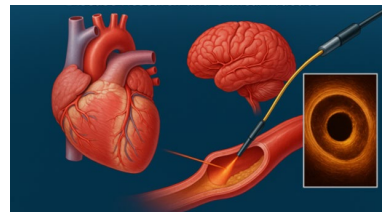


光学相干层析成像在心脑血管智能诊疗方面的研究进展

万欣瑶¹, 胡名扬¹, 王杨云逗^{1*}, 李 轩^{1,2}, 郭成飞^{1,2*}

¹西安电子科技大学杭州研究院, 浙江 杭州 311200;

²西安电子科技大学光电工程学院, 陕西 西安 710071



摘要: 随着心脑血管疾病发病率持续上升, 亟须高效、无创且高分辨率的影像技术支持其早期诊断与精准干预。光学相干层析成像 (Optical coherence tomography, OCT) 作为一种非侵入、高分辨率的成像技术, 近年来在心脑血管疾病临床中的应用不断拓展。本文系统综述了 OCT 技术及其探头的发展, 深入分析其在脑动脉瘤识别、动脉粥样斑块评估及支架术前规划与术后监测等方面的研究进展, 并总结了 OCT 与人工智能相结合的关键模式与发展趋势。最后, 对 OCT 在未来心脑血管疾病诊疗中的应用前景进行了展望。

关键词: 光学相干层析成像; 心脑血管成像; 生物医学成像; 光纤内窥成像

The English title and abstract appear at the end of the paper.

DOI: [10.12086/oe.2026.250268](https://doi.org/10.12086/oe.2026.250268) | CSTR: [32245.14.oe.2026.250268](https://cstr.cn/32245.14.oe.2026.250268) | 中图分类号: R445.9 | 文献标识码: A

万欣瑶, 胡名扬, 王杨云逗, 等. 光学相干层析成像在心脑血管智能诊疗方面的研究进展 [J]. 光电工程, 2026, **53**(4): 250268

Wan X Y, Hu M Y, Wang Y Y D, et al. Advances in optical coherence tomography for intelligent diagnosis and treatment of cardiovascular and cerebrovascular diseases[J]. *Opto-Electron Eng*, 2026, **53**(4): 250268

1 引言

心脑血管疾病 (Cardiovascular disease, CVD) 是指同时或分时累及心脏、全身动脉及脑部血管的一类疾病总称, 主要包括冠状动脉疾病、脑卒中等, 现已成为全球范围内主要致死病因之一^[1-2]。根据 World Heart Federation 提供的数据可知, 每年因心血管疾病死亡的人数约 1860 万人, 占全球死亡总数的 33%, 其中超过 75% 的心血管疾病死亡发生在低收入和中等收入国家^[3]。全球疾病负担研究 (Global burden of disease, GBD) 在 2021 年发布的数据, 全世界有 725 万人因卒中死亡, 其中 359 万人因缺血性脑卒中死亡, 331 万人因脑内出血死亡, 35 万人因蛛网膜下腔出血死亡^[4]。冠状动脉疾病

(Coronary artery disease, CAD) 是指冠状动脉内因动脉粥样硬化斑块沉积而引起的管腔狭窄或阻塞, 导致心肌血流减少, 从而引发心肌缺血或梗死的临床病理状态。脑卒中是由脑血管急性闭塞或破裂, 导致脑组织局部缺血、缺氧或出血, 从而出现快速发作的神经功能缺损综合征。经皮冠状动脉介入治疗 (Percutaneous coronary intervention, PCI) 作为一种以心导管技术为依托的微创介入手段, 通过球囊扩张、支架置入等方式打开狭窄或闭塞的冠状动脉, 以恢复心肌血流灌注, 现已成为冠心病治疗的首选策略。根据 CCIF2024 年发布的数据可知, 2023 年的 PCI 总病例数高达 163.6 万例, 病例数增长率为 26.44%^[5]。直接 PCI 数量、药物涂层球囊的应用以及非 ST 段抬高型急性冠脉综合征的危险分层等质控指标均

收稿日期: 2025-09-08; 修回日期: 2025-11-27; 录用日期: 2025-11-28; 网络出版日期: 2026-04-25

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (62305258, 62575228); 浙江省重点研发计划项目 (2025C01197 (SD2)); 西电杭州研究院概念验证基金 (GNYZ2024SJ007)

*通信作者: 王杨云逗, wangyangyundou@xidian.edu.cn; 郭成飞, guochengfei@xidian.edu.cn

版权所有©2026 中国科学院光电技术研究所

呈良好发展趋势, 反映出我国冠心病介入治疗水平持续提升。神经介入治疗 (Neurointerventional, NIT) 是一种在医学影像学技术, 尤其是数字减影血管造影等实时影像引导下, 采用经皮穿刺股动脉、桡动脉或颈动脉等途径, 借助导丝、导管及专用介入器械进入颅内外血管系统, 对脑部及颈部血管病变进行靶向诊断与微创治疗的综合技术手段。依据 Research Nester 发布的报告, 2025 年全球神经介入设备市场规模达到 33.8 亿美元, 预计到 2035 年将达到 53.7 亿美元, 在预测时间段 (2026–2035 年) 期间复合年增长率为 4.9%^[6]。光学相干层析成像 (Optical coherence tomography, OCT) 技术作为介入治疗的有效手段, 在心脑血管诊疗中的应用正在逐步深化。如表 1 所示, 与其他成像技术相比, OCT 具有成像速度更快、分辨率更高、无辐射且不受金属干扰的优势。在冠状动脉粥样硬化病变中, OCT 能够精确识别斑块的组成 (如脂质核心、纤维帽厚度、钙化程度), 尤其在薄纤维帽易损斑块的检测方面^[7]。在神经介入治疗中, OCT 可用于评估颅内外动脉粥样硬化病变的斑块成分、分布及稳定性, 有助于区分稳定斑块与易损斑块, 从而指导介入策略选择和风险评估。本文主要对 OCT 的分类, 光纤内窥 OCT 探头设计及其在心脑血管诊疗方面的应用进行了综述, 并对人工智能在心脑血管 OCT 中的应用以及未来发展做出了概括和展望。

2 OCT 技术

OCT 是一种基于低相干干涉原理的高分辨率光学成像技术。该技术通常采用带宽较大的红外波段光源 (如超辐射发光二极管 (SLD)), 将光源发出的光在光纤耦合器 (FC) 分为两束: 一束进入参考臂, 经准直透镜 (CL) 准直为平行光后由反射镜 (mirror) 反射; 另一束进入样品臂, 由物镜聚焦到组织样品上并产生散射信号。返回的两束光耦合形成的干涉信号经探测器转换为电信号, 并通过计算机处理解析出光散射信息, 最终获得目标组织的断层图像。对于心脑血管腔内成像, 常采用中心波长约 1310 nm 的光源, 该波段在血液和组织中的散射较低, 可实现对较厚血管壁的有效穿透与层析成像。根据信号检测和处理方式的不同, OCT 技术可分为时域 OCT (time-domain optical coherence tomography, TD-OCT) 和频域 OCT (Fourier-domain optical coherence tomography, FD-OCT), FD-OCT 又可以细分为谱域 OCT (spectral-domain optical coherence tomography, SD-OCT) 和扫频 OCT (swept-source optical coherence tomography, SS-OCT)。

2.1 时域 OCT

TD-OCT 是 OCT 技术的最早实现形式, 于 1991 年由 Fujimoto 团队^[19]提出并应用于临床。如图 1(a) 所示,

表 1 HR-MRI、CTA、DSA、IVUS、OCT 优缺点分析以及临床性能对比
Table 1 Analysis of the advantages and disadvantages of HR-MRI, CTA, DSA, IVUS, OCT and comparison of their clinical performance

检查方法	优点	缺点	临床性能对比
血管超声	非侵入性, 可评估血管壁和斑块特征	操作者间一致性低, 信噪比差	斑块表面溃疡: 敏感性范围为 33%~75%, 特异性为 33%~92% ^[8]
HR-MRI	非侵入性, 高分辨率, 可评估斑块形态学特征	成像时间长, 幽闭恐惧症患者和携带金属装置者不适用	未破裂脑动脉瘤识别: 敏感性为 66.7%~70.5%, 特异性为 58.7%~68.3%, 准确率为 63.8%~69.5% ^[9]
CTA	非侵入性, 可评估血管壁和斑块特征	区分斑块成分能力有限, 存在辐射	脑动脉瘤筛查: 敏感性约 85%~98%, 特异性通常超过 90% ^[10]
DSA	介入治疗中常用, 提供实时影像	仅显示二维投影, 可能低估病变程度, 无法清晰显示斑块形态和支架效果	脑动脉瘤检测: 敏感性为 74% ^[11]
IVUS	穿透性强, 可显示血管断面形态和血流	分辨率有限	钙化检测/支架扩展后评估方面: 对致密钙化检测敏感性约 89%, 特异性约 97% ^[12] ; 最小管腔面积: IVUS 敏感性为 74.7%, 特异性为 66.5%
NIRS	微创性强、实时影像导航、适应症广泛	对技术依赖高、高费用、存在并发症风险	冠状动脉黄斑斑块方面: 敏感性约 79.3%、特异性约 69.7% ^[13]
OCT	成像快, 分辨率高 (10~20 μm), 无辐射, 不受金属干扰, 可全面评估斑块性质	需侵入性操作	最小管腔面积: 敏感性为 73.2%; 特异性为 76.3% ^[14] ; 钙化斑块: 敏感性 96%~100%、特异性 96%~100% ^[15-16] ; 冠状支架术后评估: 敏感性和特异性在很多情况下可达 90% 以上, 甚至在特定评估中接近 100% ^[17-18]

注: “血管超声”特指体外多普勒超声检查, 主要用于无创筛查和评估大血管的血流动力学; IVUS 则是通过导管送入血管内部进行的高频超声成像, 属于腔内影像学技术, 其分辨率和穿透深度远超体外超声。缩写说明: HR-MRI: high-resolution magnetic resonance imaging (高分辨率磁共振成像); CTA: computed tomography angiography (计算机断层扫描血管成像); DSA: digital subtraction angiography (数字减影血管造影); IVUS: intravascular ultrasound (血管内超声); NIRS: near-infrared spectroscopy (近红外光谱)

TD-OCT 通过调节参考臂中的光学延迟线, 驱动反射镜运动以改变参考光程, 从而逐点获取样品不同深度的信息。该系统通常采用具有高斯光谱分布的宽带低相干光源 (如超辐射发光二极管), 相应的干涉信号可表示为^[20]

$$I(\Delta l) \propto \exp\left(-\frac{2\sigma_w^2 \Delta l^2}{c^2}\right) \cos \frac{2\omega_0 \Delta l}{c}, \quad (1)$$

式中: Δl 为参考臂与样品臂之间的光程差, 常用单位为 mm 或 μm ; σ_w 为高斯光源角频率的标准差, 单位为 rad/s ; c 为光速, 单位为 m/s ; ω_0 为高斯光源的中心角频率, 单位为 rad/s 。

2.2 频域 OCT

FD-OCT 通过对干涉信号进行简单的傅里叶变换即可同时恢复多个深度信号, 摒弃了传统 TD-OCT 中参考臂机械扫描的需求, 显著提升了成像速度与灵敏度^[21]。2002 年, Wojtkowski 等^[22]首次将 FD-OCT 技术应用于活体人眼视网膜成像, 实现了高速、高分辨率的断层成像, 为其在临床医学中的广泛应用奠定了基础。FD-OCT 的干涉信号可表示为^[20]

$$I(K) \propto S(K) r_R \int r_s(z) \cos[2k(n_s l_s - l_s)] dl_s, \quad (2)$$

式中: k 为波数, 单位为 rad/m ; $S(K)$ 为光源功率谱密度, 单位为 Wm ; r_R 为参考臂; $r_s(z)$ 为样品不同深度下的反射率; $(n_s l_s - l_s)$ 为样品臂与参考臂的光程差, 单位为 m 。式 (2) 函数的振幅和频率均与样品深度 l_s 相关。因此, 通过对不同深度下获取的干涉光谱信号进行傅里叶逆变换, 可以直接重建组织的深度结构信息, 实现高分辨率的层析成像。基于上述原理, 评估 OCT 系统的关键性能参数包括纵向分辨率、横向分辨率、成像深度、成像速度和灵敏度。表 2 总结了当前主流 FD-OCT 系统的主要性能参数及其影响因素。

FD-OCT 根据光谱信息获取方式的不同, 可被划分为 SD-OCT^[23-24] 和 SS-OCT^[25-26], 相应的基本结构图如图 1(b) 和图 1(c) 所示。SD-OCT 技术在 2000 年初期获得了重要突破, 并迅速应用于眼科领域, 成功实现了对虹膜、晶状体、黄斑和视神经盘的体内成像。之后, 多个研究团队独立地从理论和实验上验证了 SD-OCT 相较于传统的 TD-OCT 在灵敏度 (比 TD-OCT 高 20 dB~30 dB)^[27] 和成像速度^[28] 上的优势。随着 CCD 相机技术的成熟, SD-OCT 逐渐实现商业化, 多个制造商相继推出相关设备。此后, SD-OCT 凭借其高灵敏度和高成像速度的优势, 逐渐在生物医学成像领域崭露头角, 并广

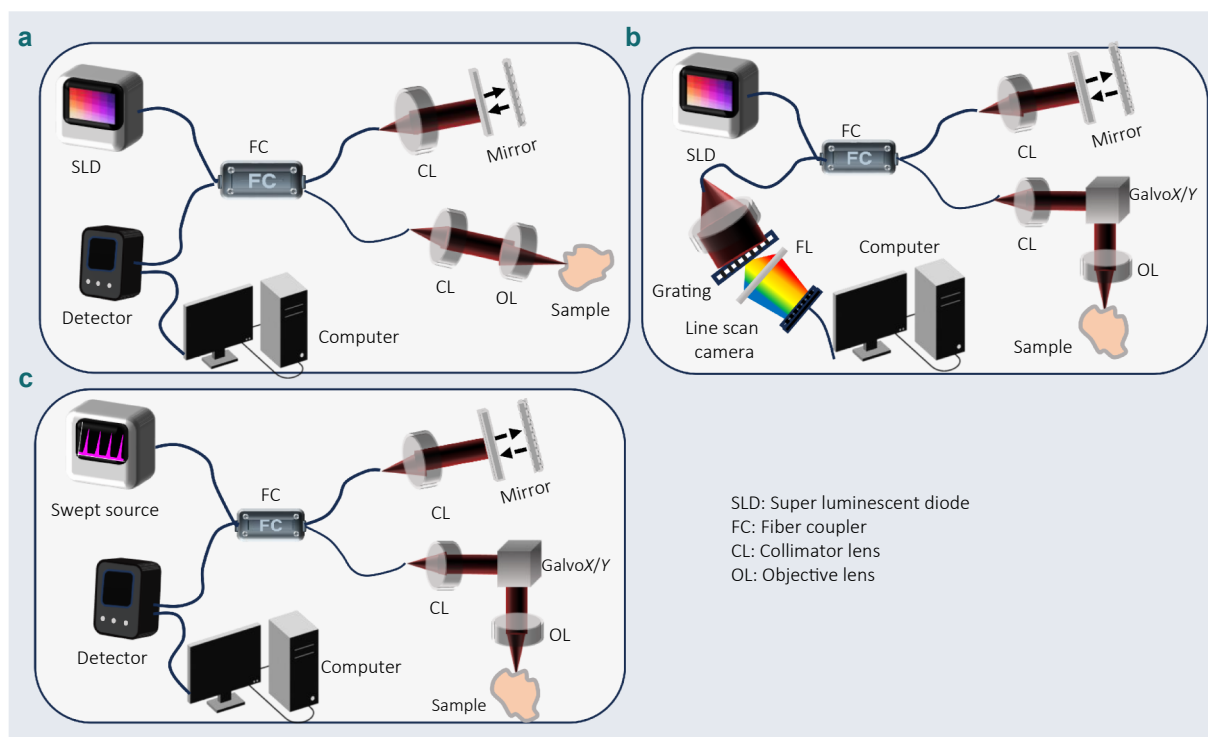


图 1 光纤 OCT 结构图^[20,29]。(a) TD-OCT; (b) SD-OCT; (c) SS-OCT

Fig. 1 Schematic of fiber-optic OCT^[20,29]. (a) TD-OCT; (b) SD-OCT; (c) SS-OCT

表 2 FD-OCT 系统的关键性能参数及影响因素
Table 2 Key performance parameters and influencing factors of FD-OCT systems

性能参数	主要影响因素	相关公式	分析
纵向分辨率	光源的光谱形状、中心波长 λ_0 和带宽 $\Delta\lambda$; 光谱重采样精度; 系统色散	$\delta_z \approx 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$	纵向分辨率越高, OCT在深度方向上成像越清晰、层次区分越精细, 但硬件成本与系统复杂性显著增加; 通常可达到10 μm
横向分辨率	探头扫描精度; 样品臂透镜的数值孔径NA	$\delta_x \approx 0.4 \frac{\lambda_0}{NA}$	横向分辨率越高, 系统对微小病变边界与形态识别能力越强, 但导致景深急剧变浅; 范围一般为15~20 μm
穿透深度	扫描光源的中心波长	—	穿透深度越高, 可提供更完整的组织分层和全壁评估, 但会牺牲部分纵向分辨率
成像深度	光源瞬时线宽与数据采集卡的采样率 (SS-OCT); 平衡探测器带宽; 线阵探测器/CCD像素值 (SD-OCT)	$Z_{\max} = \frac{\lambda_0^2}{4n\delta\lambda}$	成像深度越高, 越能提供宽广、无混叠的结构信息, 但SS-OCT会牺牲速度; 范围一般为1~2 mm
成像速度	光源的扫描速度 (SS-OCT); 线阵探测器读出速度 (SD-OCT)	—	成像速度越高, OCT在实时性、抗伪影和三维体积成像方面的优势越显著, 但代价是灵敏度下降; 探头的拉取速度一般为20~40 mm/s
灵敏度	扫描光源的扫描速度; 光源功率; 平衡探测器和系统噪声	$S \propto \frac{P_{\text{ref}}}{NEP} \cdot \frac{1}{\Delta f_{\text{eff}}}$	灵敏度越高, OCT越能捕捉深层组织结构的微弱反射信号, 但要平衡成像速度和光功率; 常见范围为90 dB~105 dB

注: 1)最大成像深度 $Z_{\max}$ 公式是针对SD-OCT系统而言的; 2) δ_z : 纵向分辨率; λ_0 : 中心波长; $\Delta\lambda$: 带宽; NA: 数值孔径; $Z_{\max}$: 最大成像深度; n : 介质折射率; $\delta\lambda$: 光谱分辨率; S : 灵敏度; P_{ref} : 参考臂的光功率; NEP : 噪声等效带宽; Δf_{eff} : 有效噪声带宽。

泛应用于眼科、皮肤科、心脑血管疾病等领域。

SS-OCT 是最新一代的 OCT 成像技术, 它兼具 TD-OCT 的单点检测和 SD-OCT 的快速成像的优点, 可以提供更长更深的探测深度和超高的图像采集速度。早期 SS-OCT 因扫频激光器调谐速度有限, 限制了 A-scan 扫描速度, 难以实现快速成像。直到 2005 年后, 随着基于光栅旋转多边镜过滤器^[30]、傅里叶域锁模 (Fourier domain mode-locked laser, FDML)^[31]、垂直腔面发射激光 (vertical-cavity surface-emitting laser, VCSEL)^[32] 等多种扫描技术的发展, SS-OCT 的扫描速度逐渐提升至几百 kHz, 甚至几十 MHz^[33-34], 具有比 SD-OCT 更快的扫描速度、更好的灵敏度滚降表现以及更大的轴向成像范围^[35]。2020 年, ZEISS 公司推出了具有变革意义的 SS-OCT 系统——PLEX® Elite 9000, 该设备实现了高达 200 kHz 的扫描速率, 能够更深入、更广泛、更详细地观察从玻璃体到眼后段的巩膜。随着光源和探测器技术的不断进步, SS-OCT 在成像速度和信号灵敏度方面均得到了显著提升, 特别适用于高动态范围血流成像和深部组织结构的高分辨率成像。

2.3 商用 OCT 的发展现状

商用 OCT 系统已广泛应用于眼科与心血管介入诊疗领域, 成为临床影像的重要技术支撑。近年来, 商用 OCT 的发展呈现出技术高度集中、性能持续提升、多模态融合加速以及智能化应用不断深化等趋势。在心血管领域, 国际主要 OCT 设备制造商包括美国的雅培 (Abbott)、Avinger 公司、Gentuity 公司、SpectraWAVE

公司以及日本的 Terumo (泰尔茂) 公司; 国内则有全景恒升医疗科技、恒宇、阿格斯医疗 (苏州) 以及微光医疗等公司研发 OCT 技术, 共同推动了该技术在心血管成像中的产业化与临床转化进程。

Abbott 公司在 2017 年继承 St.Jude Medical 公司的 ILUMIEN/OPTIS 系列之后, 其 OCT 系统进入以平台化与智能化为核心的快速发展阶段。2019 年, Abbott 公司推出的 OPTIS™ Next 系列是 OCT 技术的核心升级。在 ILUMIEN/OPTIS 平台基础上, 该系统实现了硬件全面提升: 可在不到 3 s 内完成全冠状动脉段拉回; 兼容 2019 年推出的 Dragonfly OpStar™导管; 系统提供固定式 (integrated next) 和便携式 (mobile next) 两种部署模式, 适应不同导管室环境; 平台可与 PACS/DICOM 集成, 实现 OCT 与血管造影图像的多模态配准。软件方面, OPTIS™ Next 高速稳定的 OCT 成像硬件与该公司推出的 Ultreon™ 2.0 智能化 AI 分析软件相结合, 大幅提升现有 OPTIS™系统的临床表现和工作效率, 将 OCT 技术从强化的高分辨率形态学工具升级为配备 AI 辅助决策能力的智能影像指导系统。

Terumo 公司在冠脉腔内影像领域的前沿探索集中于多模态融合技术, 其代表性产品是近期 (2025 年 7 月) 获得监管许可的 OPUSWAVETM 双传感器成像系统和 DualViewTM 导管。该系统由带显示器、键盘、鼠标的轮式控制台、图形化软件界面及由 MDU 盖保护的电机驱动单元 (MDU) 组成。MDU 连接到 DualViewTM 导管, 可在不移除导管的情况下同步或异步实现 OCT 与 IVUS 成像, 同时支持图像数据导出并与导管室成像

技术(血管、心电图)集成。Avinger 公司的 OCT 系统专用于外周动脉疾病的介入治疗指导,其 2022 年推出的 Lightbox 3 驱动的血管造影平台将 OCT 直接内置于治疗器械中,实现了实时“所见即所治”的无辐射介入指导,代表了治疗与影像深度融合的独特路径。Gentuity 公司推出的 Gentuity HF-OCT 成像系统凭借突破性的 Vis-Rx 微型成像导管,实现了全球最小导管设计(1.8 F,适用于直径 1.3~6.0 mm 的血管),可在无需预扩张的情况下安全显影狭窄病变。2024 年, SpectraWAVE 公司推出的 HyperVue™成像系统融合了新一代 DeepOCT™技术与近红外光谱成像(NIRS),实现了导管的低或无造影剂拉回操作,并能在 1 s 内完成 100 mm 的高速扫描,使 OCT 成像流程进一步提速并增强了临床操作的安全性与效率。

2022 年,全景恒升医疗科技有限公司自主研发的 IVUS-OCT 同步成像系统通过高集成化设计与国产化核心部件,实现了 2.0 F 微导管、OCT 和 IVUS 的同步触发与 AI 融合重建。与 2018 年 Conavi Medical Inc 公司发布的 NOVASIGHT™ Hybrid System (IVUS-OCT 同步采集系统)相比,恒升公司在技术创新与国产化方面实现了显著突破:不仅有效降低系统成本,还结合 AI 图像重建算法提升了设备的操作便捷性,为国内 IVUS-OCT 多模态腔内成像的推广提供了重要支撑。次年,阿格斯公司推出 ArgusClarity® OCT 成像系统,以约 10 μm 高分辨率提供国际先进水平的腔内影像诊断,支持术前规划、支架植入后病变评估及冠状动脉病变精确呈现,帮助术者制定个体化治疗方案。2020 年,微光医疗推出 P60 OCT 系统及配套 LumenCross 导管,通过核心光电部件和控制系统的自主研发与国产化,并集成 OCTAngio 实时配准、病变自动识别与分析等智能功能,显著降低成本并提升临床效率。2025 年,该公司与东壁科技数据联合研发国内首款心血管 AI-OCT 大模型——麟光 AI-OCT 大模型,标志着人工智能与腔内影像技术的深度融合取得突破性进展。

目前,国际 OCT 产业由 Abbott、Terumo 等巨头主导,其产品在扫描速率(>180 kHz,部分高端系统已突破 250 kHz)、轴向分辨率(10~15 μm)及系统稳定性等方面均设定了行业标准,凭借丰富的临床经验和完善的 AI 分析功能(如自动腔体分割、钙化识别),在全球市场占据领先地位。然而,国外产业设备的制造成本和消费附加费用仍偏高,混合成像(如 IVUS-OCT)的产品化建立在市场成熟度保持稳定的基础上。相比之下,国内企

业(如全景恒升、微光医疗)虽起步较晚、市场份额有限,但正通过差异化创新策略加速技术突破,积极布局 IVUS-OCT 多模态融合成像与 AI 智能分析等前沿方向。依托国产化核心部件与系统集成优化,这些企业正逐步形成成本与供应链优势,推动 OCT 技术在国内的临床普及与自主化发展。当前,其主要挑战在于国际化进程受限于贸易壁垒、临床试验验证以及监管标准差异与认证等市场准入障碍。

3 光纤内窥 OCT 成像探头

OCT 探头是光学相干断层扫描系统中的核心组件之一,其作用是将光源发出的光传输到待测样品,并收集样品反射或散射的光信号,通常由光纤、透镜、扫描装置和其他光学元件组成。探头的设计和性能直接影响 OCT 系统的成像质量、分辨率和适用场景。根据成像视角的不同,OCT 探头可分为图 2(a)所示前视型和图 2(b)所示侧视型,前者适用于活检、复杂解剖导航等情况^[36-37],后者则通过环形扫描提供 360°心脑血管腔壁成像,适合评估支架贴壁、内膜增生及斑块形态等管腔结构完整区域的细微结构变化^[38]。根据扫描装置在探头中安装位置的不同,OCT 探头可分为近端扫描型(图 2(c))和远端扫描型(图 2(d))。近端扫描探头设计简洁、结构紧凑,适用于多种腔道器官的成像;而远端扫描探头则具备更高的光束扫描速度,能够有效避免旋转光纤在弯曲或受力过程中产生的折射率变化,从而最大限度地减少 OCT 信号的失真^[39]。

3.1 侧视型 OCT 探头

最早的侧视型 OCT 探头采用在光纤末端集成微型棱镜或镜面,将出射光束偏转 90°^[40],实现对管腔侧壁的成像。这类探头扫描方式主要分为两类:一类是近端扫描,通过使用电机驱动光纤实现环形旋转^[39, 41-42];另一类是远端扫描,将偏转元件(如微镜、棱镜)安装在探头远端微型电机上旋转,光纤和透镜组件保持静止^[43-44]。随着微机电系统(micro-electro-mechanical systems, MEMS)技术的发展,研究人员将 MEMS 扫描镜集成到探头中,实现了探头的小型化和高精度扫描。MEMS 扫描镜在侧视型 OCT 探头中的应用持续发展,逐步经历了从镜面倾斜设计^[45]、双轴驱动控制^[46]、高速扫频集成^[47]到便携一体化^[48]等多个阶段。每一阶段的技术演进均带来了关

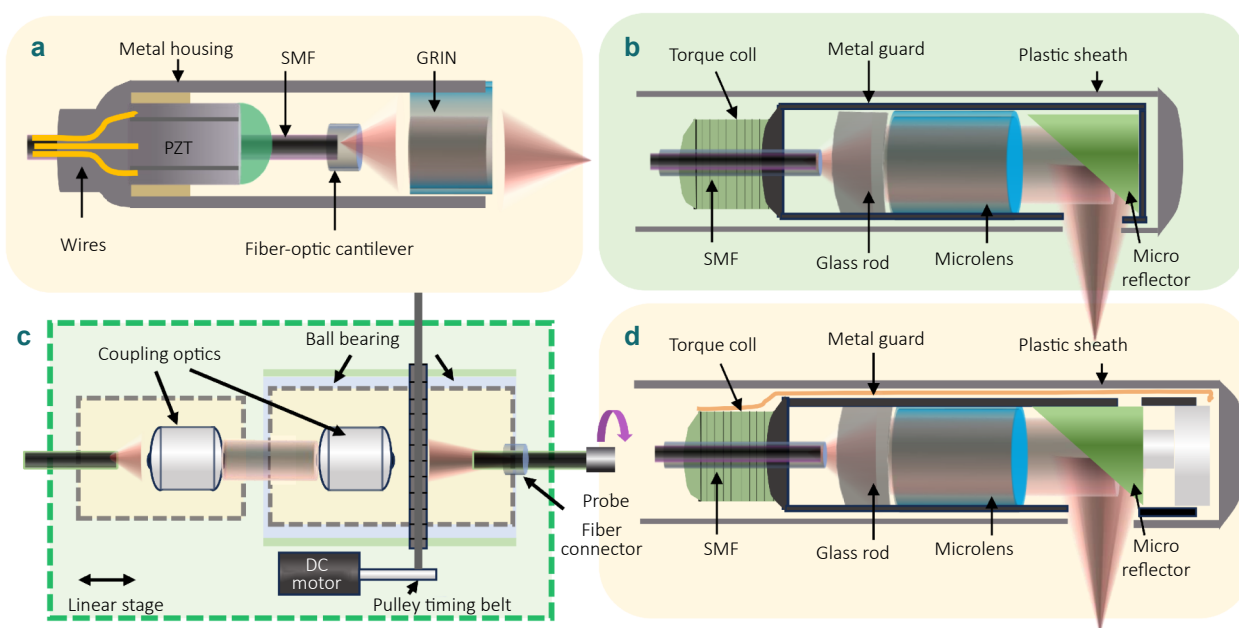


图 2 导管式光纤 OCT 探头^[20,29]。(a) 前视型；(b) 侧视型；(c) 近端扫描型；(d) 远端扫描型

Fig. 2 Catheter-based fiber-optic OCT probe^[20,29]. (a) Forward-looking type; (b) Side-looking type; (c) Proximal scanning type; (d) Distal scanning type

键性能提升：镜面倾斜设计实现了探头向 1 mm 级别以下的超小型化；双轴驱动在保持高分辨率的同时确保了 360°扫描稳定性和精度；高速扫描将 A-scan 速率提升至 MHz 级别，有效抑制了运动伪影；便携一体化设计将复杂的 OCT 系统高度集成到手持设备中，大幅降低了系统的体积和临床应用门槛。

近年来，侧视型 OCT 探头通过集成微米级光学元件和优化集成设计，实现了结构上的突破性缩小和成像性能的显著提升。在探头结构方面，Li 等^[49]基于 3D 微打印技术开发了一种超薄 OCT 探头制造方法（图 3(a)），首次利用双光子聚合 3D 微打印技术在单模光纤端面上构建能够校正像差的复杂自由曲面微光学元件。这是当时报道的最小自由曲面 3D 成像探头——整体直径为 0.457 mm，可在直径小于 0.5 mm 的极细小血管进行高质量成像。之后，Pereira 等^[50]在 2024 年开发了一种最大外径仅为 0.39 mm、支持 190 cm 超长介入深度的微型化神经光学相干断层扫描 (neuro optical coherence tomography, nOCT) 探头。该技术凭借极高的灵敏度 (大于 100 dB) 和出色的轴向分辨率 (接近 10 μm)，实现了对脑动脉的高分辨率、无伪影体积成像。在探头成像性能和系统功能方面，Kang 等^[33]提出了一种基于小梯度常数型 GRIN (graded-index lens, GRIN) 透镜的无垫片侧视型 ICOCT (intracoronary optical coherence tomography,

ICOCT) 探头，以减轻成像中常见的 α 伪影与信号吸收问题。该探头在空气中 3 mm 的扫描范围内，光斑直径由 35.1 μm 平滑增大至 75.3 μm ，相较传统探头具备更均匀的光束分布、更大焦深及更小发散角。随后，Tang 等^[51]基于离散差分几何的偏振状态追踪方法和斯托克斯空间中的多种几何旋转与变换，实现了全光纤偏振敏感光学相干断层扫描系统 (polarization-sensitive optical coherence tomography, PS-OCT) 在任意输入偏振状态下的深度分辨成像 (图 3(b))。该方法通过对光纤系统中偏振态演化过程的精确建模与补偿，有效提升了成像的稳定性和准确性。

OCT 的成像机制主要依赖组织的散射特性，缺乏对分子信息的灵敏性。同时，受限近红外光的穿透深度，其在深部组织成像及功能成像方面仍存在一定局限。为克服这些缺陷，研究人员逐步将 OCT 与其他成像技术 (荧光成像、超声成像、光声成像等) 结合，以融合结构、功能与分子信息，提升诊断的准确性与特异性。在弥补穿透深度不足方面，Yin 等^[52]开发了首款将 OCT 光学组件 (单模光纤、梯度折射率透镜、直角棱镜) 与 40 MHz 侧视 PZT-5H 超声 (Ultrasound, US) 换能器相结合的 OCT-US 探头 (图 4(a))。该探头弥补了 OCT 仅能观察微观表层结构的局限，能够实现血管壁全层及整体结构的准确评估。2018 年，Sheth 等^[53]首次在内体应

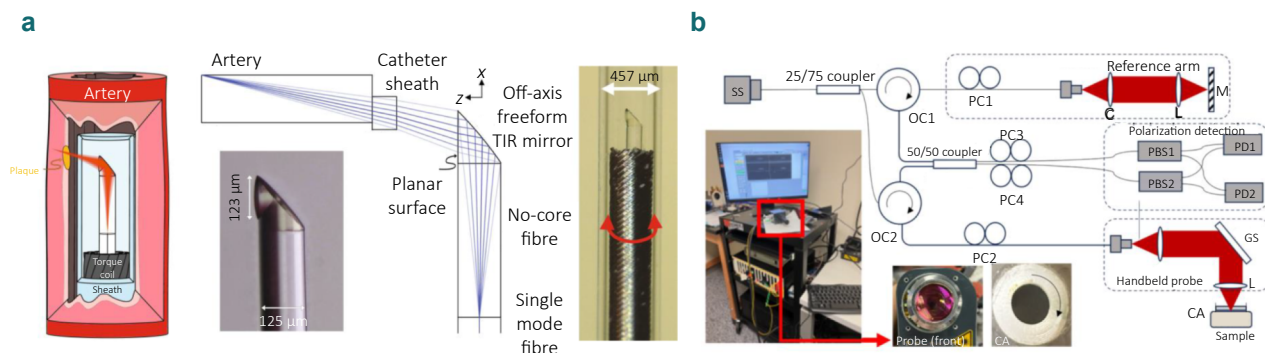


图 3 侧视型 OCT 探头。(a) 超薄 3D 打印内窥镜设计^[49]；(b) 全光纤 PS-OCT 系统示意图^[51]

Fig. 3 Side-viewing OCT probes. (a) Ultra-thin endoscope design based on 3D printing^[49]; (b) Schematic diagram of an all-fiber PS-OCT system^[51]

用了 IVUS-OCT 混合成像系统, 实现了对冠状动脉粥样硬化病变及冠状支架的有效成像。之后, Leng 等^[54] 进一步发展了这一方向, 提出了一种集成血管内光声 (intravascular photoacoustic imaging, IVPA)/IVUS/OCT 的多模态成像系统 (MS-IVTM), 该系统使用直径仅为 0.9 mm 的微型导管 (图 4(b)), 实现了血管腔内 360° 旋转与回拉成像, 并通过 IVPA 的高对比度实现了对脂质沉积的识别和量化。在增强分子信息敏感性方面, Kim 等^[55] 研制出直径约为 2.9 Fr 的低剖面多模态导管 (OCT-荧光寿命成像 (FLIm)), 并在跳动的猪冠状动脉中同步评估高风险斑块的结构和生化特征。这证明了该技术已具备临床转化的成熟度, 导管尺寸满足了介入心血管手术的要求。随后, 该团队进一步使用 2.6 Fr 的 OCT-FLIm 成像导管应用于人体患者的冠状动脉 (图 4(c)), 实现了对斑块内多种关键成分 (如巨噬细胞、愈合组织、钙化及纤维化结构) 的有效区分, 是该技术从动物实验走向临床诊断的关键飞跃^[56]。PS-OCT 可检测组织对偏振光的响应, 特别适用于识别具有双折射特性的组织结构。2024 年, Bec 等^[57] 提出了一种结合 FLIm 与 PS-OCT 的血管内双模态导管系统, 能够在无需外源对比剂的情况下, 实现斑块结构和组成的多尺度成像分析 (图 4(d))。这些多模态系统的发展, 有效地融合了 OCT 的微观结构信息与其他技术的深度或分子信息, 为心血管疾病的精准诊断和个体化治疗提供了重要的工具。

3.2 前视型 OCT 探头

前视型 OCT 探头基于低相干干涉原理, 通过在探头前端集成微型反射镜、GRIN 透镜、MEMS 扫描器或其他微光学元件, 使光束沿探头轴向发射并接收回波信号^[39]。1997 年, Sergeev 等^[58] 报道了人类黏膜内窥条件

下的光纤 OCT 成像系统, 被视为早期将低相干干涉成像引入内窥镜环境的开创性研究。之后, 有研究者设计了一种基于双轴扫描 MEMS 的前视内窥镜成像探头, 并将其应用于 SS-OCT 系统进行人体指甲和大鼠皮肤的三维 OCT 成像 (图 5(a))^[59]。基于 MEMS 的光束扫描器因具备高速、可控和小型化优势被广泛应用于内窥镜 OCT 探头中^[44,60-62]。尽管受限于光束折叠路径的结构设计, 大多数基于 MEMS 扫描器的内窥镜 OCT 探头直径通常集中在 4~5.8 mm 之间, 小型化仍是实现微创临床应用的一项重要挑战^[44,61,63], 但也有部分研究通过高度集成化设计实现了尺寸上的突破。2024 年, Jacobs 等^[64] 评估了一种基于 1060 nm 扫频光源、集成了 550 Hz 的微型 MEMS 扫描镜、微型锯齿透镜 (micro sawtooth lens) 及棱镜光学系统的前视式 OCT 探头, 并成功实现了激光束的前向扫描与聚焦成像。该探头直径为 2.5 mm, 刚性长度 17 mm, 具备 30 μm 横向与 6 μm 轴向分辨率, 并成功应用于肠息肉的离体成像 (图 5(b))。为了满足临床对微创和高分辨率成像的需求, 研究人员也致力于多种驱动机制 (如压电驱动、电磁驱动等) 的优化与创新。例如, Wu 等^[65] 提出的微型前视 OCT 探头结合双轴压电驱动的稀疏李萨如扫描与压缩感知数据重建技术, 实现了 2.25 mm² 的大视场和 10 mm 的工作距离。同时, 在 4 mm 的紧凑型前视探头中, 成像速度较传统设计提升 40% 以上。

前视型 OCT 因其优越的成像方向性和适应复杂解剖结构的能力, 近年来被广泛与荧光成像、超声成像、光声成像等技术融合, 形成多模态导管系统。2020 年, Zhang 等^[66] 开发了一种结合 SD-OCT、光声显微镜 (photoacoustic microscopy, PAM) 和荧光显微镜 (fluorescence

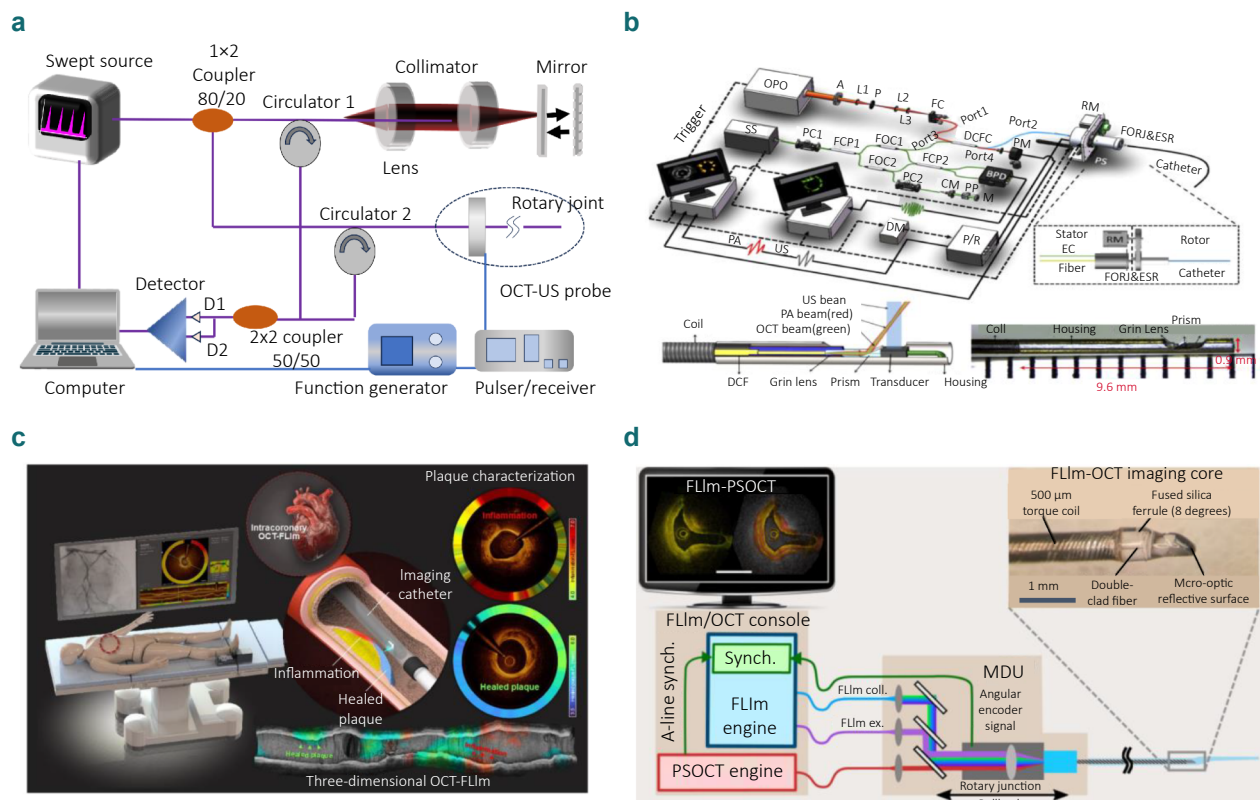


图 4 侧视型 OCT 探头与其他技术的融合。(a) OCT-US 结构示意图^[52]；(b) MS-IVTM 系统结构图^[54]；(c) 冠状动脉内 OCT-FLIm 示意图^[56]；(d) FLIm 与 PS-OCT 的双模态血管内导管系统^[57]

Fig. 4 Integration of side-viewing OCT probes with other imaging modalities. (a) Schematic of an OCT-US integrated system^[52]; (b) System architecture of the MS-IVTM platform^[54]; (c) Illustration of an intravascular OCT-FLIm system for coronary imaging^[56]; (d) Dual-modality intravascular catheter combining FLIm and PS-OCT^[57]

microscopy, FM) 的多模态成像系统 (图 5(c)), 其中 SD-OCT 对不同的视网膜层进行可视化; PAM 选择性地对视网膜和脉络膜的血管进行成像; FM 用于检测新生血管渗漏, 提供补充信息。该系统在多种兔眼临床相关视网膜疾病模型中进行了体内验证, 展示出良好的成像性能与临床潜力。之后, Park 等^[67]设计了一种透明超声换能器, 无缝集成了超声成像、光声成像、OCT 和荧光成像 (图 5(d)), 该系统全面监测了大鼠眼部对化学损伤和缝合损伤的多参数反应, 并成功实现了无标记的体内黑色素瘤多模态成像。

4 光纤内窥 OCT 在心脑血管诊疗方面的应用

OCT 现已成为心脑血管疾病精准影像评估的关键技术: 在动脉粥样硬化斑块分析中, OCT 通过特征性光反射信号可明确区分斑块成分; 在血管夹层的诊断中,

OCT 可清晰地识别内膜撕裂后形成的真假腔界面及继发血栓; 同时, OCT 还可以动态评估夹层延展范围及支架贴壁效果^[14,68-69]。OCT 的多维成像能力不仅为斑块稳定性分级 (如 TRFC 标准) 提供微观依据, 更为介入治疗策略 (如支架尺寸选择、钙化预处理) 提供实时指导, 显著提升了心脑血管疾病诊疗的精准性与安全性。然而, 不同疾病类型和解剖部位对 OCT 成像性能的要求存在差异。表 3 列出了 OCT 在心脑血管不同疾病诊疗中的典型应用场景及其关键性能需求。

4.1 OCT 在脑血管诊疗方面的应用

4.1.1 脑动脉瘤治疗

动脉瘤是由动脉壁先天性结构异常或后天性病理改变, 引起血管壁局部薄弱和张力减退, 并在血流的不断冲击下, 结构与张力异常的血管壁永久性异常扩张或膨出。血流导向装置已成为治疗特定颅内动脉瘤安全有效的首选治疗, 其通过改变载瘤动脉内的血流

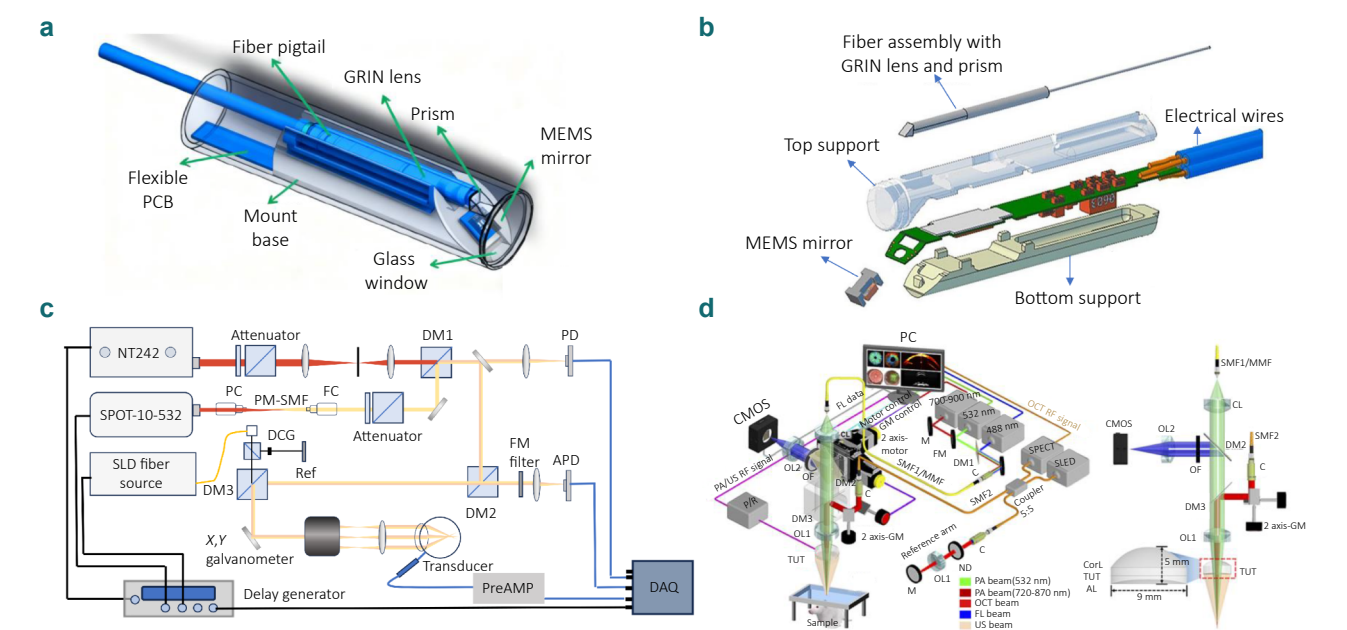


图 5 前视型 OCT 探头及与其他技术的融合。(a) 超高速 OCT 系统^[59]；(b) 新型前视型 OCT 探头导管设计的示意图^[64]；(c) 集成 SD-OCT、PAM 和 FM 的同步多模态视网膜成像实验装置^[66]；(d) 使用换能器 (TUT) 的无缝集成四重融合成像系统的示意图：USI、OCT 和 FLI^[67]

Fig. 5 Forward-viewing OCT probes and side-viewing and their integration with other technologies. (a) Ultra-high-speed OCT system^[59]; (b) Schematic of a novel forward-viewing OCT catheter design^[64]; (c) Experimental setup of a simultaneous multi-modality retinal imaging system integrating SD-OCT, PAM, and FM^[66]; (d) Schematic of a seamlessly integrated quadruple-modality imaging system using a transparent ultrasound transducer (TUT), combining USI, OCT, and FLI^[67]

表 3 OCT 在心脑血管不同疾病诊疗中的典型应用场景及其关键性能需求

Table 3 Typical application scenarios and key performance requirements of OCT in the diagnosis and treatment of cardiovascular and cerebrovascular diseases

血管类型	疾病类型	诊断与治疗的具体要求	技术难点与挑战	对OCT探头的具体要求
脑血管	脑动脉瘤	观察动脉瘤颈部、壁厚、壁内结构变化；评估血流导向支架覆盖情况；判断瘤壁退变、血栓形成等	脑血管： 血管极细、曲折、血流速度快，血液清除困难；探头需极细、柔软以安全通过颅内动脉；成像视野受限，造影剂使用风险高	总要求： 成像导管尺寸兼容性和柔软度；快速成像与高速拉回控制
	颅内动脉粥样硬化性狭窄	分辨斑块类型；识别破裂或血栓形成区域；评估狭窄段支架扩张效果	脑动脉瘤： 多位于关键分叉或深部血管，成像精准度难以控制 颅内动脉粥样硬化： 血管曲折度高；OCT穿透受限于深层钙化	脑动脉瘤： 有限冲洗下获取瘤颈与瘤体表面的三维成像 颅内动脉粥样硬化： 成像深度应支持钙化厚度分析
	颈动脉狭窄	斑块特征评估 (不规则斑块、破裂、血栓等)；评估支架贴合、内膜覆盖；术后再狭窄评估	颈动脉狭窄： 血管直径大 (5~8 mm)，穿透深度高；导管位置稳定性不足，易受颈动脉搏动影响	颈动脉狭窄： 长导管以到达颈段；抗抖/稳像系统或导航支架；支持低造影剂成像模式
心血管	冠状动脉粥样硬化斑块诊断	区分稳定/不稳定斑块；测量纤维帽厚度；识别脂质核、钙化、血栓；术中指导支架放置	心血管： 血流影响大，需清除对比剂；术中快速扫描以减少操作时间 冠状动脉硬化斑块： 斑块表面结构极薄 (10~65 μm)，需超高分辨率；高速拉回时图像失真需校正	总要求： 良好血液穿透性及高信噪比，支持低造影剂成像模式；快速成像与可控高速拉回，保证术中实时反馈
	支架植入与术后评估	评估支架展开及贴合情况；观察内膜覆盖、支架内血栓形成及再狭窄情况；指导二次介入决策等	支架植入与术后评估： 高分辨率要求以观察微小内膜组织和血栓	冠状动脉硬化斑块： 高分辨率 (~10 μm) 以区分纤维帽、脂质核、钙化及血栓 支架植入与术后评估： 成像深度与分辨率兼顾，观察支架展开、贴合及内膜覆盖情况

动力学, 减少瘤内血流, 促进血栓形成和动脉瘤闭塞, 同时保持主干动脉通畅^[70]。多名研究人员为血流导向装置在颅内动脉瘤治疗中的影像学评估提供了统一标准, 包括动脉瘤闭塞率、血流改变、载瘤动脉通畅性、支架贴壁性及相关并发症的识别方法等^[71]。OCT 可以通过观察动脉瘤壁的结构以及损伤的程度等多种信息预测动脉瘤破裂风险, 辅助医师制定合理的干预方案^[72-74]。目前, OCT 研究重心逐步由“术中观察”向“术后定量评估与长期随访”转变。2022 年, Li 等^[75]系统应用 OCT 对脑血管支架术后进行随访评估, 观察动脉瘤颈部内膜覆盖、支架内皮化以及新生内膜增生等指标, 实现了 OCT 在脑血管植入物愈合监测中的临床应用。然而, 该类导管扫描直径仅约 10 mm, 难以覆盖大型动脉瘤。相比之下, Pereira 等^[50]提出的 nOCT 技术通过将扫描直径延伸至 14.4 mm, 提升对大型颅内动脉瘤的成像能力。该微型化探头在尺寸与柔顺性上相比传统 OCT 有明显改进, 并在一例动脉瘤患者中成功检测到厚度约 150 μm 急性血栓^[76](图 6(a))。此外, nOCT 还可用于评估动脉瘤壁的结构特征、破裂风险以及支架植入后的装置扩张情况和动脉瘤颈部的覆盖程度(图 6(b))。2025 年, Gutiérrez-Baños 等^[77]证明了 OCT 能够实时监测血流分流器和支架植入后的腔内表现, 为介入手术过程和术后随访提供了精细的组织学见解。尤为关键的是, OCT 还能够有效检测支架植入后残留的微小动脉瘤组织, 而这些病变在 DSA 中通常难以被准确识别^[78-79]。

4.1.2 颅内动脉粥样硬化性狭窄

动脉粥样硬化是一种以慢性炎症反应为基础的动脉性疾病, 主要表现为血管壁内出现脂质、炎性细胞、平滑肌细胞和纤维组织的异常沉积, 并逐渐形成粥样斑块。斑块可导致血管壁增厚、弹性降低、管腔狭窄甚至闭塞, 最终诱发心肌梗死、脑梗死等严重的缺血性心脑血管事件^[80]。2011 年, Mathews 等^[81]首次在活体患者中成功将 OCT 应用于颅内颈动脉检查, 并通过获取高分辨率的动脉节段结构信息, 验证了 OCT 在脑血管腔内成像中的可行性。OCT 技术不仅可以检测组织表面的异常, 还能判别斑块的类型, 精准识别斑块特征^[82](表 4)。2020 年, Ughi 等^[83]研发了神经血管专用高速光学相干断层扫描(high-frequency OCT, HF-OCT)系统, 配备直径约 0.5 mm 的微型导管探头与高速扫描系统, 实现约 10 μm 的轴向分辨率和 180 f/s 的采集速率。该系统能够

在复杂脑血管环境中安全操作, 成功用于尸体 MCA-M1 (middle cerebral artery-M1 segment, MCA-M1) 段的斑块类型和坏死核心的检测(图 6(c))。次年, Yang 等^[84]在 33 例颅内动脉粥样硬化性狭窄患者中, 采用标准的非阻断技术(non-occlusive technique)进行 OCT 检查, 证明了在颅内前循环获得高质量 OCT 图像是可行且安全的(成功率达 81.8%)。随后, Pereira 等^[50]在活体患者中应用 nOCT 技术对颅内动脉进行实时成像, 清晰观察到易损斑块的微观特征(图 6(d))。这一结果表明, 该技术在颅内动脉粥样硬化评估中, 能够实现更精细的病变诊断与风险分层。多项研究报告显示, OCT 还可以用于观察椎动脉斑块中的新生血管的形成^[85-86], 为预测缺血性脑血管事件的发生提供重要依据。

4.1.3 颈动脉狭窄

颈动脉狭窄是指颅外颈动脉(主要包括颈内动脉和颈总动脉)因动脉粥样硬化性斑块形成导致的血管腔变窄。该病变通过影响脑部血液供应而成为缺血性脑卒中的主要病因之一。临床研究显示, 当狭窄程度超过 50% 时, 卒中发生率显著升高^[87-88]。2012 年, Yoshimura 等^[89]在人类颈动脉中应用 OCT 导管成像评估斑块微结构, 发现其在血栓和新生血管检测上明显优于 IVUS, 验证了 OCT 的可行性和高分辨率优势。之后, 有研究人员在大规模临床队列中使用 OCT 比较有症状和无症状颈动脉狭窄患者的斑块特征, 得出薄帽纤维粥样硬化破裂和腔内血栓的存在是症状性颈动脉狭窄的独立预测因子^[90]。2024 年, Shi 等^[91]使用 OCT 对颈动脉斑块钙化几何特征进行系统性量化, 并将其与斑块破裂风险关联, 发现圆形钙化(长轴/短轴 ≤ 2.5)在破裂斑块中比在未破裂的斑块中更常见, 浅表钙化(长轴/短轴 > 2.5)占破裂斑块中所有钙化的 79.4%。2024 年, Zhuo 等^[92]综合应用 OCT 与 DSA 对颈动脉斑块形态进行评估, 发现低密度脂蛋白-胆固醇(low-density lipoprotein cholesterol, LDL-C) $> 3.36 \text{ mmol/L}$ 、不规则斑块、斑块破裂及血栓形成均与症状性斑块显著相关(图 7(a))。

高分辨率 OCT 可为颈动脉支架植入术(carotid artery stenting, CAS)期间的支架选择提供参考, 并评估血管内装置的性能。临床研究表明, OCT 可在颈动脉支架植入术后提供有关支架几何、支柱附着与缺失以及斑块破裂或脱垂等关键结构的信息, 进一步证实了其在 CAS 术后的可行性与安全性^[93]。2019 年, Harada 等^[94]利用 OCT 评估闭合式支架在 CAS 治疗不稳定斑块后进

行术后扩张 (PD) 的效果, 发现 PD 显著改善了支架贴壁情况, 减少了大于 500 μm 的斑块突出。OCT 还可对新一代网状覆盖颈动脉支架 (CGuard、RoadSaver) 进行 CAS 术后评估, 判断是否存在一定比例的贴壁不良和斑块突出^[95]。Xu 等^[96] 首次利用 OCT 系统性地研究放射诱

导性颈动脉狭窄 (radiation-induced carotid stenosis, RICS) 患者术后的血管形态学特征及支架贴壁情况, 并与非 RICS 患者进行了对照分析。结果显示, RICS 患者的血管形态明显更不规则, 支架贴壁不良发生率显著高于对照组, 并伴有新生内膜生长延迟, 提示其术后存在高风

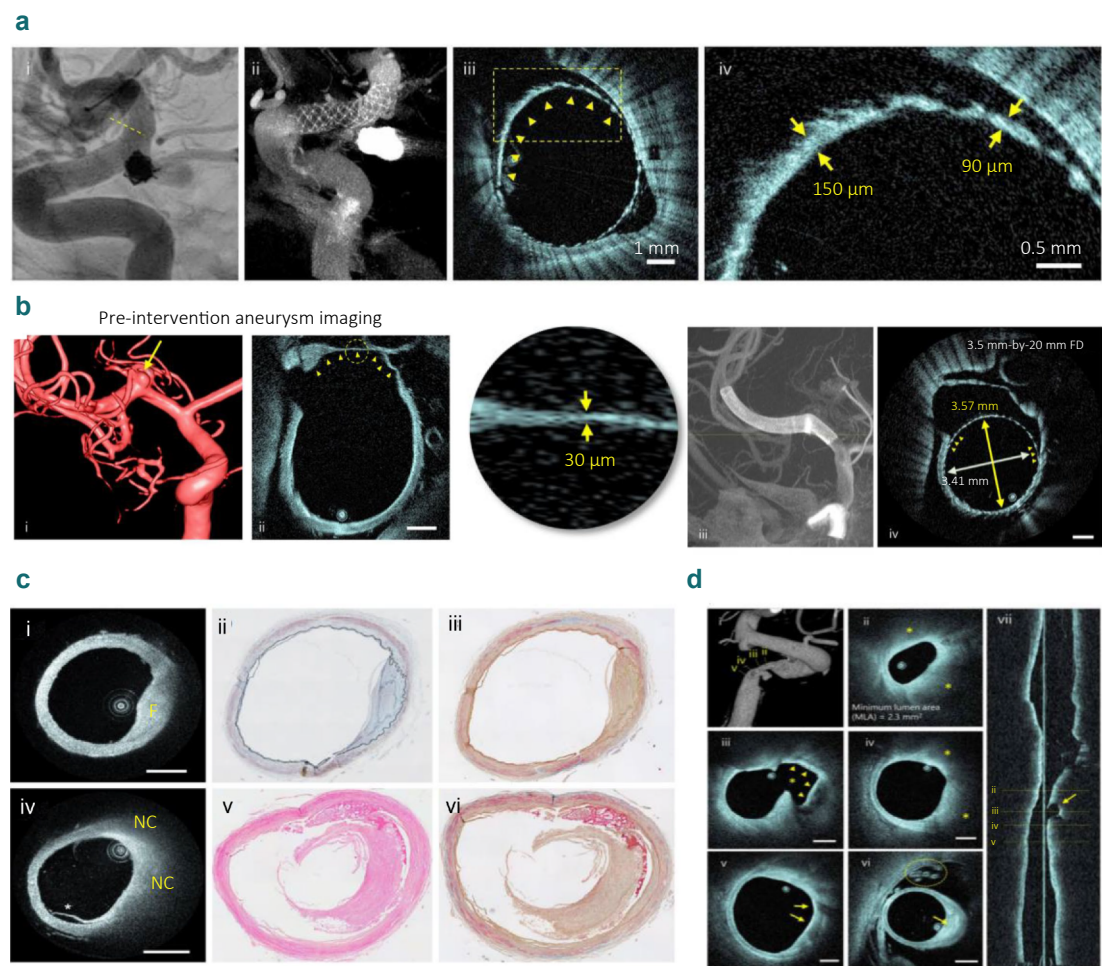


图 6 OCT 应用于动脉瘤和颅内动脉粥样硬化的成像结果图。(a) nOCT 应用于复发性动脉瘤^[50]; (b) nOCT 应用于原发性动脉瘤^[50]; (c) HF-OCT 应用于颅内动脉粥样硬化^[83]; (d) nOCT 应用于颅内动脉粥样硬化^[50]

Fig. 6 OCT imaging results applied to aneurysms and intracranial atherosclerosis. (a) nOCT applied to recurrent aneurysms^[50]; (b) nOCT applied to primary aneurysms^[50]; (c) HF-OCT applied to intracranial atherosclerosis^[83]; (d) nOCT applied to intracranial atherosclerosis^[50]

表 4 各类斑块组织成分以及相应的 OCT 图像特征

Table 4 Tissue composition of various plaques and corresponding OCT image features			
斑块类型	组织成分	OCT图像特征	临床意义
脂质斑块	大量脂质沉积	边缘模糊、高背反射、强衰减	易损斑块, 易引发破裂
纤维斑块	胶原纤维、平滑等	同质高反射、弱衰减	稳定斑块, 破裂风险低
钙化斑块	钙盐沉积于坏死区和纤维帽	边界清晰、低反射或不均匀信号	血管变硬、变脆
溃疡形成	纤维帽破裂、粥样物质外泄	表面粗糙不平、斑块表面不规则	易引发血栓, 加重狭窄
薄纤维帽	纤维帽厚度<65 μm	脂质核心和极薄纤维帽	高风险易损斑块
巨噬细胞	炎症细胞 (巨噬细胞)	高散射, 伴有阴影斑点或带状信号	炎症标志, 提示斑块活跃、易破裂

险愈合模式 (图 7(a))。

4.2 OCT 在心血管诊疗方面的应用

4.2.1 冠状动脉粥样硬化斑块诊断

冠状动脉粥样硬化斑块是指在冠状动脉内膜下形成的由脂质、炎性细胞、平滑肌细胞及纤维组织等组成的结构性病变^[29]。尽管冠脉造影 (coronary angiography, CAG) 和 IVUS 等传统成像手段广泛应用于冠状动脉评估, 但在分辨率、斑块成分识别及细微结构成像方面仍存在一定局限^[89, 97]。OCT 不仅能清晰识别血管壁和斑块微结构细节^[98-100], 还可用于评估支架术后血管愈合程度^[101], 已成为评估冠状动脉粥样硬化的有力工具之一^[102]。2005 年, Jang 等^[103]首次使用 OCT 在 69 名患者体内比较不同临床表现的冠状动脉斑块, 发现急性心肌梗死和急性冠脉综合征 (acute coronary syndrome, ACS) 患者薄纤维帽斑块发生率显著高于稳定型心绞痛患者。之后, Lee 等^[104]在 ACS 患者中发现钙化结节 (calcified nodule, CN) 占有病变的 4.2%, 并指出在 ACS 患者严重钙化的罪犯病变中, 三分之一的潜在斑块形态是由 CN 引起的。Kondo 等^[105]通过大样本 OCT 数据建立了 ACS 病因的定量谱系图谱, 首次实现了对 ACS 三大主要病因 (斑块破裂、斑块侵蚀和钙化结节) 的精准识别和量化。OCT 不仅可以帮助识别病因, 还可用于辅助评估急性冠状动脉斑块的稳定性, 为制定精准治疗策略提供客观依据。例如, Yu 等^[106]在 COLOCT 随机临床试验中, 利用 OCT 对秋水仙碱 (colchicine) 治疗下的冠状动

脉斑块变化进行了量化分析。该研究清晰地揭示了秋水仙碱可显著增强纤维帽厚度、减小脂质核心以及抑制巨噬细胞浸润 (图 7(b))。对于急性心肌梗死患者, Deng 等^[107]研究了胆固醇晶体 (cholesterol crystals, CCs) 的存在与易损斑块特征的关联性, 发现存在 CCs 的患者更可能表现出斑块破裂、巨噬细胞浸润、新生血管形成和钙化等高风险病变特征。同时, OCT 还可用于评估非靶向病变斑块的形态学特征 (如薄纤维帽和厚纤维帽粥样斑块), 以预测其在管腔狭窄进展及未来一年内临床不良事件风险的潜在影响^[108]。

4.2.2 支架植入与术后评估

支架植入是 PCI 的关键步骤之一, 主要用于扩张狭窄或闭塞的冠状动脉, 维持血管通畅并减少再狭窄风险。根据结构和材料不同, 临床常用支架可分为裸金属支架、药物洗脱支架和生物可吸收支架三类。OCT 在冠状动脉支架术后评估中具有重要价值, 其能够清晰显示支架贴壁情况、扩张程度、内皮覆盖状态以及是否存在边缘夹层等结构性异常^[109-111]。2022 年, Kim 等^[112]系统性评估 OCT 异常指标对器械导向临床终点 (device-oriented clinical endpoint, DOCE) 的预测价值。该研究定量确认了最小支架面积 (minimum stent area, MSA) 和严重贴壁不良 (总贴壁不良体积 $\geq 7.0 \text{ mm}^3$) 是预测 DOCE 的重要预后指标。OCT 技术能够为支架内再狭窄 (in-stent restenosis, ISR) 与自然发生动脉粥样硬化进展之间的组织形态学关联提供独特的见解。Zhang 等^[113]利用 OCT

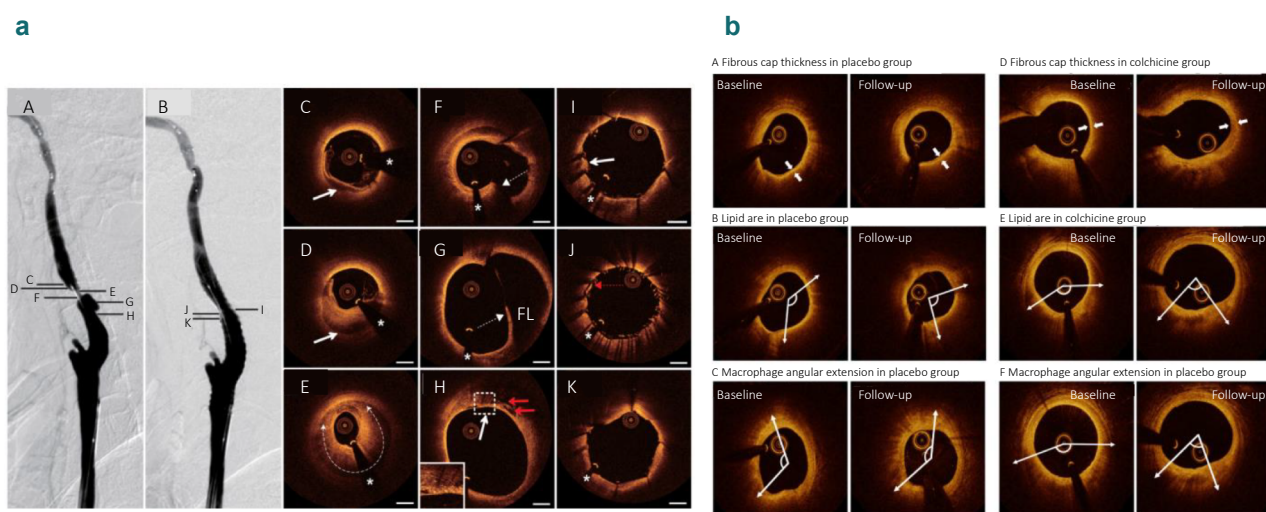


图 7 OCT 应用于颈动脉狭窄与冠状动脉。(a) LICA 病变的 DSA 和 OCT 发现^[96]; (b) 秋水仙碱稳定冠状动脉斑块^[106]

Fig. 7 OCT applied to carotid artery stenosis and coronary arteries. (a) DSA and OCT findings of LICA lesions^[96], (b) Colchicine stabilizes coronary atherosclerotic plaques^[106]

技术分析 ISR 病变组织特征, 并根据伴随动脉粥样硬化进展的情况进行分型, 揭示了异质性内膜增生和支架内新生动脉粥样硬化是进展型 ISR 的核心特征。2024 年, Han 等^[114]进一步聚焦于药物洗脱 ISR 患者, 比较了 207 例 OCT 引导与 381 例血管造影引导下 PCI 的效果。研究发现, OCT 引导组不仅显著改善了患者术后的最小管腔直径 (2.36 mm vs 2.15 mm, $P < 0.001$), 还显著降低了 2 年内主要不良心血管事件 (major adverse cardiovascular events, MACE) 的发生风险。

5 人工智能在 OCT 心脑血管诊疗中的应用

5.1 AI 在 OCT 图像分析中的应用与技术演进

在临床影像分析中, OCT 图像处理通常面临耗时长和观察者差异等问题, 而人工智能的引入有效地解决了这些挑战^[115]。基于 AI 的方法能够实现非侵入式和侵入式评估的自动化分析, 并在几毫秒内完成精确的分割^[116-117]。随着研究的深入, OCT 图像分析任务逐渐细化为多个技术方向。在斑块识别与分类方面, 传统薄帽纤维粥样硬化斑块 (TCFA) 的研究方法多依赖定性评估, 难以量化表征血管全长范围内的斑块空间分布规律和易损性梯度变化。2020 年, Min 等^[118]提出了基于 DenseNet 的二分类深度学习模型, 并结合热力图实现病变区域定位。该模型在病变识别方面具有优异性能: 帧级分类准确率达到 92.8%, 在整个 OCT 回拉扫描序列中的分类准确率为 91.3%; 在含 TCFA 的图像帧中, 薄纤维帽定位的准确率高达 93.4%。Park 等^[119]进一步构建了基于 Transformer 的深度学习模型, 整合相邻帧的时空信息并模拟专家连续阅片的诊断逻辑 (图 8(a)), 在斑块侵蚀的诊断任务中 AUC 达 0.94。

图像分割作为 OCT 分析中的核心任务, 其技术路线呈现出从 CNN 到 Transformer 的演进趋势。在单类别斑块分割中, 基于像素的 U 型网络能够在 0.07 s 内完成单帧图像的自动分割, 且 Dice 系数达到 0.764; 基于像素的 CNN 中, AUC 值则为 0.96^[118]。针对传统 CNN 结构在处理未见斑块类型和复杂伪影场景时全局上下文信息捕获不足的问题, Liu 等^[120]提出了一种基于 Transformer 的金字塔网络 (AFS-TPNet), 其编码器融合了增强特征分割模块和残差卷积位置编码, 解码器引入金字塔池化

模块 (图 8(b)), IoU 达 0.721, 比现有最先进的 CNN 和 Transformer 架构提高了 6.58%。在多类别斑块分割方面, Chu 等^[117]提出了基于 U 型编码器-解码器架构和伪 3D 输入的深度卷积神经网络模型, 实现了纤维斑块、钙化和脂质的识别准确率分别为 97.6%、90.5% 和 88.5%。Tang 等^[121]提出三步框架 (管腔分割、图像分类和斑块分割) 优化网络架构, 实现了钙化斑块和脂质斑块的 Dice 系数分别为 0.718 和 0.605。为进一步提升对斑块几何特征与空间先验信息的利用效率, 结合空间分布先验信息的 Transformer U 型网络^[122]和 MAPI-Net 网络^[123]被提出, 显著提升了分割精度。Liu 等^[124]提出了一种结合边缘检测和 U-Net 网络的多斑块类型分割模型 (图 8(c)), 在外部测试中纤维、钙化和脂质斑块的 Dice 系数分别为 0.8282、0.7408 和 0.7052。

针对图像增强需求, 研究者利用生成对抗网络解决了 OCT 图像固有的空间分辨率和信噪比限制, 显著提高峰值信噪比 (PSNR 提高 24.96 dB) 和分辨率 (提高了 1.2 倍)^[125], 为后续分析任务提供更高质量的图像基础。在实时分割与轻量化方面, 可吸收血管支架分割、血管壁图像分割和管腔分割等任务也取得了显著进展。Huang 等^[126]提出结合卷积注意力层和扩张卷积模块的 U-Net 网络 (图 8(d)), 通过增强特征提取和多尺度信息整合, 有效改善了对低对比度及冲洗不完全血管壁图像的分割鲁棒性; Guo 等^[127]提出基于 U-Net 的机器学习方法, 在内膜-中膜分割任务中实现了高精度分割。针对管腔分割任务中深度学习模型计算资源消耗高、实时性不足的问题, Balaji 等^[128]提出了一种结合 CapsNet 和 CNN 的轻量级网络模型 DeepCap, 在保持分割精度的同时, 在 GPU 和 CPU 环境下分别实现约 70% 和 95% 的推理速度提升。Lau 等^[129]提出多项式回归卷积神经网络模型, 通过一次性推断多项式系数避免了烦琐的预处理和后处理, 实现了高精度管腔分割。

OCT 影像的 AI 分析方法已逐步构建起从病变识别、结构分割到图像增强的完整技术体系, 能够支持对多类型病变的高精度、全局化评估。在方法上, 从基于 CNN 的局部特征提取逐步发展为引入注意力机制与 Transformer 架构的全局建模, 显著提升了对复杂病变的识别与分割精度; 在任务上, 从单一斑块分析扩展到多类别斑块同步分割与血管全长评估; 在部署上, 轻量化与实时性设计推动 AI 模型向临床实用化迈进。未来研究可进一步关注多中心数据验证、模型泛化能力提升以

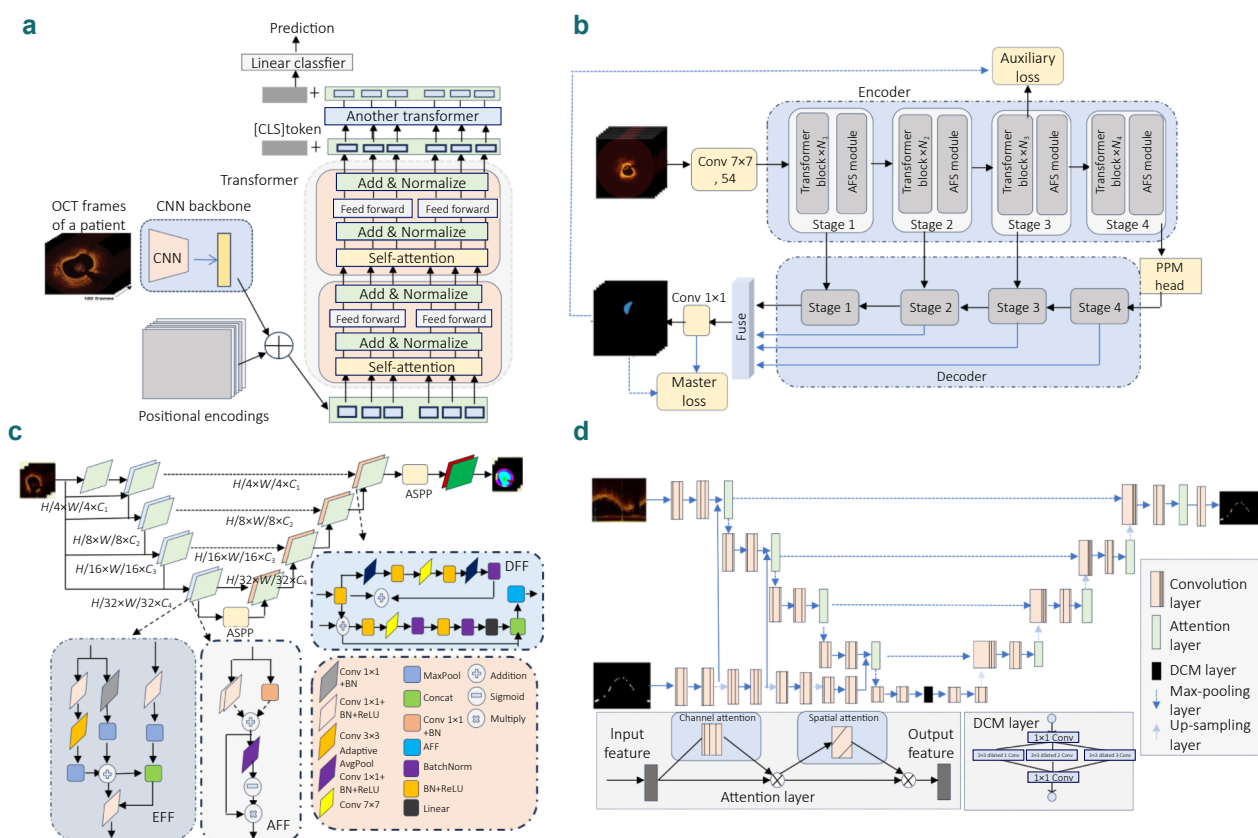


图 8 OCT 与 AI 结合的相关模型。(a) 斑块侵蚀识别诊断: Transformer 模块^[119]; (b) 冠状动脉分割: AFS-TPNet 模块^[120]; (c) 多类别分割模型: EDA-UNet 模块^[124]; (d) 血管支架分割: Weakly Supervised Attention Network 模块^[126]

Fig. 8 OCT combined with AI-related models. (a) Plaque erosion identification and diagnosis — Transformer module^[119]; (b) Coronary artery segmentation — AFS-TPNet module^[120]; (c) Multi-class segmentation — EDA-UNet module^[124]; (d) Vascular stent segmentation — weakly supervised attention network module^[126]

及与临床工作流的深度融合, 以实现 OCT-AI 技术的全面临床应用。

5.2 AI-OCT 系统的临床转化与验证进展

目前, AI-OCT 系统的临床转化已取得重要进展, 正逐步进入高级的多中心临床试验和商业化集成阶段。在 AI 辅助临床干预研究中, FLASH 试验 (NCT05388357) 是代表性工作之一。该试验由韩国 Medipixel 公司提供 AI 技术和资金支持, Seung-Jung Park 博士及其团队负责临床实施。作为一项多中心随机对照研究, FLASH 试验旨在比较 AI 辅助定量冠脉分析 (AI-QCA) 与 OCT 指导的 PCI 效果, 并以 PCI 后支架最小面积 (min stent area, MSA) 作为主要终点。结果显示, AI-QCA 指导的 PCI 在 MSA 等影像学指标上与 OCT 指导方案不劣于对照组, 验证了 AI 工具在介入治疗影像辅助中的可行性与临床潜能。在商业化应用方面, 雅培 (Abbott) 公司推

出的 Ultreon 2.0 软件平台是推动将 OCT 与 AI 自动化功能融合的代表性系统之一, 为冠状动脉病变的自动识别、测量及支架规划提供了技术支持。在国内, 微光医疗与东壁科技数据联合推出的麒光 AI-OCT 大模型标志着 AI-OCT 技术在临床应用中的进一步落地。该模型不仅在易损斑块、钙化分布及支架贴壁识别方面表现优异, 还能实时调用相似病例与循证数据, 自动生成结构化报告。临床试验显示, 该模型在提升诊断一致性、缩短判读时间、辅助指定手术策略等方面表现优异, 实现了从“看图像”到“出方案”的跨越。尽管目前已有大量研究探索 AI 和机器学习在 IVOCT 中的应用, 但大多数已发表的模型仍存在方法学局限 (多数模型缺乏时空信息利用) 和临床验证不足等问题。这表明, 未来 AI-OCT 系统亟须在更严格设计、更大规模及多中心的临床试验中接受系统验证, 以确保模型在不同人群和医疗中心中的普适性与鲁棒性, 为临床转化和广泛应用奠定可靠基础。

6 总结与展望

OCT 技术现已在心脑血管疾病的研究与临床实践中取得了显著发展, 可用于精准评估冠状动脉、颈动脉及颅内动脉的粥样硬化斑块特征, 并为支架植入治疗提供有效的成像指导。此外, OCT 还被用作血管造影技术的辅助成像工具, 用于指导经皮冠状动脉介入治疗程序以优化结果。然而, OCT 在心脑血管领域的应用也面临着挑战:

1) 多模态融合。OCT 单模态成像在操作上难以处理开口病变和评估大血管的全层结构。OCT 与其他影像技术 (IVUS、MRI、CT) 结合有望整合各自优势, 实现更全面的血管壁结构和斑块特征评估, 提高病变识别的准确性和干预决策的科学性。对于多模态成像导管技术而言, 如何缩小联合导管的尺寸、实现图像同步配准和调整回撤速度将成为研究的难点。

2) 分辨率边界。高分辨率是 OCT 最大的优势, 但在临床实践中其分辨率尚未达到微米级别。微米级别的 OCT (micro-OCT) 作为一种先进的 OCT 系统, 能够提供 1~3 μm 的极高分辨率, 可视化血管壁内的单个细胞。该技术若要充分发挥其临床与科研价值, 仍需解决其在组织穿透性和图像采集速率方面的固有限制。

3) 图像解读。OCT 图像的深入分析仍高度依赖操作人员的专业经验, 其主观差异性限制了该技术的标准化应用。人工智能的引入为提升图像处理效率、缓解多类别病变标注数据匮乏等问题提供了新的技术路径。然而, 现阶段的 AI-OCT 系统在数据标准化、模型可解释性及临床落地等方面仍面临系统性挑战。

4) 造影剂应用。OCT 在血管内成像时, 需要推注造影剂才能获取清晰图像, 但使用传统造影剂可能引发患者的过敏反应、肾毒性等症状。为降低相关风险, 低分子右旋糖酐、肝素化生理盐水以及羟乙基淀粉等替代性介质已被应用于临床, 能一定程度减少患者的肾脏损伤风险。尽管如此, 研发具有更高生物相容性的纳米造影剂仍是推动 OCT 技术临床应用的重要研究方向之一。

5) 探头设计。OCT 技术在探头尺寸、成像速度与系统可控性方面仍面临核心瓶颈: 探头微型化受光学集成度和封装工艺限制; 高速成像受到数据处理与光源物理特性限制; 在复杂生理环境下, 探头的精准操控与自适应成像能力不足。为了突破这些限制, 研究者通过 3D 打印与 MEMS 技术实现亚毫米级探头; 结合 VCSEL 激

光器与压缩感知提升扫描速率; 融合机器人学习与深度学习增强自适应成像能力。未来, 探头将朝向直径小于 0.3 mm 的超细柔性化及智能化发展, 集成微型传感器与 AI 算法, 实现实时反馈与主动控制。

根据最新行业报告, 全球心血管器械市场在 2024 年估值约为 537 亿美元, 预计至 2033 年将增至约 1067 亿美元, 年复合增长率 (CAGR) 约为 7.8%^[130]。与此同时, 全球 OCT 设备市场预计至 2032 年将达到约 33.2 亿美元, 年复合增长率约为 12.4%, 显示出强劲的增长势头^[131]。在人工智能、OCT 探头设计及心脑血管临床研究的协同进步推动下, OCT 技术已经发展为心脑血管疾病诊断与治疗决策中的关键工具。然而, 为了更好地满足产业与临床需求, 其在多模态影像融合、图像分辨率提升、AI 图像智能解读、造影剂优化选择以及探头设计等方面仍需进一步突破。未来, 通过技术创新与临床融合, OCT 有望显著提升医务人员的诊断水平、术中操作精准度与决策效率。

作者贡献

万欣瑶、胡名扬: 研究资料的收集、整理, 论文写作; 王杨云逗、李轩: 指导论文选题、论文修改; 郭成飞: 负责论文的总体把关与论文最终定稿, 并承担相关项目管理工作。

利益冲突

所有作者声明无利益冲突

参考文献

1. Khan S A, Pervaiz F, Afridi S, et al. Hypertension: a sufficient risk factor for cardiovascular diseases[J]. *Pak Armed Forces Med J*, 2021, 71 (3): 1103–1106.
2. Mensah G A, Fuster V, Murray C J L, et al. Global burden of cardiovascular diseases and risks, 1990–2022[J]. *J Am Coll Cardiol*, 2023, 82 (25): 2350–2473.
3. World Heart Federation. Cardiovascular disease (CVD)[EB/OL]. Geneva: World Heart Federation, 2023. [2025-10-29]. <https://world-heart-federation.org/what-is-cvd/>.
4. GBD 2021 Stroke Risk Factor Collaborators. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021[J]. *Lancet Neurol*, 2024, 23 (10): 973–1003.
5. Docbook. Release of 2023 china mainland percutaneous coronary intervention registry data [EB/OL]. (2024) [2025-10-29]. <https://docbook.com.cn/information/1784>.
Docbook. 2023 年中国大陆地区冠心病介入治疗注册数据公布 [EB/OL]. (2024) [2025-10-29]. <https://docbook.com.cn/information/1784>.

6. Research Nester. Neurointerventional devices market size and forecast, by indication (stroke, brain aneurysm): product; application—growth trends, key players, regional analysis 2026–2035 [EB/OL]. (2025-08-12) [2025-10-29]. <https://www.researchnester.com/reports/neurointerventional-devices-market/7312>.
7. Xi J F, Zhang A Q, Liu Z Y, et al. Diffractive catheter for ultrahigh-resolution spectral-domain volumetric OCT imaging[J]. *Opt Lett*, 2014, **39** (7): 2016–2019.
8. Huibers A, De Borst G J, Wan S, et al. Non-invasive carotid artery imaging to identify the vulnerable plaque: current status and future goals[J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2015, **50** (5): 563–572.
9. Suh P S, Jung S C, Moon H H, et al. Diagnosis of unruptured intracranial aneurysms using proton-density magnetic resonance angiography: a comparison with high-resolution time-of-flight magnetic resonance angiography[J]. *Korean J Radiol*, 2024, **25** (6): 575–588.
10. Abouelnour A, Gori T. Intravascular imaging in coronary stent restenosis: prevention, characterization, and management[J]. *Front Cardiovasc Med*, 2022, **9**: 843734.
11. Saboori M, Hekmatnia A, Ghazavi A, et al. The comparative study on diagnostic validity of cerebral aneurysm by computed tomography angiography versus digital subtraction angiography after subarachnoid hemorrhage[J]. *J Res Med Sci*, 2011, **16** (8): 1020–1025.
12. Wang X, Matsumura M, Mintz G S, et al. In vivo calcium detection by comparing optical coherence tomography, intravascular ultrasound, and angiography[J]. *JACC: Cardiovasc Imaging*, 2017, **10** (8): 869–879.
13. Omatsu T, Sotomi Y, Kobayashi T, et al. Quantitative validation of the coronary angioscopic yellow plaque with lipid core burden index assessed by intracoronary near-infrared spectroscopy[J]. *J Atheroscler Thromb*, 2022, **29** (3): 362–369.
14. Baruš P, Modrzewski J, Gumieźna K, et al. Comparative appraisal of intravascular ultrasound and optical coherence tomography in invasive coronary imaging: 2022 update[J]. *J Clin Med*, 2022, **11** (14): 4055.
15. McGuire C, Shlofmitz E, Melaku G D, et al. Comparison of quantitative calcium parameters between optical coherence tomography and invasive coronary angiography[J]. *REC: Interv Cardiol*, 2022, **4**: 6–11.
16. Combaret N, Amabile N, Duband B, et al. Contribution of the optical coherence tomography in calcified lesions[J]. *Rev Cardiovasc Med*, 2023, **24** (3): 93.
17. Duan Y Y, Jing L M, Pan S, et al. Optical coherence tomography: evaluating the effects of stent boost subtract imaging on stent underexpansion in STEMI patients[J]. *BMC Cardiovasc Disord*, 2022, **22** (1): 62.
18. Kubo T, Nakazawa G. Optical coherence tomography criteria for stent optimisation[J]. *EuroIntervention*, 2022, **18** (2): e99–e100.
19. Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254** (5035): 1178–1181.
20. Liu D J, Huang Z Y, Li Z R, et al. Recent advances in micro-endoscopies based on optical coherence tomography (invited)[J]. *Laser Optoelectron Prog*, 2024, **61** (2): 0211025.
- 刘德军, 黄梓毅, 李卓荣, 等. 光学相干层析显微内窥成像技术研究进展 (特邀)[J]. *激光与光电子学进展*, 2024, **61** (2): 0211025.
21. Fercher A F, Hitzinger C K, Kamp G, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. *Opt Commun*, 1995, **117** (1-2): 43–48.
22. Wojtkowski M, Leitgeb R, Kowalczyk A, et al. In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography[J]. *J Biomed Opt*, 2002, **7** (3): 457–463.
23. Nassif N A, Cense B, Park B H, et al. In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve[J]. *Opt Express*, 2004, **12** (3): 367–376.
24. Chen S, Lin K, Chen X et al. Spectrally extended line field optical coherence tomography angiography[J]. *Opto-Electron Adv*, 2025, **8**: 240293.
25. Yun S H, Tearney G J, Bouma B E, et al. High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3 μm wavelength[J]. *Opt Express*, 2003, **11** (26): 3598–3604.
26. Chinn S R, Swanson E A, Fujimoto J G. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source[J]. *Opt Lett*, 1997, **22** (5): 340–342.
27. Choma M A, Sarunic M V, Yang C, et al. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2003, **11** (18): 2183–2189.
28. Wojtkowski M, Srinivasan V J, Ko T H, et al. Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]. *Opt Express*, 2004, **12** (11): 2404–2422.
29. Wei Y Z, Yuan X, Lan G P, et al. Research progress and application of cardiovascular optical coherence tomography[J]. *Laser Optoelectron Prog*, 2021, **58** (24): 2400002.
- 韦赢兆, 袁研, 蓝公仆, 等. 心血管光学相干层析成像的研究进展和应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, **58** (24): 2400002.
30. Huber R, Wojtkowski M, Fujimoto J G. Fourier Domain Mode Locking (FDML): a new laser operating regime and applications for optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2006, **14** (8): 3225–3237.
31. Potsaid B, Baumann B, Huang D, et al. Ultrahigh speed 1050 nm swept source / Fourier domain OCT retinal and anterior segment imaging at 100, 000 to 400, 000 axial scans per second[J]. *Opt Express*, 2010, **18** (19): 20029–20048.
32. Xu J J, Zhang C, Xu J B, et al. Megahertz all-optical swept-source optical coherence tomography based on broadband amplified optical time-stretch[J]. *Opt Lett*, 2014, **39** (3): 622–625.
33. Kang J Q, Zhu R, Sun Y X, et al. Pencil-beam scanning catheter for intracoronary optical coherence tomography[J]. *Opto-Electron Adv*, 2022, **5** (3): 200050.
34. Xing J C, Kim J, Yoo H. Design and fabrication of an optical probe with a phase filter for extended depth of focus[J]. *Opt Express*, 2016, **24** (2): 1037–1044.
35. Pahlevaninezhad H, Khorasaninejad M, Huang Y W, et al. Nano-optic endoscope for high-resolution optical coherence tomography in vivo[J]. *Nat Photonics*, 2018, **12** (9): 540–547.
36. Liang C P, Wierwille J, Moreira T, et al. A forward-imaging needle-type OCT probe for image guided stereotactic procedures[J]. *Opt Express*, 2011, **19** (27): 26283–26294.
37. Yu H Y, Hu J Y, Gu J Y, et al. Optical design and applications of

- endoscopic optical coherence tomography probe with large field of view[J]. *Opto-Electron Eng*, 2025, **52**(6): 250049
- 于昊扬, 胡津源, 顾敬业, 等. 大视场内窥光学相干层析成像探头的光学设计与应用[J]. *光电工程*, 2025, **52**(6): 250049
38. Tanigawa J, Barlis P, Di Mario C. Intravascular optical coherence tomography: optimisation of image acquisition and quantitative assessment of stent strut apposition[J]. *EuroIntervention*, 2007, **3** (1): 128–136.
 39. Gora M J, Suter M J, Tearney G J, et al. Endoscopic optical coherence tomography: technologies and clinical applications [invited][J]. *Biomed Opt Express*, 2017, **8** (5): 2405–2444.
 40. Popescu D P, Choo-Smith L P, Flueraru C, et al. Optical coherence tomography: fundamental principles, instrumental designs and biomedical applications[J]. *Biophys Rev*, 2011, **3** (3): 155–169.
 41. Yun S H, Tearney G J, de Boer J F, et al. High-speed optical frequency-domain imaging[J]. *Opt Express*, 2003, **11** (22): 2953–2963.
 42. Tearney G J, Brezinski M E, Bouma B E, et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276** (5321): 2037–2039.
 43. Song G, Jelly E T, Chu K K, et al. A review of low-cost and portable optical coherence tomography[J]. *Prog Biomed Eng*, 2021, **3** (3): 032002.
 44. Pan Y T, Xie H K, Fedder G K. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror[J]. *Opt Lett*, 2001, **26** (24): 1966–1968.
 45. Duan C, Tanguy Q, Pozzi A, et al. Optical coherence tomography endoscopic probe based on a tilted MEMS mirror[J]. *Biomed Opt Express*, 2016, **7** (9): 3345–3354.
 46. Luo S T, Wang D, Tang J Y, et al. Circumferential-scanning endoscopic optical coherence tomography probe based on a circular array of six 2-axis MEMS mirrors[J]. *Biomed Opt Express*, 2018, **9** (5): 2104–2114.
 47. Zhang J, Nguyen T, Potsaid B, et al. Multi-MHz MEMS-VCSEL swept-source optical coherence tomography for endoscopic structural and angiographic imaging with miniaturized brushless motor probes[J]. *Biomed Opt Express*, 2021, **12** (4): 2384–2403.
 48. Chen Q, Zhao H, Qi T X, et al. A miniaturized electrothermal-MEMS-based optical coherence tomography (OCT) Handheld Microscope[J]. *Photonics*, 2023, **11** (1): 17.
 49. Li J W, Thiele S, Quirk B C, et al. Ultrathin monolithic 3D printed optical coherence tomography endoscopy for preclinical and clinical use[J]. *Light: Sci Appl*, 2020, **9**: 124.
 50. Pereira V M, Lylyk P, Cancelliere N, et al. Volumetric microscopy of cerebral arteries with a miniaturized optical coherence tomography imaging probe[J]. *Sci Transl Med*, 2024, **16** (747): eadl4497.
 51. Tang P J, Wang R K, Chao Q. Digital calibration method to enable depth-resolved all-fiber polarization sensitive optical coherence tomography with an arbitrary input polarization state[J]. *Biomed Opt Express*, 2024, **15** (5): 3329–3343.
 52. Yin J C, Yang H C, Li X, et al. Integrated intravascular optical coherence tomography ultrasound imaging system[J]. *J Biomed Opt*, 2010, **15** (1): 010512.
 53. Sheth T N, Pinilla-Echeverri N, Mehta S R, et al. First-in-human images of coronary atherosclerosis and coronary stents using a novel hybrid intravascular ultrasound and optical coherence tomographic catheter[J]. *JACC: Cardiovasc Interv*, 2018, **11** (23): 2427–2430.
 54. Leng J, Zhang J K, Li C G, et al. Multi-spectral intravascular photoacoustic/ultrasound/optical coherence tomography tri-modality system with a fully-integrated 0.9-mm full field-of-view catheter for plaque vulnerability imaging[J]. *Biomed Opt Express*, 2021, **12** (4): 1934–1946.
 55. Kim S, Nam H S, Lee M W, et al. Comprehensive assessment of high-risk plaques by dual-modal imaging catheter in coronary artery[J]. *Basic Transl Sci*, 2021, **6** (12): 948–960.
 56. Kim S, Nam H S, Kang D O, et al. Intracoronary structural-molecular imaging for multitargeted characterization of high-risk plaque: first-in-human OCT-FLIm[J]. *JAMA Cardiol*, 2025, **10** (7): 708.
 57. Bec J, Zhou X N, Villiger M, et al. Dual modality intravascular catheter system combining pulse-sampling fluorescence lifetime imaging and polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Biomed Opt Express*, 2024, **15** (4): 2114–2132.
 58. Sergeev A M, Gelikonov V M, Gelikonov G V, et al. In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa[J]. *Opt Express*, 1997, **1** (13): 432–440.
 59. Duan C, Zhang X Y, Wang D L, et al. An endoscopic forward-viewing OCT imaging probe based on a two-axis scanning mems mirror[C]//*Proceedings of 2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2014: 1397–1400. <https://doi.org/10.1109/ISBI.2014.6868139>.
 60. Gorecki C, Bargiel S. MEMS scanning mirrors for optical coherence tomography[J]. *Photonics*, 2020, **8** (1): 6.
 61. Jung W, McCormick D T, Zhang J, et al. Three-dimensional endoscopic optical coherence tomography by use of a two-axis microelectromechanical scanning mirror[J]. *Appl Phys Lett*, 2006, **88** (16): 163901.
 62. Strathman M, Liu Y B, Li X D, et al. Dynamic focus-tracking MEMS scanning micromirror with low actuation voltages for endoscopic imaging[J]. *Opt Express*, 2013, **21** (20): 23934–23941.
 63. Sun J J, Guo S G, Wu L, et al. 3D in vivo optical coherence tomography based on a low-voltage, large-scan-range 2D MEMS mirror[J]. *Opt Express*, 2010, **18** (12): 12065–12075.
 64. Jacobs F J C, Groenhuis V, de Jong I M, et al. Evaluation of a novel forward-looking optical coherence tomography probe for endoscopic applications: an ex vivo feasibility study[J]. *Surg Endosc*, 2024, **38** (12): 7677–7686.
 65. Wu X Y, Ishrak R, Reihanisarsari R, et al. High-speed forward-viewing optical coherence tomography probe based on Lissajous sampling and sparse reconstruction[J]. *Opt Lett*, 2024, **49** (13): 3652–3655.
 66. Zhang W, Li Y X, Yu Y X, et al. Simultaneous photoacoustic microscopy, spectral-domain optical coherence tomography, and fluorescein microscopy multi-modality retinal imaging[J]. *Photoacoustics*, 2020, **20**: 100194.
 67. Park J, Park B, Kim T Y, et al. Quadruple ultrasound, photoacoustic, optical coherence, and fluorescence fusion imaging with a transparent ultrasound transducer[J]. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2021, **118** (11): e1920879118.
 68. Chamié D, Costa J R, Jr, Damiani L P, et al. Optical coherence

- tomography versus intravascular ultrasound and angiography to guide percutaneous coronary interventions: the iSIGHT randomized trial[J]. *Circ Cardiovasc Interventions*, 2021, **14** (3): e009452.
69. Kurogi K, Ishii M, Ikebe S, et al. Optical coherence tomography—versus intravascular ultrasound-guided stent expansion in calcified lesions[J]. *Cardiovasc Intervention Ther*, 2022, **37** (2): 312–323.
 70. Ravindran K, Casabella A M, Cebra J, et al. Mechanism of action and biology of flow diverters in the treatment of intracranial aneurysms[J]. *Neurosurgery*, 2020, **86** (S1): S13–S19.
 71. Fiehler J, Ortega-Gutierrez S, Anagnostakou V, et al. Evaluation of flow diverters for cerebral aneurysm therapy: recommendations for imaging analyses in clinical studies, endorsed by ESMINT, ESNR, OCIN, SILAN, SNIS, and WFITN[J]. *J NeuroInterv Surg*, 2025, **17** (6): 632–639.
 72. Xu Y, Li Z F, Zhao R. Application of intravascular optical coherence tomography in interventional diagnosis and treatment of cerebrovascular diseases: recent progress[J]. *Acad J Naval Med Univ*, 2024, **45** (4): 500–506.
许燕, 李子付, 赵瑞. 血管内光学相干断层成像在脑血管疾病介入诊疗中的应用进展[J]. *海军军医大学学报*, 2024, **45** (4): 500–506.
 73. Mansourian E, Pavlin-Premrl D, Friedman J, et al. High-frequency optical coherence tomography for endovascular management of cerebral aneurysms[J]. *J Med Imaging Radiat Oncol*, 2024, **68** (4): 447–456.
 74. Xu R, Zhao Q, Wang T, et al. Optical coherence tomography in cerebrovascular disease: open up new horizons[J]. *Transl Stroke Res*, 2023, **14** (2): 137–145.
 75. Li L, Yongjie M, Dmytriw A A, et al. Evaluation of vessel wall apposition for stent-assisted coiling in treatment of vertebral artery aneurysms using optical coherence tomography[J]. *Clin Neuroradiol*, 2022, **32** (2): 565–570.
 76. Kume T, Akasaka T, Kawamoto T, et al. Assessment of coronary arterial thrombus by optical coherence tomography[J]. *Am J Cardiol*, 2006, **97** (12): 1713–1717.
 77. de Jesús Gutiérrez-Baños J, Castillo-Rangel C, Rodriguez-Pereira M I, et al. Early experience using optical coherence tomography for intraluminal evaluation of vascular healing associated with endovascular treatment of intracranial aneurysms[J]. *J Neurosurg*, 2025, **143** (3): 668–677.
 78. Gounis M J, Ughi G J, Marosfoi M, et al. Intravascular optical coherence tomography for neurointerventional surgery[J]. *Stroke*, 2019, **50** (1): 218–223.
 79. King R M, Marosfoi M, Caroff J, et al. High frequency optical coherence tomography assessment of homogenous neck coverage by intrasaccular devices predicts successful aneurysm occlusion[J]. *J NeuroInterv Surg*, 2019, **11** (11): 1150–1154.
 80. Sanchez S, Mossa-Basha M, Anagnostakou V, et al. Comprehensive imaging analysis of intracranial atherosclerosis[J]. *J NeuroInterv Surg*, 2025, **17** (3): 311–320.
 81. Mathews M S, Su J P, Heidari E, et al. Neuroendovascular optical coherence tomography imaging and histological analysis[J]. *Neurosurgery*, 2011, **69** (2): 430–439.
 82. Fernández-Alvarez V, Linares-Sánchez M, Suárez C, et al. Novel imaging-based biomarkers for identifying carotid plaque vulnerability[J]. *Biomolecules*, 2023, **13** (8): 1236.
 83. Ughi G J, Marosfoi M G, King R M, et al. A neurovascular high-frequency optical coherence tomography system enables in situ cerebrovascular volumetric microscopy[J]. *Nat Commun*, 2020, **11** (1): 3851.
 84. Yang B, Feng Y D, Ma Y, et al. Frequency-domain optical coherence tomography for intracranial atherosclerotic stenosis: feasibility, safety, and preliminary experience[J]. *Front Neurol*, 2021, **12**: 678443.
 85. Li L, Dmytriw A A, Krings T, et al. Visualization of the human intracranial vasa vasorum in vivo using optical coherence tomography[J]. *JAMA Neurol*, 2020, **77** (7): 903–905.
 86. Feng Y D, Dmytriw A A, Yang B, et al. Neovascularization in human intracranial atherosclerotic in-stent restenosis[J]. *Diagnostics*, 2021, **11** (2): 322.
 87. Herzig R, Hluštík P, Urbánek K, et al. Can we identify patients with carotid occlusion who would benefit from EC/IC bypass? Review[J]. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 2004, **148** (2): 119–122.
 88. Blaser T, Hofmann K, Buerger T, et al. Risk of stroke, transient ischemic attack, and vessel occlusion before endarterectomy in patients with symptomatic severe carotid stenosis[J]. *Stroke*, 2002, **33** (4): 1057–1062.
 89. Yoshimura S, Kawasaki M, Yamada K, et al. Visualization of internal carotid artery atherosclerotic plaques in symptomatic and asymptomatic patients: a comparison of optical coherence tomography and intravascular ultrasound[J]. *Am J Neuroradiol*, 2012, **33** (2): 308–313.
 90. Jones M R, Attizzani G F, Given C A, et al. Intravascular frequency-domain optical coherence tomography assessment of carotid artery disease in symptomatic and asymptomatic patients[J]. *JACC: Cardiovasc Interv*, 2014, **7** (6): 674–684.
 91. Shi X, Han Y F, Li M, et al. Superficial calcification with rotund shape is associated with carotid plaque rupture: an optical coherence tomography study[J]. *Front Neurol*, 2020, **11**: 563334.
 92. Zhuo J, Wang L, Li R L, et al. Identification of symptomatic carotid artery plaque: a predictive model combining angiography with optical coherence tomography[J]. *Front Neurol*, 2024, **15**: 1445227.
 93. Reimers B, Nikas D N, Stabile E, et al. Preliminary experience with optical coherence tomography imaging to evaluate carotid artery stents: safety, feasibility and techniques[J]. *EuroIntervention*, 2011, **7** (1): 98–105.
 94. Harada K, Kajihara M, Sankoda Y, et al. Efficacy of post-dilatation during carotid artery stenting for unstable plaque using closed-cell design stent evaluated by optical coherence tomography[J]. *J Neuroradiol*, 2019, **46** (6): 384–389.
 95. Umemoto T, de Donato G, Pacchioni A, et al. Optical coherence tomography assessment of new-generation mesh-covered stents after carotid stenting[J]. *EuroIntervention*, 2017, **13** (11): 1347–1354.
 96. Xu X H, Huang F H, Shi X, et al. Optical coherence tomography evaluation of carotid artery stenosis and stenting in patients with previous cervical radiotherapy[J]. *Front Neurosci*, 2022, **16**: 861511.
 97. Shindo S, Fujii K, Shirakawa M, et al. Morphologic features of

- carotid plaque rupture assessed by optical coherence tomography[J]. *Am J Neuroradiol*, 2015, **36** (11): 2140–2146.
98. Kume T, Akasaka T, Kawamoto T, et al. Assessment of coronary arterial plaque by optical coherence tomography[J]. *Am J Cardiol*, 2006, **97** (8): 1172–1175.
 99. Yuki H, Sugiyama T, Suzuki K, et al. Coronary inflammation and plaque vulnerability: a coronary computed tomography and optical coherence tomography study[J]. *Circ: Cardiovasc Imaging*, 2023, **16** (3): e014959.
 100. Hong H H, Jia H B, Zeng M, et al. Risk stratification in acute coronary syndrome by comprehensive morphofunctional assessment with optical coherence tomography[J]. *JACC: Asia*, 2022, **2** (4): 460–472.
 101. Araki M, Park S J, Dauerman H L, et al. Optical coherence tomography in coronary atherosclerosis assessment and intervention[J]. *Nat Rev Cardiol*, 2022, **19** (10): 684–703.
 102. Ali Z A, Galougahi K K, Mintz G S, et al. Intracoronary optical coherence tomography: state of the art and future directions: state of the art in OCT[J]. *EuroIntervention*, 2021, **17** (2): e105–e123.
 103. Jang I K, Tearney G J, MacNeill B, et al. In vivo characterization of coronary atherosclerotic plaque by use of optical coherence tomography[J]. *Circulation*, 2005, **111** (12): 1551–1555.
 104. Lee T, Mintz G S, Matsumura M, et al. Prevalence, predictors, and clinical presentation of a calcified nodule as assessed by optical coherence tomography[J]. *JACC: Cardiovasc Imaging*, 2017, **10** (8): 883–891.
 105. Kondo S, Mizukami T, Kobayashi N, et al. Diagnosis and prognostic value of the underlying cause of acute coronary syndrome in optical coherence tomography-guided emergency percutaneous coronary intervention[J]. *J Am Heart Assoc*, 2023, **12** (20): e030412.
 106. Yu M, Yang Y, Dong S L, et al. Effect of colchicine on coronary plaque stability in acute coronary syndrome as assessed by optical coherence tomography: the COLOCT randomized clinical trial[J]. *Circulation*, 2024, **150** (13): 981–993.
 107. Deng C C, Liu Z J, Li C Z, et al. Predictive models for cholesterol crystals and plaque vulnerability in acute myocardial infarction: insights from an optical coherence tomography study[J]. *Int J Cardiol*, 2025, **418**: 132610.
 108. Yamaji K, Kanenawa K, Morofuji T, et al. Serial optical coherence tomography assessment of coronary atherosclerosis and long-term clinical outcomes[J]. *J Am Heart Assoc*, 2024, **13** (21): e034458.
 109. Wang J, Yuan S, Qi J J, et al. Advantages and prospects of optical coherence tomography in interventional therapy of coronary heart disease (review)[J]. *Exp Ther Med*, 2022, **23** (4): 255.
 110. Silvestri O, Accarino G, Turchino D, et al. Mid-term results of an Italian multicentric experience with the RoadsaverTM dual-layer carotid stent system[J]. *Healthcare*, 2024, **12** (1): 120.
 111. Volleberg R, Mol J Q, van der Heijden D, et al. Optical coherence tomography and coronary revascularization: from indication to procedural optimization[J]. *Trends Cardiovasc Med*, 2023, **33** (2): 92–106.
 112. Kim B G, Kachel M, Kim J S, et al. Clinical implications of poststent optical coherence tomographic findings: severe malapposition and cardiac events[J]. *JACC: Cardiovasc Imaging*, 2022, **15** (1): 126–137.
 113. Zhang W, Zhang W, Gu N, et al. Naturally occurring atherosclerosis progression and in-stent restenosis: exploring histomorphologic associations using optical coherence tomography[J]. *J Cardiovasc Pharmacol*, 2024, **83** (6): 646–654.
 114. Han Y, Yuan X H, Wang W, et al. Clinical significance of optical coherence tomography-guided percutaneous coronary intervention for in-stent restenosis within drug-eluting stents: impact on patient outcomes[J]. *J Am Heart Assoc*, 2024, **13** (21): e033954.
 115. Föllmer B, Williams M C, Dey D, et al. Roadmap on the use of artificial intelligence for imaging of vulnerable atherosclerotic plaque in coronary arteries[J]. *Nat Rev Cardiol*, 2024, **21** (1): 51–64.
 116. Hampe N, Wolterink J M, van Velzen S G M, et al. Machine learning for assessment of coronary artery disease in cardiac CT: a survey[J]. *Front Cardiovasc Med*, 2019, **6**: 172.
 117. Chu M, Jia H B, Gutiérrez-Chico J L, et al. Artificial intelligence and optical coherence tomography for the automatic characterisation of human atherosclerotic plaques[J]. *EuroIntervention*, 2021, **17** (1): 41–50.
 118. Min H S, Yoo J H, Kang S J, et al. Detection of optical coherence tomography-defined thin-cap fibroatheroma in the coronary artery using deep learning[J]. *EuroIntervention*, 2020, **16** (5): 404–412.
 119. Park S, Araki M, Nakajima A, et al. Enhanced diagnosis of plaque erosion by deep learning in patients with acute coronary syndromes[J]. *JACC: Cardiovasc Interv*, 2022, **15** (20): 2020–2031.
 120. Liu Y Q, Nezami F R, Edelman E R. A Transformer-based pyramid network for coronary calcified plaque segmentation in intravascular optical coherence tomography images[J]. *Comput Med Imaging Graphics*, 2024, **113**: 102347.
 121. Tang H, Zhang Z Q, He Y L, et al. Automatic classification and segmentation of atherosclerotic plaques in the intravascular optical coherence tomography (IVOCT)[J]. *Biomed Signal Process Control*, 2023, **85**: 104888.
 122. Huang Z L, Sun J Y, Shao Y F, et al. PolarFormer: a transformer-based method for multi-lesion segmentation in intravascular OCT[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2024, **43** (12): 4190–4199.
 123. Wang S, Huang Z L, Wang Z X, et al. MAPI-Net: a context and location fusion network for multi-lesion segmentation in intravascular OCT[J]. *Biomed Signal Process Control*, 2024, **96**: 106559.
 124. Liu P F, Lu Z, Hou W Q, et al. Automated comprehensive evaluation of coronary artery plaque in IVOCT using deep learning[J]. *iScience*, 2025, **28** (4): 112169.
 125. Lee W, Nam H S, Seok J Y, et al. Deep learning-based image enhancement in optical coherence tomography by exploiting interference fringe[J]. *Commun Biol*, 2023, **6** (1): 464.
 126. Huang C X, Zhang G K, Lu Y W, et al. Automatic segmentation of bioabsorbable vascular stents in Intravascular optical coherence images using weakly supervised attention network[J]. *Future Gener Comput Syst*, 2021, **114**: 427–434.
 127. Guo Q Y, Chen J L, Huang J, et al. An intravascular optical coherence tomography technique for *in vivo* carotid intima-media thickness measurement and mechanical characterization[J]. *Biomed Signal Process Control*, 2024, **90**: 105936.

128. Balaji A, Kelsey L J, Majeed K, et al. Coronary artery segmentation from intravascular optical coherence tomography using deep capsules[J]. *Artif Intell Med*, 2021, **116**: 102072.
129. Lau Y S, Tan L K, Chee K H, et al. Efficient autonomous lumen segmentation in intravascular optical coherence tomography images: unveiling the potential of polynomial-regression convolutional neural network[J]. *IRBM*, 2024, **45** (1): 100814.
130. Grand View Research. Cardiovascular devices market (2025–2033) [EB/OL]. (2025-08-29)[2025-10-29].
<https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/cardiovascular-devices-market>.
131. Fortune Business Insights. Optical coherence tomography (OCT) market report[EB/OL]. [2025-10-29].
<https://www.fortunebusinessinsights.com/optical-coherence-tomography-market-112204>.

作者简介



万欣瑶 (2001-), 女, 硕士研究生, 研究方向为智能光纤内窥图像分析。

E-mail: 24241215181@stu.xidian.edu.cn



【通信作者】王杨云逗 (1988-), 女, 博士, 副研究员, 研究方向为智能生物学显微成像。

E-mail: wangyangyundou@xidian.edu.cn



【通信作者】郭成飞 (1994-), 男, 博士, 副研究员, 研究方向为计算显微成像。

E-mail: guochengfei@xidian.edu.cn

Advances in optical coherence tomography for intelligent diagnosis and treatment of cardiovascular and cerebrovascular diseases

Wan Xinyao¹, Hu Mingyang¹, Wang Yangyundou^{1*}, Li Xuan^{1,2}, Guo Chengfei^{1,2*}

¹ Hangzhou Research Institute, Xidian University, Hangzhou, Zhejiang 311200, China;

² School of Optoelectronic Engineering, Xidian University, Xi'an, Shaanxi 710071, China

Abstract

Significance Cardiovascular and cerebrovascular diseases remain leading causes of global mortality and morbidity, imposing a substantial clinical and socioeconomic burden. These diseases require accurate early diagnosis and minimally invasive image-guided intervention. Optical coherence tomography (OCT) is a high-resolution optical imaging modality based on low-coherence interferometry. It provides real-time cross-sectional imaging with micrometer-scale resolution, enabling detailed visualization of vascular microstructures. OCT operates without ionizing radiation and demonstrates strong resistance to metallic artifacts, making it particularly suitable for intravascular applications where stents and calcifications are frequently present. Owing to these advantages, OCT has become an essential tool for lesion characterization and interventional guidance. It enables precise evaluation of atherosclerotic plaques, arterial dissection, aneurysm morphology, stent deployment quality, and post-procedural vascular healing, thereby providing critical microstructural information for precision diagnosis and treatment planning.

Progress From a technical perspective, OCT is categorized into time-domain OCT (TD-OCT) and Fourier-domain OCT (FD-OCT) according to signal acquisition and reconstruction strategies. TD-OCT relies on mechanical reference-arm scanning to obtain depth-resolved signals, which limits imaging speed and sensitivity. In contrast, FD-OCT reconstructs depth information through Fourier transformation of spectral interference signals without mechanical delay scanning. This approach significantly improves signal-to-noise ratio, imaging speed, and sensitivity. As a result, FD-OCT has largely replaced TD-OCT in clinical practice and has enabled high-throughput intravascular imaging during percutaneous interventions. Fiber-based endoscopic OCT probes are the core components for intravascular imaging systems. These probes are generally classified into side-view and forward-view configurations based on imaging geometry. Side-view probes are widely used in coronary and cerebrovascular imaging, providing 360-degree circumferential visualization of vessel walls and enabling accurate assessment of lumen morphology and plaque distribution. Continuous advances in microfabrication and optical design have reduced probe diameters to below 0.5 mm, allowing safe navigation in small and tortuous vessels while maintaining imaging stability. Forward-view probes, on the other hand, are more suitable for anatomical navigation and lesion targeting, particularly in complex vascular geometries and preclinical cerebrovascular or gastrointestinal applications where directional imaging is required. In recent years, multimodal OCT probe systems have emerged as an important research direction. These systems integrate OCT with complementary imaging modalities such as ultrasound, photoacoustic imaging, fluorescence lifetime imaging, and near-infrared spectroscopy. Such integration enables simultaneous acquisition of structural, functional, and molecular information, overcoming the intrinsic limitation of OCT in penetration depth and biochemical specificity. Multimodal imaging significantly improves the comprehensive assessment of vulnerable plaques by combining morphological features with compositional and functional biomarkers.

Clinically, OCT has been widely adopted in cardiovascular and cerebrovascular diseases. It provides high-resolution visualization of plaque microstructures, including lipid-rich necrotic cores, fibrous caps, calcification patterns, microvessels, and intraluminal thrombi. These features are essential for distinguishing stable plaques from vulnerable plaques that are prone to rupture. In coronary artery intervention, OCT plays a critical role in stent optimization. It allows quantitative assessment of stent expansion, malapposition, under-expansion, edge dissection, tissue prolapse, and neointimal hyperplasia. These measurements directly inform procedural decisions such as balloon sizing, post-dilation strategy, and implantation optimization, ultimately improving procedural safety and long-term outcomes. In cerebrovascular applications, OCT has demonstrated increasing clinical value in aneurysm evaluation, intracranial atherosclerosis assessment, and flow-diverter treatment monitoring. It enables detailed visualization of aneurysm wall microstructure, evaluation of stent apposition in tortuous intracranial vessels, and assessment of endothelial healing after endovascular treatment. These capabilities provide critical information for rupture risk stratification and postoperative outcome prediction, which are difficult to achieve with conventional imaging modalities.

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (62305258, 62575228), the Zhejiang Provincial Key Research and Development Program (2025C01197 (SD2)), and Concept Verification Fund of Xidian-Hangzhou Research Institute (GNYZ2024SJ007)

*Correspondence: Wang Y Y D, E-mail: wangyangyundou@xidian.edu.cn; Guo C F, E-mail: guochengfei@xidian.edu.cn

Conclusions Recent OCT systems show a clear evolution toward platform integration, multimodal fusion, and artificial intelligence (AI)-assisted analysis. Commercial systems developed by major manufacturers such as Abbott, Terumo, and Zeiss support rapid pullback imaging, automated lumen and stent analysis, and real-time image enhancement. These improvements significantly increase procedural efficiency and reduce operator dependence. Meanwhile, AI-driven OCT analysis has developed rapidly. Deep learning models based on convolutional neural networks and transformer architectures have been applied to vessel segmentation, plaque classification, calcification quantification, stent detection, and lesion identification. These models enable automated pixel-level segmentation and frame-level classification, improving both diagnostic accuracy and inter-observer consistency. Furthermore, AI systems facilitate large-scale quantitative analysis, enabling new opportunities for imaging biomarkers and outcome prediction models.

Prospects Despite these advances, several challenges remain in OCT technology and clinical translation. Limited imaging penetration restricts visualization of deep vessel wall structures. Metal-induced shadowing still affects quantitative evaluation in heavily calcified lesions. In addition, variability in imaging protocols and lack of standardized datasets hinder large-scale clinical validation of AI models. Interpretability and generalization of AI algorithms across institutions also remain important issues for clinical adoption. OCT has become an indispensable high-resolution intravascular imaging technology in cardiovascular and cerebrovascular precision medicine. Future development will focus on ultra-miniaturized probes with diameters below 0.3 mm, faster imaging systems with higher frame rates, deeper penetration imaging through optimized light sources, and improved multimodal real-time fusion platforms. Advances in artifact suppression techniques will further enhance image quality in complex vascular environments. In parallel, interpretable and robust AI models with strong cross-center generalization capability will promote the transformation of OCT from an image interpretation tool into an integrated clinical decision-support system. With continuous technological innovation and clinical translation, OCT is expected to significantly improve early detection of vulnerable plaques, refine interventional strategies, and reduce adverse cardiovascular and cerebrovascular events. These developments will ultimately support the advancement of precision and personalized medicine in vascular diseases.

Keywords: optical coherence tomography; cardiovascular and cerebrovascular imaging; biomedical imaging; fiber-optic endoscopic imaging

Wan X Y, Hu M Y, Wang Y Y D, et al. Advances in optical coherence tomography for intelligent diagnosis and treatment of cardiovascular and cerebrovascular diseases[J]. *Opto-Electron Eng*, 2026, 53(4): 250268; DOI: [10.12086/oe.2026.250268](https://doi.org/10.12086/oe.2026.250268)

