

自适应光学视觉模拟器在屈光手术中的应用进展

王 艳^{1,2}, 廖 莹², 兰长骏^{1,2}

引用:王艳,廖莹,兰长骏. 自适应光学视觉模拟器在屈光手术中的应用进展.国际眼科杂志, 2025,25(10):1645-1649.

基金项目:四川省医学科研课题 (No.S21011);成都市医学科研课题 (No.2024268);爱尔眼科医院集团临床研究所科研基金项目 (No.AIG2306D01)

作者单位:¹(610056)中国四川省成都市,成都东区爱尔眼科医院;²(637000)中国四川省南充市,川北医学院附属医院眼科

作者简介:王艳,在读硕士研究生,研究方向:眼视光学。

通讯作者:兰长骏,硕士,教授,主任医师,硕士研究生导师,研究方向:屈光性白内障与视觉质量. eyelanchangjun@163.com

收稿日期:2025-02-22 修回日期:2025-08-19

摘要

自适应光学(AO)技术是一种旨在通过实时测量和校正光学系统的光学像差以提高光学系统性能的技术。随着屈光手术技术的不断进步,患者对手术效果的期望日益提高,如何精准实施个性化屈光手术成为热点。AO技术的引入,为屈光手术提供了新的技术支持。自适应光学视觉模拟器(VAO)通过实时测量和校正人眼的波前像差,进行屈光手术前准确的客观验光和主观验光并提高验光效率;对个性化屈光手术后像差进行有效预测;帮助医生在手术前进行更为精准的决策;不同的屈光手术术式的对比研究;直观评价不同个性化屈光手术术后患者视觉质量。文章对VAO在屈光手术中的应用进展进行综述,并分析其临床优势与技术局限。

关键词:自适应光学;自适应光学视觉模拟器;波前像差;验光;屈光手术

DOI:10.3980/j.issn.1672-5123.2025.10.17

Advances in the application of adaptive optics visual simulators in refractive surgery

Wang Yan^{1,2}, Liao Xuan², Lan Changjun^{1,2}

Foundation items: Medical Research Project of Sichuan Province (No.S21011); The Medical Research Project of Chengdu City (No. 2024268); Clinic Research Foundation of Aier Eye Hospital Group (No.AIG2306D01)

¹Aier Eye Hospital (East of Chengdu), Chengdu 610056, Sichuan Province, China; ²Department of Ophthalmology, Affiliated Hospital of North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, Sichuan Province, China

Correspondence to: Lan Changjun. Aier Eye Hospital (East of Chengdu), Chengdu 610056, Sichuan Province, China; Department of Ophthalmology, Affiliated Hospital of North Sichuan

Medical College, Nanchong 637000, Sichuan Province, China. eyelanchangjun@163.com

Received:2025-02-22 Accepted:2025-08-19

Abstract

• Adaptive optics (AO) is a technology designed to enhance the performance of optical systems through real-time measurement and correction of optical aberrations. With continuous advancements in refractive surgery techniques and rising patient expectations for surgical outcomes, the precise implementation of personalized refractive corrections has become a critical focus. The integration of AO technology into refractive surgery provides novel technical support. Specifically, the adaptive optics vision simulator (VAO) facilitates accurate preoperative objective and subjective refraction by dynamically measuring and correcting ocular wavefront aberrations, thereby improving refractive efficiency. Additionally, it enables effective prediction of postoperative aberrations for personalized procedures, assists clinicians in making data-driven preoperative decisions, facilitates comparative analysis of different surgical techniques, and allows intuitive evaluation of postoperative visual quality. This review comprehensively examines the advances in VAO applications for refractive surgery and analyzes both its clinical advantages and technical limitations.

• KEYWORDS: adaptive optics; adaptive optics vision simulator; wavefront aberration; optometry; refractive surgery

Citation: Wang Y, Liao X, Lan CJ. Advances in the application of adaptive optics visual simulators in refractive surgery. Guoji Yanke Zazhi (Int Eye Sci), 2025,25(10):1645-1649.

0 引言

人眼作为非理想光学系统,其波前像差会导致出现视觉成像缺陷^[1]。自适应光学(adaptive optics,AO)作为一种通过实时测量并校正光传播媒介引起的波前像差来提高成像质量的技术,经过几十年的发展,已经在地基望远镜、激光通信、生物成像、人眼像差校正等领域中广泛应用^[2-5]。随着对AO技术的深入研究,与AO技术相结合的一系列新型眼科仪器应运而生,如自适应光学相干断层扫描(adaptive optics optical coherence tomography,AO-OCT)、自适应光学扫描激光检眼镜(adaptive optics scanning laser ophthalmoscope,AO-SLO)^[6-7]。目前,角膜屈光手术已从早期的放射状角膜切开术(radial keratotomy,RK)发展为精准安全的激光技术,例如准分子

激光原位角膜磨镶术 (laser-assisted *in situ* keratomileusis, LASIK)、飞秒激光辅助准分子激光原位角膜磨镶术 (femtosecond laser-assisted LASIK, FS-LASIK) 和小切口透镜取出术 (small incision lenticule extraction, SMILE), 均通过角膜切削重塑矫正屈光不正^[8-9]。波前像差引导的个性化手术可矫正高阶像差, 提升夜间视力及对对比敏感度^[10]。对于高度数或薄角膜, 有晶状体眼人工晶状体 (implantable collamer lens, ICL) 植入术具有恢复快、视觉质量好及长期稳定性高的优势^[11]。自适应光学视觉模拟器 (adaptive optics visual simulator, VAO) 作为 AO 技术在眼科的重要应用, 通过模拟术后光学状态, 可为个性化屈光手术提供关键预判工具^[12]。因此, 本文聚焦 VAO 在屈光手术中的创新应用与技术优化, 结合最新临床证据与技术进展进行综述。

1 自适应光学技术原理

AO 是一种能够测量和校正波前并优化光学像差的技术, AO 最初用于天文成像, 现在已被引入一系列显微成像系统中以校正像差并提高图像的分辨率^[13]。AO 在眼科中的应用是利用对光学波前的实时测量-控制-校正使光学系统具有自动适应外界条件变化和始终保持良好工作状态的能力^[14]。AO 系统的基本原理是波前检测和波前校正两部分组成。它先测量像差, 再通过自适应校正元件 (变形镜和液晶空间光调制器) 进行波前像差的校正。像差测量大致分为直接波前传感和间接波前传感两种方法。在直接波前测量中, 常用波前传感器 (wavefront sensor,

WFS) 直接测量接收波前的相位像差^[15]。Hartmann-Shack 波前传感器由于其体积小, 成本低, 结构简单, 易于操作而最常用; 间接波前测量通过显微镜产生的图像的光强分布间接计算像差。波前控制的则是将波前探测器所测到的波前像差信息进行处理并转化成波前校正器的控制信号, 驱动波前校正器工作以实现波前像差的实时补偿完成光学波前的闭环控制。波前校正的原理是令反射面添加与像差波前幅度相同但方向相反的形态来补偿像差, 通常是使用相对低成本的微加工薄膜变形镜 (microfabricated membrane deformable mirror, MMDM) 作为校正设备, 用于校正模型眼的静态像差, 对测量的像差进行实时校正^[16]。

2 VAO 的设计原理

Liang 等^[17]于 1997 年发表的开创性论文首次展示了利用 AO 测量和校正眼部高阶像差, 改善视网膜图像分辨率和视觉性能。自此各地实验室开发出一系列 VAO, 用于探索人类视觉的空间极限, 并作为测试老视、近视或角膜不规则的非侵入性光学校正的平台, 主要目的是在进行永久性治疗例如人工晶状体植入、屈光手术之前预先测试不同的视觉矫正效果, 见表 1。

综上, 当前 VAO 系统设计呈现两大趋势: (1) 高集成度临床适用型 (如 crx1) 注重操作便捷性与实时性; (2) 研究专用型 (如双目 VAO) 追求功能扩展性。但液晶空间光调制器的延迟问题 (约 50 ms) 仍是实时双眼像差同步的技术难题, 未来突破点在于开发兼具大校正范围与高带宽的波前校正器。

表 1 不同系统 VAO 的设计原理与特点

系统名称	核心特点与技术参数	创新应用与临床价值
Vobiolab/CVS-Rochester (罗彻斯特大学)	多通道配置 (9 个光学通道) 多波长光源 (450-850 nm) 40×32 微透镜阵列 双通视网膜成像	研究色像差对视觉感知影响 评估不同光谱条件下视觉表现 老视矫正光学方案验证 ^[18-19]
穆尔西亚大学光学系统	红外波前传感 (780 nm) 自然光刺激投影 瞳孔平面共轭设计 实时残余离焦监测	自然光照条件下视觉模拟 动态调节反应研究 角膜不规则散光矫正评估 ^[20-21]
crx1 系统 (Imagine Eyes)	52 通道磁力变形镜 1024 微透镜阵列 瞳孔追踪系统 850 nm 测量波长 114×86 弧分视野	动态调节实时补偿 ICL 植入术后视觉质量预测 屈光手术方案个性化优化 ^[22-23]
休斯顿大学双目 VAO	双独立 AO 通道 97 执行器变形镜 液晶空间光调制器 120 Hz 刷新率微显示器 超辐射激光光源	双眼视觉整合研究 立体视功能评估 斜视术后视觉重建预测 ^[24-25]
KTH 周边测量系统	大角度视野设计 紧凑型压电变形镜 周边像差校正算法 黄斑-周边同步成像	周边视野视觉质量评估 青光眼视野缺损模拟 视网膜病变功能代偿研究 ^[26-27]
Atchison 实验室系统	635 nm 激光光源 1.5 倍瞳孔放大系统 532 nm 滤波显示 Gabor 光栅刺激	小瞳孔测量优化 对比敏感度精确评估 高阶像差视觉影响量化 ^[28]

3 自适应光学视觉模拟器在屈光手术中的应用

波前像差是影响人眼成像质量的重要因素,是客观评估屈光系统成像质量的重要指标^[15]。人眼波前像差的减少能优化眼球的光学质量,提升视网膜图像的对比度,从而改善视觉质量^[29]。近年来,在视觉科学和眼科学领域,通过减少高阶像差来提高视觉性能受到了极大的关注,其中球差、水平与垂直彗差等靠近视轴的高阶像差对视觉质量的影响尤为显著^[30]。在理想化实验条件下,VAO 基于闭环反馈机制实现对波前像差的动态监测与实时校正。该系统通过 DM 连续生成并显示实时波前像差分布,同时将其与预设的目标波前像差参数进行高精度比对。核心算法通过波前传感器实时捕获实际像差数据,并与理论预期值进行逐点残差计算,进而驱动 DM 对剩余像差进行补偿。校正后的残余像差以均方根(RMS)值量化表征,确保系统控制精度达到亚微米级。这种动态波前调控机制可生成接近衍射极限的视网膜成像质量,尤其能够有效补偿因泪膜动态变化或眼内调节波动所引入的瞬时像差,从而为视觉功能评估提供高度稳定且可重复的客观测试环境^[31]。这一功能在角膜屈光手术的研究中尤为重要,因为手术的成功与否往往取决于对角膜形态和光学特性的精确掌握^[32]。

3.1 屈光手术前主客观验光 屈光手术精准验光非常重要。目前临床上广泛应用的传统验光方法仍然是以检影验光或电脑客观验光作为初始验光度数参考,结合综合验光仪或直接插片的主观验光。西班牙 Voptica 公司的 VAO 其内置 Hartmann-Shack 像差仪同时结合自适应光学技术可进行球镜或柱镜的转换实现客观验光与主观验光一体化。能够在较短时间内完成单眼客观验光(采用 Hartmann-Shack 像差仪)和主观验光测试(主观视力测试以及采用自适应光学技术模块进行对客观验光数据进行微调)。Tabernero 等^[33]通过对比研究发现,VAO 验光误差较传统方法降低 37%,且其精确性不受屈光误差程度、参与者年龄或是否合并眼表疾病等因素的影响。周桂梅等^[34]在 VAO 验光与传统验光的一致性研究中发现,睫状肌麻痹状态下 VAO 与综合验光仪球镜一致性达 0.25 D 以内。林政桦等^[35]采用 VAO 与传统验光相比发现,在参与者小瞳状态下,VAO 验光效率提升 50%且准确性良好。同时 VAO 可以调试不同像差下患者视力情况的变化,可以对进一步的屈光手术起一定的指导作用,目前 VAO 在国内的使用主要用于临床科研,对于进一步的推广使用还有待改进。

3.2 角膜屈光手术 角膜屈光手术是一种不可逆的术式,为了让患者在术前就了解到术后的视觉效果,Perez-Vives 等^[31]使用 VAO(CRX1, imagine eyes)模拟-3.00 D 和-6.00 D 的近视患者植入 ICL 和 LASIK 术后的人眼状态。其方法:(1)通过实验室体外波前像差仪直接测量-3.00 D 和-6.00 D ICL 的光学特性,获取其引入的球差、彗差等高阶像差参数以及基于已发表的临床研究数据库,提取不同屈光度(-3.00 D 和-6.00 D)LASIK 术后患者的平均波前像差分布特征。(2)利用 VAO 的 DM 实时校正受试者眼内原有的波前像差(如角膜不规则散光),消除个体光学差异对模拟结果的干扰。(3)在补偿后的“零像差”基础上,通过 DM 叠加 ICL 或 LASIK 的特定像差数据(如 ICL

的边缘球差或 LASIK 的角膜切削相关彗差),精准复现两种术式后的光学状态。随即其研究团队对视觉模拟后的视觉质量进行评价,其研究结果与真实术后视觉质量评价结果一致,LASIK 手术患者会产生更大的高阶像差,度数越高对术后视觉质量的影响越明显。李仕明等^[36]通过利用自适应光学技术对个性化屈光手术探索研究得出,为了获得更好的视觉质量,在临床上进行个性化屈光手术时也许不必全部消除高阶像差,仅消除影响较大的高阶像差有可能即可获得比传统手术更好的视觉质量。VAO 通过动态调整的波前像差可提供视觉性能测试的最准确的视网膜图像,这使得能够补偿由于泪膜或调节引起的人眼偏心和像差变化。VAO 系统的控制手轮能够保持瞳孔的位置,提供快速、平稳和精细的调整。此外,由眼球运动引起的偏心由瞳孔跟踪系统纠正,可进一步改善角膜屈光手术术后的视觉质量。

3.3 眼内屈光手术 眼内屈光手术主要是 ICL 植入术,其早期主要用于高度近视者,近年来,中低度近视也扩展为其手术适应证,手术开展数量也越来越多^[37]。ICL 在矫正近视的安全性和有效性已得到证实,其应用的人工晶状体为有中央孔的可折叠后房型人工晶状体,通过 3.0 mm 角巩膜缘切口植入眼内,具有高光学质量和低波前像差,因此它们可为具有正常眼像差水平的患者提供良好的视觉质量^[38]。VAO 系统可通过对中高度近视患者术前波前像差的模拟以及对术后波前像差的预测,同时对患者术后的视觉质量进行一定评估,以期获得最合适的 ICL 的植入。Perez-Vives 等^[39]使用 VAO(CRX1, Imagine Eyes)模拟不同切口大小的情况下 ICL 植入术后人眼视觉效果差异发现,ICL 可提供良好的光学和视觉质量,ICL 植入术的切口越小,术后高阶像差(如三叶草像差)越少,视觉质量更优。对于合并散光的近视患者,采用小切口植入散光矫正型 ICL(Toric ICL)比大切口植入普通球面 ICL 更有效,可显著减少不规则散光(三叶草像差)的产生。随即 Perez-Vives 等^[31]利用同样方式模拟 ICL 植入和 LASIK 手术后波前像差状态,比较两种术式术后视觉质量差异,模拟结果研究发现 ICL 和 LASIK 手术均能提供良好的光学和视觉质量,但 ICL 的效果更佳,尤其是对于屈光不正和瞳孔尺寸较大的患者。近视回退和残余屈光不正是角膜屈光手术术后最常见的并发症,通常是再次利用角膜屈光手术进行再次治疗,但反复激光切削可能造成角膜基质厚度不足(低于安全阈值 250 μm),增加圆锥角膜风险^[40]。针对 LASIK 术后残余近视患者,Perez-Vives 等^[41]利用 VAO 模拟 LASIK 术后残余中度和高度近视的患者在接受标准或改良型(优化球差设计)ICL 矫正后人眼的视觉质量比较发现,无论是标准 ICL 还是改良型 ICL,均可有效矫正残余近视。改良型 ICL 通过减少球差生成,对 LASIK 术后残余高度近视患者(如-6.00 D 以上)的视觉质量改善更显著。这类患者因角膜切削深度大,术后高阶像差(如球差、彗差)显著高于中低度近视患者,而改良型 ICL 可针对性补偿这些像差^[42]。所以 VAO 可以能够在手术前比较不同手术方式、不同像差预测情况下对同一患者视觉质量的影响,对于不同个性化屈光手术的选择提供有效的参考价值。

3.4 VAO 临床应用实例与局限性 VAO 在屈光手术领域

展现出显著临床价值,其核心优势在于提供个性化视觉质量预测和手术效果预演。在圆锥角膜交联术预后评估中,VAO 通过模拟术后角膜形态变化,能预测视觉质量改善,为手术方案优化提供关键依据^[43]。对于老视矫正,VAO 可通过诱导特定负球差(−0.3 μm)有效扩展焦深,准确预测多焦点人工晶状体(ICL)植入术后的脱镜率,辅助个性化矫正方案制定^[44-46]。在数据精准测量方面,尤其是在有角膜屈光手术史的人眼中,VAO 测量高阶像差表现出良好的可重复性,特别在散光测量方面可重复性更佳^[47]。此外,VAO 的技术优势体现在三个方面:(1)其动态波前调制能力可生成个性化视觉模拟,精确预测不同术式效果;(2)实现不可逆手术的“可逆性测试”,使患者能在术前体验 ICL 植入或角膜切削后的视觉状态^[48];(3)作为光学验证平台,加速新型衍射型人工晶状体的 MTF 评估效率,可缩短产品研发周期。但是,VAO 仍存在明显技术局限:动态像差校正范围受限,难以完全补偿严重角膜不规则(如晚期圆锥角膜);单色像差校正能力不足,无法模拟多色视觉环境;目前设备成本高昂制约临床普及;此外,晶状体混浊患者因散射光干扰,波前传感信噪比降低,导致预测准确性显著下降。

4 小结

VAO 实现了准确且有效率的验光模式,其对波前像差的测量以及个性化屈光手术后像差的预测的有效性获得了一致性的研究认可,对于不同个性化屈光手术后患者视觉质量进行了有效的预测,给予患者更直观的术后体验,同时为患者个性化手术的选择提供一定依据。这种由 VAO 参与下的屈光手术能根据不同人眼的光学特征,矫正低阶像差,还能明显抑制手术后的中高阶像差的产生,从而有效提高了屈光手术的效果。但是由于受限于传感器的探测精度和变形镜的校正能力,VAO 尚无法矫正全部的波前像差,残余像差仍然会影响矫正结果。另外由于 VAO 设备价格昂贵,功能较复杂,目前仍处在供实验室科研阶段,还未广泛应用到临床。虽然存在一些局限性,但是随着人工智能行业的发展以及科技的不断进步创新,相信未来 VAO 设备会更加完善,更加方便的应用到眼科医疗行业,为眼科医疗发挥更大作用。

利益冲突声明:本文不存在利益冲突。

作者贡献声明 王艳论文选题与修改,初稿撰写;廖萱文献检索;兰长骏选题指导,论文修改及审阅。所有作者阅读并同意最终的文本。

参考文献

[1] 姜文汉. 自适应光学发展综述. 光电工程, 2018,45(3):1-15.
[2] Iye M. Subaru Telescope-History, active/adaptive optics, instruments, and scientific achievements. Proc Jpn Acad Ser B, 2021, 97(7): 337-370.
[3] Hampson KM, Turcotte R, Miller DT, et al. Adaptive optics for high-resolution imaging. Nat Rev Methods Primers, 2021,1:68.
[4] Wahl DJ, Zhang PF, Mocchi J, et al. Adaptive optics in the mouse eye: wavefront sensing based vs. image-guided aberration correction. Biomed Opt Express, 2019,10(9):4757-4774.
[5] Roberts LC, Meeker SR, Tesch J, et al. Performance of the adaptive optics system for laser communications relay demonstration's ground station 1. Appl Opt, 2023,62(23):G26-G36.
[6] Pandiyan VP, Jiang XY, Kuchenbecker JA, et al. Reflective

mirror-based line-scan adaptive optics OCT for imaging retinal structure and function. Biomed Opt Express, 2021,12(9):5865-5880.
[7] Wells-Gray EM, Choi SS, Zawadzki RJ, et al. Volumetric imaging of rod and cone photoreceptor structure with a combined adaptive optics-optical coherence tomography-scanning laser ophthalmoscope. J Biomed Opt, 2018,23(3):1-15.
[8] Colombo-Barboza GN, Rodrigues PF, Colombo-Barboza FDP, et al. Radial keratotomy: background and how to manage these patients nowadays. BMC Ophthalmol, 2024,24(1):9.
[9] Moshirfar M, Santos JM, Wang QC, et al. A literature review of the incidence, management, and prognosis of corneal epithelial-related complications after laser-assisted in situ keratomileusis (LASIK), photorefractive keratectomy (PRK), and small incision lenticule extraction (SMILE). Cureus, 2023,15(8):e43926.
[10] Uceda-Montañés A, Rogers M, Piñero DP. Visual and refractive outcomes with a new topography-integrated wavefront-guided lasik procedure. Curr Eye Res, 2021,46(5):615-621.
[11] 陈跃国, 刘嫣. 高度重视屈光手术的个性化选择与视觉质量评价. 中华眼科杂志, 2022,58(4):241-244.
[12] Fernández EJ, Manzanera S, Piers P, et al. Adaptive optics visual simulator. J Refract Surg, 2002,18(5):S634-S638.
[13] 王韵澎, 燕静, 郝翔. 自适应光学在超分辨显微成像技术中的应用(内封面文章·特邀). 红外与激光工程, 2024,53(5):19-33.
[14] Szewczuk A, Zaleska-mijewska A, Dziedzic J, et al. Clinical application of adaptive optics imaging in diagnosis, management, and monitoring of ophthalmological diseases: a narrative review. Med Sci Monit, 2023,29:e941926.
[15] Yang YR, Huang LH, Zhao JL, et al. Ocular aberration measurement with and without an aperture stop using a Shack-Hartmann wavefront sensor. Appl Opt, 2023,62(35):9361-9367.
[16] Gowda HGB, Wallrabe U, Wapler MC. Higher order wavefront correction and axial scanning in a single fast and compact piezo-driven adaptive lens. Opt Express, 2023,31(14):23393-23405.
[17] Liang J, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, 1997,14(11):2884-2892.
[18] Benedi-Garcia C, Vinas M, Lago CM, et al. Optical and visual quality of real intraocular lenses physically projected on the patient's eye. Biomed Opt Express, 2021,12(10):6360-6374.
[19] Aissati S, Zou TL, Goswami S, et al. Visual quality and accommodation with novel optical designs for myopia control. Transl Vis Sci Technol, 2024,13(12):6.
[20] Soomro SR, Sager S, Paniagua-Diaz AM, et al. Head-mounted adaptive optics visual simulator. Biomed Opt Express, 2024,15(2):608-623.
[21] Hervella L, Villegas EA, Robles C, et al. Spherical aberration customization to extend the depth of focus with a clinical adaptive optics visual simulator. J Refract Surg, 2020,36(4):223-229.
[22] Elliott SL, Choi SS, Doble N, et al. Role of high-order aberrations in senescent changes in spatial vision. J Vis, 2009,9(2):21-24.
[23] Rouger H, Benard Y, Legras R. Effect of monochromatic induced aberrations on visual performance measured by adaptive optics technology. J Refract Surg, 2010,26(8):578-587.
[24] Sabesan R, Yoon G. Neural compensation for long-term asymmetric optical blur to improve visual performance in keratoconic eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2010,51(7):3835-3839.
[25] Sabesan R, Ahmad K, Yoon G. Correcting highly aberrated eyes using large-stroke adaptive optics. J Refract Surg, 2007, 23(9):947-952.
[26] Venkataraman AP, Rosén R, Heredia AA, et al. Peripheral vision

and hazard detection with average phakic and pseudophakic optical errors. *Biomed Opt Express*, 2021,12(6):3082–3090.

[27] Papadogiannis P, Romashchenko D, Unsbo P, et al. Lower sensitivity to peripheral hypermetropic defocus due to higher order ocular aberrations. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2020,40(3):300–307.

[28] Marcos S, Sawides L, Gamba E, et al. Influence of adaptive-optics ocular aberration correction on visual acuity at different luminances and contrast polarities. *J Vis*, 2008,8(13):1.1–12.

[29] Wu CZ, Jin H, Shen ZN, et al. Wavefront aberrations and retinal image quality in different lenticular opacity types and densities. *Sci Rep*, 2017,7(1):15247.

[30] 何笑英, 韩伟. 角膜屈光手术中影响高阶像差的因素. *中华眼视光学与视觉科学杂志*, 2023,25(3):235–240.

[31] Pérez-Vives C, Albarrán-Diego C, García-Lázaro S, et al. Implantable collamer lens and femtosecond laser for myopia: comparison using an adaptive optics visual simulator. *Arq Bras Oftalmol*, 2014,77(2):103–109.

[32] 苏小连. 角膜的非球面形态及角膜屈光手术对其的影响. *中华实验眼科杂志*, 2015,33(6):552–555.

[33] Tabernero J, Otero C, Pardhan S. A comparison between refraction from an adaptive optics visual simulator and clinical refractions. *Transl Vis Sci Technol*, 2020,9(7):23.

[34] 周桂梅, 谭青青, 廖萱, 等. 自适应光学视觉模拟仪验光与传统验光的一致性研究. *中华实验眼科杂志*, 2022,40(3):241–246.

[35] 林政桦, 陈兆, 高文钰, 等. 一款新型主客观验光一体化设备的临床评估. *中华眼视光学与视觉科学杂志*, 2019,21(12):888–894.

[36] 李仕明, 熊瑛, 李婧, 等. 利用自适应光学技术对个性化像差矫正的初步探索. *中华眼科杂志*, 2009,45(10):926–930.

[37] Chen D, Zhao XY, Chou YY, et al. Comparison of visual outcomes and optical quality of femtosecond laser-assisted SMILE and visian implantable collamer lens (ICL V4c) implantation for moderate to high myopia: a meta-analysis. *J Refract Surg*, 2022,38(6):332–338.

[38] Du HY, Zhang B, Wang Z, et al. Quality of vision after myopic refractive surgeries: SMILE, FS-LASIK, and ICL. *BMC Ophthalmol*,

2023,23(1):291.

[39] Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, Domínguez-Vicent A, et al. Optical and visual quality of the visian implantable collamer lens using an adaptive-optics visual simulator. *Am J Ophthalmol*, 2013,155(3):499–507.e1.

[40] Shetty N, Dadachanji Z, Narasimhan R, et al. Status of residual refractive error, ocular aberrations, and accommodation after myopic LASIK, SMILE, and TransPRK. *J Refract Surg*, 2019,35(10):624–631.

[41] Pérez-Vives C, Belda-Salmerón L, García-Lázaro S, et al. Optical and visual simulation of standard and modified spherical aberration implantable Collamer lens post myopic LASIK surgery. *Eur J Ophthalmol*, 2014,24(3):330–337.

[42] Du YF, Di Y, Yang S, et al. Association of myopia and astigmatism with postoperative ocular high order aberration after small incision lenticule extraction. *BMC Ophthalmol*, 2024,24(1):211.

[43] Seitz B, Daas L, Hamon L, et al. Stadiengerechte therapie des keratokonus. *Ophthalmologe*, 2021,118(10):1069–1088.

[44] Vedh Krishnan S, de Castro A, Vinas M, et al. Accommodation through simulated multifocal optics. *Biomed Opt Express*, 2022,13(12):6695–6710.

[45] Barcala X, Vinas M, Ruiz S, et al. Multifocal contact lens vision simulated with a clinical binocular simulator. *Contact Lens Anterior Eye*, 2022,45(6):101716.

[46] Salvá L, García S, García-Delpech S, et al. Optical Performance of a Segmented Extended-Depth-of-Focus Intraocular Lens under the Influence of Different Values of Spherical Aberration Generated by Refractive Surgery. *J Clin Med*, 2023,12(14):4758.

[47] McBee D, Kozhaya K, Wang L, et al. Repeatability of a combined adaptive optics visual simulator and hartman-shack aberrometer in pseudophakic eyes with and without previous corneal refractive surgery. *J Refract Surg*, 2024,40(9):e645–e653.

[48] Marcos S, Artal P, Lundström L, et al. Visual simulation of intraocular lenses: technologies and applications. *Biomed Opt Express*, 2025,16(3):1025–1042.