲率半径,从而计算角膜 K 值的大小[18]。临床上常用的 K 值测量设备的基本原理和测量范围有所不同[18-20](表 3)。

表 3 常用测量角膜 K 值的设备

一					
设备	基本原理	测量范围(mm)			
手动角膜曲率计	角膜前表面反射像的大小	3.0			
自动电脑验光仪	红外光靶环投射到角膜后,通过反射进入光学系统后,通过 电子系统显示	3. 0			
IOLMaster 500	前表面直径 2.5 mm 呈六角形 对称分布的点的反射	2.5(5.0-10)			
Lenstar LS 900	中央双同心圆 (1.65 mm 和 2.3 mm)的 32 点反射	2. 3(5. 0-10. 5)			
AL-Scan	通过 Scheimpflug 测量角膜前表面 K 值	2. 4/3. 3(5. 0-13. 0)			
	通过 Placido 盘投射到角膜后,通过反射光进人光学系统后,计算 SimK	25 环或者 31 环 5.5-12.0(具体品 牌各有不同)			
OA-2000	通过 Placido 盘测量角膜前表面 K 值	2. 5(5. 0-11. 0)			
IOLMaster 700	通过前表面投射 18 个点,其中 用到 2.5 mm 的 6 个点进行计 算;利用 SS-OCT 的角膜厚度, 3D 重构后表面的形态,计算角 膜后表面 K 值	1. 5/2. 5/3. 5 (5. 0-11. 0)			
Agors	通过 SS-OCT 测量角膜前、后表面 K 值	5. 5-10. 0			
Sirius	通过 Scheimpflug+Placido 测量角膜前、后表面 K 值	3,5,7			
Casia 2	通过 SS-OCT 测量角膜前、后表面 K 值	8-16			
Pentacam	通过 Scheimpflug 测量角膜前、后表面 K 值	12(K值分析范围 8)			
Tomey TMS-5	通过 Scheimpflug+Placido 盘测量角膜前、后表面 K 值	5.5-12.0(Placido 盘原理); 13.6 (Scheimpflug原理)			
Galilei G6	通过双 Scheimpflug+Placido 盘 测量角膜前、后表面 K 值	4. 5-13. 5			
Anterion	通过 SS-OCT 测量角膜前、后表面 K 值	8			

注:K:角膜曲率;SimK:模拟 K 值;SS-OCT:扫频光学相干断层扫描

为了获得精准的角膜 K 值,常规测量双眼的角膜 K 值时应注意以下几点[3](GRADE 1 级):(1)角膜 K 值测量设备的定期校准,一般建议光学生物学测量 设备尽量每天开机校正,角膜地形图或角膜曲率计每 3个月校准1次。(2)确保角膜测量的屈光指数的设 置正确,测量模拟 K 值(simulated keratometry, SimK) 常规使用 1.3375。(3)测量应在自然瞳孔、裸眼、相 对暗室情况下进行。(4)重点关注泪膜的完整性和稳 定性,检查前治疗相关眼表疾病,如干眼、睑板腺功能 障碍、角膜疾病等。存在角膜炎、角膜溃疡、角膜水肿、 严重的结膜炎等疾病或癔症、精神障碍、眼球震颤等不 能配合的受检者不宜进行检查。(5)合适的角膜接触 镜停戴时间,一般硬性角膜接触镜停戴2周及以上,戴 镜 10 年以上时应适当增加停戴时间;软性角膜接触镜 应停戴1周及以上,以角膜曲率测量稳定状态为准 (前一次测量与本次测量间的曲率值差异不大于 0.5 D)。(6)重点关注既往行角膜屈光手术或角膜手 术后患者,对不符合 Gullstrand 模型眼的眼球应进行 结果评估并判断是否需要进行调整。(7)检查受检者 的眼球固视状况。(8)在非接触式检查前(包括气压 式眼压)进行角膜 K 值测量。(9)检查前应避免使用 表面麻醉药物、眼膏等影响角膜K值测量的药品。 (10)评估双眼检查结果的差异性,一般双眼角膜 K 值 差异不超过 1.0 D。(11)进行角膜地形图检查,以进 一步评估角膜散光的规则或不规则性。

关于术眼角膜 K 值的测量,本专家组提出如下推荐意见(强推荐):测量设备因原理和测量范围不同,在中心 3 mm 范围内测量结果有一定的差异,一般差异不超过 0.5 D,如超过 0.5 D 时应进一步评估。临床上应注意角膜 K 值测量的分类,根据不同角膜 K 值测量设备及原理分为 SimK、净角膜 K 值、全角膜 K 值和总角膜 K 值。检查者应重点关注 SimK,其次关注角膜后表面 K 值,最后需要关注于眼等眼表疾病对测量结果的影响。临床上应根据实际条件,主选一种角膜 K 值测量设备,其他设备可用于相互印证。尽量选用一致性高和可重复性好的角膜 K 值测量设备,主要使用测量结果的平均值进行 IOL 屈光力计算,以获得较好的术后效果[21-22]。

3.3 关于术眼术前角膜散光度的测定

散光是指由于眼球在不同子午线上屈光力不同, 平行光线经过眼屈光系统后不能形成焦点的屈光状态。平行光线通过规则散光的眼球折射后所成的像并非一个焦点,而是一条焦线或弥散圆。散光特征表现为不同的大小和方向,包括角膜散光和眼内散光,其中 角膜散光为主要来源。角膜散光又分为角膜前表面散光、角膜后表面散光和角膜总散光。鉴于目前白内障已由复明手术逐渐发展为屈光手术,角膜散光也是影响白内障术后屈光效果和视觉质量的重要因素,如预计术后角膜散光>0.75 D则可规划散光的矫正[23-25]。因此,术眼术前角膜散光度的测定对于提高患者术后视觉质量和生活质量至关重要。

受检者角膜平坦轴 K 值与陡峭轴 K 值之差即角膜散光大小,其中平坦轴 K 值与陡峭轴 K 值的平均值即为平均 K 值,平均 K 值可用于无角膜散光和规则角膜散光矫正规划的 IOL 屈光力计算之中^[26]。但不规则角膜散光的情况例外,用 2 个角膜 K 值的平均 K 值预测等效球镜度的准确性明显下降,因此角膜地形图测量和 IOL 屈光力计算的补偿方法是必要的。

针对术眼术前角膜散光度的测定,本专家组推荐 进行散光矫正之前须考虑角膜K值测量值的可靠性 (强推荐),方法之一是检查者判断图像的质量,或者 依靠测量设备的内部质量指标警示来评估不确定/不 可靠的数值,确保检测时受检者有良好的眼球固视状 况。角膜 K 值的标准差小于 0.3 D(R=0.02 mm) 为 最佳,轴向的标准差小于3.5°方可接受。方法之二是 采用2个或多个设备测量角膜散光,通常选择光学生 物学测量设备和角膜地形图设备进行测量。目前, 2种设备的角膜 K 值测量值一致程度尚无明确的标 准,但关于角膜散光度测量一致性的建议是角膜散光 度小于0.5 D,轴向小于10°。角膜散光越大,对设备 间散光轴向一致性的要求越高。当角膜散光测量值为 1.0 D 时会允许角膜散光轴向出现 10°的偏差,但当角 膜散光测量值为5.0 D时,角膜散光轴向差异应更小, 如 5°可能更好。术前应明确角膜散光是规则散光还 是不规则散光,规则角膜散光主要包括顺规散光、逆规 散光及斜轴散光[27-28]。规则角膜散光可进行散光型 IOL 植入,以改善患者的屈光效果和视觉质量,条件允 许的情况下还应关注角膜后曲率及角膜后曲率散光。

3.4 关于术眼术前角膜内皮的测量

在白内障手术中,角膜内皮的测量是一个非常重要的生物参数。它利用镜面反射的原理,对获得的图像进行分析处理,观察角膜内皮细胞形态和密度的改变。采用角膜内皮镜检查可以获得包括内皮细胞密度、平均细胞面积、细胞面积变异系数、标准差、最大值、最小值等在内的各项数据。正常角膜内皮呈六边形,具有泵的作用,保持角膜的透明度,角膜内皮细胞的损伤和丧失可能会导致角膜混浊和视力下降。因此,对角膜内皮细胞密度和形态的准确测量在手术前

后具有重要意义,以下情况应尤其注意:(1)二期 IOL 植入前;(2)有外伤、急性青光眼、炎症或角膜移植手术史;(3) IOL 部分脱位;(4)慢性葡萄膜炎;(5) 另眼有不明原因角膜水肿史^[29]。当角膜内皮数量低于 800 个/mm²时,应避免行白内障超声乳化吸除术,以免术后发生不可逆性角膜水肿和视力下降^[30]。白内障手术可能导致角膜内皮细胞密度的降低,尤其是在有高度近视或年龄大的年龄相关性白内障患者中,术前应尤其注意此类患者的角膜内皮参数是否符合手术指征。

3.5 关于术眼术前 ACD 的测量

ACD 定义为角膜前顶点(上皮)与晶状体前表面 之间的距离,正常值为 2.50~3.50 mm^[31]。ACD 的测 量同AL一样,包括超声生物学测量和光学生物学测 量。超声生物学测量设备包括:(1)A型超声和UBM; (2)光学生物学测量,包括 IOLMaster 500,利用裂隙灯 显微镜侧照法测量角膜与晶状体前表面的裂隙光带的 距离; Lenstar 采用低相干光反射原理, IOLMaster 700 及眼前节 OCT 基于 SS-OCT 技术;(3) Pentacam 眼前 节分析仪、Sirius 眼前节分析仪、Galilei 眼前节分析仪 基于 Scheimpflug 成像技术。新一代 IOL 屈光力计算 公式将术前 ACD 作为计算参数之一, 预估术后有效 IOL 位置[32-36]。目前常用的光学生物学测量设备中, 除 IOLMaster 500、IOLMaster 700、Lenstar 等设备以外, 绝大部分设备测量的 ACD 值可分为含角膜厚度的 ACD 和不含角膜厚度的中央 ACD(即角膜内皮顶点到 晶状体前表面顶点直径的距离)2类。本专家团队认 为 ACD 是 IOL 屈光力计算的常用参数之一,可选择上 述设备进行测量,光学检查方法检查时需嘱受检查者 注视固视灯,保持眼球不动。应特别注意浅前房及深 前房对预算度数的影响(ACD 小于 2.5 mm 为浅前房, 大于3.5 mm 为深前房)(强推荐)。

3.6 关于术眼术前瞳孔大小测量

瞳孔的大小和形状对于白内障术后视觉质量有重要影响,瞳孔的尺寸会影响患者术后视觉质量,包括夜间驾驶能力、眩光、对比度感知和深度感知等方面。测量瞳孔直径的设备包括间接瞳孔计、瞳孔测量仪和瞳孔摄影系统等。在近年来的研究中,眼科生物测量仪等设备已在瞳孔尺寸测量方面表现出较高的准确性和可重复性。瞳孔尺寸在不同光照条件下会发生显著变化,因测量需要在不同的光照条件下进行,以得到不时境下瞳孔的最大和最小直径,目前不少眼科生物测量仪等设备可通过调节检查时的光照强度测出明亮和量仪等设备可通过调节检查时的光照强度测出明亮和量的转设备可通过调节检查时的光照强度测出明亮和量的转流下的瞳孔大小。术前球面像差、高阶像差和术后离焦曲线与6 mm 瞳孔大小显著相关,而与4 mm

(中视条件下的有效瞳孔大小)无显著相关性[37]。瞳 孔尺寸的测量对于白内障手术中 IOL 的选择和定位有 重要影响,特别是在选择多焦点 IOL 的过程中,考虑瞳 孔尺寸是至关重要的。多焦点 IOL 的设计是为了给患 者提供良好的近视和远视视觉。如果瞳孔过大,尤其 是在暗环境下,光线会经过晶状体的不同焦点,产生不 同的光线聚焦点,从而引起眩光和晕圈。最新的研究 显示,通过使用瞳孔依赖性的多焦点 IOL,可以根据患 者的瞳孔尺寸和形状来改善术后视觉效果,从而减少 眩光和晕圈的产生。在测量瞳孔尺寸时,也应考虑年 龄因素。随着年龄的增长,瞳孔会逐渐减小,可能会影 响术后的视觉质量。此外,其他一些因素也会通过影 响术中瞳孔大小从而影响手术进程和术后视觉质量, 如糖尿病、术中虹膜松弛综合征、假性剥脱综合征、接 受青光眼药物以及之前接受过眼科手术[38],可造成术 中瞳孔扩张不足,从而增加手术难度和并发症发生率。 因此,手术前的瞳孔尺寸测量能够帮助医生预测术后 可能出现的视觉问题,从而更好地指导手术方案的选 择,是提高术后视觉质量的关键。

3.7 关于术眼术前 LT 测量

LT 指晶状体前表面中心点到后表面中心点间的距离或晶状体前后极之间的距离。A 型超声、全景UBM、部分光学生物学测量设备、眼前节 OCT 及眼前节分析仪均可测量 LT。LT 是重要的眼球生物学参数,不仅是新一代 IOL 屈光力计算公式,如 BU II 公式、EVO 公式和 Kane 公式等选配的参数,同时与其他眼部参数的关联可能进一步影响术后 IOL 的实际位置。临床上扩瞳后可以改变 ACD 和 LT 的大小,一般情况下 ACD 增加,则 LT 变薄。扩瞳后进行的眼球生物学测量可能导致近视漂移,因此建议选择自然瞳孔下进行 LT 测量[35,39](GRADE 2 级,强推荐)。

3.8 关于术眼术前 WTW 的测量

临床上常采用的角膜直径测量值为水平角膜直径,即"白到白距离"(white to white,WTW),是角膜接触镜验配、青光眼筛查、IOL大小选配的主要参数^[40]。WTW与术后 IOL的旋转有密切关系,WTW 距离越大,术后 IOL旋转角度越大,在一现象在 Toric IOL 植入术后尤为明显,因此对 WTW 较大的眼睛,应谨慎选择 Toric IOL^[41]。本专家团队根据实践,主要推荐采用常用的手动测量法及自动测量法,由于手动测量法有一定的主观性和误差,建议以自动测量法为主。LenStar LS900、IOLMaster 和 OPD-Scan III 等设备均可用来测量 WTW,其中 IOLMaster 的测量值大于 LS900和 OPD-Scan III测量值^[42],而由 LenStar LS 900和

OPD-Scan Ⅲ 获得的测量值可以互换使用^[43]。正常WTW 为 11.5~12.0 mm, WTW < 10.0 mm 称为小角膜,>12.5 mm 称为大角膜(强推荐)。

3.9 关于术眼术前 CCT 测定

CCT指角膜中央前表面到角膜后表面之间的厚 度,正常值约500 μm,常用于青光眼诊断、眼压评估、 屈光手术术前评估等,由于部分新的 IOL 屈光力计算 公式也把 CCT 作为备选项,因此目前也是白内障术前 眼球生物学参数测量指标之一。CCT与白内障超声乳 化吸除术后三叶草等角膜高阶像差的存在密切相关, CCT 越低, 白内障超声乳化术后角膜像差变化越大。 在校正术前像差偏差后,与 528 μm 及以下和大于 550 μm 组相比. 术后 4 mm 处垂直彗差和斜向继发散 光存在显着差异[44],因此对 CCT 较薄的患者手术医 生应警惕术后角膜高阶像差导致的视觉质量下降。 CCT测量方法包括超声测量法及自动测量法[45-46]。 临床中新的白内障术前IOL 屈光力计算公式有 BOBO、BU II、EVO、Kane、Pearl-DG、Cooke K6 等,因此 本专家组推荐,如果采用上述 IOL 屈光力计算公式,可 采用超声测量法或自动测量法测量 CCT 和 WTW.作 为 IOL 计算的可选参数之一,有助于合理选择患眼所 需要的 IOL, 改善患者的术后质量(强推荐)。

3.10 关于术眼术前 Kappa 角或 Alpha 角测量

Kappa 角即视轴与瞳孔轴之间的夹角,临床上多采用注视点在角膜上的映光点与瞳孔中心在角膜平面的距离进行测量,测量设备有 iTrace、Pentacam、OPD-Scan III、Galilei G6 等。Alpha 角即视轴与光轴之间的夹角,临床中测量主要通过 iTrace、OPD-Scan III、IOLMaster 等检查设备中的角膜映光点与瞳孔中心(或光轴中心)在 X 轴与 Y 轴上的距离换算 Kappa 角或Alpha 角= $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.3 mm,选择多焦点 IOL 植入时要求 Kappa 角及 Alpha 角<0.3 mm,建议 Kappa 角及 Alpha 角 $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.6 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.7 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.8 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.9 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.1 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.1 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.2 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.3 mm,建立 $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.3 mm,建立 $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.3 mm,建立 $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.5 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.7 mm $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.8 mm,建立 $\sqrt{x^2+y^2}$,多数结果小于 0.9 mm,进入 $\sqrt{x^2+y^2}$, $\sqrt{x^2+y^2}$,

3.11 关于术眼术前波前像差的测量

眼球并非理想的光学成像系统,实际形成的波阵面与理想波阵面之间的偏差称为波前像差。波前像差不仅反映离焦和散光2种低阶像差,还涵盖了球差、彗差及三叶草等高阶像差。白内障手术已进入屈光性白内障手术时代,为了改善患者的术后视觉质量,不仅要纠正低阶像差,还希望借助功能性 IOL 的植入最大限

度地改善高阶像差,以获得最优的屈光效果和视觉质量。波前像差分为全眼像差、角膜像差和眼内像差等,当白内障手术摘除晶状体后,角膜像差成为眼球像差的主要来源。因此,屈光性白内障手术 IOL 的优选要重视和参考角膜像差。波前像差可以采用波前像差仪进行测量,Pentacam 或 Casia 眼前节 OCT 能够测量角膜像差,如iTrace 和 OPD-Scan 可以将全眼像差区分为角膜像差和眼内像差。角膜球差则可选择非球面 IOL进行矫正,目前除球差外,其他高阶像差尚无法通过植入 IOL来矫正。本共识专家组推荐通过像差检查后获得角膜的高阶像差,其中角膜中央 4 mm 总高阶像差<0.3 μm 的患者可植入多焦点 IOL,>0.5 μm 的不建议植入多焦点 IOL^[51,52](GRADE 2 级,强推荐)。

4 IOL 屈光力计算公式所需的眼球生物学参数

IOL屈光力计算公式目前已历经多次更新迭代。 回顾 IOL 屈光力计算公式的发展,可将公式分为第1、 2、3 和 4 代,其中仅基于折射原理的第1代公式目前 已经完全弃用,第2代回归公式,如SRK和SRKⅡ,也 被第3代基于聚散性原理的公式(即 Holladay I、 Hoffer Q、SRK/T等)所取代。随着 IOL 屈光力计算公 式的不断更新与完善,以上分类方法逐渐不能满足白 内障专科医师学习和应用的要求。因此,本共识强烈 推荐根据公式的基本原理和所需的眼球生物学参数对 其进行分类,公式的分类可有:(1) 屈光型;(2) 回归 型;(3)聚散型;(4)光线追踪型;(5)人工智能型; (6)混合型[53-54](表 4)(GRADE 2 级)。此外,本共识 推荐根据相应的循证证据,临床医师应当根据受检者 的 AL 选择适宜的公式进行 IOL 屈光力计算,并根据 患者具体情况预留适当屈光度^[33,54-66](GRADE 1级, 强推荐)(图1)。

本专家组建议白内障专科医师应重点关注白内障术前眼球生物学参数的测量和应用,包括精准的眼球生物学参数测量以及 IOL 屈光力计算公式的选择等。白内障术前眼球生物学参数测量的项目较多,应根据不同的白内障手术临床需求选择相应的眼球生物学参数测量设备及 IOL 屈光力计算公式。临床医生和检查者应评估白内障术前眼球生物学参数测量的结果,更点关注受检者的眼球固视情况及检查结果的可重球生物学参数测量的检查者应高度重视眼球生物学参数测量的规范操作,尽可能减少眼球生物学参数测量的误差,提高检查结果的准确性,从而提高白内障手术后的屈光效果和视觉质量。

= 4	部分 IOL 屈光力计算公式所需的眼球生物学参数
75 4	一部分【】】 电光刀工自公式 听事的眼状生物学家数

TO HI.	7, 10日 周元7,77 升	4 20/// IIII H	1019年
类型	公式	发表年份	使用参数
回归型	SRK	1981	AL、K
	SRK II	1988	AL、K
聚散型	Holladay I	1988	AL、K
	SRK/T	1990	AL、K
	Hoffer Q	1993	AL、K
	Haigis	2000	AL,K,ACD
	EVO 2.0	2019	AL,K,ACD,LT,CCT
	Holladay II	1995	AL, K, ACD, LT, WTW
	Cooke K6	2020	AL, K, ACD, LT, CCT, WTW
	BOBO(中国)	2022	AL, K, ACD, LT, CCT, WTW
人工智能型	Hill-RBF 2. 0/3. 0	2018/2020	AL, K, ACD, LT, WTW
	Pearl-DGS	2017/2021	AL, K, ACD, LT, CCT, WTW
光线追踪型	Barrett Universal $ \mathrm{I\!I} $ *	2010	AL, K, ACD, LT, WTW
	Olsen (PhacoOptics)	2014	AL,K,ACD,LT,CCT
	OKULIX	2002	AL_K,ACD_LT
混合型	Ladas super formula	2015	AL,K,ACD
	KANE	2017	AL_K,ACD_LT,CCT
	Panacea	2020	AL、K、ACD、LT、B/F 比**、Q值***
	Hoffer [®] QST	2022	AL,K,ACD
	ESCRS IOL * * * *	2022	AL, K, ACD, LT, CCT, WTW

注:Barrett Universal II*分类存在争议,有研究认为 Barrett Universal II公式归于理论公式;B/F**为角膜后前表面曲率半径之比;Q值***指角膜前表面的非球面特性;ESCRS IOL****指计算器可以同时对多个现代 IOL 计算公式完成计算,包括 Barrett Universal II、Cooke K6、EVO、Hill-RBF、Kane、Hoffer®QST以及 Pearl-DGS公式 IOL:人工晶状体;AL:眼轴长度;K:角膜曲率;ACD:前房深度;LT:晶状体厚度;CCT:中央角膜厚度;WTW:白到白距离

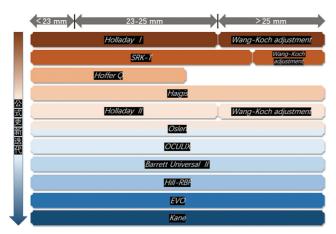


图 1 根据 AL 选择合适的参考公式建议

参与共识意见讨论的专家组成员: 执笔专家

眼科影像与智能医学专家

邵 毅 南昌大学第一附属医院

杨卫华 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所

谭 钢 南华大学附属第一医院

陈 蔚 温州医科大学附属眼视光医院

刘祖国 厦门大学眼科研究所

接 英 首都医科大学附属北京同仁医院

迟 玮 中山大学中山眼科中心

张 慧 昆明医科大学第一附属医院

陶 勇 首都医科大学附属北京朝阳医院

李贵刚 华中科技大学同济医学院附属同济医院

许言午 华南理工大学

胡 亮 温州医科大学附属眼视光医院

汪朝阳 同济大学附属第十人民医院

黄晓丹 浙江大学医学院附属第二医院

员先为 加工人 (图) 加川周尔一区区

黄锦海 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院

刘婷婷 山东省眼科医院

谢华桃 华中科技大学同济医学院附属协和医院

石文卿 复旦大学附属金山医院

陈新建 苏州大学

马 健 浙江大学医学院附属第二医院

李中文 温州医科大学附属宁波眼科医院

顾正宇 安徽医科大学第一附属医院

眼科特检专家

黄永志 四川大学华西医院

杨文利 首都医科大学附属北京同仁医院

苏兆安 浙江大学医学院附属第二医院

邱坤良 汕头大学·香港中文大学联合汕头国际眼科中心

王 毅 北京大学人民医院

王 岩 内蒙古医科大学附属医院

白内障诊疗专家

张广斌 厦门大学附属厦门眼科中心

管怀进 南通大学附属医院

俞阿勇 温州医科大学附属眼视光医院

兰长骏 成都爱尔眼科医院

刘臻臻 中山大学中山眼科中心

邹文进 广西医科大学第一附属医院

邱伟强 北京大学附属第三医院

谭叶辉 南昌大学第一附属医院

刘 昳 南京中医药大学附属南京中医院

张 哲 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所

常平骏 温州医科大学附属眼视光医院

王雪林 江西医专第一附属医院

赵 慧 上海交通大学医学院附属第一人民医院

参与起草的专家(按姓氏拼音排序,不分先后) 眼科影像与智能医学专家

陈景尧 昆明医科大学附属延安医院

陈 俊 江西中医药大学

陈 序 荷兰马斯特里赫特大学

成 喆 长沙爱尔眼科医院

戴 琦 温州医科大学附属眼视光医院

黄彩虹 厦门大学眼科研究所

何 媛 西安医学院第二附属医院

胡守龙 河南省儿童医院

胡晓琴 南昌大学附属眼科医院

李 晶 中山大学中山眼科中心

彭志优 南昌大学第一附属医院

唐丽颖 厦门大学附属中山医院

佟莉杨 温州医科大学附属宁波市眼科医院

王怡欣 英国卡迪夫大学

魏 红 南昌大学第一附属医院

吴 漾 复旦大学附属中山医院厦门医院

徐三华 南昌大学第一附属医院

杨启晨 四川大学华西医院

杨于力 陆军军医大学第一附属医院

俞益丰 南昌大学第二附属医院

余 瑶 南昌大学第一附属医院

袁 晴 九江市第一人民医院

张艳艳 温州医科大学附属宁波市眼科医院

郑钦象 温州医科大学附属眼视光医院

钟 菁 中山大学中山眼科中心

邹 洁 南昌大学第一附属医院

朱欣悦 上海交通大学医学院附属第一人民医院

眼科特检专家

陈 波 四川省人民医院

范鲁鹏 青岛眼科医院

葛倩敏 南昌大学第一附属医院

耿志鑫 天津视达佳科技有限公司

胡瑾瑜 南昌大学第一附属医院

李清坚 复旦大学附属华山医院

林 松 天津医科大学眼科医院

毛羽佳 江西医专第一附属医院

潘红飙 中国科技大学附属第一医院

王晓刚 山西省眼科医院

宋 艳 新疆维吾尔自治区人民医院

夏 蔚 苏州大学附属第一医院

夏 阳 沈阳何氏眼科医院

杨青华 解放军总医院

姚 雪 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所

白内障诊疗专家

邓德勇 上海和平眼科医院

高 鹏 同济大学附属上海第十人民医院

黄晓明 四川眼科医院

胡丽丹 浙江大学医学院附属儿童医院

季 敏 南通大学附属医院

李海波 厦门大学附属厦门眼科中心

李 娟 陕西省眼科医院

李柯然 南京医科大学附属眼科医院

李乃洋 中山市人民医院

李植源 郴州市第一人民医院

刘光辉 福建中医药大学附属人民医院

刘 琼 南方医科大学附属南方医院

刘秋平 南华大学附属第一医院

刘欣华 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所

刘玉姬 江西省广丰人民医院

彭 娟 广州医科大学附属第二医院

秦 牧 湘南学院附属医院

施 策 浙江大学医学院附属第二医院

苏 婷 武汉大学人民医院

宋秀胜 湖北省恩施州中心医院

王海燕 陕西省眼科医院

王 燊 北京茗视光眼科

温 鑫 中山大学孙逸仙纪念医院

吴洁丽 长沙爱尔眼科医院

吴振凯 常德市第一人民医院

徐向忠 南京医科大学附属眼科医院

姚 勇 广州希玛林顺潮眼科医院

杨海军 南昌普瑞眼科医院

杨 舒 昆明市第一医院

杨怡然 河南省立眼科医院

易湘龙 新疆医科大学第一附属医院

张 冰 杭州市儿童医院

张丽颖 贵州医科大学附属医院

张 岩 嘉兴爱尔眼科医院

朱振涛 淮安市淮安医院

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突。本共识制定过程中的线下会议资金来源于国家自然科学基金和江西省部分科研项目的资金资助,未接受任何企业的赞助

共识声明 本共识专家组声明坚持客观立场,以专业知识、研究数据和临床经验为依据,由中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会部分专家起草,经过全体专家背对背修订和充分讨论,最终形成本共识

免责声明 本共识的内容仅代表参与制定的专家对本共识的指导意见,供白内障专科医师参考。尽管专家们进行了广泛的意见征询和讨论,但仍有不全面之处。本共识所提供的建议并非强制性意见,与本共识不一致的做法并不意味着错误或不当。临床实践中仍存在诸多问题需要探索,正在进行和未来开展的临床研究将提供进一步的证据。随着临床经验的积累和治疗手段的涌现,未来需要对本共识定期修订、更新,为患者带来更多临床获益

传播实施 本共识发布后,将主要通过以下方式进行传播、实施和评价:(1)在《中华实验眼科杂志》发表本共识全文,包括本共识制订的具体方法、步骤以及共识工作组的成员和分工。(2)在全国性学术会议中宣讲,为从事白内障诊疗工作的眼科医师和技师解读本共识内容并进行相关培训;(3)在国内部分省(市)有计划组织针对本共识内容的推广会议,推动临床眼科医师、技师全面、准确地掌握和应用本共识;(4)通过线上多媒体形式推广本共识内容;(5)在未来2年定期开展相关研究,对国内白内障术前眼球生物学参数测量和应用现状进行评价,进一步了解本共识实施后的传播应用价值和对临床决策的作用

参考文献

- [1] Sivardeen A, McAlinden C, Wolffsohn JS. Presbyopic correction use and its impact on quality of vision symptoms [J]. J Optom, 2020, 13 (1): 29-34. DOI; 10. 1016/j. optom. 2018. 12. 004.
- [2] Goto S, Maeda N. Corneal topography for intraocular lens selection in refractive cataract surgery [J/OL]. Ophthalmology, 2021, 128 (11): e142-e152 [2023-05-20]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33221325/.DOI;10.1016/j.ophtha.2020.11.016.
- [3] Kane JX, Chang DF. Intraocular lens power formulas, biometry, and intraoperative aberrometry; a review [J/OL]. Ophthalmology, 2021, 128(11): e94-e114[2023-05-20]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32798526/. DOI:10.1016/j.ophtha.2020.08.010.
- [4] Moshirfar M, Buckner B, Ronquillo YC, et al. Biometry in cataract surgery; a review of the current literature [J]. Curr Opin Ophthalmol, 2019, 30(1):9-12. DOI:10. 1097/ICU. 0000000000000536.
- [5] Pereira A, Popovic M, Lloyd JC, et al. Preoperative measurements for cataract surgery: a comparison of ultrasound and optical biometric devices [J]. Int Ophthalmol, 2021, 41 (4): 1521 – 1530. DOI: 10. 1007/s10792-021-01714-3.
- [6] Ribeiro F, Castanheira-Dinis A, Dias JM. Refractive error assessment; influence of different optical elements and current limits of biometric techniques [J]. J Refract Surg, 2013, 29(3): 206-212. DOI: 10. 3928/1081597X-20130129-07.
- [7] Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation [J]. J Cataract Refract Surg, 1989, 15 (4): 425-428. DOI: 10. 1016/ s0886-3350(89)80062-8.
- [8] 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.
- [9] Stopyra W. The accuracy of IOL power calculation formulas for eyes of axial length exceeding 24.5 mm [J]. Klin Oczna, 2013, 115(2):93-95.
- [10] Zhang J, Liu Z, Qiu X, et al. Axial length change in pseudophakic eyes measured by IOLMaster 700 [J/OL]. Transl Vis Sci Technol, 2021, 10(6): 29 [2023 05 20]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34029364/.DOI:10.1167/tyst.10.6.29.
- [11] Sorkin N, Zadok T, Barrett GD, et al. Comparison of biometry measurements and intraocular lens power prediction between 2 SS-OCTbased biometers [J]. J Cataract Refract Surg, 2023, 49(5): 460-466. DOI:10.1097/j. jcrs. 000000000001146.
- [12] Cheng SM, Li X, Zhang JS, et al. Comparison of refractive prediction accuracy with three optical devices [J]. J Refract Surg, 2023, 39 (1): 48-55. DOI: 10.3928/1081597X-20221115-02.
- [13] Huang J, Savini G, Wu F, et al. Repeatability and reproducibility of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence interferometer [J]. J Cataract Refract Surg, 2015, 41 (10): 2233-2241. DOI: 10.1016/j. jcrs. 2015. 10.062.
- [14] Chen S, Zhang Q, Savini G, et al. Comparison of a new optical biometer that combines scheimpflug imaging with partial coherence interferometry with that of an optical biometer based on swept-source optical coherence tomography and placido-disk topography [J/OL]. Front Med (Lausanne), 2021, 8:814519[2023-05-20]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35223885/.DOI;10.3389/fmed.2021.814519.
- [15] Montés-Micó R. Evaluation of 6 biometers based on different optical technologies [J]. J Cataract Refract Surg, 2022, 48(1): 16-25. DOI: 10.1097/j.jcrs.0000000000000090.
- [16] Haigis W, Lege B, Miller N, et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens

- calculation according to Haigis [J]. Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol, 2000.238(9):765-773. DOI:10.1007/s004170000188.
- [17] Tu R, Yu J, Savini G, et al. Agreement between two optical biometers based on large coherence length SS-OCT and Scheimpflug imaging/partial coherence interferometry [J]. J Refract Surg, 2020, 36 (7): 459-465. DOI:10.3928/1081597X-20200420-02.
- [18] Gatinel D, Debellemanière G, Saad A, et al. Theoretical relationship between the anterior-posterior corneal curvature ratio, keratometric index, and estimated total corneal power [J]. J Refract Surg, 2023, 39(4):266-272. DOI:10.3928/1081597X-20230131-02.
- [19] Feldman RM, Kim G, Chuang AZ, et al. Comparison between the CASIA SS-1000 and Pentacam in measuring corneal curvatures and corneal thickness maps [J/OL]. BMC Ophthalmol, 2023, 23 (1): 10 [2023-05-21]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36604657/. DOI:10.1186/s12886-023-02768-w.
- [20] 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.
- [21] Hiraoka T, Asano H, Ogami T, et al. Influence of dry eye disease on the measurement repeatability of corneal curvature radius and axial length in patients with cataract [J/OL]. J Clin Med, 2022, 11(3):710 [2023-05-21]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35160160/.DOI:10.3390/jcm11030710.
- [22] Röggla V, Leydolt C, Schartmüller D, et al. Influence of artificial tears on keratometric measurements in cataract patients [J]. Am J Ophthalmol, 2021, 221:1-8. DOI:10.1016/j. ajo. 2020. 08. 024.
- [23] Keshav V, Henderson BA. Astigmatism management with intraocular lens surgery [J/OL]. Ophthalmology, 2021, 128 (11): e153 e163 [2023 05 21]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32798525/. DOI:10.1016/j.ophtha.2020.08.011.
- [24] Abulafia A, Barrett GD, Porat-Rein A, et al. Measured corneal astigmatism versus pseudophakic predicted refractive astigmatism in cataract surgery candidates [J]. Am J Ophthalmol, 2022, 240: 225-231. DOI: 10.1016/j. ajo. 2022. 02. 029.
- [25] Hayashi K, Hirata A, Manabe S, et al. Long-term change in corneal astigmatism after sutureless cataract surgery [J]. Am J Ophthalmol, 2011,151(5):858-865. DOI:10.1016/j. ajo. 2010. 11.014.
- [26] Ueno Y, Hiraoka T, Miyazaki M, et al. Corneal thickness profile and posterior corneal astigmatism in normal corneas [J]. Ophthalmology, 2015,122(6):1072-1078. DOI:10.1016/j. ophtha. 2015.01.021.
- [27] Wendelstein JA, Reifeltshammer SA, Cooke DL, et al. The 10,000 Eyes Study; analysis of keratometry, abulafia-koch regression transformation, and biometric eye parameters obtained with swept-source optical coherence tomography [J]. Am J Ophthalmol, 2023, 245: 44-60. DOI: 10.1016/j. ajo. 2022. 08. 024.
- [28] Kim EC, Cho K, Hwang HS, et al. Intraocular lens prediction accuracy after corneal refractive surgery using K values from 3 devices [J]. J Cataract Refract Surg, 2013, 39 (11): 1640-1646. DOI: 10.1016/j.icrs. 2013. 04. 045.
- [29] Corneal endothelial photography. Three-year revision. American Academy of Ophthalmology [J]. Ophthalmology, 1997, 104 (8): 1360–1365.
- [30] Kumar R, Wahi D, Tripathi P. Comparison of changes in endothelial cell count and central corneal thickness after phacoemulsification and smallincision cataract surgery; a prospective observational study at a tertiary care center of eastern Uttar Pradesh [J]. Indian J Ophthalmol, 2022, 70(11):3954-3959. DOI;10.4103/ijo. IJO_1906_22.
- [31] Sng CC, Foo LL, Cheng CY, et al. Determinants of anterior chamber depth; the Singapore Chinese Eye Study [J]. Ophthalmology, 2012, 119(6):1143-1150. DOI; 10. 1016/j. ophtha. 2012. 01. 011.
- [32] Kesim C, Yıldız-Taş A, Karslıoğlu MZ, et al. The effect of anterior segment depth on the accuracy of 7 different intraocular lens calculation formulas [J]. Turk J Ophthalmol, 2022, 52 (4): 228-236. DOI: 10. 4274/tjo. galenos. 2021. 43726.
- [33] Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of intraocular lens calculation formulas [J]. Ophthalmology, 2018, 125 (2): 169 178. DOI:10.1016/j.ophtha.2017.08.027.
- [34] Mo E, Lin L, Wang J, et al. Clinical accuracy of 6 intraocular lens power calculation formulas in elongated eyes, according to anterior chamber depth[J]. Am J Ophthalmol, 2022, 233:153-162. DOI: 10. 1016/j. ajo. 2021. 07. 017.
- $[\ 35\]$ Melles RB, Kane JX, Olsen T, et al. Update on intraocular lens

- calculation formulas [J]. Ophthalmology , 2019 , 126 (9) : 1334 – 1335. DOI: 10. 1016/j. ophtha. 2019. 04. 011.
- [36] Hipólito-Fernandes D, Luís ME, Serras-Pereira R, et al. Anterior chamber depth, lens thickness and intraocular lens calculation formula accuracy; nine formulas comparison [J]. Br J Ophthalmol, 2022, 106(3):349-355. DOI:10.1136/bjophthalmol-2020-317822.
- [37] Giménez-Calvo G, Bartol-Puyal FA, Altemir I, et al. Influence of ocular biometric factors on the defocus curve in an enlarged depth-of-focus intraocular lens [J]. Int Ophthalmol, 2023, 43(3): 945-955. DOI: 10. 1007/s10792-022-02496-y.
- [38] Grzybowski A, Kanclerz P. Methods for achieving adequate pupil size in cataract surgery [J]. Curr Opin Ophthalmol, 2020, 31 (1): 33-42. DOI:10.1097/ICU.000000000000634.
- [39] Lam S. Comparison of age-derived lens thickness to optically measured lens thickness in IOL power calculation; a clinical study [J]. J Refract Surg, 2012, 28 (2): 154-155. DOI: 10. 3928/1081597X-20111209-01.
- [41] Yao Y, Meng J, He W, et al. Associations between anterior segment parameters and rotational stability of a plate-haptic toric intraocular lens [J]. J Cataract Refract Surg, 2021, 47 (11): 1436-1440. DOI: 10. 1097/j. jcrs. 0000000000000653.
- [42] Bao T, Wang L, Liu C, et al. Analysis of biometric parameters of cataract eyes measured with optical biometer Lenstar LS900, IOLMaster 700, and OPD-SCAN ∭ [J/OL]. Photodiagnosis Photodyn Ther, 2023, 43:103646 [2023 − 07 − 10]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37271487/.DOI;10.1016/j.pdpdt.2023.103646.
- [43] Bao T, Yin L, Liu C, et al. Agreement of anterior segment measurements between LenStar LS 900 optical biometer and OPD Scan Ⅲ wavefront aberrometer devices in eyes with cataract [J/OL]. Photodiagnosis Photodyn Ther, 2023, 41:103207 [2023-07-10]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36414150/.DOI:10.1016/j.pdpdt.2022.103207.
- [44] Wang J, Long T, Wei W, et al. Effect of central corneal thickness on corneal higher order aberrations after cataract surgery [J]. J Refract Surg, 2021, 37 (12): 842-847. DOI: 10. 3928/1081597X-20210816-01.
- [45] Nam SM, Im CY, Lee HK, et al. Accuracy of RTVue optical coherence tomography, Pentacam, and ultrasonic pachymetry for the measurement of central corneal thickness [J]. Ophthalmology, 2010, 117 (11): 2096-2103. DOI:10.1016/j. ophtha. 2010. 03. 002.
- [46] Fares U, Otri AM, Al-Aqaba MA, et al. Correlation of central and peripheral corneal thickness in healthy corneas [J]. Cont Lens Anterior Eye, 2012, 35(1): 39-45. DOI: 10. 1016/j. clae. 2011. 07. 004.
- [47] Fu Y, Kou J, Chen D, et al. Influence of angle kappa and angle alpha on visual quality after implantation of multifocal intraocular lenses [J]. J Cataract Refract Surg, 2019, 45 (9): 1258-1264. DOI: 10. 1016/j. jcrs. 2019. 04. 003.
- [48] Qin M, Ji M, Zhou T, et al. Influence of angle alpha on visual quality after implantation of extended depth of focus intraocular lenses [J/OL]. BMC Ophthalmol, 2022, 22(1):82 [2023-05-23]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35177032/.DOI:10.1186/s12886-022-02302-4.
- [49] Karhanová M, Pluháček F, Mlčák P, et al. The importance of angle kappa evaluation for implantation of diffractive multifocal intra-ocular lenses using pseudophakic eye model[J/OL]. Acta Ophthalmol, 2015, 93(2):e123-128[2023-05-23]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih. gov/25160117/.DOI:10.1111/aos.12521.
- [50] Cervantes-Coste G, Tapia A, Corredor-Ortega C, et al. The influence of angle alpha, angle kappa, and optical aberrations on visual outcomes after the implantation of a high-addition trifocal IOL [J/OL]. J Clin Med, 2022, 11(3): 896 [2023-05-23]. https://pubmed.ncbi.nlm. nih.gov/35160346/.DOI:10.3390/jcm11030896.
- [51] Hemmati HD, Gologorsky D, Pineda R 2nd. Intraoperative wavefront aberrometry in cataract surgery [J]. Semin Ophthalmol, 2012, 27 (5-6): 100-106. DOI: 10.3109/08820538. 2012. 708809.
- [52] Cook WH, McKelvie J, Wallace HB, et al. Comparison of higher order wavefront aberrations with four aberrometers [J]. Indian J Ophthalmol, 2019,67(7):1030-1035. DOI:10.4103/ijo. IJO_1464_18.
- [53] Koch DD, Hill W, Abulafia A, et al. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: I. logical approach for classifying IOL calculation

- formulas[J]. J Cataract Refract Surg, 2017, 43 (6): 717-718. DOI: 10.1016/j. jcrs. 2017. 06. 006.
- [54] Voytsekhivskyy OV, Hoffer KJ, Tutchenko L, et al. Accuracy of 24 IOL power calculation methods[J]. J Refract Surg, 2023, 39(4):249-256. DOI:10.3928/1081597X-20230131-01.
- [55] Chung J, Bu JJ, Afshari NA. Advancements in intraocular lens power calculation formulas [J]. Curr Opin Ophthalmol, 2022, 33(1):35-40. DOI:10.1097/ICIJ.000000000000822
- [56]李小禹,杨丽,海玥,等. 不同人工晶状体屈光度计算公式在浅前房白内障患者中的准确性 meta 分析[J]. 中华实验眼科杂志,2023,41(6):576-581. DOI;10. 3760/cma. j. cn115989-20200701-00472. Li XY, Yang L, Hai Y, et al. Accuracy of different intraocular lens power calculation formulas in cataract patients with shallow anterior chamber; a meta-analysis[J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2023,41(6):576-581. DOI;10. 3760/cma. j. cn115989-20200701-00472.
- [57]徐雯,许哲. 关注白内障手术技术新进展,提高白内障手术治疗精准性[J]. 中华实验眼科杂志,2022,40(5): 389-394. DOI: 10. 3760/cma. j. cn115989-20210715-00413. Xu W, Xu Z. Evolution of cataract surgical techniques and improvement
 - Xu W, Xu Z. Evolution of cataract surgical techniques and improvement of surgical precision [J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2022, 40 (5): 389–394. DOI:10.3760/cma.j.cn115989-20210715-00413.
- [58] Kim JW, Eom Y, Yoon EG, et al. Algorithmic intraocular lens power calculation formula selection by keratometry, anterior chamber depth and axial length[J/OL]. Acta Ophthalmol, 2022, 100(3):e701-e709 [2023-05-24]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34378871/. DOI;10.1111/aos.14956.
- [59] Stopyra W. Comparison of the accuracy of six intraocular lens power calculation formulas for eyes of axial length exceeding 25. 0mm [J]. J Fr Ophtalmol, 2021, 44(9): 1332-1339. DOI: 10. 1016/j. jfo. 2021. 04. 009
- [60] Wang L, Koch DD. Modified axial length adjustment formulas in long eyes [J]. J Cataract Refract Surg, 2018, 44(11):1396-1397. DOI:10. 1016/j. jcrs. 2018. 07. 049.
- [61] Moshirfar M, Durnford KM, Jensen JL, et al. Accuracy of six intraocular lens power calculations in eyes with axial lengths greater than 28.0 mm [J/OL]. J Clin Med, 2022, 11 (19): 5947 [2023-05-25]. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36233812/.DOI:10.3390/jcm11195947.
- [62] Hill WE, Abulafia A, Wang L, et al. Pursuing perfection in IOL calculations. II. Measurement foibles: measurement errors, validation criteria, IOL constants, and lane length [J]. J Cataract Refract Surg, 2017, 43(7): 869–870. DOI: 10. 1016/j. jcrs. 2017. 07. 006.
- [63] Cooke DL, Cooke TL, Suheimat M, et al. Standardizing sum-of-segments axial length using refractive index models [J]. Biomed Opt Express, 2020,11(10):5860-5870. DOI:10.1364/BOE.400471.
- [64] 张弛, 叶子, 李朝辉. 高度近视白内障患者人工晶状体计算公式的研究进展[J]. 中华实验眼科杂志, 2022, 40(5): 466-469. DOI: 10. 3760/cma. j. cn115989-20200512-00341. Zhang C, Ye Z, Li ZH. Advances in intraocular lens power calculation
 - formulas in high myopia [J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2022, 40 (5) : 466–469. DOI:10. 3760/cma. j. cn115989-20200512-00341.
- [65]邓小慧,常平骏,黄锦海,等. 基于新型光学生物测量仪的人工晶状体屈光度数计算公式准确性比较[J]. 中华眼科杂志,2021,57(7): 502-511. DOI:10. 3760/cma. j. cn112142-20200729-00511. Deng XH, Chang PJ, Huang JH, et al. Comparison of the accuracy of intraocular lens power calculation formulas based on the new swept-source optical coherence tomography biometry[J]. Chin J Ophthalmol,
- [66]邓小慧,常平骏,黄锦海,等. IOLMaster 700 与 IOLMaster 500 不同 计算公式对白内障眼人工晶状体屈光力计算的准确性比较[J]. 中华实验眼科杂志,2022,40(12):1170-1175. DOI:10.3760/cma.j.cn115989-20200226-00110.

00511.

2021,57(7):502-511. DOI:10. 3760/cma. j. cn112142-20200729-

Deng XH, Chang PJ, Huang JH, et al. A comparative study on calculation of intraocular lens power using different formulas between IOLMaster 700 and IOLMaster 500 in cataract eyes [J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2022, 40 (12): 1170 – $1175.\ DOI: 10.\ 3760/cma. j. cn115989-20200226-00110.$

(收稿日期:2023-06-02 修回日期:2023-07-03)

(本文编辑:尹卫靖 刘艳)