中山大学 中山眼科中心 ZHONGSHAN OPHTHALMIC CENTER, SUN YAT-SEN UNIVERSITY

全文收录于 Lighthouse Scholar

眼科学报

官网：journal.gzzoc.org.cn



doi: 10.12419/25091501
View this article at: https://doi.org/10.12419/25091501

• 综 述 •

眼科超声进展：从成像技术到智能诊断

卓晴晴 综述，廖臻智，杨 瑶，袁钊辉 审校

(中山大学中山眼科中心，眼病防治全国重点实验室，广东省眼科视觉科学重点实验室，广州 510060)

文章亮点

1. 关键发现

• 本文系统梳理了眼科超声检查主要技术的原理、技术进展与临床应用，并总结了人工智能在超声图像分析中的应用现状。总体来看，眼科超声在分辨率、便携性及安全性方面持续提升，其中线性阵列技术显著提高了成像速度与视野范围。弹性成像实现了由结构成像向生物力学评估的重要跨越，而人工智能技术则通过自动化分析与多模态融合，提高了诊断效率与准确性，在一定程度上弥补了传统超声解读的局限。

2. 已知与发现

• 眼部超声具有便携、实时、无创及不受屈光介质混浊影响的优势，在眼前节和后节疾病的评估中被广泛应用，但超声图像的采集和报告解读存在主观性强、难以定量的局限。

3. 意义与改变

• 超声弹性成像使眼科超声从“结构可视化”迈向“力学表型量化”，为眼部疾病的诊治提供了新的维度；人工智能技术促进了超声图像分析的自动化与标准化，多模态分析进一步提升了诊断效率与准确性，并有望推动眼科超声由经验性判读向定量化、标准化及智能化诊疗范式转型。

[摘　要] 眼科超声技术凭借无创、实时及经济等优势，在眼部结构成像与疾病评估中具有重要价值。过去几十年，眼科超声在成像分辨率、设备便携性及操作安全性方面持续提升，显著拓展了其临床应用范围。该综述系统总结了 A 型超声、B 型超声、超声生物显微镜、多普勒超声、三维超声及超声弹性成像的技术进展与临床应用，并梳理了人工智能在眼科超声图像分析中的研究现状。传统超声技术在眼部生物测量、眼前后节结构评估及血流动力学检测中发挥着重要作用，三维超声与弹性成像进一步拓展了眼部组织空间形态及生物力学特性的评估维度。随着人工智能技术的发展，眼科超声图像分析逐步向自动化、定量化及标准化方向发展。深度学习在图像分割、病变识别及定量分析中取得了初步进展，

收稿日期(Received): 2025-09-15; **修订日期(Revised):** 2025-12-29; **接收日期(Accepted):** 2026-04-20

通信作者(Corresponding author): 袁钊辉，Email：yuanzhh@mail.sysu.edu.cn

基金项目(Foundation item): 广州市科技计划项目 (202102080039)。This work was supported by the Science and Technology Project of Guangzhou Municipality (202102080039).

作者贡献声明: 1) 构思设计：卓晴晴，袁钊辉；2) 行政支持：袁钊辉；3) 数据收集与汇总：卓晴晴，廖臻智；4) 数据分析与解读：卓晴晴，杨瑶；5) 稿件撰写：卓晴晴；6) 稿件审阅与修订：杨瑶，袁钊辉；7) 稿件最终修订与同意：所有作者

Contributions: Conception and design: ZHUO Qingqing, YUAN Zhaohui; Administrative support: YUAN Zhaohui; Collection and assembly of data: ZHUO Qingqing, YANG Yao; Data analysis and interpretation: ZHUO Qingqing, YANG Yao; Manuscript writing: ZHUO Qingqing; Manuscript review and editing: YANG Yao, YUAN Zhaohui; Final approval of manuscript: All authors

电子全文

多模态融合、视觉-语言模型及超声视频时空建模为提高诊断效率与判读一致性提供了新的研究方向。未来仍需加强眼科超声成像技术的标准化研究及人工智能算法的临床验证，以促进新兴技术的临床转化与应用。

[关键词] 眼部超声；三维超声；超声弹性成像；人工智能；医学影像

[中图分类号] R770.4，R445.1 **[文献标志码]** A

引用本文: 卓晴晴, 廖臻智, 杨瑶, 袁钊辉. 眼科超声进展：从成像技术到智能诊断[J]. 眼科学报, 2026, 41(10): 879-890. DOI: 10.12419/25091501.

Advances in ocular ultrasound: from imaging technology to intelligent diagnosis

ZHUO Qingqing, LIAO Zhenzhi, YANG Yao, YUAN Zhaohui

(State Key Laboratory of Ophthalmology, Zhongshan Ophthalmic Center, Sun Yat-sen University, Guangdong Provincial Key Laboratory of Ophthalmology and Visual Science, Guangzhou 510060, China)

Abstract Ocular ultrasound plays a vital role in ocular structural imaging and disease evaluation given its noninvasiveness, real-time capabilities, and cost-effectiveness. Over the past decades, improvements in imaging resolution, device portability, and operational safety have significantly expanded its clinical applications. This review systematically summarizes the technological advancements and clinical applications of A-scan and B-scan ultrasonography, ultrasound biomicroscopy, Doppler ultrasonography, three-dimensional ultrasonography, and ultrasound elastography. Furthermore, it examines the current state of research regarding artificial intelligence (AI) in ocular ultrasound image analysis. Conventional ultrasound techniques play an important role in ocular biometry, the assessment of anterior and posterior segment structures, and the evaluation of ocular hemodynamics. Three-dimensional ultrasound and elastography have further expanded the scope of ocular imaging by enabling the assessment of spatial anatomy and tissue biomechanical properties. Driven by advances in AI, the analysis of ocular ultrasound images is gradually moving toward greater automation, quantitative assessment, and standardization. Deep learning, in particular, has shown initial promise in image segmentation, lesion identification, and quantitative analysis. Emerging techniques such as multimodal fusion, vision-language models, and spatiotemporal modeling of ultrasound video sequences offer new research directions aimed at improving diagnostic efficiency and interpretive consistency. Further efforts should focus on standardizing ocular ultrasound imaging techniques and clinically validating AI algorithms to facilitate the translation and implementation of these emerging technologies into routine clinical practice.

Keywords ocular ultrasound; three-dimensional ultrasound; ultrasound elastography; artificial intelligence; medical imaging

Cite this article as: ZHUO Qingqing, LIAO Zhenzhi, YANG Yao, YUAN Zhaohui. Advances in ocular ultrasound: from imaging technology to intelligent diagnosis[J]. Yan Ke Xue Bao, 2026, 41(10): 879-890. DOI: 10.12419/25091501.

眼部结构和功能的可靠检测和评估是许多眼部疾病诊治中必不可少的步骤。临床主要的眼部成像工具包括光学成像[如光学相干断层扫描(optical coherence tomography, OCT)、眼底照相等]超声成像、计算机断层扫描和磁共振成像[1]。尽管近几十年来，光学成像技术取得了显著发展，对深部组织的灵敏度、扫描速度和分辨率显著提高，但仍未突破屈光间质混浊的限制。而超声凭借其便携、实时、无创、无电离辐射、穿透性强、不受屈光间质混浊限制的优势，依然是眼肿瘤、眼外伤等多个眼科亚专科的常用成像技术。

超声成像自 1956 年由 Mundt 和 Hughes 首次应用于眼科以来，经历了从 A 型超声扫描 (A 超) 到 B 型超声扫描 (B 超) 的发展。这种二维成像模式提供了至关重要的解剖学背景，能够从图像中定位病变并了解其在眼球和眼眶内的空间关系。在 Bronson 于 20 世纪 60 年代开发出接触式 B 超技术后，超声成为眼科的常规检查手段[2]。在过去的几十年中，眼科超声技术从换能器、探头等硬件到图像处理、量化分析等软件算法都得到了广泛的改进。同时，超声与智能算法的结合为超声从依赖于操作人员专业知识的模式转变为自动化、高度可重复的诊断工具提供了机会[3]。

本文总结了眼部超声技术，包括 A 超、B 超、超声生物显微镜 (ultrasound biomicroscope, UBM)、多普勒超声、三维超声 (three-dimensional ultrasound, 3DUS) 及超声弹性成像的发展与临床应用，并梳理了人工智能在超声图像分析中的应用现状，为临床同道提供参考。

1　眼科超声成像技术的发展及应用

1.1　眼部 A 超扫描

1.1.1　技术原理及临床应用

A 超是基于回波幅度的一维超声成像技术，通过分析不同组织界面的回波强度与传播时间，实现眼内结构的深度定位与生物测量。相较接触式检查，浸入式检查因避免角膜压迫而具有更高测量稳定性与重复性[4]。

A 超主要用于眼部生物测量，可获取眼轴长度 (axial length, AL)、前房深度、晶状体厚度、玻璃体腔深度数据，是白内障人工晶状体度数计算的重要工具。此外，其在青光眼类型鉴别[5]、视盘水肿与假性水肿区分[6]以及眼内肿瘤良恶性辅助判断中亦具有一定价值[7]。

1.1.2　技术进展

A 超技术自诞生以来不断演进。其设备形式从早期的手持式探头，逐渐发展出可固定于裂隙灯上的台式测量系统，大幅提高了测量的准确性和可重复性。浸入式 A 超 AL 测量准确度更高，但浸入式需要额外的设备和患者的配合，这些因素可能会使繁忙的诊疗环境中的临床工作流程变得复杂。现代 A 超技术已实现高度自动化与智能化。设备不仅可自动进行非接触式多次扫描，利用内置算法智能识别、对齐视轴，随后对每次测量的数据进行一致性检验，自动剔除异常值，输出一个高可靠性的平均眼轴；还可为眼内不同介质自动分配更精确的声速值，有效降低了因声速差异导致的测量误差[8]。

1.2　眼部 B 超检查

1.2.1　技术原理及临床应用

B 超是一种二维灰阶成像技术，换能器扫描过程中，超声波在玻璃体、视网膜和脉络膜等声阻抗不同的界面产生回波，其幅度被编码为像素亮度并按空间位置重建，从而形成眼部结构的二维横截面图像[9]。

B 超主要用于捕获眼后节的图像，在白内障、玻璃体积血或致密角膜瘢痕导致光学可视化受限的情况下尤其有价值。在眼外伤领域，B 超是急诊评估的首选工具，可快速诊断眼球破裂、球后血肿、视网膜脱离 (retinal detachment, RD) 及晶状体脱位[10]。在眼肿瘤领域，B 超有助于确定肿瘤的解剖位置、形态和边界，通过形态学分型还可辅助预测不良预后[11]。此外，B 超还可用于视盘病变的初步筛查及视神经鞘直径测量，为颅内压变化提供动态评估信息，但需警惕技术局限性，应避免依赖单一测量值进行诊断[12]。

1.2.2　技术进展

随着探头设计与扫描方式的改进，眼科 B 超常采用凸阵与线阵探头。凸阵探头通过扇形扫描提供较大视野，适用于眼底及后段结构的整体观察，但其空间分辨率相对有限；线阵探头则以平行声束扫描为主，具备更高的侧向分辨率，适合眼前节及局部精细结构成像。此外，线阵探头采用电子扫查方式，可实现较高帧率，有利于动态

观察与血流评估[8]。

线阵探头的应用显著拓展了 B 超在眼前节结构的成像能力，实现了对整个眼球的全面可视化。尤其在屈光介质混浊或视网膜病变导致光学生物测量受限时，B 超可作为眼生物测量的有效替代方法。其对前房深度、AL 和晶状体厚度的测量具有较好的可靠性，但测得的前房深度和 AL 通常低于 IOL Master 500[13]。此外，B 超瞳孔测量技术已被证实与金标准红外视频技术性能相当[14]。同时，该技术不仅能实现对白内障的快速、准确诊断，还能精确评估晶状体后囊膜完整性[15]，这对于手术方案的选择具有重要的指导价值。

1.3 超声生物显微镜

1.3.1 技术原理及临床应用

UBM 采用高频超声实现了眼前节的高分辨率成像。通过水浴耦合方式减少信号衰减并消除空气干扰，结合多方位扫描，可较全面地显示眼前节结构并支持定量评估。

UBM 在眼前节疾病评估中具有不可替代的价值。例如，80 MHz UBM 结合泪道内窥镜检查能够提供更佳的小管内壁成像[16]。在角膜疾病方面，UBM 不仅能测量混浊角膜的整体厚度及混浊深度，还能有效评估角膜及球结膜肿瘤，同时在显示肿瘤后界方面较前节 OCT 更优[17]。在青光眼领域，UBM 提供了独特的房角动态视角，其定性分类系统能直观、精细地刻画急性原发性闭角型青光眼的房角构型及其潜在的多种睫状体形态基础，为理解发病机制和制定临床策略提供重要依据[18]。UBM 还可辅助评估睫状沟形态和筛查睫状体囊肿[19]，以及为人工晶状体尺寸选择及术后稳定性评估提供关键解剖学依据[20]。在硅油填充眼中，UBM 可定量评估前房组织反应和硅油乳化程度，为手术决策提供重要依据[21]。

1.3.2 技术进展

UBM 的成像能力随着扫描方式和工作频率的优化而显著提升。由早期机械扫描向电子扫描的转变，大幅提高了扫描速度与设备便携性，使眼前节整体结构的快速评估成为可能。

在频率优化方面，不同频段 UBM 在成像深度与分辨率之间形成差异化应用。50 ~ 100 MHz UBM 虽具备更高分辨率，但成像范围主要局限于晶状体的前部结构，难以清晰显示后囊膜。而降低工作频率可在一定程度上扩展扫描深度。有研究报道，35 MHz UBM 已成功用于评估外伤性白内障及其伴随的后囊膜撕裂情况[22]。而随着 20 ~ 25 MHz UBM 的出现，UBM 扫描深度提升至 9 mm，从而完整显示晶状体及悬韧带结构，对晶状体半脱位及后囊膜状态评估具有重要意义[23]。

1.4 眼部多普勒超声检查

1.4.1 技术原理及临床应用

多普勒超声结合了 B 超灰阶成像与血流频移分析，可对眼后节及眼眶血管的血流速度、方向及动力学特征进行无创、实时的定量评估，包括阻力指数和搏动指数等参数。

广泛使用的彩色多普勒超声已在包括眼部肿瘤、视网膜和视神经相关的血管疾病中证明了其有效性。由于不同眼部肿瘤之间的血管生长情况不同，彩色多普勒超声可用于区分不同的眼后部肿瘤患者和正常对照者[24]。通过对球后段血管的评估，彩色多普勒超声在包括 RD、糖尿病性视网膜病变、视网膜静脉阻塞、视网膜动脉阻塞、眼部缺血性疾病和早产儿视网膜病变等多种视网膜疾病中均有应用[25]。在青光眼疾病中，多普勒超声使青光眼的研究从眼压视角扩展到了“眼压-血流”双重视角，通过检测眼部血流灌注为理解不同类型青光眼的复杂病理生理机制和探索安全的降眼压药物提供了途径[26]。

1.4.2 技术进展

随着高频探头技术的进展，多普勒超声的应用逐步扩展至更表浅和精细的眼部结构，包括泪囊区、眼前节肿瘤及睫状体循环等。使用 5 ~ 15 MHz 线阵换能器的彩色多普勒超声可显示泪囊区血流信号，有助于辅助泪道疾病的病理生理评估与诊断[27]。而基于 7.5 ~ 15 MHz 线阵换能器的彩色多普勒超声检测到了局限性脉络膜血管瘤中的内部血流[28]。此外，彩色多普勒超声与眼眶磁共振成像结合使用，提高了对脉络膜黑色素瘤血管形成的评估能力[29]。

另一方面，多普勒超声作用于眼部产生的热效应造成的安全问题也是持续改进的重要方向。早期彩色多普勒超声系统的声学输出超出了美国食品药品监督管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 允许的眼科超声能量限值。近年来，平面波成像技术的引入显著降低了声强，

使其符合 FDA 推荐的眼科安全范围[30]，同时大幅提升了成像速度，可达 20 000 帧/秒。基于平面波的多普勒成像不仅能够高灵敏度显示眼眶血管畸形及慢血流信号，还通过量化眼部血流参数，在子痫前期等系统性疾病的早期评估中展现出潜在临床价值[31]。随着安全性、分辨率和图像采集速度的提高，多普勒超声为复杂眼部血管模式的评估和治疗决策提供了更加可靠的影像学支持。

1.5　三维超声的眼部应用

1.5.1　技术原理及临床应用

3DUS 通过将二维 B 超图像聚合为三维体积，实现眼部结构的立体成像。尽管其在结构评估方面具有潜在优势，但该技术的发展一直处于停滞状态。自 1990 年推出 3DUS 后，仅有一个商业设备 (由加拿大安大略省多伦多市 Ophthalmic Technologies Inc.生产的 3D i-scan) 短暂进入市场，应用于脉络膜黑色素瘤评估及视神经鞘直径测量[32-33]。受限于设备开发和商业化程度，这项技术在常规临床实践中仍基本无法获得。

1.5.2　技术进展

近年来，多项创新研究推动了这项技术应用场景的拓展。在眼前节，Richard 团队开发了基于平移扫描的 3D-UBM 系统，实现了眼前节结构的三维可视化与定量测量[34]。该团队进一步利用 DeepLabV3+模型开发了全自动睫状体分割方法，在 3D-UBM 图像中实现高效分割，编辑速度较手动快 7 倍以上，并通过尸体眼实验验证了其可量化睫状体光凝术后体积、表面积的变化，为治疗监测提供了自动化评估方案[35]。

在眼后节，3DUS 结合自动位置检测，能够实现视网膜的精准定位[36]。通过将现有的超声探针适配到裂隙灯下，使用线性驱动装置实现探头水平位移扫描，开发出新型 3DUS 系统，成功在活体眼球和模拟眼部结构中获取了高分辨率的眼底结构 3D 图像[33]。此外，在一项结合廉价惯性测量单元与定制软件的前瞻性研究中，通过惯性传感器追踪探头空间位置，将二维切面序列自动拼接实现快速 3DUS 重建，显著降低了对操作者经验的依赖，但在 RD、眼内肿物等病变的精准识别与表征方面，仍需通过技术迭代提升诊断准确性[37]。

1.6　超声弹性成像的眼部应用

1.6.1　技术原理及临床应用

超声弹性成像 (ultrasound elastography) 通过量化组织的生物力学特性，为传统超声提供了超越形态学的信息维度，近年来在眼科领域展现出显著潜力。与仅反映解剖结构的灰阶成像不同，弹性成像能够揭示疾病相关的力学异常，为疾病早期识别、机制研究及疗效监测提供新的影像学标志。应变弹性成像通过检查者对组织施加外部应力，并利用超声技术检测组织形变程度，从而反映其硬度或弹性特性，实现对眼内和眼周组织弹性的非侵入性评估。

在眼前节，角膜生物力学特性在维持角膜的形状和视觉功能方面起着重要作用。超声弹性成像已被应用于区分并评估圆锥角膜患者局部区域的生物力学减弱，揭示角膜硬度的改变与病变进展密切相关[38]。相较于光学相干弹性成像受穿透深度的限制，超声弹性成像在空间分辨率和穿透深度之间取得了良好的平衡，对于眼前段深部睫状体的生物力学特性[39]，也是可靠且便捷的评估方法。

而在眼后节，弹性成像拓展了对传统影像难以捕捉的生物力学过程的认识。相关研究量化了眼压升高过程中视盘及其周围巩膜的三维形变特征[40]，有助于提高研究者对青光眼相关视神经损伤力学机制的理解。此外，在轴性近视眼中，发现视网膜-脉络膜-巩膜复合体的弹性降低而球后脂肪弹性升高[41]，提示不同组织在眼轴延长中的力学重塑模式存在差异。在 Graves 眼病患者中，患眼内直肌和外直肌与健康眼相比硬度更高[42]。同样地，在眼肿瘤诊断中，弹性超声应变比也可作为区分眼内肿瘤良恶性的重要辅助检查[43]。

1.6.2　技术进展

尽管应变弹性超声在眼科应用中取得初步进展，但其结果高度依赖操作者施力方式，重复性和定量能力有限。剪切波弹性成像 (shear wave elastography, SWE) 技术作为新一代实时定量弹性成像技术，突破了这些局限：SWE 通过探头发射声辐射力脉冲在组织中产生微米级的形变，从而生成横向传播的“剪切波”。超声系统进一步高速追踪剪切波的传播速度，波速越快，表明组织硬度越高。相较应变弹性超声，SWE 具有可定量、重复性好、操作者依赖性显著降低的优点。

目前，SWE 在眼前节、眼后节及全眼生物力学研究中均已显示出潜在应用价值。在眼前节，SWE 结合泪腺超声已被用于区分原发性干燥综合征患者与健康对照者[44]。然而，不同研究报道的正常泪腺弹性值并不一致，如 Marta Świecka 及 Cerit 等报道的正常泪腺弹性值 (约 6.17 ~ 6.40 kPa) 明显低于 Bădărînză等[45]报道的 9.47 kPa。这种差异可能并非来源于真实的生物学差别，而更可能与方法学因素有关，包括不同超声设备之间的系统差异，以及感兴趣区大小和选取方式的不一致。除泪腺外，基于双元件换能器的高分辨率 SWE 技术已实现对人体角膜弹性的定量测量[46]。在晶状体弹性的研究中，SWE 也被用于评估不同年龄群体的晶状体弹性变化，并为老视相关生物力学改变提供了新的观察手段[47]。不过应当指出，角膜和晶状体均属于小尺寸、层状或具有复杂边界条件的组织，测得的信号可能受组织厚度、曲率及眼压的影响[48]，因此不同研究间仍需谨慎比较。

在眼后节，SWE 同样展现出较强的临床潜力。使用 SWE 定性并定量分析后发现，青光眼患者视盘附近的视神经以及脉络膜-视网膜复合体与健康眼相比硬度显著更高[49]，为疾病早期风险评估提供了潜在生物力学标志物。此外，通过测量视神经硬度，SWE 为非增殖性糖尿病视网膜病变的早期诊断引入了创新的非侵入性方法[50]。在眼内肿瘤领域，葡萄膜黑色素瘤的 SWE 评分与肿瘤内血流阻力指数、最大高度显著正相关，且显著高于邻近脉络膜和眼眶脂肪，表明 SWE 可作为定量生物力学标志物，用于评估肿瘤硬度及其与血流动力学特征的关联[51]。然而，在多发性硬化 (multiple sclerosis, MS) 相关研究中，通过对视神经、视盘及其周围区域进行综合 SWE 评估，未发现 MS 患者与健康对照之间存在显著差异，也未观察到 SWE 参数与临床残疾评分之间的相关性。这一结果与既往认为 SWE 可反映炎症状态并用于早期诊断的研究结论并不一致[52]，提示 SWE 在眼后节应用中的结果稳定性仍存在一定争议。这种差异可能与不同研究所选取的测量靶点不同、SWE 测量本身对操作条件较为敏感有关。因此，尽管 SWE 在眼后节疾病中的应用前景值得关注，但其当前证据仍存在一定异质性，尚需通过标准化测量方法、多中心验证及更严格的研究设计进一步明确其临床价值。

除结果异质性外，SWE 在眼部应用仍面临多方面技术与转化障碍。首先，从重复性角度看，现有研究多为单中心、小样本研究，且系统报告组内相关系数或一致性分析的证据仍然有限；同时操作过程中探头压力、测量靶点选取及眼球微动均可影响结果稳定性，说明 SWE 在眼部尚未完全摆脱操作者依赖性[52]。更为关键的是，安全性与剂量学问题仍是限制 SWE 临床转化的核心因素。眼科超声对机械指数和时间平均强度的限制显著严于其他部位，而 SWE 尤其是基于声辐射力脉冲的实现方式，通常需要较高局部能量以产生可追踪位移。其机械指数虽低于 FDA 规定的诊断安全上限，但高于传统眼科超声特定阈值[47]。虽未观察到短期不良反应，但“短期安全”并不等同于“长期合规”，因此仍需在标准化剂量学框架下开展系统安全性评估。

此外，弹性成像正从单一组织测量向全眼生物力学评估发展，尝试同时分析角膜、晶状体、虹膜、视盘和巩膜的生物力学特性及其随眼压变化的响应[53]。这一方向有望拓展其临床价值，但也对成像分辨率、深度覆盖及建模复杂性提出更高要求。

总体而言，超声弹性成像使眼科超声从“结构可视化”迈向“力学表型量化”，为理解青光眼、角膜扩张性疾病、眼内肿瘤及系统性疾病相关眼部改变提供了新的研究维度。但其在眼部中的应用仍处于早期探索阶段。当前限制其发展的关键在于可测性、可重复性及安全合规性之间的相互制约，以及由测量对象、成像方法和模型差异引起的结果异质性。未来需加强多中心验证与标准化流程，提高检测灵敏度并降低激励能量，并在严格安全规范下评估长期效应，以促进其临床转化。随着上述问题逐步解决，SWE 等定量弹性成像技术有望成为连接眼部生物力学机制与临床决策的重要工具，并在疾病早期诊断、风险分层及疗效监测中发挥更稳定的作用。

2 基于眼部超声图像的智能诊断

传统眼科超声图像的分析与解读高度依赖操作员经验，存在主观性强、重复性差且难以定量的局限[54]。近年来，人工智能 (artificial intelligence, AI) 在眼科超声领域展现出巨大潜力。一方面，

AI 与超声的结合能够减少图像采集、判读和测量中的重复性工作，提升诊疗流程效率；另一方面，基于深度学习的标准化解读有助于推动眼科超声向自动化、定量化和精准化方向发展，甚至可识别人眼和大脑难以直接捕捉的复杂模式。

在眼前节超声分析中，基于深度学习的自动化方法已显示出较高的实用价值。多项研究表明，AI 能够较为准确地识别 UBM 图像中的前房角相关结构，并自动完成关键参数测量。结合神经网络，AI 可对 UBM 图像中的晶状体状态进行分类[55]。基于 UNet++等网络的模型通过对 UBM 图像的全自动分析，可实现角膜、虹膜、睫状体等前房角结构的精准分割，其测量结果与专家手动测量高度一致[56]。这些研究提示，AI 有望提高 UBM 图像判读的一致性与客观性，并为青光眼、晶状体相关疾病及眼前节解剖异常的评估提供更可靠的技术支持。

在眼后节疾病的筛查与识别中，AI 同样取得了积极进展。基于深度卷积神经网络开发的系统，可快速识别 RD、玻璃体脱离和玻璃体积血 (vitreous hemorrhage, VH) 等常见病变[57]。此外，融合 InceptionV3 和 Xception 模型的智能诊断系统通过对 3 402 张眼科超声影像进行训练和分类，成功实现了包括 RD 在内的 5 种眼后段疾病的准确筛查[3]。除病变分类外，AI 在定量指标提取方面也显示出独特优势。基于聚类算法并结合自动图像分析的模型，可自动测量视神经鞘直径，为颅内压评估提供了客观工具[58]。总体来看，AI 正在推动眼科 B 超由传统经验性判断逐步走向客观化和定量化分析。

多模态融合进一步拓展了眼科超声 AI 的应用边界。超声成像虽具有良好的组织穿透能力，但在分辨率和组织细节呈现方面仍存在局限；而 OCT、眼底照相及裂隙灯图像则分别在微观结构、表面形态和临床外观方面具有优势。因此，将超声与其他影像模态结合，可有效弥补单一模态分析的不足。已有研究基于 UBM 与眼前节 OCT 构建预测模型[59]，显著提高了术后拱高预测精度与有晶状体眼人工晶状体植入术尺寸选择的准确性。Dadzie 等[60]学者对比了单模态 (仅超声或仅广角眼底照相) 与多模态模型后发现，融合超声图像与眼底影像的模型在分类准确率上显著优于仅基于超声的模型，能够同时捕捉肿瘤内部回声 (超声特征) 与表面色素沉积 (眼底照相特征)。此外，将 UBM 获取的内部结构信息与裂隙灯照片联合输入模型，有助于判断眼表肿瘤的浸润深度和边界，从而提升良恶性鉴别能力。融合 B 超特征的多模态 AI 模型也进一步提高了对眼内肿物风险预测的准确性和可靠性[61]。未来，若能将不同频率超声图像及其他检查信息进行联合分析，有望实现更完整的全眼球病理评估。

近年来，视觉-语言模型 (vision-language models, VLMs) 的发展使眼科超声 AI 由“识别疾病”进一步迈向“理解图像并生成报告”。近期提出的视觉语言分割模型结合了视觉语言模型与通用分割模型，可自动分析图像并生成报告，在提高诊断准确性的同时减少人工工作量、加快工作流程[62]。传统的眼科超声人工智能模型往往只输出一个简单的概率标签 (如 RD 概率：95%)，这种黑盒效应缺乏临床解释性，且无法满足医生出具详细超声报告的需求。VLMs 的引入实现了从“单一图像分类”向“图像-文本深度交互”的范式转换，使 AI 能够模拟临床医生“看图说话”的过程，自动生成符合临床规范的结构化诊断报告[62]。以对比语言-图像预训练 (contrastive language–image pre-training, CLIP) 为代表的跨模态对比学习方法，为超声视觉特征与医学术语之间的对齐提供了基础。通常，图像首先经视觉编码器 (如 ViT) 提取特征，再输入大型语言模型自动生成对病变的结构化描述性文字和最终提示性诊断。进一步结合 Segment Anything Model 等分割框架，VLMs 还能实现“所见即所言”的图文对应表达：例如在报告中提及“球壁探及半球形实性隆起”时，模型可同步在图像中高亮对应区域，这种图文结合能力极大地提升了 AI 诊断的可解释性和法律合规性[62-63]。这类模型不仅有助于降低文书工作负担，也有望促进基层医疗机构超声报告术语的规范化。

然而，静态二维图像分析并不能完全满足眼科超声的临床需求。眼科超声诊断具有鲜明的动态特征，许多疾病的鉴别依赖病灶在眼球运动过程中的活动度、牵拉感及摆动特征。临床上，静态灰阶图像常面临“异病同影”的问题。例如，陈旧性玻璃体积血形成的机化膜、炎症渗出膜与脱离的视网膜，在灰阶图像上均可表现为条带状中高回声。但在动态观察中，RD 通常表现为运动幅度受限、相对僵硬，而玻璃体后脱离或炎性渗

出膜则更为灵活，后运动明显。既往大量卷积神经网络研究主要依赖眼底彩照、OCT 等静态光学图像的结构形态信息进行学习[64]，对于严重屈光间质混浊患者则往往难以适用。Chen 等[57]利用深度卷积神经网络对 PVD、VH 和 RD 进行自动识别与分类，虽取得了较好效果，但由于缺乏对动态运动特征的提取，仍难以充分捕捉细微结构差异。由此可见，传统静态 2D 大模型在处理复杂玻璃体视网膜疾病时不可避免地存在信息丢失。深度学习若能进一步引入时间维度，实现从空间特征到时空联合特征的跨越，将是眼科超声大模型走向临床实用的重要方向。Ozkut 等[65]基于眼科超声动态视频大型数据集开展研究，结果显示，基于 Transformer 架构的自监督纯视觉模型能够从不同的时空维度区分 RD、正常 PVD 及黄斑状态，初步证明了超声视频时空联合建模在眼科中的可行性。

尽管前景广阔，眼科超声大模型目前仍面临若干关键瓶颈。首先，生成式模型存在医学幻觉风险，可能编造不存在的病灶或给出前后矛盾的描述，因此未来可考虑引入临床知识图谱和检索增强生成等机制，对模型输出进行约束，以保证报告内容忠实于图像本身。其次，现有预训练数据多集中于常见疾病，对于脉络膜骨瘤等少见病的文本表达与识别能力仍相对不足。再次，眼科超声图像异质性强，设备型号、探头频率、成像参数及操作者经验差异都会显著影响图像质量，这使得在高水平中心训练得到的模型在基层便携式设备上的表现可能明显下降。针对这一问题，联邦学习被认为是促进多中心协同建模的重要途径。通过各中心在本地利用自有数据训练模型并仅上传加密参数，可在保护隐私的前提下实现模型共享与优化。但联邦学习及大模型部署对计算和存储资源要求较高，基层场景往往难以支撑全参数模型运行，因此轻量化设计、模型剪枝、量化压缩及边缘部署仍是后续落地的关键。

总体而言，人工智能已显著提升了眼科超声图像分析的自动化和标准化水平，为提高眼内疾病诊断的准确性和效率带来了新的契机。未来的发展重点将主要集中在以下方向：其一，动态分析，即由静态二维图像判读进一步迈向超声视频的时空联合建模，更充分地利用病灶活动度、牵拉模式和动态行为特征；其二，时序预测，即结合患者多次随访的纵向数据，对病变进展、疗效变化及风险转归进行连续评估，从“诊断当前”走向“预测未来”；其三，多模态融合，即将超声与 OCT、眼底彩色多普勒超声、裂隙灯图像及电子病历等信息进行更深层次整合，构建更全面的疾病表征体系。这种跨模态融合将使得构建患者专属的“眼球数字孪生 (digital twin)”成为可能，实现向“全息诊断”的飞跃。随着联邦学习、视觉语言模型、轻量化部署和边缘计算等技术持续发展，眼科超声 AI 有望逐步从受控研究环境走向真实世界临床应用，并最终成为眼科精准诊疗的重要支撑工具。

3 结论

眼科超声技术凭借无创、实时、经济等优势，在眼前后节疾病评估中发挥重要作用。在过去几十年，眼科超声技术在成像分辨率、设备便携性及操作安全性上取得持续且显著的进步，极大地拓展了其临床应用的广度与深度。从 A 超测量 AL 辅助白内障手术，到 B 超快速诊断眼后段疾病；从 UBM 提供眼前节微米级分辨率图像，到多普勒超声量化眼部血流参数，各类技术已在临床形成互补应用体系。三维超声与弹性成像的创新发展，进一步拓展了对眼内结构立体形态及生物力学特性的评估维度。

与此同时，人工智能正推动眼科超声由“图像获取”向“智能分析与决策支持”转型。深度学习提升了自动分割、疾病识别及定量分析能力，多模态融合与视觉-语言模型进一步实现了跨模态理解与结构化报告生成，而时空建模则有望增强对复杂玻璃体视网膜疾病的识别及进展评估能力。

展望未来，眼科超声将在高频化、智能化与便携化协同驱动下，由经验性判读向定量化、标准化及智能化诊疗模式转型。

声明

在本稿件的准备过程中，作者使用了 GPT-4o 进行语言润色，具体涉及全文的表达流畅性优化及学术用语规范性调整。作者对本文内容的真实性、准确性及原创性承担全部责任。

利益冲突　所有作者均声明不存在利益冲突。

开放获取声明

本文适用于知识共享许可协议 (Creative Commons)，允许第三方用户按照署名 (BY)-非商业性使用 (NC)-禁止演绎 (ND)(CC BY-NC-ND) 的方式共享，即允许第三方对本刊发表的文章进行复制、发行、展览、表演、放映、广播或通过信息网络向公众传播，但在这些过程中必须保留作者署名、仅限于非商业性目的、不得进行演绎创作。

参考文献

1. Komma S, Chhablani J, Ali MH, et al. Comparison of peripapillary and subfoveal choroidal thickness in normal versus primary open-angle glaucoma (POAG) subjects using spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) and swept source optical coherence tomography (SS-OCT)[J]. BMJ Open Ophthalmol, 2019, 4(1): e000258. DOI: 10.1136/bmjophth-2018-000258.
2. Bronson NR. Development of a simple B-scan ultrasonoscope[J]. Trans Am Ophthalmol Soc, 1972, 70: 365-408.
3. Li Z, Yang J, Wang X, et al. Establishment and evaluation of intelligent diagnostic model for ophthalmic ultrasound images based on deep learning[J]. Ultrasound Med Biol, 2023, 49(8): 1760-1767. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2023.03.022.
4. Ademola-Popoola DS, Nzeh DA, Saka SE, et al. Comparison of ocular biometry measurements by applanation and immersion A-scan techniques[J]. J Curr Ophthalmol, 2016, 27(3-4): 110-114. DOI: 10.1016/j.joco.2015.12.002.
5. Chen YY, Chu D, Chou P. Enhancing the early differential diagnosis of plateau iris and pupillary block using A-scan ultrasonography[J]. PLoS One, 2015, 10(2): e0118811. DOI: 10.1371/journal.pone.0118811.
6. Saenz R, Cheng H, Prager TC, et al. Use of A-scan ultrasound and optical coherence tomography to differentiate papilledema from pseudopapilledema[J]. Optom Vis Sci, 2017, 94(12): 1081-1089. DOI: 10.1097/OPX.0000000000001148.
7. Singh N, Fonkeu Y, Lorek BH, et al. Diagnostic A-scan of choroidal tumors: comparison of quantified parameters[J]. Ocul Oncol Pathol, 2019, 5(5): 358-368. DOI: 10.1159/000495350.
8. Silverman RH. Principles of ophthalmic ultrasound[J]. Expert Rev Ophthalmol, 2023, 18(6): 379-389. DOI: 10.1080/17469899.2023.2277781.
9. Silverman R. Focused ultrasound in ophthalmology[J]. Clin Ophthalmol, 2016, 10: 1865-1875. DOI: 10.2147/opth.s99535.
10. Humniski N, Ahn JS, Manji R, et al. Globe rupture diagnosed with point-of-care ultrasound[J]. J Emerg Med, 2023, 65(5): e453-e456. DOI: 10.1016/j.jemermed.2023.06.002.
11. Ramos-Dávila EM, Dalvin LA. Clinical implications of ultrasound-based morphology in choroidal melanoma[J]. Ophthalmol Retina, 2025, 9(3): 263-271. DOI: 10.1016/j.oret.2024.09.010.
12. Raval R, Shen J, Lau D, et al. Comparison of three point-of-care ultrasound views and MRI measurements for optic nerve sheath diameter: a prospective validity study[J]. Neurocritical Care, 2020, 33(1): 173-181. DOI: 10.1007/s12028-019-00881-7.
13. Gutierrez-Vazquez J, Perez-Sanchez LI, Satrustegui-Lapetra M, et al. Measurement of the anterior chamber depth and ocular axial length: transpalpebral B-mode ultrasound using an 18-MHz linear probe compared with the IOL Master 500[J]. Med Ultrason, 2021, 23(1): 48. DOI: 10.11152/mu-2676.
14. Siebald F, Grittner U, Otto C, et al. Ultrasound pupillometry for the detection of a relative afferent pupillary defect (RAPD): Systematic evaluation in patients with optic neuritis and comparison with infrared video pupillometry[J]. PLoS One, 2025, 20(1): e0315712. DOI: 10.1371/journal.pone.0315712.
15. Wu B, Yuan X, Chen S. Comperative analysis of accuracy between low-frequency ultrasound biomicroscopy and 14-MHz ultrasonography with tissue harmonic imaging for the evaluation of the posterior lens capsule in traumatic cataracts[J]. BMC Ophthalmol, 2021, 21(1): 375. DOI: 10.1186/s12886-021-02094-z.
16. Luo B, Qi X. Utility of 80-MHz ultrasound biomicroscopy and lacrimal endoscopy in chronic lacrimal canaliculitis[J]. J Ultrasound Med, 2021, 40(11): 2513-2520. DOI: 10.1002/jum.15625.
17. Lauwers N, Janssens K, Mertens M, et al. Anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for measuring thickness of corneal and bulbar conjunctival tumours[J]. Br J Ophthalmol, 2022, 106(6): 760-764. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2018-312337.
18. Wang F, Wang D, Wang L. Classifications of qualitative characteristics on angle configurations *via* ultrasound biomicroscopy in acute primary angle closure[J]. Clin Interv Aging, 2022, 17: 1113-1125. DOI: 10.2147/cia.s367186.
19. Wang C, Ma Y, Zou Q, et al. Ciliary sulcus characteristics in patients with axial myopia using ultrasound biomicroscope[J].

Asia Pac J Ophthalmol, 2025, 14(2): 100162. DOI: 10.1016/j.apjo.2025.100162.

20. Khokhar S, Tiwari K, Rathod A, et al. The use of 35 MHz ultrasonic biomicroscopy (UBM) to assess the biometric parameters of the anterior segment in pediatric cataractous eyes[J]. Indian J Ophthalmol, 2025, 73(5): 713-719. DOI: 10.4103/ijo.ijo_2429_24.
21. Zhao H, Wu K, Zong Y, et al. Quantitative signs on ultrasound biomicroscopy images associated with the status of silicone oil emulsification within the eye[J]. Sci Prog, 2024, 107(3): 00368504241281255. DOI: 10.1177/00368504241281255.
22. Kucukevcilioglu M, Hurmeric V, Ceylan OM. Preoperative detection of posterior capsule tear with ultrasound biomicroscopy in traumatic cataract[J]. J Cataract Refract Surg, 2013, 39(2): 289-291. DOI: 10.1016/j.jcrs.2012.11.017.
23. Shi MY, Han X, Zhang JS, Yan QC. Comparison of 25 MHz and 50 MHz ultrasound biomicroscopy for imaging of the lens and its related diseases[J]. Int J Ophthalmol, 2018, 11(7): 1152-1157. DOI: 10.18240/ijo.2018.07.13.
24. Iveković R, Lovrencić-Huzjan A, Mandić Z, Talan-Hranilović J. Color Doppler flow imaging of ocular tumors[J]. Croat Med J, 2000, 41(1): 72-75.
25. Dimitrova G, Kato S. Color Doppler imaging of retinal diseases[J]. Surv Ophthalmol, 2010, 55(3): 193-214. DOI: 10.1016/j.survophthal.2009.06.010.
26. Lestak J, Fus M, Rybář M, et al. OCTA and Doppler ultrasound in primary open-angle glaucoma and normal-tension glaucoma[J]. Life, 2023, 13(3): 610. DOI: 10.3390/life13030610.
27. Ali MJ, Ponnaganti S, Barla K, et al. Color Doppler imaging features of the lacrimal sac in health and diseased states[J]. Curr Eye Res, 2021, 46(5): 758-761. DOI: 10.1080/02713683.2020.1820527.
28. Bezerra LG, de Avila Morales MS, Ramos MHMC, et al. Color Doppler blood flow analysis in circumscribed choroidal hemangioma[J]. Arquivos Brasileiros de Oftalmol, 2025, 88(4): 1-5. DOI: 10.5935/0004-2749.2024-0167.
29. Walter U, Niendorf T, Graessl A, et al. Ultrahigh field magnetic resonance and colour Doppler real-time fusion imaging of the orbit–a hybrid tool for assessment of choroidal melanoma[J]. Eur Radiol, 2014, 24(5): 1112-1117. DOI: 10.1007/s00330-014-3101-5.
30. Urs R, Ketterling JA, Silverman RH. Ultrafast ultrasound imaging of ocular anatomy and blood flow[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2016, 57(8): 3810. DOI: 10.1167/iovs.16-19538.
31. Silverman RH, Urs R, Wapner RJ, et al. Plane-wave ultrasound Doppler of the eye in preeclampsia[J]. Transl Vis Sci Technol, 2020, 9(10): 14. DOI: 10.1167/tvst.9.10.14.
32. Sutherland AI, Morris DS, Owen CG, et al. Optic nerve sheath diameter, intracranial pressure and acute mountain sickness on Mount Everest: a longitudinal cohort study[J]. Br J Sports Med, 2008, 42(3): 183-188. DOI: 10.1136/bjsm.2007.045286.
33. Thomas JO, To JK, Riazi Esfahani P, et al. 3D ophthalmic ultrasonography at the slit lamp using existing ultrasound systems[J]. PLoS One, 2025, 20(1): e0317885. DOI: 10.1371/journal.pone.0317885.
34. Helms RW, Minhaz AT, Wilson DL, et al. Clinical 3D imaging of the anterior segment with ultrasound biomicroscopy[J]. Transl Vis Sci Technol, 2021, 10(3): 11. DOI: 10.1167/tvst.10.3.11.
35. Minhaz AT, Sevgi DD, Kwak S, et al. Deep learning segmentation, visualization, and automated 3D assessment of ciliary body in 3D ultrasound biomicroscopy images[J]. Trans Vis Sci Tech, 2022, 11(10): 3. DOI: 10.1167/tvst.11.10.3.
36. Lu G, Gong C, Sun Y, et al. Noninvasive imaging-guided ultrasonic neurostimulation with arbitrary 2D patterns and its application for high-quality vision restoration[J]. Nat Commun, 2024, 15: 4481. DOI: 10.1038/s41467-024-48683-6.
37. Theophanous RG, Gordee A, Peethumnongsin E, et al. Accuracy and feasibility of three-dimensional ultrasound testing in eye clinic and emergency department patients with vision complaints[J]. J Emerg Med, 2024, 66(2): 197-210. DOI: 10.1016/j.jemermed.2023.10.032.
38. Kwok S, Pan X, Pan M, et al. Regional biomechanical weakening in keratoconus corneas detected by *in vivo* high-frequency ultrasound elastography[J]. Trans Vis Sci Tech, 2025, 14(3): 22. DOI: 10.1167/tvst.14.3.22.
39. Zhang J, Murgoitio-Esandi J, Qian X, et al. High-frequency ultrasound elastography to assess the nonlinear elastic properties of the cornea and ciliary body[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2022, 69(9): 2621-2629. DOI: 10.1109/TUFFC.2022.3190400.
40. Kwok S, Ma Y, Pan X, et al. Three-dimensional ultrasound elastography detects age-related increase in anterior peripapillary sclera and optic nerve head compression during IOP elevation[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2023, 64(7): 16. DOI: 10.1167/iovs.64.7.16.
41. Pekel G, Ağladioğlu K, Acer S, et al. Evaluation of ocular elasticity in high myopia[J]. Optom Vis Sci, 2015, 92(5): 573-578. DOI: 10.

1097/opx.0000000000000588.

42. Yuksel N, Unal O, Mutlu M, et al. Real-time ultrasound elastographic evaluation of extraocular muscle involvement in Graves' ophthalmopathy[J]. Orbit, 2020, 39(3): 160-164. DOI: 10.1080/01676830.2019.1639770.
43. Chen W, Yang W, Li D, et al. Value of the strain ratio in the differential diagnosis of intraocular tumors by elastosonography: a retrospective case-control study[J]. Indian J Ophthalmol, 2023, 71(3): 983-988. DOI: 10.4103/ijo.ijo_1397_22.
44. Zhong W, Zhang H, Ran H. The value of lacrimal gland ultrasonography and shear wave elastography in the evaluation of primary sjögren's syndrome: a cross-sectional study[J]. J Clin Ultrasound, 2025, 53(4): 685-694. DOI: 10.1002/jcu.23926.
45. Świecka M, Paluch Ł, Pietruski P, et al. Applicability of shear wave elastography for lacrimal gland evaluation in primary Sjögren's syndrome[J]. Pol Arch Intern Med, 2023. DOI: 10.20452/pamw.16397.
46. Chen PY, Shih CC, Lin WC, et al. High-resolution shear wave imaging of the human cornea using a dual-element transducer[J]. Sensors, 2018, 18(12): 4244. DOI: 10.3390/s18124244.
47. Qader AH, Bahari NB, Rahim EBA, et al. Evaluation of age-related changes in human lens stiffness through a novel non-invasive method using shear wave ultrasound elastography[J]. Curr Eye Res, 2025, 50(11): 1112-1122. DOI: 10.1080/02713683.2025.2535738.
48. Nguyen TM, Aubry JF, Fink M, et al. *In vivo* evidence of porcine cornea anisotropy using supersonic shear wave imaging[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2014, 55(11): 7545. DOI: 10.1167/iovs.14-15127.
49. Guazzaroni M, Ferrari D, Lamacchia F, et al. Biomechanical properties of optic nerve and retrobulbar structures with 2D and 3D shear wave elastography in patients affected by glaucoma[J]. Clin Imaging, 2020, 61: 106-114. DOI: 10.1016/j.clinimag.2020.01.015.
50. Zhang Y, Zhou Y, Chen T, et al. Ultrasound super-resolution imaging and shear wave elastography for the non-invasive diagnosis of non-proliferative diabetic retinopathy: a pilot study[J]. Quant Imaging Med Surg, 2025, 15(5): 4059-4070. DOI: 10.21037/qims-24-1442.
51. Douglas KA, Drakonaki EE, Douglas VP, et al. Shear-wave elastographic imaging in choroidal melanomas: clinical and hemodynamic correlations[J]. Jpn J Ophthalmol, 2024, 68(5): 523-530. DOI: 10.1007/s10384-024-01086-y.
52. Sahin Ediz S, Atalay B, Aydin Canturk I, et al. Assessment of the optic nerve, optic disc, and perineural area using shear-wave elastography in patients with multiple sclerosis[J]. Int J Clin Pract, 2021, 75(11): e14736. DOI: 10.1111/ijcp.14736.
53. Li R, Qian X, Gong C, et al. Simultaneous assessment of the whole eye biomechanics using ultrasonic elastography[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2023, 70(4): 1310-1317. DOI: 10.1109/TBME.2022.3215498.
54. Alison Noble J. Reflections on ultrasound image analysis[J]. Med Image Anal, 2016, 33: 33-37. DOI: 10.1016/j.media.2016.06.015.
55. Le C, Baroni M, Vinnett A, et al. Deep learning model for accurate automatic determination of phakic status in pediatric and adult ultrasound biomicroscopy images[J]. Trans Vis Sci Tech, 2020, 9(2): 63. DOI: 10.1167/tvst.9.2.63.
56. Li F, Zhang X, Yang K, et al. Deep learning-based anterior segment identification and parameter assessment of primary angle closure disease in ultrasound biomicroscopy images[J]. BMJ Open Ophthalmol, 2025, 10(1): e001600. DOI: 10.1136/bmjophth-2023-001600.
57. Chen D, Yu Y, Zhou Y, et al. A deep learning model for screening multiple abnormal findings in ophthalmic ultrasonography (with video)[J]. Trans Vis Sci Tech, 2021, 10(4): 22. DOI: 10.1167/tvst.10.4.22.
58. Rajajee V, Soroushmehr R, Williamson CA, et al. Novel algorithm for automated optic nerve sheath diameter measurement using a clustering approach[J]. Mil Med, 2021, 186(Supplement_1): 496-501. DOI: 10.1093/milmed/usaa231.
59. Wan Q, Gong R, Wei R, et al. Multimodal deep learning for predicting postoperative vault and selecting implantable collamer lens sizes using AS-OCT and ultrasound biomicroscopy images[J]. J Cataract Refract Surg, 2025, 51(12): 1097-1106. DOI: 10.1097/j.jcrs.0000000000001747.
60. Dadzie AK, Iddir SP, Abtahi M, et al. Attention-based multimodal deep learning for uveal melanoma classification using ultra-widefield fundus images and ocular ultrasound[J]. Ophthalmol Sci, 2026, 6(2): 100985. DOI: 10.1016/j.xops.2025.100985.
61. Tailor PD, Kopinski PK, D'Souza HS, et al. Predicting choroidal nevus transformation to melanoma using machine learning[J]. Ophthalmol Sci, 2025, 5(1): 100584. DOI: 10.1016/j.xops.2024.100584.
62. Jin K, Sun Q, Kang D, et al. Grounded report generation for enhancing ophthalmic ultrasound interpretation using Vision-Language Segmentation models[J]. npj Digit Med, 2026, 9: 99.

DOI: 10.1038/s41746-025-02300-y.

63. Ryu JS, Kang H, Chu Y, et al. Vision-language foundation models for medical imaging: a review of current practices and innovations[J]. Biomed Eng Lett, 2025, 15(5): 809-830. DOI: 10.1007/s13534-025-00484-6.

64. Alam M, Zhao E, Lam C, et al. Segmentation-assisted fully convolutional neural network enhances deep learning performance to identify proliferative diabetic retinopathy[J]. J Clin Med, 2023, 12(1): 385. DOI: 10.3390/jcm12010385.

65. Ozkut Y, Navard P, Adhikari S, et al. ERDES: A benchmark video dataset for retinal detachment and macular status classification in ocular ultrasound[J]. Sci Data, 2026. DOI: 10.1038/s41597-026-07453-3.

(责任编委: 肖辉; 编辑: 殷秋霞)