

· 指南与共识 ·

实验动物 OCT/OCTA 检查操作规范专家共识 (2026)

《实验动物 OCT/OCTA 检查操作规范专家共识(2026)》专家组 中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会 国际转化医学会眼科学专委会 国际智能医学会眼科学专委会 国际眼科协会 中国眼科影像研究专家组

通信作者: 邵毅, Email: freebee99@163.com; 计丹, Email: jidan222@163.com; 颜标, Email: yanbiao1982@126.com

邵毅、颜标, 上海交通大学医学院附属第一人民医院, 上海 200080; 计丹, 四川省医学科学院 四川省人民医院, 成都 610072

【摘要】 光学相干断层扫描(OCT)和光学相干断层扫描血管成像(OCTA)是近 20 余年迅速发展起来的非接触性眼内组织结构断层扫描影像学检查方法, 目前已广泛应用于眼前节疾病、视网膜疾病和青光眼的诊断及研究。由于不同种属实验动物间的生理差异、与人眼球的解剖差异及研究用途区别所限, 现有临床相关仪器难以满足科研和药效评估中对科学性、准确性等方面的要求。同时, 动物实验的复杂性、科研任务的多样性, 以及科研仪器操作者相较于临床仪器操作者普遍存在培训周期短、仪器使用经验不足等问题, 导致部分研究无法得到可靠的 OCT/OCTA 结果。因此, 本专家共识系统梳理了常见实验动物眼前节与视网膜 OCT/OCTA 技术的核心原理、标准化操作流程及实验关键注意事项, 同时明确了不同动物模型角膜、视网膜组织及微血管系统在该技术平台下的量化参考标准, 并阐述了其定性及定量分析的应用价值。

【关键词】 光学相干断层扫描; 光学相干断层扫描血管成像; 实验动物; 操作规范; 专家共识

基金项目: 国家重点研发计划(2025YFA1212700, 2025YFA1212702); 国家自然科学基金(82460203)

实践指南注册: <http://www.guidelines-registry.cn/> (IPGRP-2023CN782)

DOI: 10.3760/cma.j.cn115989-20231207-00200

Expert consensus on the specification and operation of optical coherence tomography/optical coherence tomography angiography examination in experimental animals (2026)

Expert Workgroup of Expert consensus on the specification and operation of optical coherence tomography/optical coherence tomography angiography examination in experimental animals (2026); Ophthalmic Imaging and Intelligent Medicine Branch of Chinese Medicine Education Association; Ophthalmology Committee of International Association of Translational Medicine; Ophthalmology Committee of International Association of Intelligent Medicine; Chinese Ophthalmic Imaging Study Group

Corresponding authors: Shao Yi, Email: freebee99@163.com; Ji Dan, Email: jidan222@163.com; Yan Biao, Email: yanbiao1982@126.com

Shao Yi, Yan Biao, Department of Ophthalmology, Shanghai General Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, National Clinical Research Center for Eye Diseases, Shanghai 200080, China; Ji Dan, Sichuan Academy of Medical Sciences, Sichuan Provincial People's Hospital, Chengdu 610072, China

【Abstract】 Optical coherence tomography (OCT) and optical coherence tomography angiography (OCTA) have rapidly advanced over the past two decades as non-contact imaging techniques for tomographic analysis of intraocular tissue structures. Their applications in diagnosing and studying retinal diseases and glaucoma have revealed their unique clinical value. With the continuous innovation of technology, there are many brands of clinical instruments based on OCT/OCTA, and the iterative update is fast, so we need to improve the application level. In the field of experimental animal research, challenges arise due to physiological differences among various species of experimental animals, anatomical variations between the animals and the human eye, and limitations imposed by

distinct research objectives. Moreover, anterior segment and retinal OCT/OCTA technologies represent high-resolution three-dimensional optical detection methods *in vivo*, posing difficulties for existing clinical instruments to meet the rigorous scientific and accuracy standards demanded by scientific research and efficacy evaluations. At the same time, the complexity of animal experiments, the diversity of scientific research tasks, and the constraints such as limited training time, insufficient experience in instrument operation, compared to clinical settings can lead to suboptimal OCT/OCTA outcomes for some research. To address this practical challenge, this consensus summarizes the technical principles, operation procedures and experimental precautions related to OCT/OCTA for the anterior segment and retina in common experimental animals. It also outlines the reference standards for corneal, retinal, and microvascular indicators across different animal models using OCT/OCTA technology, along with the practical applications of qualitative and quantitative analyses in ophthalmic corneal and retinal research.

[Key words] Optical coherence tomography; Optical coherence tomography angiography; Experimental animals; Operating specifications; Expert consensus

Fund program: National Key Research and Development Program of China (2025YFA1212700, 2025YFA1212702); National Natural Science Foundation of China (82460203)

Practice guideline registration: <http://www.guidelines-registry.cn/> (IPGRP-2023CN782)

DOI: 10.3760/cma.j.cn115989-20231207-00200

1 制定背景和方法

光学相干断层扫描(optical coherence tomography, OCT)是20世纪90年代初期发展起来的一种新型非接触式无创光学影像诊断技术。其利用眼内不同组织对入射光束的反射性差异,通过低相干性光干涉测量系统比较反射光束和参照光束,精准获取反射光的延迟时间和反射强度,从而实现对不同组织结构及距离的解析,并通过计算机处理,生成组织横断面的高分辨率影像^[1]。OCT的轴向分辨率取决于光源的相干特性,可达3 μm ,且穿透深度受眼内透明屈光介质的影响较小,能够同时观察眼前节和眼后节的形态结构^[2-3]。OCT血管成像(OCT angiography, OCTA)是建立在OCT基础上的一种非侵入性血管成像技术,具有无创、高速和高分辨率的特点,其能提供视网膜和脉络膜血管结构的三维图像,实现病变的定量检测和分层检测^[4-5]。通过动态分析样本中反射光波的变化,OCTA能实现现在显微血管结构上的血流动态探测性能。该技术是基于眼底血管中流动血细胞的检测原理,对眼底同一横断面进行重复的相干光层析成像;通过特异性算法分离并获取血流信号,并通过三维重建,将眼底血管结构以冠状面(En face)的形式逐层呈现^[6]。然而,在实验动物科学研究领域中,由于小动物眼球大小与人相差较大,大/小动物模型间角膜等生物测量值的差异性,动物实验设计和实验条件具有复杂性和多样性;同时科研仪器操作人员培训周期短、操作经验有限,且人员流动性较大。多重因素综合作用下,即使实验流程严格遵循标准化研究规范,仍可能

造成OCT/OCTA检测结果出现偏差,导致研究结果之间的可比性受限。针对这一问题,中国眼科影像与智能医疗专委会成立了《实验动物OCT/OCTA检查规范操作专家共识(2024)》专家组,研究团队联合文献调研、临床实操的领域眼科影像专业人员梳理汇总实践疑难问题,采用改良德尔菲法开展共识研讨制定工作。执笔专家、眼科影像专家系统检索并研读实验动物眼科相关国内外应用研究文献,结合OCT与OCTA的临床和基础研究实践经验,通过召开多轮线下和线上会议组织专家研讨会。由执笔专家组成员撰写指南初稿,初稿形成后通过电子邮件和微信方式由各位专家独立审阅并提出修改意见。工作组整合全部修改意见,通过微信、邮件和线上会议进行论证和归纳,全程吸纳参与专家的建议和指导意见并完成多轮修订,最终达成共识终稿。本共识系统阐释实验动物眼前节与视网膜OCT/OCTA的技术原理、标准化操作流程及实验注意事项,明确不同实验动物的视网膜、角膜、微血管等量化指标的参考标准,同时归纳OCT/OCTA定性、定量检测技术在实验动物角膜和视网膜研究中的应用价值。

2 OCT

2.1 工作原理

OCT系统由低相干光源、干涉仪、参考臂、样品臂和探测器组成;其利用830 nm左右波段的近红外光束穿透眼部各透明区室和组织层,将不同位置上的反射信号转化为数字信号,通过专业算法解析,生成高分辨率的横断面图像^[7]。目前,商用实验动物OCT设备

多采用光谱域技术,通过发射窄带近红外光束照射眼内组织,反射的光束与参考光束发生干涉后,再经过数学运算拟合得到组织反射率与轴向距离的图表(A扫描)。这些设备可以生成类似组织学横截面的图像(B扫描),部分设备还可通过光栅扫描方式生成眼部组织的三维结构数据集(矩形体积)^[8-9]。主流OCT设备(TD-OCT、SD-OCT、SS-OCT)的原理及优缺点见表1。

2.2 动物实验OCT系统操作流程及应用

2.2.1 实验动物准备与麻醉方案 (1)实验动物准备 种属与品系选择:在眼科大动物模型(如猪和恒河猴)中,其眼球尺寸和结构与人类较为接近,而传统小动物(如鼠和兔)的眼球大小与人类相差较大。不同品系小鼠的眼部结构存在显著差异:C57BL/6小鼠视网膜总厚度显著大于其他常用品系,色素上皮层信号强,适合大部分视网膜结构研究;BALB/c小鼠视网膜缺乏黑色素,对光损伤高度敏感;C3HeB/FeJ小鼠存在弥漫性脉络膜发育不良,脉络膜静脉样结构呈暗纹^[10-11]。年龄因素:2~6月龄小鼠的总视网膜厚度一般无显著差异,但C57BL/6J小鼠视网膜明显厚于其他品系。色素小鼠的视网膜色素上皮(retinal pigment epithelium, RPE)厚度随年龄增长而增加(斜率约0.056 μm/个月)^[12]。推荐采用8~12周龄的年轻成年小鼠作为基线研究对象,避免年龄相关退行性改变影响结果判读。性别因素:多数研究表明,OCT测量数据未显示出性别特异性或眼别(左右眼)差异,实际操作中可不单独按性别分层,但建议同一实验中雌雄比例均衡^[10-11]。(2)麻醉方案 不同麻醉方案对视网膜结构(如光感受器内外节连接带、外界膜)的OCT信号强度有显著影响^[13]。腹腔注射麻醉常用三溴乙醇(常用剂量0.2 ml/10 g,1.25%浓度溶液),麻醉深度稳定,操作简便。但需注意,三溴乙醇可导致前房深度改变和

角膜厚度增加,且与异氟醚相比,对光感受器层信号影响存在显著差异^[13-14]。推荐在角膜成像时优先考虑异氟醚(诱导5%,维持1.5%~2%)吸入麻醉以降低局部影响,但实验动物苏醒快,可致脑血管扩张^[13,15]。另一种腹腔注射麻醉药物为氯胺酮+赛拉嗪,对眼压和角膜厚度影响相对较小,也可致脑血管扩张^[14-15]。大鼠可用相同麻醉方案按体重调整剂量,免等较大动物推荐异氟醚吸入麻醉,便于术中维持且对眼压影响较小。麻醉期间应使用角膜接触镜或人工泪液维持角膜湿润,防止角膜上皮干燥、混浊,影响成像质量^[16]。

2.2.2 操作流程

2.2.2.1 设备配置和参数设置 鉴于眼科科研对设备要求多样,研究对象多样,但使用频率低,在技术允许的条件下,实验动物OCT尽可能实现眼前节和视网膜功能一体化,并兼容多物种动物成像。实验动物OCT系统包括:(1)专用小动物OCT系统,如Phoenix Micron系列和OPTOPROBE系统。专为小动物眼部解剖设计,配备专用镜头和动物载台。使用时参数设置可参考表2。(2)人用OCT系统+小动物适配器,利用现有人用设备,加装动物固位装置和专用镜头,成像质量受适配器精度限制。

不同动物与成像目标的系统选择:(1)视网膜成像 应配备专用小动物镜头。小鼠眼球轴向长度仅约3.5 mm,需短焦距透镜(如接触镜焦距10 mm或专用成像物镜)来校正角膜屈光力和光学像差^[16]。部分系统如Micron系列提供小鼠专用物镜,焦距≥20 μm,OPTOPROBE系统可实现横向分辨率2.0 μm、纵向分辨率1.6 μm。(2)眼前节成像 较视网膜成像对焦距要求宽松,部分设备通过通用镜头可同时实现眼前节和眼后节成像,无需更换镜头。(3)OPTOPROBE系统支持小鼠、大鼠、兔、鸡、斑马鱼等多种实验动物。

表1 3种OCT设备的原理及优缺点^[16]

OCT	核心原理	成像速度	主要优点	主要缺点
TD-OCT	通过机械移动参考臂反射镜,逐点改变参考光路长度,匹配样本不同深度的反射信号,从而获得深度信息	较慢,受限于参考镜的机械移动速度,早期A扫描速率仅约2 kHz	技术成熟,系统结构相对简单。在特定高散射、深穿透场景下可能有优势	成像速度慢,易受运动伪影影响,限制了其临床应用范围
SD-OCT	使用宽带光源和固定参考臂,通过光谱仪和探测器阵列并行记录所有波长的干涉光谱,再经傅里叶变换重建深度图像	较快,无需机械扫描,A扫描速率可达数十至数百kHz	成像速度快,灵敏度高,商业化程度高,是目前临床眼科诊断的主流技术	灵敏度滚降现象限制了成像深度。深层图像信噪比不如SS-OCT
SS-OCT	使用可调谐的扫频激光器,其输出波长随时间快速扫描。通过单一或平衡光电探测器记录随时间变化的干涉信号,再经傅里叶变换获取深度信息	最快,扫频光源可达到极快的扫描速度,是目前最快的OCT技术	成像速度最快,灵敏度滚降极小,可实现更深的成像深度和更高的图像质量,利于大范围三维成像	系统成本较高,对扫频光源的稳定性和高速数据采集处理要求苛刻

注:OCT:光学相干断层扫描;TD-OCT:时域OCT;SD-OCT:谱域OCT;SS-OCT:扫频源OCT



表2 实验动物 OCTA/SD-OCT 参数推荐^[16]

设备	扫描范围(FOV)	采样密度(A扫描/B扫描)	重复次数	扫描速度	信号强度(Q/SS)
OCTA	小鼠:1.5 mm×1.5 mm~3 mm×3 mm;大鼠:2 mm×2 mm~5 mm×5 mm	小鼠:≥300×300;大鼠:≥400×400	5~16次或更多/位置	≥100 000 A扫描/s	≥6/10或≥40 dB
SD-OCT	小鼠视网膜约2.6 mm ²	三维体积扫描:512×256;高清B扫描:64张×2 048 A扫描/张	100次	可达24 000 A扫描/s	95 dB

注:OCTA:光学相干断层扫描血管成像;SD-OCT:谱域光学相干断层扫描

2.2.2.2 成像操作 完成动物麻醉后需确认麻醉深度(如趾夹反射消失)^[15]。对视网膜成像需扩瞳:滴加复方托吡卡胺等扩瞳药,等待瞳孔充分扩大(通常5~10 min,不同品系和动物种类所需时间有差异,小鼠以瞳孔扩大至直径2 mm为标准)^[16]。对角膜/眼前节成像无需扩瞳,可直接操作。

将麻醉动物置于载物台,眼部对准成像镜头。在实时眼底预览图像中寻找瞳孔和角膜接触镜(如使用),将瞳孔置于视野中心位置。轻轻移动OCT镜头,使镜头与角膜或接触镜接近但不压迫眼球。通过上下/前后微调对焦,直至眼底或眼前节图像清晰,锁定相机位置。在OCT扫描窗口中,调节“参考臂”标尺,使待成像结构(如视网膜)位于蓝色矩形框的中心位置。先以Line模式进行单线扫描确认目标位置和信号强度,再切换至Volume模式扫描,获得完整的En face图像,点击保存并输出,得到En face及面上各个垂直断层的灰阶横断面图像。

理想的技术方案应在单次曝光中获得高信噪比的图像,且曝光时间足够短以减少由眼动、心跳、呼吸节律和动物自主活动引起的运动伪影。然而,目前商用小动物OCT设备在单次短曝光中产生的图像质量难以满足精细化分析需求,因此本共识专家组建议在同一位置连续采集5~16次或更多B扫描,用于后续图像对齐和平均处理,以提高信噪比、抑制运动伪影^[17-19]。进一步采用数字图像处理技术,包括图像方向校准、非均匀照明补偿、边缘锐化以及亮度对比度优化,可有效改善图像细节辨识度。完成一侧成像后,移动OCT相机至另一侧重复相同流程。利用设备提供的测量软件可对眼前节或视网膜图像上的任意线段、角度等参数进行测量。

2.2.2.3 成像质量评估 低质量图像主要表现为各层影像结构不清晰,原因可能为动物麻醉欠佳,在图像采集过程中,动物发生抖动形成焦点偏移,导致失焦,或角膜表面不洁导致成像质量欠佳。不规范的图像见图1。(1)解决办法:注意动物麻醉程度为深度麻醉,

必要时更换麻药,并使用湿棉签轻轻擦拭角膜表面。(2)实时质量控制:在数据采集过程中进行质量监控,确保在瞳孔扩大、眼位稳定等条件下捕获高质量图像。若图像出现明显运动伪影(线条断裂、分层模糊)、信号强度过低、视网膜各层边界不清、非目标结构(如角膜反射、睫毛)遮挡信号,则需重新采集。(3)信号强度指标:在商业化的临床OCT设备中,厂商通常会提供一个直观的信号强度指数来评估单次扫描的质量。(4)形态学质量指标:视网膜各层(如神经纤维层、内外丛状层、外核层、光感受器内外节连接带、RPE等)是否清晰可辨且连续。眼底血管形态是否完整,无断裂或扭曲。C57BL/6小鼠视网膜各层边界通常清晰,而白化品系可能因色素缺失导致RPE信号减弱,需注意区分正常变异和病理改变^[11]。(5)重复采集后的对齐验证:5~16次重复扫描后,通过图像配准算法进行对齐和平均。需验证对齐精度,若配准后图像边缘模糊或分层错位,需调整配准参数或剔除质量过差的单次扫描数据。

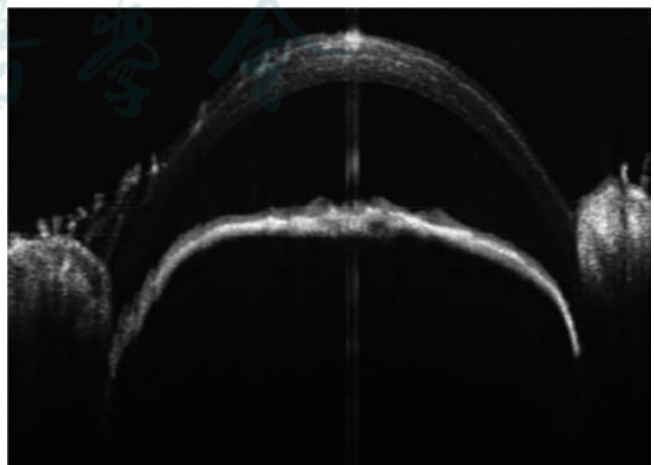


图1 C57BL/6小鼠不规范的角膜OCT图片 OCT:光学相干断层扫描

2.3 应用总结

2.3.1 眼前节应用 角膜厚度的改变是评估干眼、角膜炎和青光眼等疾病的重要指标^[20]。OCT成像设备

可以快速、非接触地获取角膜的高分辨率断层成像,为角膜厚度的精确测量提供可能^[7]。正常角膜呈无血管透明状态,在严重的角膜炎症状态下会诱导新生血管生成^[21-22]。

以 C57BL/6 小鼠为例,为采集到清晰且准确的眼前节 OCT 图像,数据采集需严格遵循以下规范:(1)确保小动物处于深度麻醉状态,并固定在配套的定位台上。(2)扫描前确认角膜与镜头之间无遮挡(如睫毛、胡须等),且角膜表面干净无杂物。若角膜表面有过厚的泪膜、分泌物或人工泪液残留,需及时擦拭以保持角膜清洁。(3)通过调节配套定位台来调整小鼠眼球朝向,使 En face 图像中的瞳孔位置对准镜头,确保断层图像中瞳孔位于中间位置。微调 Z 轴,使断层图像中角膜在焦点位置,直至可清晰看到各层结构(图 2)。

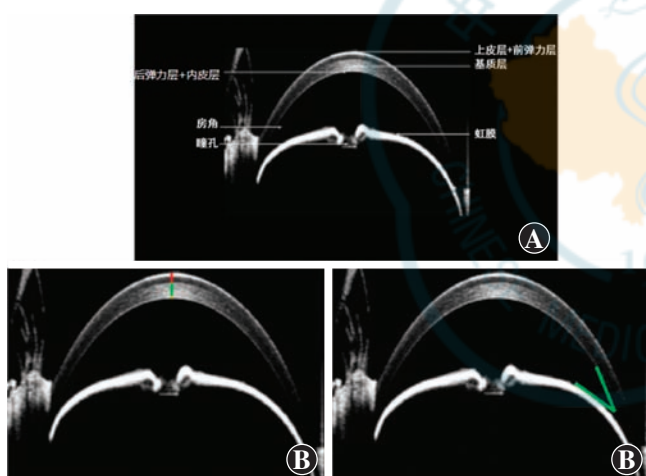


图 2 正常 C57BL/6 小鼠角膜 OCT 图像 A:角膜 OCT 图层次标注 B:角膜 OCT 厚度点对点分层测量示意图 C:角膜 OCT 房角测量示意图(房角角度 30°) OCT:光学相干断层扫描

眼前节 OCT 图像的角膜定量分析主要针对上皮层+前弹力层、基质层、后弹力层+内皮层的厚度评估。建议采用点对点测量方式或点对点整体角膜厚度测量(即在角膜的中央及周边特定位置上进行单点或多点的厚度测量)。不同种属正常成年动物的角膜 OCT 图像见图 3。成年正常 C57BL/6 小鼠上皮层+前弹力层、基质层、后弹力层+内皮层厚度 OCT 测量值分别为 (45.70 ± 1.74) 、 (68.60 ± 1.79) 、 (7.10 ± 0.43) μm 。斑马鱼、C57BL/6 小鼠、SD 大鼠、豚鼠、新西兰大白兔和猪角膜 OCT 图见图 3。SD 大鼠、新西兰大白兔、恒河猴、猪中央角膜厚度 OCT 测量值分别为 (154.10 ± 9.00) 、 (391.91 ± 21.78) ^[23]、 (489.17 ± 17.82) 、 (977.45 ± 34.15) μm 。此外,前节 OCT 亦可用于前房角参数的量化评估。

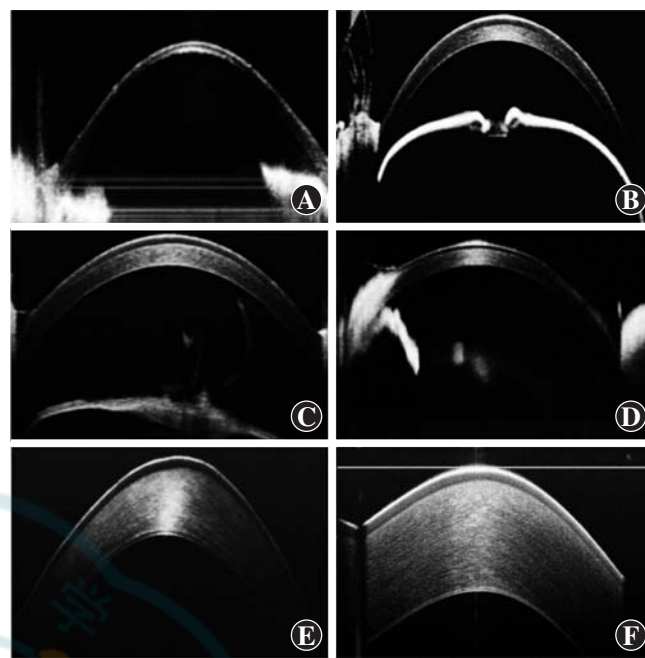


图 3 不同种属正常成年动物的角膜 OCT 图像 A:斑马鱼 B:C57BL/6 小鼠 C:SD 大鼠 D:豚鼠 E:新西兰大白兔 F:猪 OCT:光学相干断层扫描

2.3.2 眼轴应用 眼轴长度测量是评估眼球发育及屈光不正(如近视、远视等)动物模型的核心指标^[24-25]。相较于传统 A 型超声波生物显微镜^[26],OCT 技术能够非侵入性地观察和测量小动物的眼球结构,包括角膜、晶状体、玻璃体等^[27-28]。这对于深入研究眼轴发育的生物学特性、发展过程以及与眼部疾病相关的结构变化具有重要意义^[29]。

为获取标准化的全眼轴 OCT 图像,规范化数据采集流程如下:(1)根据动物的种类和体重,选择适当的麻醉方法进行麻醉^[30]。将动物固定在配套平台上,以防止操作过程中体位移动。拍摄时间不宜过长,拍摄过程中可用生理盐水或玻璃酸钠滴眼液点眼来维持眼表湿润,避免角膜干燥混浊,但在扫描前需用无菌棉签轻柔吸干多余液体。麻醉后或固定状态下对实验动物进行扩瞳,常用的是复方托吡卡胺滴眼液。用滴管或微量移液器在角膜表面滴加 1~2 滴扩瞳药液。(2)利用设备的图像预览(Preview)及十字扫描模式(Cross-scan)进行光学对焦。精细调节三维定位台,确保眼球光轴正对设备镜头,且整个眼球结构(从角膜顶点至视网膜外层)完整呈现在扫描窗口的中轴线上。针对具体动物模型,设置适配全眼球深度的大范围扫描参数,启动扫描获取高信噪比的 B 扫描(断层)图像。(3)使用配套专业的图像处理软件对图像进行测量,对角膜前表面顶点至 RPE 的垂直距离进行测量,从而获取眼轴长度。常见实验动物中,成年 C57BL/6 小



鼠、SD大鼠、新西兰大白兔、恒河猴的OCT眼轴测量参考值分别为 (2.98 ± 0.03) 、 (6.91 ± 0.44) 、 (14.63 ± 0.19) 、 (20.32 ± 0.84) mm,豚鼠出生时、30 d、1岁眼轴长度约7.30、8.30、9.60 mm。操作流程中的具体细节和步骤可能会根据实验目的、设备型号和操作人员经验而有所不同。拍摄符合规范的眼轴OCT图像要求:图像聚焦清晰、无睫毛或眼睑遮挡,且能完整地显示整个眼球结构,以便根据图像进行眼轴测量(图4)。

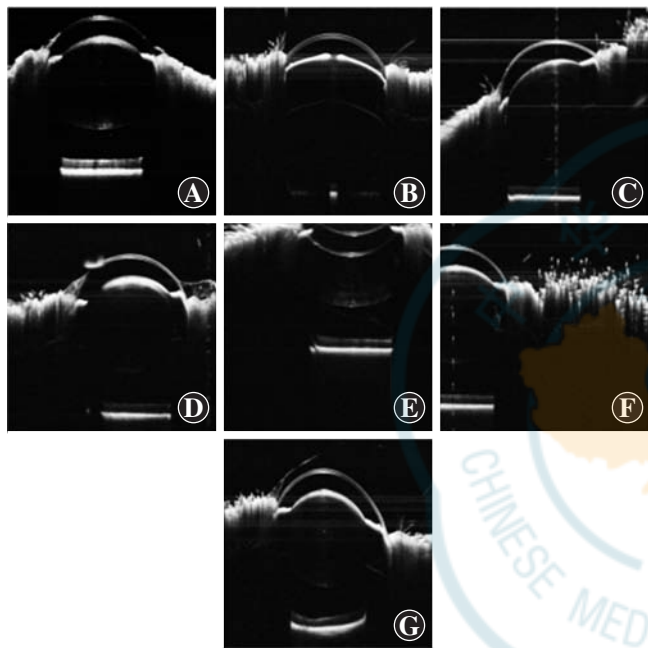


图4 正常C57BL/6小鼠眼轴长度OCT测量图像 A:OCT测量眼轴的高质量图像 B:未进行扩瞳或扩瞳不完全导致的低质量图像 C:眼球朝向未正对镜头导致的低质量图像 D:遮挡导致的低质量图像 E:未到达最佳焦点位置导致的低质量图像 F:眼球不在扫描区域内导致的低质量图像 G:眼表液体未清洁干净导致的低质量图像 OCT:光学相干断层扫描

2.3.3 视网膜应用 视网膜是神经组织,属于中枢神经系统的一部分。从组织学角度来看,视网膜由外向内分别为RPE层、光感受器层、外界膜、外核层、外丛状层、内核层、内丛状层、神经节细胞层、神经纤维层和内界膜^[31-32]。OCT利用深度分辨分析组织返回的背向散射光的光谱信息,区分不同的细胞类型,不仅能可视化和跟踪工程组织中复杂的动态变化,还可研究工程组织和细胞动力学的纵向发育,例如迁移、增殖、分离以及细胞与物质的相互作用^[33]。

以C57BL/6小鼠为例,为采集到清晰且准确的视网膜OCT图像,数据采集需严格遵循以下规范:(1)小

动物深度麻醉后将其平稳地固定在配套的定位台上。(2)滴加扩瞳剂充分扩大瞳孔,并使用医用凝胶梳理触须,排除光路上的任何物理遮挡。(3)将小鼠眼球与镜头接触,通过调节配套定位台来对齐眼球光轴,使En face图像中的视盘位置在视野正中央,微调定位台Z轴使视网膜在焦点位置,并能清晰地分辨视网膜各层结构(图5A)。

建议使用设备自带的定量分析软件或其他主流的视网膜分层算法,在设定的分析区域内(通常以视盘为中心向外辐射)进行视网膜主要结构厚度的自动分层测量(图5B)。在视网膜变性、缺血再灌注损伤或严重炎症等病理模型中,视网膜正常解剖结构可能遭到破坏导致光学边界模糊,此时强烈建议结合解剖学先验知识对自动分割结果进行人工手动修正,以确保测量数据的准确性。正常C57BL/6小鼠RPE层、感光细胞层、外界膜、外核层、外丛状层、内核层、神经节细胞层-内丛状层、神经纤维层厚度分别为 (13.00 ± 2.81) 、 (40.60 ± 3.14) 、 (12.10 ± 1.06) 、 (56.10 ± 1.95) 、 (14.20 ± 1.02) 、 (26.20 ± 1.09) 、 (49.30 ± 2.12) 、 (18.40 ± 1.59) μm 。正常6周龄SD大鼠视网膜全层、外核层至RPE层、内核层、视网膜内界膜至内丛状层厚度分别为 (190.79 ± 11.70) 、 (9.13 ± 1.25) 、 (26.69 ± 6.90) 、 (69.13 ± 4.25) μm 。低质量图像主要表现为数据在采集过程中,动物移动造成焦点偏移(图5C)。建议密切关注动物麻醉深度与生命体征或更换麻醉药物。不同种属实验动物视网膜OCT规范图像见图6。

3 OCTA

3.1 工作原理

OCTA的技术原理主要基于运动对比度,即在相对静止的眼部组织里,血管内流动的血细胞是主要的动态光学散射体^[34-35]。利用近红外光源(中心波长约840 nm,常用波段范围为800~900 nm)对组织的同一横断面进行重复B扫描,通过特定的去相关算法提取由红细胞移动引起的干涉信号振幅或相位的时空变化,再对动态血流信号与静态组织背景进行对比和滤过,从而生成血流信号。常用的去相关算法包括振幅去相关算法(SSADA)、相位方差分析、复值去相关(振

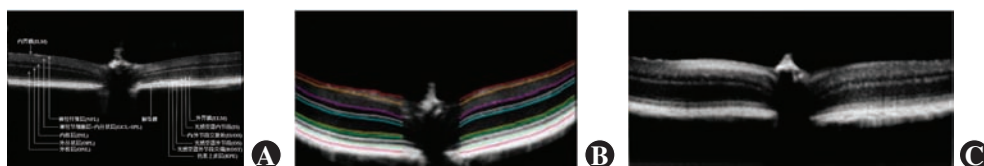


图5 正常成年C57BL/6小鼠视网膜OCT图 A:视网膜OCT层次图 B:视网膜OCT厚度测量模式图 C:采集的低质量视网膜OCT图 OCT:光学相干断层扫描

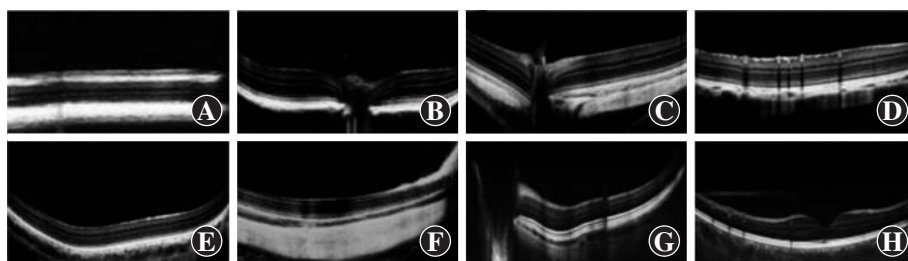


图6 不同种属实验动物的视网膜OCT图 A:斑马鱼 B:C57BL/6小鼠 C:SD大鼠 D:BN大鼠 E:豚鼠 F:新西兰大白兔 G:猪 H:恒河猴 OCT:光学相干断层扫描

幅+相位)、强度-相位联合分析、基于特征值的去相关。常规视网膜血流成像(小鼠/大鼠)优先推荐使用振幅去相关算法,其鲁棒性好、伪影少。高灵敏度毛细血管检测推荐使用复值去相关或相位方差,配合运动校正。大动物(兔/猴)深层脉络膜血流检测推荐使用相位方差或基于特征值去相关,其信噪比高、算法稳定。系统据此进行血管结构的三维重建,并通常以冠状面(C扫描或称En face)的形式逐层呈现,从而实现对眼前节与视网膜各层微血管网络的构筑及血流灌注状态的量化评估^[36-37]。

3.2 操作流程

OCTA要求对同一空间位置进行密集重复扫描以捕捉血流动态,其对扫描期间的体位稳定性要求远高于普通OCT,其规范化的操作流程如下:(1)将实验对象行深度麻醉,同时稳定眼球和头部,以减少心跳、呼吸等生理节律带来的微小位移。小鼠等小动物视网膜OCTA成像常规选择吸入式麻醉(2%异氟烷),大鼠等特定模型或对吸入麻醉有干扰的成像场景选择注射式麻醉(如氯胺酮/赛拉嗪复合麻醉)。麻醉后,立即滴加复方托吡卡胺进行充分扩瞳。(2)将实验动物固定在定位台上,根据目标成像区域(眼前节或视网膜),选择并装配适配的扫描物镜,并将眼部对准镜头,以Line和Preview模式扫描,精细调整扫描位置和距离,使清晰完整的眼前节或视网膜断层及En face图像呈现在显示器上。(3)在确认焦平面精准锁定于目标血管层,且实时预览画面中无明显肌肉震颤或呼吸伪影后,切换为OCTA模式扫描,扫描期间操作者必须保持环境安静,严禁触碰防震台或定位架,以防引入外部机械震动伪影。(4)利用设备自带的软件或第三方软件对原始数据进行三维血管重构,并逐层呈现En face进行眼前节血管和视网膜各层血管的分析及评估。

3.3 应用总结

3.3.1 眼前节应用 虹膜有丰富的血液供应,其血流动力学的异常改变是评估眼前节炎症、新生血管性疾

病及外伤性前房出血的重要指标^[38-39]。不同品系实验动物的虹膜色素沉着存在差异,如C57BL/6小鼠的深色素虹膜与BALB/c小鼠的白化虹膜,会显著影响光源的穿透深度与散射特性,进而对血流信号的提取产生影响。在高质量OCTA图中可以清晰地观测到虹膜各层微血管网络走向:基

质层内的动脉呈放射状从虹膜周边向中心延伸,由虹膜根部动脉大环发出的放射状分支,在向中央走行至瞳孔括约肌附近时,发出众多微小分支并呈环形交汇,形成致密的虹膜动脉小环(图7A)。

图像质量控制与常见伪影:若实验动物头部固定不牢或麻醉平稳度不足(表现为高频肌肉震颤),OCTA图像将产生严重的运动伪影与去相关信号噪声(图7B),导致毛细血管网断裂模糊,无法进行后续定量分析。建议措施:确认麻醉状态平稳,检查定位架是否出现机械松动;在条件允许的情况下,建议在软件端开启眼动追踪功能或伪影消除算法以提升图像保真度。对于深色品系动物,需注意色素层对血流信号穿透力的潜在影响。

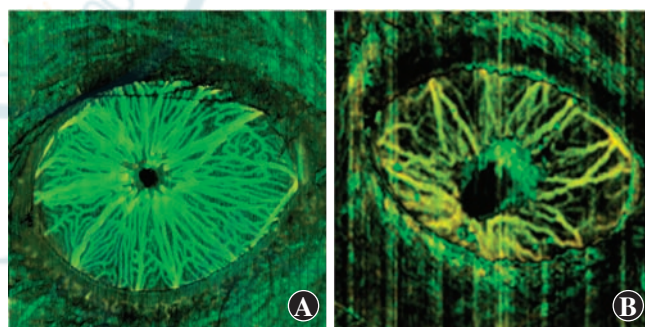


图7 正常C57BL/6小鼠虹膜OCTA图 A:虹膜高质量OCTA图 B:虹膜低质量OCTA图 存在运动伪影和信号噪声 OCTA:光学相干断层扫描血管成像

3.3.2 视网膜应用 视网膜微血管系统在维持光感受器及内层神经元代谢中起着关键作用^[40-42]。动物在进行视网膜OCTA科研实践时,需充分认识啮齿类动物与人类在血管解剖学上的种属差异。如啮齿类动物缺乏黄斑结构,因此不存在黄斑中心凹无血管区。此外,在血管构筑上,啮齿类动物中视网膜的血管结构主要由3个连接的毛细血管丛组成:分布于神经纤维层和神经节细胞层区域的浅层血管丛、位于内丛状层与内核层交界处的中间毛细血管丛,以及位于外丛状层附近的深层毛细血管丛^[43-44]。

为采集到清晰且准确的视网膜 OCTA 图像,数据收集需严格遵循以下规范并关注以下特殊要求:

(1)体位与定位 确认无遮挡物后,调整鼠台使视盘位于 En face 图像视野正中央。前后移动鼠台直至断层图像位于焦点,并能清晰分辨从内界膜至 RPE 的各层结构(图 8、9)。(2)深层血管伪影控制 浅层大血管血流信号可投射至深层组织,造成假阳性信号,应通过内置的投影去除算法(如 PR-Angio)进行校正。运动伪影和信号衰减伪影亦可能影响深层血管的判读,若校正后仍严重影响图像质量,应剔除该数据并重新采集。(3)分层检查标准 各血管层图像应符合以下标准,包括浅层血管丛大血管连续清晰、中层毛细血管丛呈蜂窝状分布、深层毛细血管丛纹理细腻弥散、脉络膜毛细血管呈均匀颗粒状,且 B 扫描截面图中视网膜各层边界完整连续。视网膜 OCTA 不清晰、不规范的图像见图 10、11。

OCTA 在视网膜血管性疾病模型的病理机制研究及药效评估中具有不可替代的价值。以 C57BL/6 小鼠视网膜静脉阻塞模型为例, OCTA 可纵向、无创地监测微血管系统的动态演变。造模后第 5 天,可清晰地观察到靠近视盘的主干静脉代偿性充盈扩张,远端血管处于无灌注状态;造模后第 12 天,血管微环境进一步恶化,静脉供血区出现严重的缺血改变,远端毛细血管网大面积闭塞甚至消失(图 12)。

3.3.3 脉络膜应用 脉络膜为深棕色血管层,位于巩膜及视网膜之间,富含大量血管和色素颗粒,主要为外层视网膜供应营养和清除代谢废物^[45-46]。OCTA 技术利用近红外光源穿透 RPE 层,能够无创、高分辨率且三维地重构脉络膜毛细血管网及深层血管形态,为研究脉络膜微循环障碍及新生血管性疾病(如年龄相关性黄斑变性)提供了强大的活体影像学工具。

为采集到清晰且准确的脉络膜 OCTA 图像,数据收集需严格遵循以下规范:(1)基本定位与对焦 确保受试动物麻醉平稳、眼球光轴精准对齐后,微调定位台 Z 轴,使断层扫描(B 扫描)图像中高反射 RPE 层

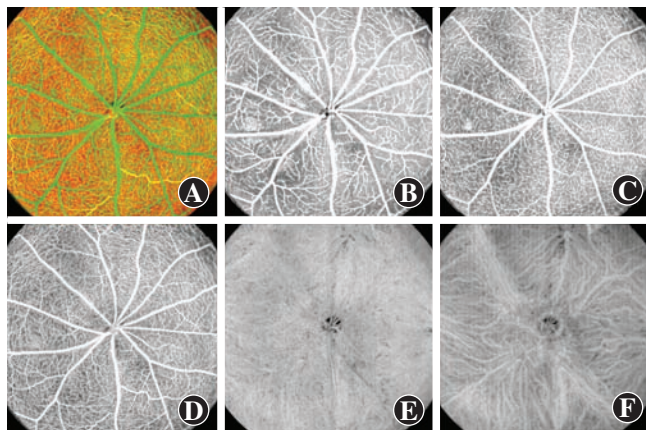


图 8 正常成年 C57BL/6 小鼠视网膜和脉络膜 OCTA 图 A:视网膜彩图 B:神经纤维层灰度图 C:内丛状层灰度图 D:外丛状层灰度图 E:浅层脉络膜灰度图 F:深层脉络膜灰度图 OCTA:光学相干断层扫描血管成像

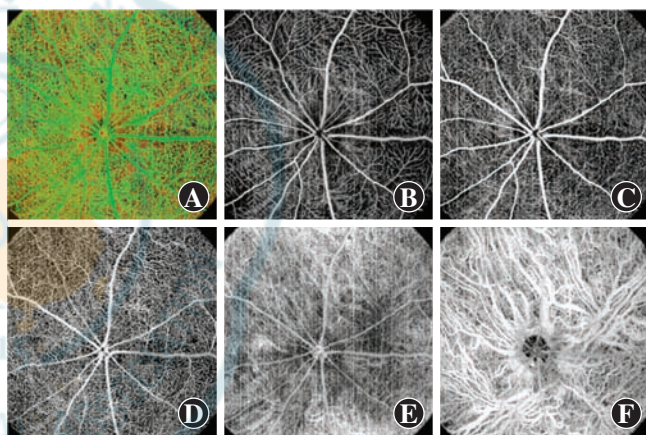


图 9 SD 大鼠视网膜和脉络膜 OCTA 图 A:视网膜彩图 B:神经纤维层灰度图 C:内丛状层灰度图 D:外丛状层灰度图 E:浅层脉络膜灰度图 F:深层脉络膜灰度图 OCTA:光学相干断层扫描血管成像

及其下方的脉络膜结构处于焦点位置,且视盘位于视野中央。通过在软件中精细设定分层边界(通常设定为 RPE/Bruch 膜下方特定深度),En face(冠状面)图像可清晰呈现突破 Bruch 膜向视网膜下生长的异常新生血管丛,从而实现对脉络膜新生血管病灶面积、体积及局部血流密度的定量分析。(2)分层边界的人工校对 鉴于 RPE 层的光学遮挡效应及病理状态下的结

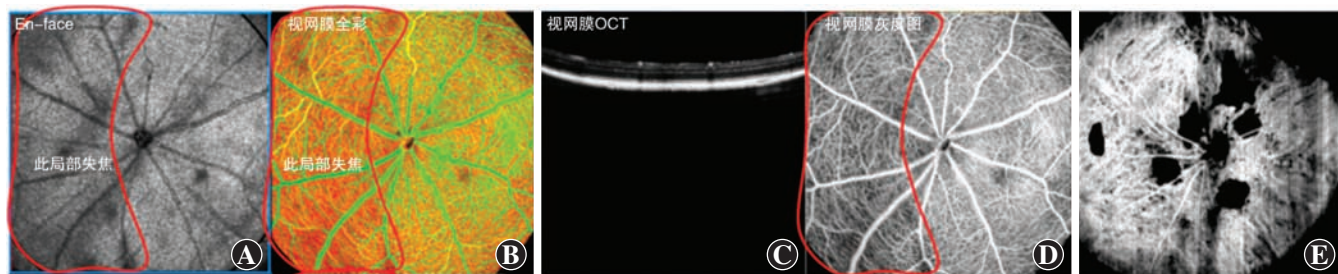


图 10 视网膜和脉络膜低质量 OCTA 图 A:视网膜局部失焦 OCT 的 En face 图像 B:图 A 对应视网膜 OCTA 图 C:视网膜 OCT 断层图 D:图 A 对应视网膜 OCTA 灰度图 E:图 A 对应脉络膜 OCTA 图 OCT:光学相干断层扫描;OCTA:光学相干断层扫描血管成像

构紊乱,建议在提取血管数据前,结合B扫描图像对分层边界(尤其是Bruch膜位置)进行严格的人工校对,以确保分层定位的准确性。(3)投影伪影消除 为消除视网膜浅层血管对脉络膜毛细血管层的干扰,必须常规应用投影伪影消除算法(如PR-OCTA、aiPR-OCTA等3D-PAR算法)进行校正。算法处理后,仍应结合B扫描图像逐层核对分层边界的准确性,避免算法将部分真实血流误判为伪影而抑制。(4)信号衰减伪影的识别与补偿 RPE下的病灶(如玻璃膜疣、RPE下沉积物)会散射和衰减入射光,导致下方脉络膜毛细血管信号减弱,可能被误判为血流缺损。建议对衰减区域进行补偿校正(如调整补偿参数 γ 值),使脉络膜毛细血管结构层的OCT信号趋于均匀,以区分“真性血流缺损”与“病灶遮挡引起的伪影”。(5)运动伪影控制 OCTA对扫描期间的体位稳定性要求极高。应确保麻醉平稳、头部固定牢固,必要时可采用心电/呼吸门控进行信号同步采集。若配准后图像仍存在明显运动伪影,应剔除该数据并重新采集。(6)定量分析的可重复性考虑 脉络膜毛细血管层血流密度的测量具有较好的可重复性($ICC>0.85$),但深层血管丛的变异性较大。建议对同一动物进行多次独立扫描取均值,并在报告中明确分层边界定义(如RPE/Bruch膜下方 $X\sim Y\ \mu\text{m}$),以提高数据的可比性。需注意,不同厂家OCTA设备的测量值可能存在系统偏差,不宜直接合并分析;纵向研究应使用同一设备、同一软件版本进行所有时间点的数据采集。正常成年C57BL/6小鼠和SD大鼠视网膜及脉络膜OCTA图见图8、9,可清晰显示各层组织结构。脉络膜OCTA不清晰、不规范的图像见图10、11。

4 注意事项

动物的麻醉效果、体位摆放等因素会直接影响数据的采集及后期处理。因此,为了获得精准的角膜和视网膜OCT/OCTA数据,测量时应该注意以下几点:(1)动物伦理及生理状态监测 数据采集需在充分且平稳的麻醉状态下进行。注意麻醉剂的种类、剂量和作用时间,以确保动物的福利和安全。成像期间,必须使用恒温加热设备(如 $37\ ^\circ\text{C}$ 循环水浴加热垫)维持动物核心体温,防止因低体温引发的心率骤降与代谢紊乱。同时,需密切监测动物的呼吸频率与节律,避免因麻醉过深导致缺氧窒息,或因麻醉过浅引起疼痛和应激,诱发躯体震颤从而引入不可逆的运动伪影。(2)屈光间质与眼表微环境维护 OCT/OCTA技术对光学介质的透明度要求极高。小鼠进行麻醉后瞬目反

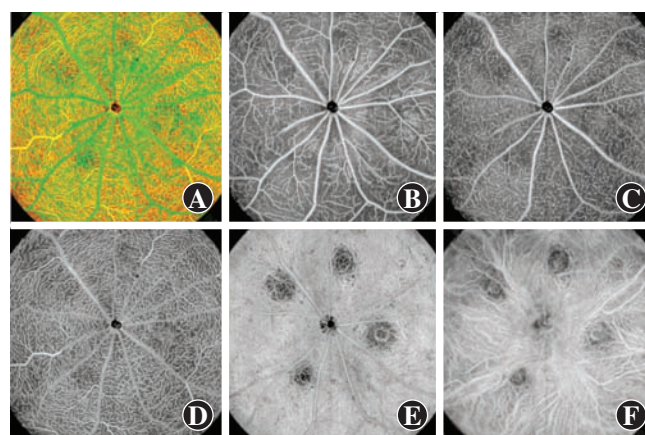


图11 激光诱导C57BL/6小鼠脉络膜新生血管模型视网膜及脉络膜OCTA图 A:视网膜彩图 B:神经纤维层灰度图 C:内丛状层灰度图 D:外丛状层灰度图 E:浅层脉络膜灰度图 F:深层脉络膜灰度图 OCTA:光学相干断层扫描血管成像

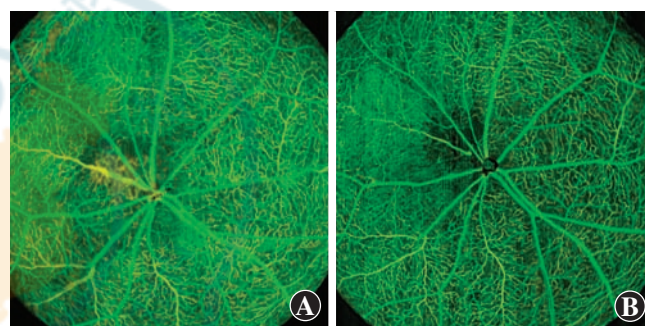


图12 C57BL/6小鼠视网膜静脉阻塞模型造模后不同时间点OCTA图 A:造模后第5天 B:造模后第12天 OCTA:光学相干断层扫描血管成像

射消失,泪膜蒸发,角膜极易暴露干燥,进而迅速形成严重的光学散射甚至引发晶状体混浊^[47-49]。人工泪液又会影响到整个光路采集,导致研究区域局部的阴影,会直接影响断层成像及微血管信号的获取。建议采集OCT/OCTA图像前,使用蘸过生理盐水的棉签顺着一个方向轻轻擦拭,去除残留的滴眼液。(3)图像质量控制 由于OCTA对微小位移极为敏感,在图像采集期间,严禁任何可能引起防震平台震动的行为(如触碰桌面、大声喧哗或开关门)。必须确保受试动物的头部通过立体定位装置进行刚性固定,消除机械松动。针对不同周龄或特定病理模型动物,操作者应灵活调整参考臂位置与偏振参数,以实现干涉信号信噪比的最优化。若实时预览中发现明显伪影(如严重离焦、横向运动条纹或睫毛遮挡阴影),应立即排查原因并重新采集,严禁将劣质图像纳入后续的定量分析。(4)数据处理及设备维护 在进行纵向研究的定量分析时,必须保持分析软件版本、分层算法及阈值设置的高度一致,以最大限度降低系统误差。在硬件维护方面,扫描物镜极易受灰尘、毛发及泪液飞沫污

染,需定期使用专业擦镜纸配合无水乙醇进行单向轻柔擦拭。设备主机应安置于恒温、恒湿、防尘且无强振动源和磁场干扰的独立暗室中,并由专人定期进行光路校准与系统维护,以保障高精密度成像系统的长期稳定运行。

5 局限性

尽管 OCT 及 OCTA 在动物眼科基础与转化研究中展现出无可替代的优势,但受限于现阶段的光学技术瓶颈及活体动物的生理特性,其在实际应用中仍存在以下几方面的局限性,研究者在数据解读时需予以充分考虑:(1)视野范围物理制约 目前主流的小动物商用 OCT/OCTA 系统的单次高密度扫描范围多局限于视盘周边或后极部中央区域,难以实现对周边视网膜病变(如周边部无血管区、新生血管或早期变性灶)的全面覆盖与整体评估。且光学像差对图像质量的影响随着数值孔径的增加而增加,这阻碍了小鼠体内高分辨率成像。因此,可能需要引入自适应光学系统来校正像差,以提高成像质量。(2)成像深度限制 OCT 技术的成像深度受光源穿透力和组织散射特性的影响。由于小动物眼球较小,内部组织可能较为致密,可能导致 OCT 的成像深度受到限制,影响对小动物眼底深层结构的观察和诊断。(3)图像解释和诊断难度对于小动物而言,由于其解剖结构和生理特点与人类存在差异,因此需要更专业的知识和技能来准确解释 OCT 图像,并做出正确的诊断。(4)成本和技术要求 OCT 技术需要高精度的光学系统和复杂的图像处理算法,设备成本较高。此外, OCT 设备的操作和维护也需要一定的技术水平和专业知识。OCT 技术在小动物应用中的局限性主要包括眼球尺寸和解剖结构差异、成像深度限制、图像解释和诊断难度以及成本及技术要求等方面。然而,随着技术的不断进步和专用设备的研发,这些局限性有望逐步克服,从而推动 OCT 技术在小动物科研应用中的更广泛应用。

6 结论和展望

规范化的动物眼科 OCT 和 OCTA 数据采集与分析方法,是确保实验数据可靠性、可重复性和跨研究可比性的基石。本共识从设备选型与参数设置、实验动物准备与麻醉方案、成像操作规范、图像质量评估标准以及定量分析要点等方面,系统梳理了小动物 OCT/OCTA 全流程操作规范,旨在为研究者提供一套可执行、可复现的技术框架,减少因操作差异引入的实验变异性,提升研究结果的科学价值和可信度。随着

OCT 技术的持续演进,以下方向将成为推动小动物眼科成像发展的关键动力:(1)人工智能 (artificial intelligence, AI) 与深度学习在图像处理中的深度赋能 近年来,深度学习技术已在小动物 OCT/OCTA 图像处理中展现出巨大潜力,正在从根本上改变传统依赖人工干预的图像分析模式,基于深度卷积神经网络(如 U-Net 及其变体)的算法可有效抑制 OCT 图像的散斑噪声和 OCTA 的运动伪影,在低信号条件下恢复高保真度的血管网络结构,减少重复扫描次数,缩短成像时间。传统视网膜分层依赖手动或半自动算法,效率低且受操作者经验影响。深度学习模型(如基于 Transformer 架构的分割网络)已实现对小鼠、大鼠等不同物种视网膜各层及血管丛的端到端自动分割,精度接近甚至超越人工标注,且在不同品系和病理状态下均保持良好的泛化能力。AI 算法可自动识别 CNV 病灶区域、无灌注区和微动脉瘤等病理特征,并完成面积、体积、血流密度等参数的批量定量计算,极大提升高通量药物筛选和基因表型分析的研究效率。通过域适应技术,深度学习模型可有效应对不同 OCT 设备、不同扫描参数及不同动物模型间的数据分布差异,为多中心研究和跨物种比较提供统一的分析工具。值得关注的是,当前深度学习模型在小动物 OCT 中的应用仍面临标注数据匮乏和模型泛化能力不足等挑战。未来,基于自监督学习和少样本学习的方法有望进一步降低对大规模人工标注的依赖,推动 AI 辅助分析系统成为小动物眼科成像的标准化工具。(2)多模态融合与功能成像拓展 将 OCT/OCTA 与其他成像模态(如荧光显微镜、光声成像)进行多模态融合,可实现动物结构、血流与分子信息的同步获取,为视网膜疾病的机制研究提供更全面的信息维度。此外,偏振敏感 OCT 和弹性成像 OCT 等新模态的发展,有望提供视网膜组织成分和力学特性的新对比机制。(3)超高分辨与超高速技术的普及 扫频源技术和自适应光学持续成熟,其在实验动物成像中的可及性将不断提高。轴向分辨率突破 $1\ \mu\text{m}$ 和成像速度超过百万 A 扫描/秒的系统,将使小鼠光感受器细胞计数、毛细血管级血流动力学分析等应用成为常规技术手段。

规范化的动物眼科 OCT 和 OCTA 数据采集方法为研究结果的可靠性提供了坚实保障,而 AI 赋能的新型图像分析范式正在重塑数据处理流程。规范化操作与智能化分析相辅相成,共同推动小动物眼科成像从“经验驱动”向“数据驱动”转型,加速眼科疾病机制解析、基因治疗评估及药物研发等领域的科学突破。

形成共识意见的专家组成员:**执笔专家****眼科影像专家**

邵毅 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 计丹 四川省医学科学院 四川省人民医院
 颜标 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 李兰 昆明市第一人民医院
 庄文娟 宁夏回族自治区人民医院宁夏眼科医院
 胡丽丹 浙江大学医学院附属儿童医院
 秦牧 湘南学院附属医院
 廖萱 川北医学院附属医院
 谭钢 南华大学附属第一医院
 王丽强 中国人民解放军总医院
 吴护平 厦门大学附属厦门眼科中心
 李炜 厦门大学眼科研究所
 胡亮 温州医科大学附属眼视光医院
 文丹 中南大学湘雅医院
 邵婷婷 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
 杨于力 陆军军医大学第一附属医院
 邹文进 广西医科大学第一附属医院
 张冰 杭州市儿童医院
 田磊 首都医科大学附属北京同仁医院
 朱欣悦 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 吴佳丽 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 令倩 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 吴蒙 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 易湘龙 新疆医科大学第一附属医院
 杨阳 岳阳市中心医院
 顾正宇 安徽医科大学第一附属医院
 接英 首都医科大学附属北京同仁医院
 杨卫华 深圳市眼科医院深圳市眼病防治研究所
 任胜卫 河南省立眼科医院
 李馨欣 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 李正日 延边大学附属医院
 张慧 昆明医科大学第一附属医院
 董诺 厦门大学附属厦门眼科中心
 李中文 温州医科大学附属宁波市眼科医院
 李贵刚 华中科技大学同济医学院附属同济医院
 陶勇 首都医科大学附属北京朝阳医院
 迟玮 深圳市眼科医院深圳市眼病防治研究所
 杨文利 首都医科大学附属北京同仁医院
 郑钦象 浙江大学附属邵逸夫医院
 刘映 南京中医药大学附属南京市中医院
 谢华桃 华中科技大学同济医学院附属协和医院
 刘洋 武汉大学中南医院
 李世迎 厦门大学附属第一医院
 苏兆安 浙江大学医学院附属第二医院
 黄晓丹 浙江大学医学院附属第二医院

彭娟 广州医科大学附属第二医院
 吴恺 南华大学第一附属医院
 刘春玲 四川大学华西医院
 吴振凯 常德市第一人民医院
 宋秀胜 恩施州中心医院
 刘红玲 哈尔滨医科大学附属第一医院
 李凯军 广西医科大学附属第一医院
 谭叶辉 南昌大学第一附属医院

实验技术专家

郜原 山西医科大学
 李程 厦门大学眼科研究所
 王建丛 北京心联光电科技有限公司
 石晓路 中国中医科学院医学实验中心
 蒋晓燕 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 崔铁峰 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 蔡建奇 中国标准化研究院
 杨明轩 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 吴继红 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
 王佰亮 温州医科大学附属眼视光医院
 沈建良 温州医科大学附属眼视光医院
 耿志鑫 北京街微医疗有限公司
 徐海伟 陆军军医大学
 林志荣 厦门大学附属厦门眼科中心
 石文卿 同济大学附属同济医院
 唐丽颖 厦门大学附属中山医院
 温鑫 中山大学附属孙逸仙纪念医院
 李海波 中南大学湘雅医院

参与起草的专家(按姓氏拼音排列)**眼科影像专家**

邓德勇 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院
 黄永志 四川大学华西医院
 黎颖莉 南方医科大学珠江医院
 李海波 厦门大学附属厦门眼科中心
 李笠 福建省立医院
 李乃洋 中山市人民医院
 李植源 郴州市第一人民医院
 刘光辉 福建中医药大学附属人民医院
 马健 浙江大学医学院附属第二医院
 魏红 南昌普瑞眼科医院
 谢仁艺 厦门大学附属厦门眼科中心
 徐三华 南昌大学第二附属医院
 姚勇 广州希玛林顺潮眼科医院
 张春南 东南眼科医院

实验技术专家

陈程 汕头大学·香港中文大学联合汕头国际眼科中心
 陈景尧 昆明市第一人民医院
 陈新建 四川省人民医院
 董静 山西医科大学第一医院



葛倩敏 南昌大学第一附属医院
 贺佳 济宁医学院
 胡瑾瑜 首都医科大学附属北京同仁医院
 康敏 江西省中西医结合医院
 梁荣斌 复旦大学附属耳鼻喉科医院
 彭志优 南昌大学第一附属医院
 邱坤良 汕头大学·香港中文大学联合汕头国际眼科中心
 邵一磊 温州医科大学附属眼视光医院
 王晓宇 南昌大学第一附属医院
 杨启晨 四川大学华西医院
 张艳艳 温州医科大学宁波市眼科医院
 张振豪 上海健康医学院附属周浦医院
 曾艳梅 南昌大学第一附属医院
 朱卓婷 墨尔本大学眼科中心
 邹洁 新余爱尔眼科医院

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突。本共识的制定未接受任何企业的赞助

共识声明 所有参与本共识制定的专家均声明,坚持客观的立场,以专业知识、研究数据和科研经验为依据,经过充分讨论,全体专家一致同意后形成本共识,本共识由4个协会部分专家起草

免责声明 本共识的内容仅代表参与制定的专家对本共识的指导意义,供眼科研究人员参考。尽管专家们进行了广泛的意见征询和讨论,但仍有不全面之处。本共识所提供的建议并非强制性意见,与本共识不一致的做法并不意味着错误或不当。科研实践中仍存在诸多问题需要探索,正在进行和未来开展的实验将提供进一步的证据。随着经验的积累和新方法的涌现,未来需要对本共识定期修订、更新,为研究者带来更多获益

传播实施 本共识发布后,将主要通过以下方式进行传播、实施和评价:(1)在《中华实验眼科杂志》发表本共识全文,包括本共识制订的具体方法、步骤以及共识工作组的成员和分工。(2)在全国性学术会议中宣讲,为从事眼科实验工作的眼科科研工作者、技术员和研究生解读本共识内容并进行相关培训;(3)在国内部分省(市)有计划组织针对本共识内容的推广会议,推动临床眼科医务工作者、技术员和研究生全面、准确掌握和应用本共识;(4)通过线上多媒体形式推广本共识内容;(5)在未来2年定期开展相关研究,对国内现状进行评价,进一步了解本共识实施后的传播应用价值和科研决策的作用

参考文献

- [1] Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181. DOI: 10.1126/science.1957169.
- [2] Meinke J, Raming K, Kessler C, et al. High-resolution optical coherence tomography correlates of Peau d'Orange in pseudoxanthoma elasticum[J]. JAMA Ophthalmol, 2026, 143(12): 1025-1032. DOI: 10.1001/jamaophthalmol.2025.4031.
- [3] Dauerman HL. Optical coherence tomography-light and truth[J]. N Engl J Med, 2023, 389(16): 1523-1525. DOI: 10.1056/NEJMe2309710.
- [4] Gao SS, Jia Y, Zhang M, et al. Optical coherence tomography angiography[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2016, 57(9): OCT27-36. DOI: 10.1167/iovs.15-19043.
- [5] Zhang A, Zhang Q, Chen CL, et al. Methods and algorithms for optical coherence tomography-based angiography: a review and comparison[J]. J Biomed Opt, 2015, 20(10): 100901. DOI: 10.1117/1.JBO.20.10.100901.
- [6] Ang M, Tan A, Cheung C, et al. Optical coherence tomography angiography: a review of current and future clinical applications[J]. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2018, 256(2): 237-245. DOI: 10.1007/s00417-017-3896-2.
- [7] 徐桂花, 宋跃. 眼前节相干光断层扫描仪在眼科的应用[J]. 国际眼科杂志, 2008, 8(10): 2110-2112. Xu GH, Song Y. Assessment of ophthalmologic application with Visante OCT[J]. Int Eye Sci, 2008, 8(10): 2110-2112.
- [8] Kishi S. Impact of swept source optical coherence tomography on ophthalmology[J]. Taiwan J Ophthalmol, 2016, 6(2): 58-68. DOI: 10.1016/j.tjo.2015.09.002.
- [9] Podoleanu AG. Optical coherence tomography[J]. J Microsc, 2012, 247(3): 209-219. DOI: 10.1111/j.1365-2818.2012.03619.x.
- [10] Puk O, de Angelis MH, Graw J. Longitudinal fundus and retinal studies with SD-OCT: a comparison of five mouse inbred strains[J]. Mamm Genome, 2013, 24(5-6): 198-205. DOI: 10.1007/s00335-013-9457-z.
- [11] Bell BA, Kaul C, Dunaief JL, et al. A comparison of optophysiological biomarkers of photoreceptor stress and phototoxicity in BALB/cJ, B6 (Cg)-Tyrc-2/JJ, and C57Bl/6J mouse strains[J]. Front Ophthalmol (Lausanne), 2023, 3: 1128311. DOI: 10.3389/fopht.2023.1128311.
- [12] Chauhan P, Kho AM, FitzGerald P, et al. Subcellular comparison of visible-light optical coherence tomography and electron microscopy in the mouse outer retina[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2022, 63(9): 10. DOI: 10.1167/iovs.63.9.10.
- [13] Ma Y, Dong R, Song T, et al. Evaluating the effects of three anesthetic regimens on retinal structure and function in the living mouse eye using a customized bimodal OCT/ORG system[J]. J Phys D: Appl Phys, 2025, 58(3): 035401. DOI: 10.1088/1361-6463/ad89ec.
- [14] Gandhi JK, Roy Chowdhury U, Manzar Z, et al. Differential intraocular pressure measurements by tonometry and direct cannulation after treatment with soluble adenylyl cyclase inhibitors[J]. J Ocul Pharmacol Ther, 2017, 33(8): 574-581. DOI: 10.1089/jop.2017.0027.
- [15] Rakymzhan A, Li Y, Tang P, et al. Differences in cerebral blood vasculature and flow in awake and anesthetized mouse cortex revealed by quantitative optical coherence tomography angiography[J]. J Neurosci Methods, 2021, 353: 109094. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2021.109094.
- [16] Meleppat RK, Valente D, Lee S, et al. On-axis full-field swept-source optical coherence tomography for murine retinal imaging[J]. Opt Lett, 2024, 49(16): 4630-4633. DOI: 10.1364/OL.531116.
- [17] Bian H, Wang J, Hong C, et al. GPU-accelerated image registration algorithm in ophthalmic optical coherence tomography[J]. Biomed Opt Express, 2023, 14(1): 194-207. DOI: 10.1364/BOE.479343.
- [18] Podkowinski D, Sharian Varnousfaderani E, Simader C, et al. Impact of B-scan averaging on spectralis optical coherence tomography image quality before and after cataract surgery[J]. J Ophthalmol, 2017, 2017: 8148047. DOI: 10.1155/2017/8148047.
- [19] Sakamoto A, Hangai M, Yoshimura N. Spectral-domain optical coherence tomography with multiple B-scan averaging for enhanced imaging of retinal diseases[J]. Ophthalmology, 2008, 115(6): 1071-1078. DOI: 10.1016/j.ophtha.2007.09.001.
- [20] 彭希, 刘谊. 角膜厚度的测量及其临床意义[J]. 临床眼科杂志, 2013, 21(2): 182-187. Peng X, Liu Y. Measurement of corneal thickness and its clinical significance[J]. J Clin Ophthalmol, 2013, 21(2): 182-187.
- [21] Meek KM, Knupp C. Corneal structure and transparency[J]. Prog Retin Eye Res, 2015, 49: 1-16. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2015.07.001.
- [22] Müller LJ, Marfurt CF, Kruse F, et al. Corneal nerves: structure, contents and function[J]. Exp Eye Res, 2003, 76(5): 521-542. DOI: 10.1016/s0014-4835(03)00050-2.
- [23] 郑广瑛, 连元君, 温成林, 等. 实验动物兔角膜Orbscan-II检测[J]. 中华实验眼科杂志, 2007, 25(4): 281-283. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2007.04.011. Zheng GY, Lian YJ, Wen CL, et al. Orbscan-II examination of cornea in normal rabbits[J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2007, 25(4): 281-283. DOI: 10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2007.04.011.



- [24]《眼轴长度在近视防控管理中的应用专家共识(2023)》专家组. 眼轴长度在近视防控管理中的应用专家共识(2023)[J]. 中华实验眼科杂志, 2024, 42(1): 1-11. DOI: 10.3760/cma.j.cn115989-20231010-00121. Expert Workgroup of Expert consensus on the application of axial length in myopia prevention and control management (2023). Expert consensus on the application of axial length in myopia prevention and control management (2023)[J]. Chin J Exp Ophthalmol, 2024, 42(1): 1-11. DOI: 10.3760/cma.j.cn115989-20231010-00121.
- [25]Kojima T, Tamaoki A, Yoshida N, et al. Evaluation of axial length measurement of the eye using partial coherence interferometry and ultrasound in cases of macular disease[J]. Ophthalmology, 2010, 117(9): 1750-1754. DOI: 10.1016/j.ophtha.2010.01.018.
- [26]Wolffsohn JS, Kollbaum PS, Berntsen DA, et al. IMI-clinical myopia control trials and instrumentation report[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2019, 60(3): M132-M160. DOI: 10.1167/jovs.18-25955.
- [27]Brás J, Sickenberger W, Hirschschall N, et al. Cataract quantification using swept-source optical coherence tomography[J]. J Cataract Refract Surg, 2018, 44(12): 1478-1481. DOI: 10.1016/j.jcrs.2018.08.009.
- [28]Huang J, Chen H, Li Y, et al. Comprehensive comparison of axial length measurement with three swept-source OCT-based biometers and partial coherence interferometry[J]. J Refract Surg, 2019, 35(2): 115-120. DOI: 10.3928/1081597X-20190109-01.
- [29]Grünert U, Martin PR. Cell types and cell circuits in human and non-human primate retina[J]. Prog Retin Eye Res, 2020: 100844. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2020.100844.
- [30]Clinical Laboratory Animal Medicine[M]. Welly Blackwell, 4th edition.
- [31]Masland RH. The fundamental plan of the retina[J]. Nat Neurosci, 2001, 4(9): 877-886. DOI: 10.1038/nn0901-877.
- [32]Hoon M, Okawa H, Della Santina L, et al. Functional architecture of the retina: development and disease[J]. Prog Retin Eye Res, 2014, 42: 44-84. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2014.06.003.
- [33]Liang X, Graf BW, Boppart SA. Imaging engineered tissues using structural and functional optical coherence tomography[J]. J Biophotonics, 2009, 2(11): 643-655. DOI: 10.1002/jbio.200910048.
- [34]Chen CL, Wang RK. Optical coherence tomography based angiography [Invited][J]. Biomed Opt Express, 2017, 8(2): 1056-1082. DOI: 10.1364/BOE.8.001056.
- [35]陈慧黎, 梅立新, 戴巧云, 等. 光学相干断层扫描血管成像在眼科的应用进展[J]. 国际眼科杂志, 2021, 21(11): 1918-1921. DOI: 10.3980/j.issn.1672-5123.2021.11.170. Chen HL, Mei LX, Dai QY, et al. Application of optical coherence tomography angiography in ophthalmology[J]. Int Eye Sci, 2021, 21(11): 1918-1921. DOI: 10.3980/j.issn.1672-5123.2021.11.170.
- [36]Koustenis A, Harris A, Gross J, et al. Optical coherence tomography angiography: an overview of the technology and an assessment of applications for clinical research[J]. Br J Ophthalmol, 2017, 101(1): 16-20. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2016-309389.
- [37]Jia Y, Tan O, Tokayer J, et al. Split-spectrum amplitude-decorrelation angiography with optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2012, 20(4): 4710-4725. DOI: 10.1364/OE.20.004710.
- [38]Fredde TF. Ultrastructure of the iris[J]. Microsc Res Tech, 1996, 33(5): 369-389. DOI: 10.1002/(SICI)1097-0029(19960401)33: 5<369:: AID-JEMT1>3.0.CO;2-J.
- [39]沈锦琰, 陈莹, 龚学春, 等. 虹膜成像的研究进展[J]. 临床眼科杂志, 2023, 31(2): 174-178. DOI: 10.3969/j.issn.1006-8422.2023.02.020. Shen JY, Chen X, Gong XC, et al. Research progress in iris imaging[J]. J Clin Ophthalmol, 2023, 31(2): 174-178. DOI: 10.3969/j.issn.1006-8422.2023.02.020.
- [40]Pan WW, Wubben TJ, Besirli CG. Photoreceptor metabolic reprogramming: current understanding and therapeutic implications[J]. Commun Biol, 2021, 4(1): 245. DOI: 10.1038/s42003-021-01765-3.
- [41]Fu Z, Sun Y, Cakir B, et al. Targeting neurovascular interaction in retinal disorders[J]. Int J Mol Sci, 2020, 21(4): 503. DOI: 10.3390/ijms21041503.
- [42]Usui Y, Westenskow PD, Kurihara T, et al. Neurovascular crosstalk between interneurons and capillaries is required for vision[J]. J Clin Invest, 2015, 125(6): 2335-2346. DOI: 10.1172/JCI80297.
- [43]Bharadwaj AS, Appukuttan B, Wilmarth PA, et al. Role of the retinal vascular endothelial cell in ocular disease[J]. Prog Retin Eye Res, 2013, 32: 102-180. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2012.08.004.
- [44]Bek T. Regional morphology and pathophysiology of retinal vascular disease[J]. Prog Retin Eye Res, 2013, 36: 247-259. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2013.07.002.
- [45]Nickla DL, Wallman J. The multifunctional choroid[J]. Prog Retin Eye Res, 2010, 29(2): 144-168. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2009.12.002.
- [46]黄晴予, 武志峰. 脉络膜结构与功能的研究进展[J]. 临床眼科杂志, 2023, 31(1): 83-86. DOI: 10.3969/j.issn.1006-8422.2023.01.022. Huang QY, Wu ZF. Research progress on the structure and function of the choroid[J]. J Clin Ophthalmol, 2023, 31(1): 83-86. DOI: 10.3969/j.issn.1006-8422.2023.01.022.
- [47]Bermudez MA, Vicente AF, Romero MC, et al. Time course of cold cataract development in anesthetized mice[J]. Curr Eye Res, 2011, 36(3): 278-284. DOI: 10.3109/02713683.2010.542868.
- [48]Liu X, Wang CH, Dai C, et al. Effect of contact lens on optical coherence tomography imaging of rodent retina[J]. Curr Eye Res, 2013, 38(12): 1235-1240. DOI: 10.3109/02713683.2013.815218.
- [49]詹红微, 邱泽文, 李慧玲, 等. 三种麻醉药物对小鼠麻醉效果的比较[J]. 实验动物科学, 2012, 29(4): 19-24. Zhan HW, Qiu ZW, Li HL, et al. Anesthetic effects of three kind of narcotic drugs on mice[J]. Lab Anim Sci, 2012, 29(4): 19-24.

(收稿日期:2025-12-24 修回日期:2026-07-16)

(本文编辑:张 宇)

读者·作者·编者

本刊对来稿中电子版图片的要求

自我刊开通网上投稿以来,作者均采用将 Word 文档从网上在线投稿的方式,但部分来稿中所包含的图片像素较低,这些图片便于网上审稿,并不能用于制版印刷。因为显示器与彩印纸品的色彩形成截然不同,显示器应用红、绿、蓝的三原色原理发射光线形成图像,这种色彩形成的原理被称为 RGB 模式;而彩色印刷品是青、品红、黄、黑四色油墨印制在纸制品上来形成彩色图像,这种原理被称为 CMYK 模式。那些在显示器上看起来比较清晰但分辨率较低的图片在实际印刷时不能转换为高质量 CMYK 模式的图片。为了保证论文的刊出质量及本刊的印刷出版质量,如果作者的来稿中附有组织病理图、免疫荧光染色图、免疫组织化学图、细胞图,请作者将原图保存为 TIFF 格式或 JPG 格式,图片的分辨率至少 300 dpi。

中华医学会杂志社
Chinese Medical Association Publishing House

版权所有 违者必究

(本刊编辑部)