·生物应用·

# 术中手持式内窥 OCT 的研究进展与临床应用

胡津源[1,2] 杨建文[1,2] 何益[1,2*]

［1. 中国科学技术大学生物医学工程学院（苏州），生命科学与医学部，合肥 230026；
2. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所，江苏省医用光学重点实验室，苏州 215163］

**【摘要】** 术中手持式内窥光学相干断层扫描（handheld endoscopic optical coherence tomography, HHOCT）通过融合光纤通讯与内窥镜技术，基于低相干干涉原理，利用亚毫米级微型化手持探针及MEMS驱动、光纤振动等灵活扫描机制，克服了传统OCT穿透深度的限制，能在血液、组织液等浑浊介质中获取视网膜分层、血管内膜等微米级高分辨率结构图像，其临床应用广泛覆盖眼科的玻璃体视网膜手术实时导航、心脏科的血管吻合评估、神经外科的深部脑组织成像及乳腺肿瘤切除中的切缘显微评估等领域，通过侧向或前向扫描探头及OCT手术钳等集成式手术器械实现操作与成像同步、消除视野盲区。当前技术在狭窄腔道适应性、多模态信息融合上存在挑战，未来将聚焦亚毫米级可弯曲探头研发、AI辅助病灶识别、机器人协同导航及低成本一次性器件普及，推动其向智能化手术导航系统演进。本文简述了HHOCT的发展现状，对其在系统结构优化、临床应用等方面的代表性工作进行了综述，并对其未来发展进行了展望。

**【关键词】** 光学相干断层扫描；内窥OCT；内窥探头；术中成像；微型化

**【中图分类号】** TH74;Q819 **【文献标识码】** A **【DOI】** 10.11876/mimt202504010

## Research progress and clinical application of intraoperative handheld endoscopic OCT

*Hu Jinyuan*[1,2], *Yang Jianwen*[1,2], *He Yi*[1,2*]

［*1. School of Biomedical Engineering (Suzhou), Division of Life Sciences and Medicine, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China; 2. Jiangsu Province Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Science, Suzhou 215163, China*］

**【Abstract】** Optical coherence tomography (OCT) is a key technology for high-resolution biomedical imaging. Intraoperative handheld endoscopic OCT combines optical fiber communication with endoscopic technology. Based on the principle of low coherence interference, it uses a submillimeter miniaturized handheld probe (diameter ≤ 1 mm) and flexible scanning mechanisms such as MEMS actuation and fiber vibration. Overcoming the penetration depth limitation of traditional OCT, it can obtain micron-level high-resolution structural images such as retinal stratification and vascular intima in turbid media such as blood and tissue fluid. Its clinical application widely covers ophthalmology (real-time navigation of vitreoretinal surgery), cardiology (vascular anastomosis evaluation), neurosurgery (deep brain tissue imaging) and breast tumor resection (microscopic margin assessment), etc. Through the integrated surgical instruments such as lateral or forward scanning probes and OCT surgical forceps, the operation and imaging can be synchronized and the blind area of the visual field can be eliminated. The current technology has challenges in narrow lumen adaptability and multimodal information fusion. The future development will focus on the development of submillimeter flexible probes, artificial intelligence-assisted lesion recognition, robot collaborative navigation, and the

**基金项目：**江苏省自然科学基金杰出青年基金项目（BK20240024）；中国科学院青年创新促进会优秀会员（Y2023087）；国家自然科学基金面上项目（62075235）；国家重点研发计划项目（2021YFF0700700）；中国科学院战略性先导科技专项（XDB1020000）

**第一作者：**胡津源，男，在读博士研究生，研究方向：眼科内窥OCT、手术导航显微镜

**通信作者：**何益，男，博士研究生，研究员，研究方向：眼科光学、生物光子学、基于智能计算的精准医疗等

popularization of low-cost disposable devices, so as to promote its evolution to an intelligent surgical navigation system. This article briefly describes the current development status of intraoperative handheld endoscopic OCT, reviews its representative works in terms of system structure optimization and clinical application, and presents an outlook for its future development.

【Key words】 Optical coherence tomography; Endoscopic OCT; Endoscopic probe; Intraoperative imaging; Miniaturization

光学相干断层扫描技术（optical coherence tomography, OCT）[1]是当今常见的一种生物医学光学成像方法。术中手持式内窥OCT（handheld endoscopic OCT, HHOCT）作为OCT技术的重要分支，融合光纤通讯与临床内窥镜技术，将探测光精准引导至目标区域，获取临床诊断所需部位的高分辨率断层图像。HHOCT的发展源于紧迫的临床需求，例如，在肿瘤外科手术中，传统术中冰冻切片检查的切缘阳性率仍高达13%[2]，导致二次手术率显著增加；在显微外科手术中，冠状动脉旁路移植术吻合口评估不当导致的早期失败率可达22.7%[3]；在眼科玻璃体视网膜手术中，医源性视网膜破裂的总体发生率为10.09%[4]。HHOCT通过提供实时、高分辨率的微观结构成像，有望显著改善这些临床结局。约翰斯·霍普金斯大学的研究团队开发了一种手持设备，证明了术中OCT指导可有效降低乳腺肿瘤切除术的阳性切缘率[5]。基于对组织形态学的研究，该技术为疾病早期诊断提供了有力工具，已成功应用于眼科、心脏科[6]、泌尿科[7]、胃肠科[8]、妇科[9]等多个临床科室，在疾病的监测、诊断、治疗及疗效评估中发挥了关键作用[10]。

本文总结了HHOCT的成像原理、技术特色和发展历程，系统梳理了其在系统结构优化、临床应用等方面的研究进展，分析了该技术在不同应用方向上的优势与局限性，并对其未来发展进行了展望。

## 1 手持式内窥OCT简介

### 1.1 OCT简介

OCT[1]是20世纪90年代初发展起来并逐步应用于多个领域的高分辨率、非侵入式、低损伤的生物医学断层成像技术。该技术基于生物组织散射光的相干干涉原理，是介观（微米）尺度活体组织高分辨率成像与观测的重要手段[1]。1991年，美国麻省理工学院的Huang等[1]首次报道OCT技术，其搭建的系统经处理后成功获取了离体人眼视网膜图像。OCT技术基于光的低相干干涉原理[11]，通过设置参考臂作为纵向深度的参照，通过移动参考臂对被测样品不同深度的背向干涉光进行扫描与处理，实现一维纵向深度信息的A扫描[12]，进一步地，在横向平面控制参考臂扫描获得系列A扫描数据，经处理后形成二维断层图像即实现B扫描，对系列B扫描数据进行三维重建，则可获得被测样品的立体结构信息[13]，如图1所示。

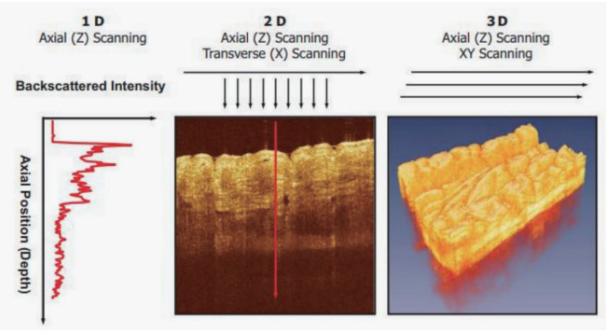



**图1** OCT扫描成像原理[11]

最初代的OCT是时域OCT技术（time domain optical coherence tomography, TD-OCT），受限于其成像原理及复杂的光学机械设计，成像速度、质量与分辨率均存在显著瓶颈[14]。傅里叶域OCT技术（Fourier domain optical coherence tomography, FD-OCT）的问世突破了这一局限，通过光学架构革新，其成像速度较TD-OCT提升了100～1 000倍，灵敏度提升了10～20 dB[15-16]，成为推动OCT技术商业化的关键里程碑。根据光源特性与干涉信号采集方式的差异，可将FD-OCT分为谱域OCT（spectral-domain OCT, SD-OCT）和扫频OCT（swept-source OCT, SS-OCT）两类[11]。两者核心差异主要体现在探测器类型与光源带宽上：SD-OCT采用电荷耦合器件（charge-coupled device, CCD）或互补金属氧化物半导体（complementary metal oxide semiconductor, CMOS）线阵探测器，接收宽带光源产生的干涉光谱信号，光源带宽通常在50～100 nm，

轴向分辨率可达5～10 μm；SS–OCT则使用单点探测器，接收窄带扫频光源在不同频率下产生的干涉信号，光源扫频范围可覆盖100～200 nm，轴向分辨率更优，可达3～5 μm，且在深度成像范围上具有优势，更适用于深层组织成像[11]。

与超声成像（ultrasound, US）、X射线计算机断层成像（X–ray computed tomography, X–CT）、核磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）等成像技术相比，OCT技术具备显著的分辨率优势，可达微米级[15]；而相较于多光子显微（multiphoton microscopy, MM）、共聚焦显微（confocal microscopy, CM）等超高分辨技术，OCT技术则展现出更强的层析能力[15]。OCT技术兼具较高分辨率与较高层析能力，加之非侵入、成像速度快等突出优势，使得OCT技术在生物医学领域获得广泛应用[16]。

### 1.2 内窥OCT简介

内窥OCT（endoscopic OCT, E–OCT）是指将扫描装置微型化（探头外径最小可达1 mm以下），最典型的为内窥OCT探针，可实现扫描模块直接进入人体器官内部对目标区域进行局部断层成像[17]，从而弥补传统OCT成像穿透深度有限的缺陷，获取更具临床价值的高分辨率靶向图像。内窥OCT探针的视场范围、扫描区域及速率是决定成像质量的核心参数。根据扫描光的出射和接收方向差异，内窥OCT探针可分为侧向扫描式（side–imaging）和前向扫描式（forward–imaging）两种[18]，前者是指扫描光由探针的侧面出射和接收，后者是指由探针的前端完成光信号交互。

根据扫描探针驱动方式的不同，内窥OCT技术可以分为体外扫描和体内扫描两类。体外扫描通过探针外部的传动装置驱动整个探针完成扫描[19]，但该模式下光纤因材料性能限制易受外力损伤。体内扫描则通过集成于探针内部的传动装置驱动光学组件实现扫描，其驱动模块可随探针深入人体内部。鉴于体外扫描的光纤脆弱性缺陷，体内扫描已成为内窥OCT的主流技术路径。SD–OCT技术诞生之后，凭借其快速成像能力与高信噪比性能，迅速在生物医学成像领域展现出广泛适用性，已成为主流的内窥OCT技术[6–9]。

### 1.3 术中手持式内窥OCT简介

传统桌面式OCT系统受限于其物理尺寸和结构设计，通常要求患者保持直立姿势并积极配合才能完成成像[20]。HHOCT探头的开发，克服了这一局限，使得对处于仰卧位、麻醉状态或无法配合摆位的患者进行成像成为可能。得益于其微型化设计，HHOCT可以直接进入人体腔道或者器官内部，如心腔[6]、血管[11]、子宫腔[9]、泌尿道[7]、胃和消化道[8]等，有效规避血液、组织液、浑浊介质或复杂解剖结构造成的遮挡。即使在传统OCT因穿透深度不足或干扰严重而失效的场景下，HHOCT仍能获取微米级分辨率的实时断层及三维图像。此外，其独特的手持灵活性设计，使外科医生能在动态手术过程中多角度探查目标区域如心脏瓣膜周边结构、子宫内膜异位病灶、输尿管内壁肿瘤等，并在操作手术器械如支架放置、消融定位、肿瘤边界界定等的同时实现精准导航，显著消除了开放手术或固定视野成像中的盲区。

## 2 术中手持式内窥OCT的发展与应用

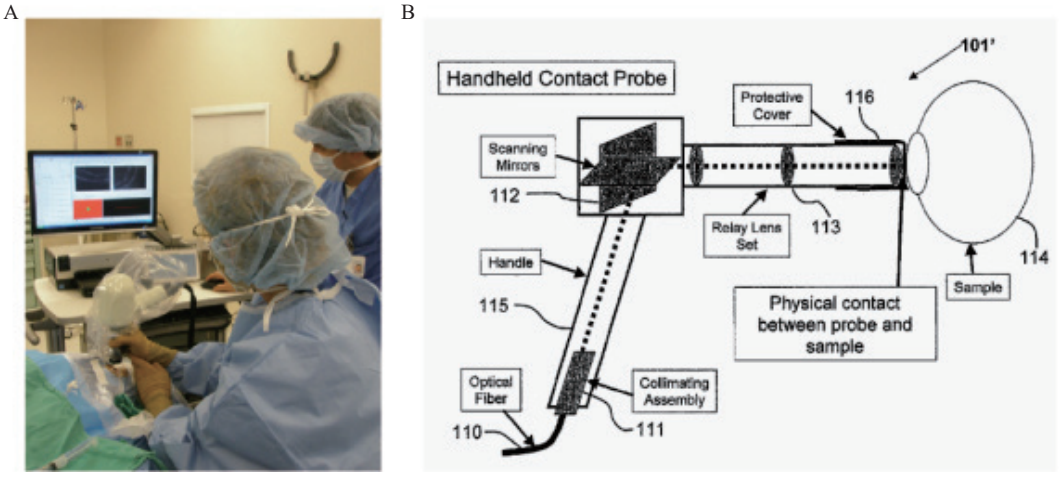
HHOCT的发展历程始于1997年，Boppart等[21]开发了首个前向型外部手持式OCT探头。该探头利用压电悬臂驱动光纤高频振动，并通过光纤末端聚焦光束实现样本扫描。虽然这种基于压电悬臂光纤振动的扫描机制结构紧凑，但与传统的振镜扫描方法相比，其系统视场（field of view, FOV）和图像采集速率均受到限制[20]。为克服上述局限，2001年，Radhakrishnan等[22]将振镜集成至手持式内窥OCT探头中，显著提升了光学扫描速度和灵活性。然而，这种改进也导致了探头尺寸和重量的增加。2005年，Yeow团队[23]和Jung团队[24]均将微机电系统（micro–electro–mechanical systems, MEMS）作为紧凑型光学扫描元件引入HHOCT探头设计，从而有效推动了HHOCT探头的轻量化与小型化进程。

总体而言，基于反射镜如振镜的光学扫描探头通常体积相对较大，更适用于非侵入性或对尺寸要求较低的手术成像场景；而基于光纤如压电振动光纤或MEMS的扫描探头则更易实现轻量化与小型化，能够更好地集成到精细手术针和器械内部。

### 2.1 外部手持式内窥OCT探头

在眼科成像领域，Radhakrishnan等[22]于2001年率先取得突破，他们首次将中心波长为1 310 nm、输出功率为22 mW的半导体光放大器光源与微型振镜集成，开发出手持式OCT扫描探头。该探头实现了眼前段实时动态成像（8 fps），其非接触式设计（工作距离10 mm）结合1 310 nm光源显著增强了巩膜/虹膜的穿透能力，支持角膜层析成像、房角结构可视化和瞳孔反射监测，为青光眼功能评估及屈光手术实时监控提供了关键技术手段。在手持操作过程中，医生可灵活调整探头角度与位置，精确对准目标区域[25]。此外，该探头亦可安装于支架上以提升成像稳定性[26-27]。

与之类似的还有Bioptigen公司的HHOCT探头[28]，如图2所示。该探头最初用于解决儿童眼部成像的配合难题[29-33]，并于2009年首次被引入人类眼科手术中[25]。此后，其他供应商开发的类似的HHOCT系统也相继问世并应用于眼科手术实践[34-36]。

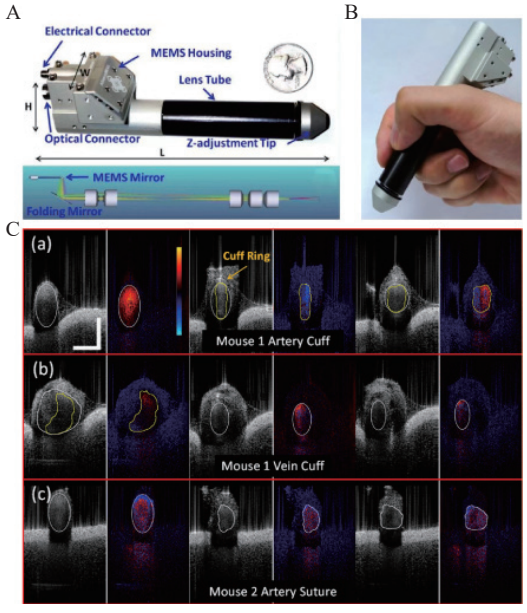



注：HHOCT为手持式内窥光学相干断层扫描技术。

**图2** Bioptigen公司的HHOCT探头[28] A为医生手持探头工作；B为HHOCT探头光路结构

除眼科外，多个研究团队亦致力于开发适用于其他外科场景的HHOCT探头。2005年，一款采用与Radhakrishnan团队技术[22]类似光学架构的HHOCT探头成功应用于6例开放性膝关节手术的术中成像[37]。2014年，另一款基于1 300 nm扫频激光器的OCT探头被应用于血管吻合评估[38]，如图3所示。该HHOCT探头集成了MEMS扫描器[24]，显著减小了探头尺寸，并已在小鼠手术模型中成功进行了体内吻合操作的功能性验证[38]。

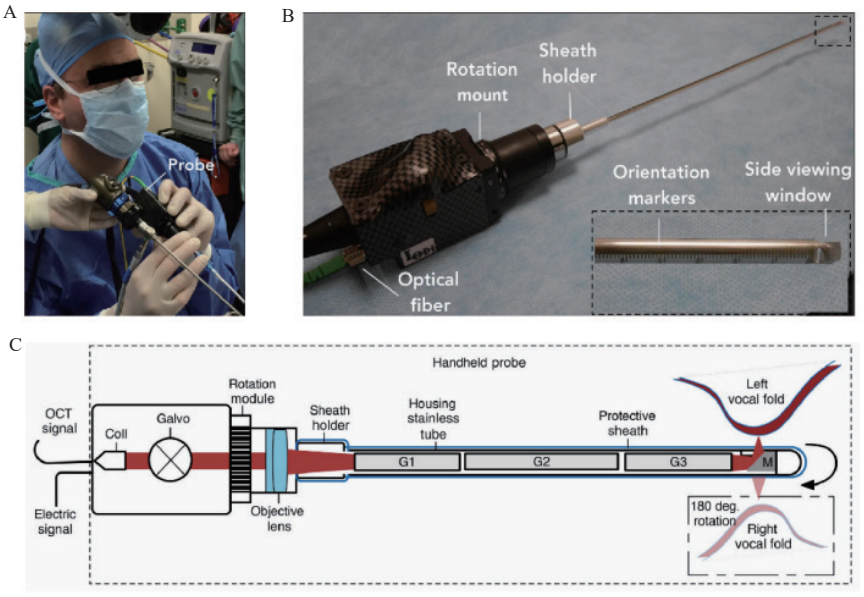
此外，Erickson-Bhatt团队[39]于2015年率先展示了一种专用于人类乳腺肿瘤手术切缘分析的接触式术中HHOCT探头。随后，Diagnostic Photonics公司对该技术进行了商业化开发[40]。该商业探头基于1 300 nm的SS-OCT系统，并集成MEMS，实现了15 μm横向分辨率、9 mm横向视场的实时断层成像[40]。




注：MEMS为微机电系统；HHOCT为手持式内窥光学相干断层扫描技术。

**图3** 集成了MEMS的HHOCT探头及其应用于血管吻合评估的效果[38] A为探头整体结构；B为实际手持效果；C为血管吻合实时成像效果

无独有偶，Benboujja团队[41]于2016年开发了一款用于儿童声带病变术中成像的侧向型内窥OCT探头。该探头同样使用1 300 nm的SS-OCT系统，以100 kHz的频率进行术中成像。其设计核心为一个直径2.7 mm、长度95～127 mm的梯度折射率（graded-index，GRIN）透镜，用于将聚焦光束精准引导至样本。在扫描机制上，首先利用一组振镜在横向平面上对光束进行偏转，随后光束经GRIN透镜传输并扫描样本，如图4所示。该探头的一大亮点是其内置旋转支架，可自动将OCT扫描平面调整至最佳位置，省去了外科医生手动旋转探头的步骤，显著提升了术中操作的便捷性。值得一提的是，与前述非眼科探头类似，该探头选用1 300 nm中心工作波长，使其具备更强的组织穿透能力（尤其适用于高散射组织），从而能够在复杂的生物组织环境中获得更优的成像性能。




注：OCT为光学相干断层扫描技术。

**图4** Benboujja团队[41]研发的用于儿童声带病变术中成像的侧向型内窥OCT探头 A为实际手持效果；B为探头整体外观构造；C为探头内部成像原理

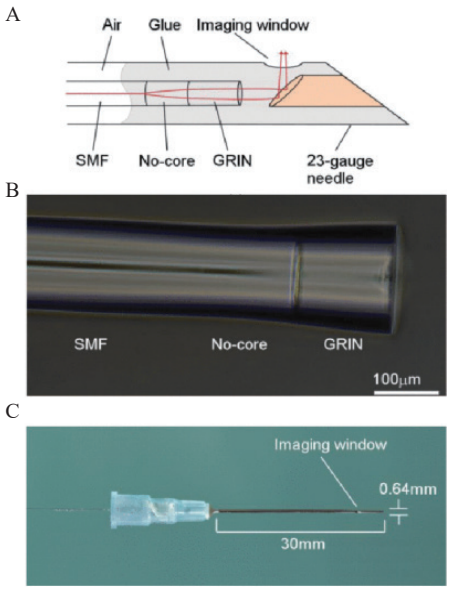
### 2.2 外部探针式内窥OCT探头

传统外部OCT系统成像深度受限于成像范围外的不透明组织及高散射组织，而外部探针式内窥OCT技术可深入目标区域进行断层成像，突破浑浊介质的限制，实现深层组织的高分辨率OCT断层扫描[21,42-43]。

2011年，Liang等[44]开发出一种用于立体神经外科手术的OCT探针，该系统集成振镜与GRIN透镜转换器。探针直径仅为0.74 mm，借助长导管可深入9.5 cm深度的脑组织，实现0.44 mm横向视场、13 μm横向分辨率以及每秒100次B扫描的断层OCT成像。

2012年，Sun团队[45]针对神经外科需求，研发了外径2.8 mm的刺刀形探针式OCT系统。设计借鉴临床常用神经外科探头的外形，具备22 μm横向分辨率、5 mm工作距离、4 mm工作视场。其创新点在于通过铂线圈施加电压，利用静电引力驱动光纤周期性摆动完成扫描成像，从而显著提升了术中实时成像的稳定性与适用性。此外，外部探针式内窥OCT技术在乳腺疾病诊疗中亦展现出重要价值，可用于乳腺活检引导[46-47]以及乳腺肿瘤边界精确描绘[48]。

McLaughlin等[48]研制的23G（外径0.64 mm）OCT探针，采用侧向扫描模式，聚焦光束垂直于针头方向传播，通过成像过程中探头的旋转与回缩实现横向光学扫描，其工作原理如图5所示。该设计为术中微小病变的精准定位与边界界定提供了高分辨成像方案。

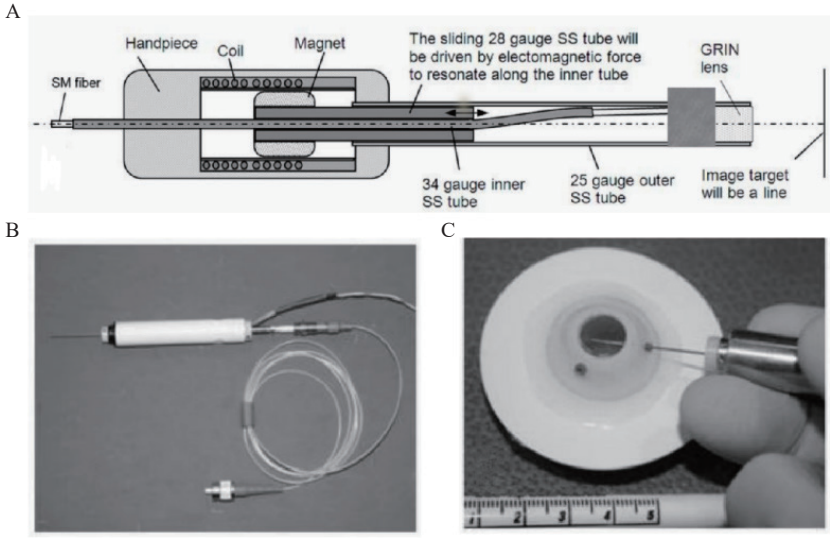



注：OCT为光学相干断层扫描技术。

**图5** McLaughlin等[48]研制的23G OCT探针 A为光路效果示意图；B为显微镜下探头外观结构；C为探头实物尺寸

在眼科手术场景中，为规避显微镜光学系统干扰及患者生理结构限制，极小尺寸的OCT探针需通过手术通道精准插入视网膜平面[49-50]。此类探针凭借微型化设计与高分辨成像能力，成为眼内组织实时观测的核心工具。2008年，Han等[49]研发的21G（外径0.81 mm）OCT探针采用创新的双GRIN透镜扫描机制：两个内表面经15° 角度抛光的GRIN透镜通过气隙间隔隔开，利用首个透镜玻璃/空气界面的折射效应使光束产生角度偏移，再通过机械反向旋转两个透镜实现样本平面的横向扫描。该探针实现了0.5 fps的B扫描速率，横向分辨率介于7.6 ~ 10.4 μm，并在离体猪眼模型中完成可行性验证。此设计通过光学元件的精密配合，为眼内微创成像奠定了基础。

2013年，Joos团队[50]研制的25G（外径0.51 mm）独立手持式OCT探针采用了磁驱动光纤扫描技术：通过线圈磁振荡器驱动光纤运动，配合28G（外径0.36 mm）薄壁不锈钢管沿34G（0.18 mm）弯曲针管的滑动机制，带动125 μm单模光纤在充气体空间内横向移动，实现内窥OCT横向扫描。该内窥OCT探针的核心优势在于25G（0.51 mm）级微创尺寸，如图6所示，探针可直接通过25G（0.51 mm）眼部切口实施眼内成像，为术中实时观测视网膜结构提供了便携化解决方案。

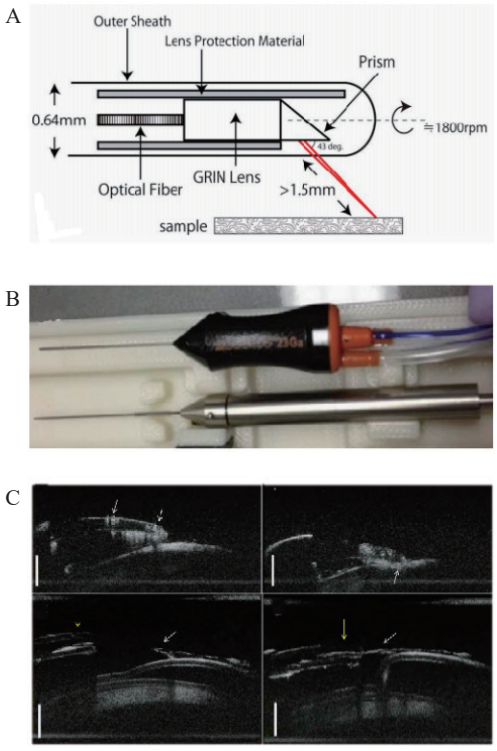



注：OCT为光学相干断层扫描技术。

**图6** Joos团队[50]研制的25G手持式OCT探针 A为探头驱动原理；B为探头整体外观构造；C为手持探针进行模拟穿刺成像

2016年，Asami等[51]设计的23G（外径0.64 mm）手持OCT内窥探针采用微型电机驱动光纤侧向扫描技术，在离体兔眼与猪眼模型中成功实现视网膜组织的OCT断层成像，如图7所示。进一步的临床研究表明，该探针可清晰分辨人体眼内视网膜、睫状体、视盘及脉络膜等细微结构，验证了其在真实手术环境中对复杂眼内组织边界界定与病变监测的有效性。此技术突破了传统成像深度限制，为白内障、青

光眼等精细手术的精准操作提供了关键影像支持。



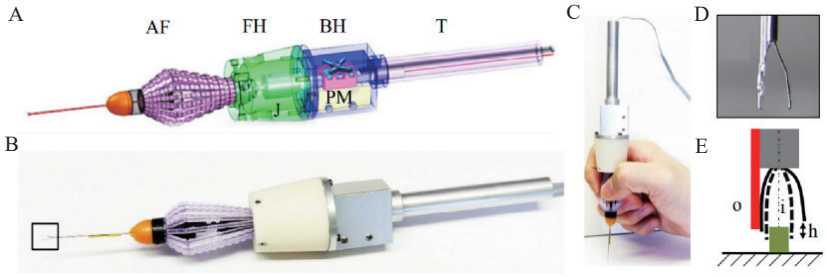

注：OCT为光学相干断层扫描技术。

**图 7** Asami 等[51]设计的23G手持OCT探针 A为光路结构；B为探头实物；C为眼结构OCT分层效果，其中，黄色箭头所示为反向冲洗针，白色箭头所示为脱离视网膜的玻璃体皮质

### 2.3 集成式OCT手术器械

在利用内窥OCT探针进行器官内部成像时，手术器械末端成像盲区与器械投影干扰是制约术中精准定位的关键问题[14,52]，集成式OCT手术器械的创新设计通过结构共融与光路协同，有效解决了器械与图像的空间错位难题[53]，为术中实时导航提供了全新技术路径。

为了使OCT图像与器械末端实现对齐从而保证术中对器械位置的判断，并且在手术过程中提供基于图像的反馈，约翰斯·霍普金斯大学的Kang团队[52-53]率先提出光纤共光路OCT（common path OCT, CP-OCT）探头与手术器械的嵌入式集成方案，如图8所示。通过将OCT探头安装在用于玻璃体视网膜手术的镊子和针的尖端附近或内部[54-56]，实现了器械末端与OCT检测位点的空间对齐，方便医生术中判断器械位置。该设计的核心优势在于两点：一是其具备无扫描极简架构，无需光学扫描机制，其干涉信号源于探头远端表面的局部背向反射，大幅简化系统结构并降低成本，具备开发为一次性产品的潜力；二是最新迭代版本[57]采用中心波长为1 060 nm、扫频频率达100 kHz的光源，结合GPU加速软件实现M扫描图像的实时获取与处理。该集成OCT探头作为单点轴向测量仪，具备微米级分辨率，已用于手部震颤的量化评估[58]，驱动主动运动消除系统[52,55,57]，并为协作机器人手术平台提供距离测量反馈[54]。




注：SMART为智能微操作辅助机器人手术工具（smart micromanipulation aided robotic-surgery tool）。

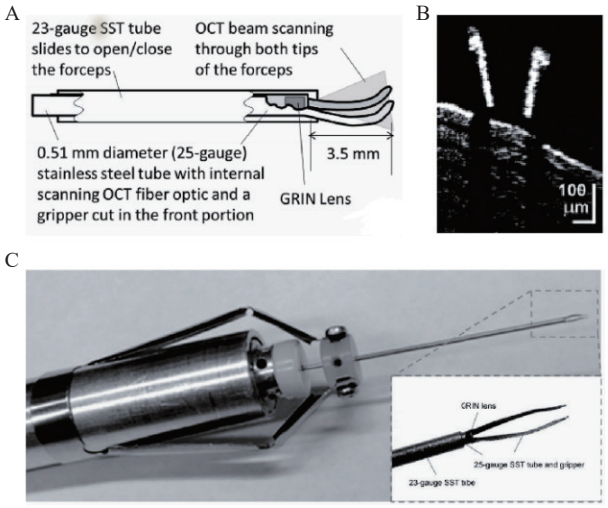
**图 8** Song 等[52]设计的SMART眼科微型手术钳 A为内部结构；B为实物；C为手持效果；D为显微镜下手术钳；E为工作原理

2015年，Joos团队[58]突破器械投影干扰瓶颈，开发出25G（外径0.51 mm）手术钳与OCT探针的共面集成技术，在无需额外固定条件的情况下，实现OCT成像不受器械投影影响，并且能在成像中观察到稳定的手术钳，如图9所示。

## 3 总结与展望

HHOCT作为光学相干断层扫描技术的关键分支，通过微型化探头与灵活的操作特性，有效突破了传统OCT在穿透深度、术中动态操作适配性以及复杂解剖环境成像方面的局限，展现出显著优势：

①在血液、组织液等浑浊介质中提供微米级高分辨率实时断层及三维成像，如清晰分辨视网膜分层、血管内膜等精细结构；②支持医生在动态手术中对心脏瓣膜周边、肿瘤边界等复杂区域进行多角度扫描，消除成像盲区；③同步实现支架放置、消融定位等手术器械操作的精准影像导航。




注：OCT为光学相干断层扫描技术。

**图9** Joos团队[58]设计的集成微型手术钳 A为探头结构；B为实时OCT断层成像效果；C为集成微型手术钳整体外观

该技术已广泛应用于眼科、心外科、神经外科、乳腺肿瘤切除等领域，提升了诊断精准性与手术安全性。在技术发展上，HHOCT的扫描机制已从易损的体外传动优化为体内驱动（如采用MEMS振镜、压电光纤、电磁线圈等），实现了探针的轻量化与小型化（典型的有25G针式探针）；成像模式也呈现侧向扫描与前向扫描并存的特点，并创新性地发展出器械集成化设计（如OCT手术钳），有效解决了器械遮挡问题，实现了术野与图像的实时配准。

当前，HHOCT技术也面临着不容忽视的技术难点，从临床应用的长远发展来看，可从以下几个关键方向进一步挖掘其发展潜力。

（1）在探针性能优化方面，需朝着亚毫米级尺寸与可弯曲特性方向探索，例如采用光纤束或液态透镜技术，以此提升探头对狭窄腔道如冠状动脉分支等的适配能力。但在此过程中存在技术瓶颈，以液态透镜技术为例，柔性透镜往往会面临光损耗的问题，这可能会影响成像的质量和清晰度，进而对其实际应用效果产生限制，需要在光学材料等方面进行深入研究和改进，以尽可能降低光损耗，保证成像效果达到临床使用标准。同时，应积极推动与超声、荧光等多模态技术的融合应用，力求实现组织结构与功能信息的同步采集与分析。

（2）在智能术中精准介入层面，可通过嵌入人工智能算法[59–62]，实现对病灶的自动识别与风险标记，从而缩短术中决策时间。此外，需深化与机器人平台的协同合作，借助OCT的距离反馈功能，完成器械的精准定位与震颤补偿，进一步提升手术操作的稳定性与准确性。不过，人工智能（artificial intelligence, AI）辅助识别也面临难题，一方面，AI算法对算力要求较高，在术中实时处理大量图像数据时，如何保证算力充足以实现快速、精准的病灶识别是一大挑战；另一方面，要兼顾实时性要求，在有限的时间内给出准确结果，避免因运算时间过长而耽误手术进程，这需要在算法优化、硬件算力提升等多方面进行跨学科的深度融合与协同攻关，不同学科的专业知识、技术标准以及研发节奏等都需要精心协调，因此，跨学科融合难度不容小觑。

（3）在临床普及推广方面，既要加大对低成本一次性探头的研发力度如简化CP–OCT设计，通过降低使用成本来扩大技术应用范围，又要建立术中成像质量的标准化评估体系，并制定各专科领域的应用指南如明确肿瘤切缘的判定规范等，为临床操作提供科学、统一的指导标准。但在研发低成本一次性探头过程中，简化设计不能以牺牲成像质量为代价，要在保证性能的前提下实现成本控制，这需要综合考虑材料成本、制造工艺等多方面因素，也是需要攻克的难点所在。

总之，HHOCT正在从辅助成像工具向智能手术导航系统演进，通过光学工程、材料科学、人工智能等多学科融合，在各个关键发展方向上都面临着一定的技术瓶颈和跨学科融合难题，需要各领域科研人员共同努力、协同创新，其有望成为精准外科不可或缺的导航工具，推动微创手术迈向实时化、智能化的新阶段。

## [ 参 考 文 献 ]


[ 1 ] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography [ J ]. Science, 1991, 254(5035): 1178–1181.

[ 2 ] Weber S, Storm F K, Stitt J, et al. The role of frozen section analysis of margins during breast conservation surgery [ J ]. The Cancer Journal from Scientific American, 1997, 3(5): 273–277.

[ 3 ] Rubino A S, Ceresa F, Mammana L, et al. Intraoperative assessment of coronary resistances: a new quality marker and potential tool to predict early graft failure after coronary artery bypass grafting? [ J ]. Journal of Cardiovascular Development and Disease, 2021, 8(12): 163.

[ 4 ] Dogramaci M, Lee E J K, Williamson T H. The incidence and the risk factors for iatrogenic retinal breaks during pars plana vitrectomy [ J ]. Eye, 2012, 26: 718–722.

[ 5 ] Rademakers L. Multicenter trial aims to reduce positive margins for breast tumors [ EB/OL ]. (2018–11–12) [ 2025–06–03 ]. https://www.hopkinsmedicine.org/news/articles/2018/12/multicenter–trial–aims–to–reduce–positive–margins–for–breast–tumors.

[ 6 ] Tearney G J, Brezinski M E, Boppart S A, et al. Catheter–based optical imaging of a human coronary artery [ J ]. Circulation, 1996, 94(11): 3013.

[ 7 ] Tearney G J, Brezinski M E, Southern J F, et al. Optical biopsy in human urologic tissue using optical coherence tomography [ J ]. The Journal of Urology, 1997, 157(5): 1915–1919.

[ 8 ] Bouma B E, Tearney G J, Compton C C, et al. High–resolution imaging of the human esophagus and stomach in vivo using optical coherence tomography [ J ]. Gastrointestinal Endoscopy, 2000, 51(4): 467–474.

[ 9 ] Escobar P F, Belinson J L, White A, et al. Diagnostic efficacy of optical coherence tomography in the management of preinvasive and invasive cancer of uterine cervix and vulva [ J ]. International Journal of Gynecological Cancer, 2004, 14(3): 470–474.

[ 10 ] Carrasco–Zevallos O M, Viehland C, Keller B, et al. Review of intraoperative optical coherence tomography: technology and applications [ J ]. Biomed Opt Express, 2017, 8(3): 1607–1637.

[ 11 ] 樊金宇.高灵敏扫频光学相干层析在体实时血管成像技术的研究 [ D ].合肥:中国科学技术大学, 2021.

[ 12 ] Danielson B L, Boisrobert C Y. Absolute optical ranging using low coherence interferometry [ J ]. Applied Optics, 1991, 30(21): 2975–2979.

[ 13 ] 李云耀,樊金宇,蒋天亮,等.光学相干层析技术在眼科手术导航方面的研究进展 [ J ].光电工程, 2023, 50(1): 220027.

[ 14 ] Fercher A F, Drexler W, Hitzenberger C K, et al. Optical coherence tomography–principles and applications [ J ]. Reports on Progress in Physics, 2003, 66(2): 239.

[ 15 ] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, et al. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [ J ]. Optics Express, 2003, 11(18): 2183–2189.

[ 16 ] Huang J, Fan J, He Y, et al. Physical compensation method for dispersion of multiple materials in swept source optical coherence tomography [ J ]. Journal of Biophotonics, 2023, 16(10): e202300167.

[ 17 ] Leitgeb R, Hitzenberger C K, Fercher A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [ J ]. Optics Express, 2003, 11(8): 889–894.

[ 18 ] 张宁.内窥频域光学相干CT研究 [ D ].北京:清华大学, 2014.

[ 19 ] Suter M J, Vakoc B J, Yachimski P S, et al. Comprehensive microscopy of the esophagus in human patients with optical frequency domain imaging [ J ]. Gastrointest Endosc, 2008, 68(4): 745–753.

[ 20 ] Swanson E A, Izatt J A, Hee M R, et al. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography [ J ]. Optics Letters, 1993, 18(21): 1864–1866.

[ 21 ] Boppart S A, Bouma B E, Pitris C, et al. Forward–imaging instruments for optical coherence tomography [ J ]. Optics Letters, 1997, 22(21):1618–1620.

[ 22 ] Radhakrishnan S, Rollins A M, Roth J E, et al. Real–time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm [ J ]. Arch Ophthalmol, 2001, 119(8): 1179–1185.

[ 23 ] Yeow J T W, Yang V X D, Chahwan A, et al. Micromachined 2–D scanner for 3–D optical coherence tomography [ J ]. Sensors and Actuators A: Physical, 2005, 117(2): 331–340.

[ 24 ] Jung W, Zhang J, Wang L, et al. Three–dimensional optical coherence tomography employing a 2–axis microelectromechanical scanning mirror [ J ]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2005, 11(4): 806–810.

[ 25 ] Dayani P N, Maldonado R, Farsiu S, et al. Intraoperative use of handheld spectral domain optical coherence tomography imaging in macular surgery [ J ]. Retina, 2009, 29(10): 1457–1468.

[ 26 ] Ray R, Barañano D E, Fortun J A, et al. Intraoperative microscope–mounted spectral domain optical coherence tomography for evaluation of retinal anatomy during macular surgery [ J ]. Ophthalmology, 2011, 118(11): 2212–2217.

[ 27 ] Ehlers J P, Dupps W J, Kaiser P K, et al. The prospective intraoperative and perioperative ophthalmic imaging with optical coherence tomography (PIONEER) study: 2–year results [ J ]. American Journal of Ophthalmology, 2014, 158(5): 999–1007.

[ 28 ] Buckland E L, Izatt J A, Brown W J. Portable optical coherence tomography (OCT) devices and related systems: US11535663 [ P ]. 2011–11–22 [ 2025–06–03 ].

[ 29 ] Scott A W, Farsiu S, Enyedi L B, et al. Imaging the infant retina with a hand–held spectral–domain optical coherence tomography device [ J ]. American Journal of Ophthalmology, 2009, 147(2): 364–373.

[ 30 ] Chavala S H, Farsiu S, Maldonado R, et al. Insights into advanced retinopathy of prematurity using handheld spectral domain optical coherence tomography imaging [ J ]. Ophthalmology, 2009, 116(12): 2448–2456.

[ 31 ] Maldonado R S, O'Connell R V, Sarin N, et al. Dynamics of human foveal development after premature birth [ J ]. Ophthalmology, 2011, 118(12): 2315–2325.

[ 32 ] Maldonado R S, Izatt J A, Neeru S, et al. Optimizing hand–held spectral domain optical coherence tomography imaging for neonates, infants, and children [ J ]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2010, 51(5): 2678–2685.

[ 33 ] Rothman A L, Folgar F A, Tong A Y, et al. Spectral domain optical coherence tomography characterization of pediatric

epiretinal membranes［J］. Retina, 2014, 34(7): 1323–1334.
［34］Pichi F, Alkabes M, Nucci P, et al. Intraoperative SD–OCT in macular surgery［J］. Ophthalmic Surgery Lasers & Imaging, 2012, 43(6): S54–S60.
［35］Riazi–Esfahani M, Khademi M R, Mazloumi M, et al. Macular surgery using intraoperative spectral domain optical coherence tomography［J］. Journal of Ophthalmic, Vision Research, 2015, 10(3): 309–315.
［36］Branchini L A, Gurley K, Duker J S, et al. Use of handheld intraoperative spectral–domain optical coherence tomography in a variety of vitreoretinal diseases［J］. Ophthalmic Surg Lasers Imaging Retina, 2016, 47(1): 49–54.
［37］Li X, Martin S, Pitris C, et al. High–resolution optical coherence tomographic imaging of osteoarthritic cartilage during open knee surgery［J］. Arthritis Research & Therapy, 2005, 7(2): R318–R323.
［38］Huang Y, Furtmüller G J, Tong D, et al. MEMS–based handheld fourier domain Doppler optical coherence tomography for intraoperative microvascular anastomosis imaging［J］. PLoS One, 2014, 9(12): e114215.
［39］Erickson–Bhatt S J, Nolan R M, Shemonski N D, et al. Real–time imaging of the resection bed using a handheld probe to reduce incidence of microscopic positive margins in cancer surgery［J］. Cancer Research, 2015, 75(18): 3706–3712.
［40］Zysk A M, Chen K, Gabrielson E, et al. Intraoperative assessment of final margins with a handheld optical imaging probe during breast–conserving surgery may reduce the reoperation rate: results of a multicenter study［J］. Annals of Surgical Oncology, 2015, 22: 3356–3362.
［41］Benboujja F, Garcia J A, Beaudette K, et al. Intraoperative imaging of pediatric vocal fold lesions using optical coherence tomography［J］. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(1): 16007.
［42］Boppart S A, Tearney G J, Bouma B E, et al. Methods and apparatus for forward–directed optical scanning instruments: US09036283［P］. 2002–11–26［2025–06–03］.
［43］Li X, Chudoba C, Ko T, et al. Imaging needle for optical coherence tomography［J］. Optics Letters, 2000, 25(20): 1520–1522.
［44］Liang C P, Wierwille J, Moreira T, et al. A forward–imaging needle–type OCT probe for image guided stereotactic procedures［J］. Optics Express, 2011, 19(27): 26283–26294.
［45］Sun C, Lee K K C, Vuong B, et al. Intraoperative handheld optical coherence tomography forward–viewing probe: physical performance and preliminary animal imaging［J］. Biomedical Optics Express, 2012, 3(6): 1404–1412.
［46］Zysk A M, Nguyen F T, Chaney E J, et al. Clinical feasibility of microscopically–guided breast needle biopsy using a fiber–optic probe with computer–aided detection［J］. Technology in Cancer Research & Treatment, 2009, 8(5): 315–321.
［47］Iftimia N V, Mujat M, Ustun T, et al. Spectral–domain low coherence interferometry/optical coherence tomography system for fine needle breast biopsy guidance［J］. The Review of Scientific Instruments, 2009, 80(2): 024302.
［48］McLaughlin R A, Quirk B C, Curatolo A, et al. Imaging of breast cancer with optical coherence tomography needle probes: feasibility and initial results［J］. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2012, 18(3): 1184–1191.
［49］Han S, Sarunic M V, Wu J, et al. Handheld forward–imaging needle endoscope for ophthalmic optical coherence tomography inspection［J］. Journal of Biomedical Optics, 2008, 13(2): 020505.
［50］Joos K M, Shen J H. Miniature real–time intraoperative forward–imaging optical coherence tomography probe［J］. Biomedical Optics Express, 2013, 4(8): 1342–1350.
［51］Asami T, Terasaki H, Ito Y, et al. Development of a fiber–optic optical coherence tomography probe for intraocular use［J］. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2016, 57(9): OCT568–OCT574.
［52］Song C, Park D Y, Gehlbach P L, et al. Fiber–optic OCT sensor guided "SMART" micro–forceps for microsurgery［J］. Biomedical Optics Express, 2013, 4(7): 1045–1050.
［53］Cheon G W, Huang Y, Cha J, et al. Accurate real–time depth control for CP–SSOCT distal sensor based handheld microsurgery tools［J］. Biomedical Optics Express, 2015, 6(5): 1942–1953.
［54］Balicki M, Han J H, Iordachita I, et al. Single fiber optical coherence tomography microsurgical instruments for computer and robot–assisted retinal surgery［C］//Medical Image Computing and Computer–Assisted Intervention–MICCAI 2009. Berlin: Springer, 2009: 108–115.
［55］Song C, Gehlbach P L, Kang J U. Active tremor cancellation by a "Smart" handheld vitreoretinal microsurgical tool using swept source optical coherence tomography［J］. Optics Express, 2012, 20(21): 23414–23421.
［56］Yang S, Balicki M, Wells T S, et al. Improvement of optical coherence tomography using active handheld micromanipulator in vitreoretinal surgery［C］//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). New York: IEEE, 2013: 5674–5677.
［57］He Y, Bao M, Chen Y, et al. Accuracy characterization of Shack–Hartmann sensor with residual error removal in spherical wavefront calibration［J］. Light: Advanced Manufacturing, 2023, 4(4): 393–403.
［58］Yu H, Shen J H, Shah R J, et al. Evaluation of microsurgical tasks with OCT–guided and/or robot–assisted ophthalmic forceps［J］. Biomedical Optics Express, 2015, 6(2): 457–472.
［59］Chen Y, He Y, Ye H, et al. Unified deep learning model for predicting fundus fluorescein angiography image from fundus structure image［J］. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2024, 17(3): 2450003.
［60］Chen Y, He Y, Wang J, et al. Automated cone photoreceptor cell identification in confocal adaptive optics scanning laser ophthalmoscope images based on object detection［J］. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2022, 15(1): 2250001.
［61］Wang J, He Y, Fang W, et al. Unsupervised domain adaptation model for lesion detection in retinal OCT images［J］. Physics in Medicine & Biology, 2021, 66(21): 215006.
［62］Li W, Fang W, Wang J, et al. A weakly supervised deep learning approach for leakage detection in fluorescein angiography images［J］. Translational Vision Science & Technology, 2022, 11(3): 9.