

基于 OCT 的 Bruch 膜开口定量指标检测技术及临床应用进展

闫 昕¹, 姚轶骏², 田 梦¹, 杨 帆¹, 卢子兴¹, 孙凡淇¹, 田 蓓¹

引用: 闫昕, 姚轶骏, 田梦, 等. 基于 OCT 的 Bruch 膜开口定量指标检测技术及临床应用进展. 国际眼科杂志, 2026, 26 (9): 1544-1550.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No.62376167)
作者单位: ¹(100730) 中国北京市, 首都医科大学附属北京同仁医院眼科; ²(215006) 中国江苏省苏州市, 苏州大学电子信息学院
作者简介: 闫昕, 在读硕士研究生, 研究方向: 病理性近视与 AI 影像量化。
通讯作者: 田蓓, 医学博士, 教授, 博士研究生导师, 主任医师, 研究方向: 多光谱/多模态 AI 影像分析、病理性近视的组织病理力学、致盲性眼底病再生与功能重建. tianbei@ccmu.edu.cn
收稿日期: 2025-12-28 **修回日期:** 2026-07-15

摘要
布鲁赫膜开口(BMO)是视神经头(ONH)具有明确解剖学意义的真实边界,相较于传统依赖临床可见视盘边缘的评估方式,有更好的解剖准确性、结构稳定性和测量重复性。光学相干断层扫描(OCT)为BMO相关结构参数的定量测量提供了关键技术支撑。随着频谱域OCT(SD-OCT)和扫频OCT(SS-OCT)的发展,BMO相关参数,如Bruch膜开口最小盘沿宽度(BMO-MRW)、Bruch膜开口最小盘沿面积(BMO-MRA)、BMO面积、偏移、倾斜及扭转等,已成为评估视神经头形态及辅助诊断、分层评估和动态监测青光眼、近视及病理性近视等疾病的重要影像学生物标志物。既往相关参数的获取多依赖人工分割,存在效率低、主观性强及跨观察者差异较大的局限。近年来,人工智能技术在OCT图像分割、质量控制、跨设备校准及自动化定量分析中的应用不断推进,使BMO相关参数的提取更加高效、客观,并提升了复杂眼底形态中的可重复性。文章围绕BMO相关术语规范、成像与定量方法学、质量控制、人工智能辅助分析及其在青光眼、近视与病理性近视中的临床应用证据进行综述,重点强调其在高度近视合并青光眼鉴别诊断及随访监测中的潜在价值,以期作为BMO参数的规范化应用和后续临床转化提供参考。
关键词: Bruch膜开口; 光学相干断层扫描(OCT); 视神经乳头; 青光眼; 病理性近视; 人工智能
DOI:10.3980/j.issn.1672-5123.2026.9.07

OCT-based quantitative measurement of Bruch's membrane opening indicators and its clinical application progress

Yan Xin¹, Yao Yijun², Tian Meng¹, Yang Fan¹, Lu Zixing¹, Sun Fanqi¹, Tian Bei¹

Foundation items: National Natural Science Foundation of China

(No.62376167)
¹Department of Ophthalmology, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100730, China; ²School of Electronic and Information Engineering, Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu Province, China
Correspondence to: Tian Bei. Department of Ophthalmology, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100730, China. tianbei@ccmu.edu.cn
Received: 2025-12-28 Accepted: 2026-07-15

Abstract

• Bruch's membrane opening (BMO) is the true anatomical border of the optic nerve head and provides higher anatomical accuracy, structural stability and measurement repeatability than traditional assessments based on the clinically visible optic disc margin. Optical coherence tomography (OCT) serves as a key technical tool for quantitative assessment of BMO-associated structural parameters. With the development of spectral-domain OCT (SD-OCT) and swept-source OCT (SS-OCT), parameters such as BMO-minimum rim width (BMO-MRW), BMO-minimum rim area (BMO-MRA), BMO area, offset, tilt, and torsion have emerged as important imaging biomarkers for evaluating optic nerve head morphology and for assisting in the diagnosis, staging, and longitudinal monitoring of glaucoma, myopia, and pathological myopia. Traditionally, the acquisition of these parameters has relied heavily on manual segmentation, which is limited by low efficiency, strong subjectivity, and considerable inter-observer variability. In recent years, artificial intelligence has been increasingly applied to OCT image segmentation, quality control, cross-device calibration, and automated quantitative analysis, thereby improving efficiency, objectivity, and reproducibility, particularly in eyes with complex optic disc morphology. This review summarizes recent advances in the BMO-related terminology standardization, imaging and quantitative methodologies, quality control, artificial intelligence-assisted analysis, as well as clinical evidence of its application in glaucoma, myopia and pathological myopia. Particular emphasis is placed on their potential value in the differential diagnosis and follow-up evaluation of highly myopic eyes with glaucoma, aiming to provide a reference for the standardized clinical application and future translational use of BMO-related parameters.
• **KEYWORDS:** Bruch's membrane opening; optical coherence tomography (OCT); optic nerve head; glaucoma; pathological myopia; artificial intelligence

Citation: Yan X, Yao YJ, Tian M, et al. OCT-based quantitative measurement of Bruch's membrane opening indicators and its clinical application progress. Guoji Yanke Zazhi (Int Eye Sci), 2026, 26(9):1544-1550.

0 引言

Bruch 膜是视网膜色素上皮 (retinal pigment epithelium, RPE) 和脉络膜之间的一层重要结构,在视盘处形成一个相对清晰的开口,即布鲁赫膜开口 (bruch membrane opening, BMO)^[1]。视盘 (optic disc) 为眼底检查中可见的视神经退出眼球部位;在光学相干断层扫描 (optical coherence tomography, OCT) 三维解剖分析中,常表述为视神经头 (optic nerve head, ONH)。本文在涉及眼底二维形态时采用“视盘”,在涉及 BMO、筛板及深层结构分析时采用“视神经头”。BMO 是 Bruch 膜在 ONH 处形成的解剖性终点,被认为是 ONH 真实且相对稳定的外边界。由于视网膜神经节细胞轴突无法穿过完整的 Bruch 膜离开眼球^[2-4], BMO 因而较传统基于临床可见视盘边缘 (optic disc margin, DM) 的评估方式更具解剖学准确性。既往以杯盘比、盘沿面积等为代表的视盘参数多依赖于临床主观识别的视盘边缘,而该边缘常受 Bruch 膜内延、视盘倾斜、近视性形变及观察条件影响,因而存在明显局限^[2,5]。传统的视盘边缘识别方法需要依靠眼底检查或视盘立体像检查,受制于检查工具的精度,以及由于 Bruch 膜在视盘边缘内侧有不同程度的延伸存在^[5],造成主观判断神经视网膜边缘更加困难,而 BMO 提供了一个更为客观的参考点。随着 OCT 尤其是频谱域 OCT (spectral-domain OCT, SD-OCT) 和扫频 OCT (swept-source OCT, SS-OCT) 的发展, BMO 及其相关结构得以清晰显示并实现定量测量^[6-8]。Bruch 膜开口最小盘沿宽度 (BMO-MRW)、Bruch 膜开口最小盘沿面积 (Bruch membrane opening-minimum rim area, BMO-MRA)、BMO 面积、BMO/ASCO 偏移、倾斜与扭转等参数,不仅能够更准确地表征 ONH 结构,也逐渐被用于青光眼的早期识别、病程评估和随访监测,以及高度近视和病理性近视相关视神经乳头重塑的研究^[2,4,9-13]。近年来,人工智能辅助分割与自动化分析进一步推动了 BMO 参数从研究场景向临床应用的转化。因此,本文围绕 BMO 相关术语规范、成像与定量方法学、误差来源与质量控制、人工智能自动化分析,以及其在青光眼、近视与病理性近视中的临床应用证据进行综述,重点强调 BMO 参数在高度近视合并青光眼这一复杂临床场景中的应用价值。

1 解剖与术语规范

1.1 巩膜管前开口和神经管开口与边界组织 2003 年 Bellezza 等^[14]率先在猴眼视神经组织切片上测出 BMO 直径与巩膜管前开口直径。而后 2007 年 Yang 等^[15]提出了神经管这一术语来表示穿过眼壁的轴突通路,其中包括巩膜前区域以及传统的巩膜管。进而提出 BMO、巩膜管前开口 (anterior scleral canal opening, ASCO)、前层状插入 (anterior lamellar insertion, ALI)、后层状插入 (posterior lamellar insertion, PLI) 和后巩膜管开口 (posterior scleral canal opening, PSCO) 等概念。神经管从其临床可见的内部开口 (BMO, 临床上称为 DM) 延伸到你临床上不可见的外部开口。根据 OCT 及病理切片图像,可以看出视神经穿出眼球进入颅内的通道称为巩膜管,巩膜靠近脉络膜侧

边缘围成的区域称之为巩膜管前开口。并且提出将 BMO 作为通用且相对稳定的零参考平面。2009 年 Strouthidis 等^[16]认为 OCT 区分 BMO 与 RPE 的能力尚未得到解决。目前,大多数临床 OCT 系统都表明, RPE 的末端被描绘成零阶参考平面。因此提出神经管开口 (neural canal opening, NCO) 定义为 RPE 和 Bruch 膜水平上神经管的解剖入口。并且认为 BMO 既是 NCO, 又是共定位到重建的彩色照片中的视盘边缘。但目前随着 OCT 技术的不断发展,精度不断提升,区分 BMO 与 RPE 成为可能,2015 年后无人再使用 NCO 这一概念,而使用 BMO 作为评估视神经的解剖学标志。

1.2 黄斑-Bruch 膜开口中心轴与结构-功能扇区对应

通常, ONH 图像是相对于成像设备的采集图像帧的固定水平轴和垂直轴进行采集和区域化的^[17]。但是在成像过程中,不同人视盘会发生旋转,由于这种巨大的个体间差异,可能导致扇形边缘测量中人为地出现较大的误差^[18],以及将视野映射到 ONH 扇区的错误^[19]。因此 Danthurebandara 等^[20]引入黄斑-Bruch 膜开口中心轴 (fovea-bmo center, FoBMO) 概念,即黄斑中心凹与 BMO 中心连线相对于图像采集框水平轴的夹角。用于修正扇区分布,使得视野和 ONH 扇区对应准确,达到结构-功能扇区的对应。在通过 OCT 获取视神经相关标志物时,该轴被用作采集所有 OCT 的 B 扫描模式的参考^[4,21]。

2 成像与定量方法学

2.1 扫描协议 ONH、周围视网膜神经纤维层和黄斑使用光谱域 OCT (Spectralis, Heidelberg Engineering GmbH) 成像^[22]。在图像采集之前,将屈光校正和角膜曲率测量值输入系统软件。然后,操作员在实时 B 扫描中手动识别并标记黄斑中央凹,然后将成像场置于 ONH 上,其中确定了 2 个垂直 ONH 径向 B 扫描中每个径向产生 2 个 BMO 点。这些步骤建立了眼睛特异性的 FoBMO 轴,该轴用作采集所有 OCT B 扫描的参考。完整的 ONH 成像模式由 24 次径向 B 扫描 (相距 15°, 每个 B 扫描包含 768 次 A 扫描) 组成,以 BMO 为中心,以 EDI 模式获取,平均每次重复 25 次^[23-24]。

2.2 BMO-MRW、BMO-MRA、BMO 面积/椭圆率、偏移、倾斜/扭转定义 BMO-MRW 定义为 BMO 和内界膜之间的最小距离^[2]。BMO-MRW 受多种深层 ONH 结构的影响如: BMO 和 ASCO 位置偏移、BMO 或 ASCO 面积、层前厚度、筛板 (lamina cribrosa, LC) 深度等^[25]。在多种可对视神经产生影响的疾病中,作为重要标志物评估疾病的发生发展。BMO-MRA 定义为 Bruch 膜开口和内界膜交点所围成的面积^[26],是一种二维参数。BMO-MRA 扇区与 VF 图显示出显著的结构-功能关系,可用于青光眼的诊断和评估^[27]。且 ONH 参数 BMO-MRA 显示出比视网膜神经纤维层厚度和视野指数更快的下降速度^[28-29]。但 BMO-MRA 包含相当高的个体内变异性。而通过 SD-OCT 评估 BMO-MRW 显示出高日内重复性^[30]。目前对于视盘倾斜程度的量化常采用视盘倾斜角度、椭圆指数 (ovality index, OI) 等指标^[31], Asai 等^[32]提出盘周倾斜指数 (peripapillary tilting index, PTI), 弥补 OI 无法体现的其他径向上的视盘倾斜程度这一缺陷。然而上述所有参数均为二维指标。Yang 等^[15]使用术语“神经管”来定义视神经节细胞轴突通过 ONH 的路径。Hong 等^[23]提出使用 ASCO 相对于 BMO (ASCO/BMO 偏移) 的大小、形状

和偏移量来描述巩膜前神经管的方向、倾斜度和最小横截面积。将原本视盘“大小”“形状”“倾斜”和“扭转”的二维临床概念,转化为三维,成为重大飞跃。

2.3 设备间差异与可比性 OCT 技术是眼科领域不可或缺的工具,用于检测和评估视网膜及其他眼部结构的微观变化^[33]。不同的 OCT 设备存在技术差异、数据处理能力和影像质量方面的显著差异,这对其临床应用及研究结果的可比性产生重大影响。

2.3.1 光源类型 光源的差异主要导致了成像深度、组织穿透力、图像信噪比和伪影类型的不同。Spectralis 和 Cirrus 使用超发光二极管 (SLD) 作为光源,这属于 SD-OCT,这种配置适用于视网膜表面层结构的精准成像,但其穿透深度有限^[34]。Topcon 和 SS-OCT 采用扫描频激光器,尤其是 SS-OCT 的中心波长通常更长 (如 1 050 nm 或 1 310 nm),这使得其可以穿透至视网膜的更深层组织 (如脉络膜)。因此,SS-OCT 更适合于研究脉络膜和相关疾病的结构细节^[35]。

2.3.2 扫描速度 扫描速度的差异直接决定了在单次采集时间内能获取的信息量,从而影响了图像的清晰度、有无运动伪影、以及能否实现高分辨率的三维和血管成像。速度越快,优势越明显。Spectralis 支持约 40 000 个 A-扫描/秒^[36],Cirrus HD-OCT 支持约 27 000 个 A-扫描/秒^[37],Topcon DRI-OCT 和 SS-OCT 设备则通过提升扫描速度 (可达 100 000 个 A 扫描/秒),在保持高分辨率的同时亦显著减少运动伪影^[38]。

2.3.3 分辨率 SD-OCT 设备 (如 Spectralis 和 Cirrus) 轴向分辨率较高,适用于视网膜浅层结构的详细分析。SS-OCT 设备 (如 Topcon 和先进的 SS-OCT),因其光源波长较长,轴向分辨率稍逊,但其增强的信噪比弥补了透明度深层组织成像的需求。

2.3.4 算法和数据处理 Spectralis 的多层次标记技术具有突出优势,在黄斑疾病等需要精准分层分析的疾病中广泛应用^[39]。Cirrus 适用于日常眼科检查中的视网膜厚度测量,其广泛应用于青光眼和视神经纤维层病变。Topcon 设备和 SS-OCT 则以全视野、更深层结构成像见长,非常适合于研究脉络膜疾病与新生血管性病变。部分研究通过对不同设备的数据集使用标准化软件 (如 3D-OCTOR) 来消除分割算法和设备间测量方式的差异,从而实现设备间的可比性^[40]。最新研究实现可比性可引入人工智能技术以减少图像质量和数据偏差,为跨设备研究提供进一步支持。近年来,人工智能为跨设备校准提供了新路径。例如,基于 Cycle-GAN 的图像质量迁移方法可将低质量平台图像映射为接近高质量 EDI-OCT 图像的表型,从而减少设备差异带来的图像域偏移。此类研究通常需要明确训练集与测试集成、图像预处理方式、验证队列来源及临床评价指标,未来如能进一步结合多中心外部验证,将更有助于推动 BMO 参数在跨平台研究和真实世界临床中的标准化应用^[41]。

尽管不同 OCT 平台在光源类型、扫描速度、分辨率及内置分割算法方面存在差异,但现有研究提示,BMO 相关参数在规范化采集和人工复核条件下仍具有较好的重复性与一定程度的跨模式可比性^[42-43]。以 Spectralis 为代表的径向扫描模式在 BMO-MRW 研究中应用最广,重复性较好;而 Cirrus 等平台在常规临床工作中更具普及性^[12]。已有研究显示,Spectralis 的 BMO-MRW 测量具有良好的

日内重复性和再现性,不同扫描模式之间亦具有可比的诊断性能^[44]。需要指出的是,跨设备结果的一致并不等同于数值可直接互换,实际应用中仍需结合设备类型、扫描协议、分割边界定义及图像质量进行解释。

2.4 质量控制与误差来源 γ 区视盘周围脉络膜萎缩弧 (parapapillary atrophy γ -zone, PPA- γ) 是位于视盘周围的解剖区域,其特点是 RPE 和 Bruch 膜的缺失。这一区域的精确定位与测量对于 BMO-MRW 与 BMO 面积计算具有重要意义。在青光眼和高度近视患者中,PPA- γ 的面积扩展或边缘模糊是常见现象,区域测量误差会直接影响上述指标的可信度,进一步干扰诊断与病情监测的准确性。

对于在 OCT 上进行 Bruch 膜开口以及其相关标志物的标注,为了保证人工分割的一致性,采用 2 名独立操作员^[45]或 4 名独立操作员^[23-24]对相同的 OCT 数据集进行手动分割,并评估了所有参数的观察者间分割一致性,确保 ICC 大于 0.8。对于 BMO、ASCO、巩膜翼开口 (scleral flange opening, SFO) 的标注,定义 BMO 与 ASCO 之间的距离为脉络膜边缘组织 (OCBT),定义 ASCO 与 SFO 之间的距离为外露巩膜缘 (ESF),评价指标为对比 2 组标注人员 OCBT 与 ESF 距离值^[45]。

误差来源:OCT 存在纵向和横向放大倍率的个体差异,OCT 扫描区域的实际尺寸存在差异,这可能导致测量误差^[46]。同时这种效应被证明会影响使用 OCT 获得的视网膜神经纤维层测量值^[47]。最近,还报道了纵向和横向放大对黄斑参数测量的影响^[48-49]。Ermiş 等^[50]发现这种横向放大倍数显著影响 BMO-中央凹距离,若不矫正横向放大可能会导致严重的测量误差。

3 人工智能与自动化分析

目前 ONH 相关 OCT 生物标志物仍在较大程度上依赖人工分割和人工复核,这限制了其在大样本研究和高通量临床场景中的推广。现有自动分析方法大致可分为传统图像处理、机器学习和深度学习三类^[51-58]。与基于阈值、边缘检测及手工特征提取的传统方法相比,深度学习能够自动学习多层次特征,更适应视盘形态复杂、边界模糊及近视性牵拉明显的真实病例,因此已成为该领域的主要发展方向。

AI 在本领域的价值不仅是“自动分割”,更在于提高复杂病例中的可重复测量能力。已有研究将 Dice、IoU、边界损失和拟合损失等指标用于自动分割与三维重建质量控制^[59-65]。Dice 和 IoU 主要反映预测区域与人工标注区域的重叠程度,适合评价 BMO、筛板边界等结构的分割质量;边界损失和距离损失则更关注轮廓偏移,在需要精确测量厚度、面积或形变方向时更具意义。对于三维重建或平面拟合,最小二乘法仍是基础方法,而 Huber 损失等鲁棒策略可降低异常点的影响^[64-65]。这些方法学改进的意义在于:即使面对噪声、伪影、近视性牵拉或不同设备带来的图像域偏移,模型仍能获得较稳定的结构测量结果。

在模型训练层面,单一损失函数往往难以同时兼顾前景召回率、边界精度与对异常值的鲁棒性,因此将交叉熵、Dice、IoU 或边界损失联合使用,已成为医学图像分割中的常见策略^[60-63]。对于 BMO、筛板边界等小结构或弱边界目标,这种多目标约束尤其重要,因为它可以在减少漏分割的同时避免边界过度平滑,从而提高最终生物标志物测量的可信度。从临床转化角度看,AI 的真正价值还体现在三方面:(1)减少人工描记工作量,提高大样本研究效

率;(2)提升不同观察者之间的一致性,为 BMO 参数纵向随访提供更稳定的测量基础;(3)为跨设备校准、跨中心研究和真实世界应用建立技术桥梁^[41,59-65]。未来若能在多中心、多设备和高近视人群中完成充分的外部验证,AI 有望成为 BMO 参数进入常规临床工作流的重要推手。

4 BMO 参数在青光眼诊断中的应用

BMO 参数在青光眼中的临床价值主要体现在早期识别、结构损伤定量评估及动态随访三个方面。其中,BMO-MRW 是目前应用最广的参数之一。建立诊断阈值的前提是明确健康人群的参考范围。既往研究显示,健康眼整体平均 BMO-MRW 约为 $256.3 \pm 48.9 \mu\text{m}$,而青光眼显著降低^[13],但 BMO-MRW 受年龄、种族、BMO 面积、屈光状态及眼轴长度等因素影响^[66-69],因此目前更适合作为基于参考数据库的“相对异常指标”,而非单一绝对阈值。

与传统 pRNFL 相比,BMO-MRW 以解剖边界为基础,在视盘倾斜、近视性形变或临床可见盘缘不清时具有一定优势^[12,66-67]。有研究提示,当颞上和/或颞下象限 RNFL 或 BMO-MRW 低于参考数据库第五百分位时,对青光眼识别具有较高价值^[67]。BMO-MRW 全周平均健康组为 $256.3 \pm 48.9 \mu\text{m}$,青光眼组为 $163.8 \pm 37.9 \mu\text{m}$,无论全周平均值还是多数扇区值,青光眼组均明显低于健康组^[13],说明 BMO-MRW 对结构损伤具有较好的区分能力。

需要强调的是,BMO-MRW 与青光眼分期之间并非简单线性对应关系。其在早期结构损伤识别中价值较高,但随着疾病进展,参数可能出现“平台效应”或受深部结构重塑影响,因此分期判断仍需结合周围视网膜神经纤维层(peripapillary retinal nerve fiber layer, pRNFL)、神经节细胞-内丛状层(ganglion cell-inner plexiform layer, GC-IPL)、视野、眼压及临床检查结果综合分析。对动态监测而言,对于进展评估,BMO-MRA 可能提供与 BMO-MRW 互补的信息,尤其在结构-功能对应分析中具有潜在优势^[27-29];但由于面积型参数个体内变异相对较大,临床解释仍应基于重复测量和综合判断,而非孤立使用。

在随访方面,BMO-MRW 对短期眼压波动可能较敏感^[70],解读单次变化时应保持谨慎,更应关注重复测量趋势及与功能指标的一致性。

从实际诊断流程看,BMO 参数最适合扮演“补充和校正”的角色,而不是替代所有传统指标。对于盘形规则、近视程度不高的典型青光眼患者,pRNFL 与 GC-IPL 往往已能提供较清晰的结构信息;而在盘缘模糊、倾斜明显、PPA 广泛或视野结果与结构表现不一致的患者中,BMO 相关参数的价值会更加凸显。也正因为如此,BMO 的临床意义不在于单独创造一个新的“金标准”,而在于帮助临床医生在复杂解剖背景下重新建立对 ONH 结构的可靠解读。

5 BMO 参数在近视与病理性近视诊断中的应用

5.1 形态学重塑 高度近视和病理性近视可引起一系列 ONH 结构重塑,包括 BMO 面积扩大、ASCO/BMO 偏移增加、视盘倾斜和扭转加重,以及盘周萎缩(parapapillary atrophy, PPA)进展^[45,71]。动物实验和临床研究均提示,随着眼轴延长,ASCO 与 BMO 的相对位置发生渐进性改变,且偏移常具有方向性,这可能构成近视性视神经头重塑的重要结构基础^[45,71]。从形态学角度看,这些变化并非局部孤立事件,而是后极部持续牵拉、巩膜扩张、脉络膜变薄与筛板受力改变共同作用的结果。

PPA 的临床意义尤为关键。Jonas 等^[72]将其分为 α 、 β 、 γ 、 δ 区,其中 β 区表现为 RPE 缺失, γ 区则同时缺失 RPE 与 Bruch 膜。由于 β 区与 γ 区的分界依赖 Bruch 膜是否存在,因此 BMO 是识别 PPA 分区的重要标志。现有研究普遍认为, β -PPA 与青光眼发生及进展关系更为密切,而 γ -PPA 与长眼轴和近视性牵拉关系更强^[66,72-81]。因此,在高度近视人群中正确识别 PPA 分区,是解读 BMO 参数的前提,也是区分“近视性结构改变”与“青光眼性损害”的关键。

5.2 高度近视中 BMO-MRW/MRA 与青光眼相比,BMO-MRW/MRA 在高度近视及病理性近视中的研究仍相对不足,但现有证据已提示其与眼轴延长及近视相关视神经乳头重塑密切相关^[82]。随着眼轴增长,后极部组织受到持续牵拉,BMO 面积扩大、ASCO/BMO 偏移增加及视盘倾斜加重,均可能影响 BMO-MRW 的区域性分布。已有研究显示,在不同眼轴分组的青光眼患眼中,整体 BMO-MRW 未必存在显著差异,但鼻上象限 BMO-MRW 与眼轴长度存在弱而显著的相关性,提示高度近视对 BMO-MRW 的影响具有区域特异性^[83]。

在儿童近视进展研究中,BMO-MRW 随眼轴延长可表现为一定程度的代偿性变化,提示该指标并非单纯反映神经纤维减少,也受到视神经乳头几何重塑和神经组织重新分布的影响^[84]。因此,在高度近视人群中解读 BMO-MRW/MRA 时,不能简单套用非近视或一般青光眼参考数据库,而应充分考虑眼轴长度、视盘倾斜方向、PPA 分区、FoBMO 轴校正及图像放大效应等因素。

从临床应用场景看,BMO 参数在高度近视人群中至少具有三方面潜在价值:(1)用于识别近视性视盘形变的结构特征,辅助区分生理性变异与病理性重塑;(2)在高度近视合并疑似青光眼时,作为 pRNFL 之外的补充结构指标,提高诊断解释力;(3)在纵向随访中,结合眼轴变化和 multimodal 影像,观察视神经头重塑的进展趋势。未来有必要建立基于眼轴分层和近视程度分层的 BMO 参数参考体系。

6 BMO 参数在病理性近视与青光眼共病诊断中的应用

高度近视和病理性近视本身即可引起视盘倾斜、PPA 扩大、BMO 偏移、筛板位移及视网膜神经纤维层(retinal nerve fiber layer, RNFL)厚度分布异常,而这些改变与青光眼性视神经病变在影像学上存在明显重叠,因此构成真实而常见的鉴别诊断困境^[85-88]。临床上,单纯依赖眼底照片中的杯盘比、盘沿变薄或 pRNFL 变薄,往往难以准确区分近视性视神经病变与青光眼性损伤。

Zhang 等^[88]对比了青光眼和非病理性高度近视在不同眼科检查中的区别,进一步提示,青光眼与非病理性高度近视在眼底照相、ONH 结构、RNFL/GC-IPL 厚度分布、OCTA 微循环及视野模式上既有重叠,也有差异。真正困难的并不是“是否存在异常”,而是异常究竟源于近视性牵拉、青光眼性轴突损害,还是二者共同作用。

BMO 相关参数在这一困境中的优势主要体现在三点:(1)BMO-MRW 以解剖学边界为基础,较少受可见盘缘模糊和盘形异常影响。(2)在高度近视眼中,其图像获取质量往往优于 pRNFL,因而在复杂盘形中具有更高可用性^[85]。(3)BMO/ASCO 偏移、BMO/SFO 偏移及神经孔道几何参数,可从三维层面揭示近视性视神经头重塑机制,有助于理解共病患者的结构基础。

但必须看到,BMO 参数也并非完全摆脱近视性干扰。病理性近视中的 Bruch 膜缺失、 γ -PPA 扩大、脉络膜极度变薄及后巩膜扩张,仍可能影响边界识别与结果解释^[86-88]。因此,更合理的策略是将 BMO-MRW、pRNFL、GC-IPL、OCTA 微循环特征、视野结果及眼轴长度联合纳入多模态判断,而非依赖单一指标。未来若能建立病理性近视合并青光眼人群的专属参考数据库,并结合 AI 自动分割和纵向随访模型,BMO 参数有望在这类高难度病例中发挥更稳定的诊断与管理价值。

7 结语

BMO 作为具有明确解剖学定义的视神经头边界,为视神经头结构定量评估提供了更可靠的基准。基于 OCT 的 BMO 相关参数,尤其是 BMO-MRW、BMO-MRA、BMO 面积及神经孔道偏移参数,已在青光眼、近视及病理性近视研究中显示出重要价值。当前较为成熟的证据主要集中在青光眼诊断与结构评估方面,而在高度近视、病理性近视及其与青光眼共病的复杂场景中,BMO 参数的临床应用仍有待进一步拓展。

从当前临床实践角度看,BMO 相关参数的引入有助于优化复杂视神经病变的诊疗流程。在青光眼诊疗中,BMO-MRW 等指标能够作为 pRNFL 和 GC-IPL 的重要补充,尤其适用于高度近视、视盘倾斜及盘周萎缩明显等传统指标解释受限的人群,有助于提高早期识别和随访监测的准确性。在病理性近视患者中,BMO 相关参数可用于量化视神经头重塑过程,为近视性改变与青光眼性损伤的鉴别提供新的结构依据。未来发展趋势主要体现在:(1)构建基于年龄、种族、眼轴长度及近视程度分层的参考数据库,实现精准化解读;(2)推动多中心、跨设备标准化采集与校准,促进不同平台间结果的可比性;(3)将人工智能技术深度融入自动分割、质量控制及风险预测模型,提高复杂病例分析效率;(4)结合 OCTA、视野及多模态影像建立纵向预测体系,评估 BMO 参数对疾病进展和治疗决策的指导价值。随着真实世界证据的积累和智能化分析技术的发展,BMO 相关指标有望从辅助研究工具逐步转变为临床常规评估的重要组成部分,推动青光眼与病理性近视精准诊疗模式的发展。

未来研究应重点关注以下几个方向:(1)建立分层参考数据库,充分考虑年龄、种族、眼轴长度及视盘形态差异;(2)加强跨设备测量一致性研究,推动 BMO 参数标准化;(3)依托人工智能提升自动分割、质量控制与跨平台校准能力;(4)在纵向队列中验证 BMO 参数对疾病进展和临床决策的预测价值。通过将规范化采集、严谨复核与多模态综合分析相结合,BMO 有望成为复杂视神经病变精准诊疗中的关键影像学支点。

利益冲突声明:本文不存在利益冲突。

作者贡献声明:闫昕文献检索,论文撰写与修改;姚轶骏算法和数据处理、人工智能与自动化部分内容撰写,文献检索;田梦、杨帆、卢子兴、孙凡淇文献检索,论文修改;田蓓研究方向指导,综述框架设计,内容审定与论文修订。所有作者阅读并同意最终的文本。

参考文献

[1] Özbilen KT, Gündüz T, Çukurova Kartal SN, et al. Bruch's membrane opening-minimum rim width: an alternative OCT biomarker study for multiple sclerosis. *Eur J Ophthalmol*, 2021,31(4):2141-2149.

[2] Reis AS, O'Leary N, Yang HL, et al. Influence of clinically invisible, but optical coherence tomography detected, optic disc margin anatomy on neuroretinal rim evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2012,53(4):1852-1860.

[3] Malik R, Belliveau AC, Sharpe GP, et al. Diagnostic accuracy of optical coherence tomography and scanning laser tomography for identifying glaucoma in myopic eyes. *Ophthalmology*, 2016,123(6):1181-1189.

[4] Chauhan BC, Burgoyne CF. From clinical examination of the optic disc to clinical assessment of the optic nerve head: a paradigm change. *Am J Ophthalmol*, 2013,156(2):218-227.e2.

[5] Reis AS, Sharpe GP, Yang HL, et al. Optic disc margin anatomy in patients with glaucoma and normal controls with spectral domain optical coherence tomography. *Ophthalmology*, 2012,119(4):738-747.

[6] Philippi D, Rothaus K, Castelli M. A vision transformer architecture for the automated segmentation of retinal lesions in spectral domain optical coherence tomography images. *Sci Rep*, 2023,13(1):517.

[7] Mwanza JC, Oakley JD, Budenz DL, et al. Ability of Cirrus HD-OCT optic nerve head parameters to discriminate normal from glaucomatous eyes. *Ophthalmology*, 2011,118(2):241-248.e1.

[8] Schuman JS. Spectral domain optical coherence tomography for glaucoma (an AOS thesis). *Transact Am Ophthalmol Soc*, 2008,106:426-458.

[9] Rebolleda G, Pérez-Sarriegui A, Díez-Álvarez L, et al. Lamina cribrosa position and Bruch's membrane opening differences between anterior ischemic optic neuropathy and open-angle glaucoma. *Eur J Ophthalmol*, 2019,29(2):202-209.

[10] Chauhan BC, O'Leary N, AlMobarak FA, et al. Enhanced detection of open-angle glaucoma with an anatomically accurate optical coherence tomography-derived neuroretinal rim parameter. *Ophthalmology*, 2013,120(3):535-543.

[11] Reznicek L, Burzer S, Laubichler A, et al. Structure-function relationship comparison between retinal nerve fibre layer and Bruch's membrane opening-minimum rim width in glaucoma. *Int J Ophthalmol*, 2017,10(10):1534-1538.

[12] Rebolleda G, Casado A, Oblanca N, et al. The new Bruch's membrane opening-minimum rim width classification improves optical coherence tomography specificity in tilted discs. *OPHTH*, 2016,10:2417-2425.

[13] Park KH, Lee JW, Kim JM, et al. Bruch's membrane opening-minimum rim width and visual field loss in glaucoma: a broken stick analysis. *Int J Ophthalmol*, 2018,11(5):828-834.

[14] Bellezza AJ, Rintalan CJ, Thompson HW, et al. Anterior scleral canal geometry in pressurised (IOP 10) and non-pressurised (IOP 0) normal monkey eyes. *Br J Ophthalmol*, 2003,87(10):1284-1290.

[15] Yang HL, Downs JC, Bellezza A, et al. 3-D histomorphometry of the normal and early glaucomatous monkey optic nerve head: prelaminar neural tissues and cupping. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2007,48(11):5068-5084.

[16] Strouthidis NG, Yang HL, Fortune B, et al. Detection of optic nerve head neural canal opening within histomorphometric and spectral domain optical coherence tomography data sets. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2009,50(1):214-223.

[17] Chauhan BC, Burgoyne CF. From clinical examination of the optic disc to clinical assessment of the optic nerve head: a paradigm change. *Am J Ophthalmol*, 2013,156(2):218-227.e2.

[18] Rezapour J, Tran AQ, Bowd C, et al. Comparison of optic disc ovality index and rotation angle measurements in myopic eyes using photography and OCT based techniques. *Front Med*, 2022,9:872658.

[19] Chuangsuwanich T, Nongpiur ME, Braeu FA, et al. Biomechanics-function in glaucoma: improved visual field predictions from IOP-induced neural strains. *Am J Ophthalmol*, 2025,271:

250–258.

- [20] Danthurebandara VM, Sharpe GP, Hutchison DM, et al. Enhanced structure–function relationship in glaucoma with an anatomically and geometrically accurate neuroretinal rim measurement. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2014,56(1):98–105.
- [21] Burgoyne C. The morphological difference between glaucoma and other optic neuropathies. *J Neuro Ophthalmol*, 2015,35(Supplement 1):S8–S21.
- [22] Yanni SE, Wang JY, Cheng CS, et al. Normative reference ranges for the retinal nerve fiber layer, macula, and retinal layer thicknesses in children. *Am J Ophthalmol*, 2013,155(2):354–360.e1.
- [23] Hong S, Yang HL, Gardiner SK, et al. OCT–detected optic nerve head neural canal direction, obliqueness, and minimum cross–sectional area in healthy eyes. *Am J Ophthalmol*, 2019,208:185–205.
- [24] Wang YX, Yang HL, Luo HM, et al. Peripapillary scleral bowing increases with age and is inversely associated with peripapillary choroidal thickness in healthy eyes. *Am J Ophthalmol*, 2020,217:91–103.
- [25] Kambayashi M, Saito H, Araie M, et al. Effects of deep optic nerve head structures on bruch’s membrane opening– minimum rim width and peripapillary retinal nerve fiber layer. *Am J Ophthalmol*, 2024,263:99–108.
- [26] Gardiner SK, Ren RJ, Yang HL, et al. A method to estimate the amount of neuroretinal rim tissue in glaucoma: comparison with current methods for measuring rim area. *Am J Ophthalmol*, 2014,157(3):540–549.e1–2.
- [27] Choi HS, Park SP, Na KI. Visual field cluster map corresponding to bruch membrane opening–minimum rim area sectors in open–angle glaucoma. *J Glaucoma*, 2020,29(6):485–491.
- [28] Choi HS, Joo CW, Park SP, et al. A decrease in bruch’s membrane opening–minimum rim area precedes decreased retinal nerve fiber layer thickness and visual field loss in glaucoma. *J Glaucoma*, 2021,30(12):1033–1038.
- [29] Enders P, Adler W, Schaub F, et al. Novel bruch’s membrane opening minimum rim area equalizes disc size dependency and offers high diagnostic power for glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2016,57(15):6596–6603.
- [30] Enders P, Bremen A, Schaub F, et al. Intraday repeatability of bruch’s membrane opening–based neuroretinal rim measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2017,58(12):5195–5200.
- [31] Zhang YQ, Zhang XJ, Shen RY, et al. Exploring optical coherence tomography parameters in eyes with myopic tilted disc. *Eye Vis*, 2024,11(1):47.
- [32] Asai T, Ikuno Y, Akiba M, et al. Analysis of peripapillary geometric characters in high myopia using swept–source optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2016,57(1):137–144.
- [33] Zeppieri M, Marsili S, Enaholo ES, et al. Optical coherence tomography (OCT): a brief look at the uses and technological evolution of ophthalmology. *Medicina (Kaunas)*, 2023,59(12):2114.
- [34] Pinilla I, Sanchez–Cano A, Insa G, et al. Choroidal differences between spectral and swept–source domain technologies. *Curr Eye Res*, 2021,46(2):239–247.
- [35] Ting DS, Cheung GC, Lim LS, et al. Comparison of swept source optical coherence tomography and spectral domain optical coherence tomography in polypoidal choroidal vasculopathy. *Clin Exper Ophthalmol*, 2015,43(9):815–819.
- [36] Bouma BE, de Boer JF, Huang D, et al. Optical coherence tomography. *Nature Rev Methods Primers*, 2022,2:79.
- [37] Park SM, Lee KB, Kim KN, et al. Reproducibility of retinal nerve fiber layer and macular ganglion cell layer thickness measurements by optical coherence tomography in myopic eyes. *J Glaucoma*, 2021,30(9):834–838.
- [38] Lentzsch A, Schöllhorn L, Schnorr C, et al. Comparison of swept–source versus spectral–domain optical coherence tomography angiography for detection of macular neovascularization. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2022,260(1):113–119.
- [39] Hafner J, Prager S, Lammer J, et al. Comparison of ganglion cell inner plexiform layer thickness by Cirrus and spectralis optical coherence tomography in diabetic macular edema. *Retina*, 2018,38(4):820–827.
- [40] Sander B, Ahmad Al–Abiji H, Kofod M, et al. Do different spectral domain OCT hardwares measure the same? Comparison of retinal thickness using third–party software. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2015,253(11):1915–1921.
- [41] Ujjwal DS, Kumar Vupparaboina K, Ibrahim MN, et al. GAN–based OCT image quality enhancement: mapping from low quality Cirrus OCT to high quality EDI OCT. 2023 IEEE 20th India Council International Conference (INDICON). 2023:1277–1281.
- [42] Schrems–Hoesl LM, Schrems WA, Laemmer R, et al. Precision of optic nerve head and retinal nerve fiber layer parameter measurements by spectral–domain optical coherence tomography. *J Glaucoma*, 2018,27(5):407–414.
- [43] Park K, Kim J, Lee J. Reproducibility of bruch membrane opening–minimum rim width measurements with spectral domain optical coherence tomography. *J Glaucoma*, 2017,26(11):1041–1050.
- [44] Kabbara SW, Zangwill LM, Munda R, et al. Comparing optical coherence tomography radial and cube scan patterns for measuring Bruch’s membrane opening minimum rim width (BMO–MRW) in glaucoma and healthy eyes: cross–sectional and longitudinal analysis. *Br J Ophthalmol*, 2018,102(3):344–351.
- [45] Jiravarnsirikul A, Yang HL, Jeoung JW, et al. OCT optic nerve head morphology in myopia IV: neural canal scleral flange remodeling in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol*, 2024,261:141–164.
- [46] Carpineto P, Nubile M, Toto L, et al. Correlation in foveal thickness measurements between spectral–domain and time–domain optical coherence tomography in normal individuals. *Eye*, 2010,24(2):251–258.
- [47] Wang MY, Elze T, Li D, et al. Age, ocular magnification, and circumpapillary retinal nerve fiber layer thickness. *J Biomed Opt*, 2017,22(12):1–19.
- [48] Francisconi CLM, Wagner MB, Ribeiro RVP, et al. Effects of axial length on retinal nerve fiber layer and macular ganglion cell–inner plexiform layer measured by spectral–domain OCT. *Arq Bras Oftalmol*, 2020,83(4):269–276.
- [49] Parthasarathy MK, Bhende M. Effect of ocular magnification on macular measurements made using spectral domain optical coherence tomography. *Indian J Ophthalmol*, 2015,63(5):427–431.
- [50] Ermiş S, Özal E, Simsek E, et al. Assessment of ocular magnification in relation to biometric parameters and measurement techniques: a prospective study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2025,66(4):57.
- [51] Marques R, Andrade De Jesus D, Barbosa–Breda J, et al. Automatic segmentation of the optic nerve head region in optical coherence tomography: a methodological review. *Comput Meth Programs Biomed*, 2022,220:106801.
- [52] Szeliski R. *Computer Vision: Algorithms and Applications*. Cham: Springer International Publishing, 2022.
- [53] Asnicar F, Thomas AM, Passerini A, et al. Machine learning for microbiologists. *Nat Rev Microbiol*, 2024,22(4):191–205.
- [54] Bishop CM, Bishop H. *Deep learning: Foundations and concepts*. Cham: Springer Nature, 2023.
- [55] Wu ML, Leng T, de Sisternes L, et al. Automated segmentation of optic disc in SD–OCT images and cup–to–disc ratios quantification by

patch searching-based neural canal opening detection. *Opt Express*, 2015,23(24):31216.

[56] Yu K, Shi F, Gao ET, et al. Shared-hole graph search with adaptive constraints for 3D optic nerve head optical coherence tomography image segmentation. *Biomed Opt Express*, 2018,9(3):962-983.

[57] Rublee E, Rabaud V, Konolige K, et al. ORB: an efficient alternative to SIFT or SURF. 2011 International Conference on Computer Vision, 2011;2564-2571.

[58] Miri MS, Abràmoff MD, Kwon YH, et al. A machine-learning graph-based approach for 3D segmentation of Bruch's membrane opening from glaucomatous SD-OCT volumes. *Med Image Anal*, 2017, 39: 206-217.

[59] Qian B, Chen H, Xu YP, et al. Deep contour attention learning for scleral deformation from OCT images. *Visual Comput*, 2025, 41(2): 1155-1170.

[60] Müller D, Soto-Rey I, Kramer F. Towards a guideline for evaluation metrics in medical image segmentation. *BMC Res Notes*, 2022,15(1):210.

[61] Turk F, Kılıçaslan M. Lung image segmentation with improved U-Net, V-Net and Seg-Net techniques. *PeerJ Comput Sci*, 2025, 11: e2700.

[62] Azad R, Heidary M, Yilmaz K, et al. Loss functions in the era of semantic segmentation: A survey and outlook. *Computing Research Repository (CoRR)*, 2023.

[63] Yeung M, Sala E, Schönlieb CB, et al. Unified Focal loss: Generalising Dice and cross entropy-based losses to handle class imbalanced medical image segmentation. *Comput Med Imaging Graph*, 2022,95:102026.

[64] Sellán S, Jacobson A. Stochastic Poisson surface reconstruction. *ACM Trans Graph*, 2022,41(6):1-12.

[65] Rousseeuw PJ, Leroy AM. Robust Regression and Outlier Detection. New York: John Wiley & Sons, 1987.

[66] Li RS, Wang X, Wei YH, et al. Diagnostic capability of different morphological parameters for primary open-angle glaucoma in the Chinese population. *BMC Ophthalmol*, 2021,21(1):151.

[67] Zheng FH, Yu M, Leung CK. Diagnostic criteria for detection of retinal nerve fibre layer thickness and neuroretinal rim width abnormalities in glaucoma. *Br J Ophthalmol*, 2020,104(2):270-275.

[68] Araie M, Iwase A, Sugiyama K, et al. Determinants and characteristics of bruch's membrane opening and bruch's membrane opening-minimum rim width in a normal Japanese population. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2017,58(10):4106-4113.

[69] El-Nimri NW, Moghimi S, Nishida T, et al. Racial differences in detection of glaucoma using retinal nerve fiber layer thickness and bruch membrane opening minimum rim width. *Am J Ophthalmol*, 2023,246: 223-235.

[70] Pardon LP, Harwerth RS, Patel NB. Neuroretinal rim response to transient changes in intraocular pressure in healthy non-human primate eyes. *Exp Eye Res*, 2020,193:107978.

[71] KhalafAllah MT, Fuchs PA, Nugen F, et al. Longitudinal changes of bruch's membrane opening, anterior scleral canal opening, and border tissue in experimental juvenile high myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*,

2023,64(4):2.

[72] Jonas JB, Jonas RA, Bikbov MM, et al. Myopia: Histology, clinical features, and potential implications for the etiology of axial elongation. *Prog Retin Eye Res*, 2023,96:101156.

[73] Khreish M, Schuman JS, Lee T, et al. Peripapillary atrophy area as an indicator of glaucomatous structural and functional progression. *Transl Vis Sci Technol*, 2024,13(3):1.

[74] Geevarghese A, Lavinsky F, Ishikawa H, et al. β zone Peripapillary Atrophy as a Predictor of Glaucomatous Structural and Functional Progression. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2020,61(7):3211.

[75] Kiyota N, Kunikata H, Takahashi S, et al. Factors associated with deep circulation in the peripapillary chorioretinal atrophy zone in normal-tension glaucoma with myopic disc. *Acta Ophthalmol*, 2018,96(3): e290-e297.

[76] Liu W, Gong L, Li Y, et al. Peripapillary Atrophy in High Myopia. *Current Eye Res*, 2017,42(9):1308-1312.

[77] Fang YX, Yokoi T, Nagaoka N, et al. Progression of myopic maculopathy during 18-year follow-up. *Ophthalmology*, 2018,125(6): 863-877.

[78] Yokoi T, Jonas JB, Shimada N, et al. Peripapillary diffuse chorioretinal atrophy in children as a sign of eventual pathologic myopia in adults. *Ophthalmology*, 2016,123(8):1783-1787.

[79] Wilensky JT, Kolker AE. Peripapillary changes in glaucoma. *Am J Ophthalmol*, 1976,81(3):341-345.

[80] Jonas JB, Jonas SB, Jonas RA, et al. Parapapillary atrophy: histological gamma zone and delta zone. *PLoS One*, 2012,7(10): e47237.

[81] Miki A, Ikuno Y, Weinreb RN, et al. Measurements of the parapapillary atrophy zones in en face optical coherence tomography images. *PLoS One*, 2017,12(4):e0175347.

[82] Jonas JB, Spaide RF, Ostrin LA, et al. IMI-nonpathological human ocular tissue changes with axial myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2023,64(6):5.

[83] Rezapour J, Bowd C, Dohleman J, et al. The influence of axial myopia on optic disc characteristics of glaucoma eyes. *Sci Rep*, 2021, 11(1):8854.

[84] Li Y, Zhang XJ, Zhang YZ, et al. Longitudinal evaluation of Bruch's membrane opening-minimum rim width in Chinese children: The Hong Kong Children Eye Study. *Asia Pac J Ophthalmol*, 2025, 14(6):100219.

[85] Ch'ng TW, Tan JP, Tassha HA, et al. Bruch's membrane opening minimum rim width and peripapillary retinal nerve fibre layer thickness measurement in myopic eyes with glaucoma. *MyJO*, 2021,3(2):78-90.

[86] Shen L, Melles RB, Metlapally R, et al. The association of refractive error with glaucoma in a multiethnic population. *Ophthalmology*, 2016,123(1):92-101.

[87] Bowd C, Belghith A, Rezapour J, et al. Diagnostic accuracy of macular thickness map and texture en face images for detecting glaucoma in eyes with axial high myopia. *Am J Ophthalmol*, 2022,242:26-35.

[88] Zhang XL, Jiang JW, Kong KJ, et al. Optic neuropathy in high myopia: Glaucoma or highmyopia or both? *Prog Retin Eye Res*, 2024, 99:101246.