

基于光学相干血流造影引导的近红外一区视网膜血氧饱和度测量*

高梦琴¹⁾ 章慧英¹⁾ 孙彬¹⁾ 刘开元²⁾ 杜持新³⁾ 李鹏^{1)2)†}

1) (浙江大学光电科学与工程学院, 杭州 310027)

2) (浙江大学嘉兴研究院智能光电创新中心, 嘉兴 314000)

3) (浙江大学医学院附属第一医院眼科, 杭州 310003)

(2024 年 12 月 6 日收到; 2025 年 2 月 9 日收到修改稿)

精确测量视网膜血氧饱和度 (oxygen saturation, SO_2) 可为糖尿病视网膜病变、青光眼及视网膜静脉阻塞等眼部疾病提供有价值的早期指示. 虽然可见光光学相干层析成像能够通过光谱拟合直接获取 SO_2 , 但受限于可见光的刺激性及其对视网膜生理状态的影响. 近红外一区对眼部的刺激较小, 尽管血红蛋白在此波段的吸收效应较弱, 但其散射特性也与 SO_2 相关. 基于此, 本研究提出了一种光学相干血流造影 (optical coherence tomography angiography, OCTA) 引导的近红外一区视网膜血氧饱和度测量技术, 利用氧敏感波长 (855 nm) 与氧等消光波长 (805 nm) 光衰减的比值结合标定实现了 SO_2 的测量. 该方法利用 OCTA 生成的三维血流图自动识别血管以及周围组织区域的三维位置, 避免了手动选取区域引起的测量误差, 将视网膜动静脉分类的平均准确率由 82.1% 提高到 96.7%. 测量结果显示, 动脉和静脉的平均血氧饱和度分别为 $94\% \pm 21\%$, $56\% \pm 13\%$, 符合正常视网膜血氧饱和度范围. 该方法有效提升了测量的准确性和效率, 为眼科疾病的早期诊断、病情评估及疗效监测提供了可靠的工具, 具有广阔的应用前景.

关键词: 光学相干血流造影, 光学相干层析成像, 血氧饱和度, 光学密度

PACS: 42.25.Hz, 42.25.Kb, 42.30.Va, 42.30.Wb

DOI: 10.7498/aps.74.20241686

CSTR: 32037.14.aps.74.20241686

1 引言

视网膜血氧饱和度 (oxygen saturation, SO_2) 是衡量视网膜局部代谢状态和微循环健康的重要指标, 对多种眼部疾病, 如糖尿病视网膜病变^[1,2]、青光眼^[3,4]及视网膜静脉阻塞^[5,6]等疾病具有重要的诊断和监测价值. 在全身氧饱和度正常的情况下, 局部视网膜疾病往往会引起显著的视网膜血氧水平变化^[7]. 因此一个可靠的视网膜血氧饱和度

测量方法对于这些疾病的研究、监测和管理至关重要.

目前视网膜血氧饱和度的测量是基于氧合血红蛋白 (oxyhemoglobin, HbO_2) 和脱氧血红蛋白 (deoxyhemoglobin, Hb) 的吸收光谱的差异^[8,9]. 在可见光波段, 血红蛋白的吸收较强, 结合 HbO_2 和 Hb 在 520—600 nm 波段的吸收特征以及光学相干层析成像 (optical coherence tomography, OCT) 的深度分辨能力, 可见光 OCT 通过光谱拟合可以直接获取视网膜血氧饱和度^[10-12]. 然而, 可见光可

* 浙江省“尖兵”“领雁”研发攻关计划 (批准号: 2023C03089)、国家自然科学基金 (批准号: 62075189, T2293751, T2293753) 和浙江省自然科学基金 (批准号: LZ24H120002) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: peng_li@zju.edu.cn

能导致受试者的不适, 并且其诱发的视网膜生理变化会影响测量的准确性^[8,13]. 相比之下, 近红外一区对眼部的刺激较少, 是 OCT 眼科成像的标准波段. 尽管在该波段, HbO₂ 和 Hb 的散射效应远远超过吸收效应, 难以提取出血液吸收光谱来直接实现血氧饱和度测量. 但研究表明, 血液的散射系数也与 SO₂ 存在关联, 综合吸收和散射的效应能够更精确地量化 SO₂^[14]. 因此在近红外波段可以通过提取血液的衰减 (吸收和散射) 来进行血氧饱和度的量化. 已有研究利用近红外 OCT, 通过计算氧敏感波长 (855 nm) 与氧等消光波长 (805 nm) 之间的光衰减的比值, 即光密度比 (ratio of optical density, ODR), 标定实现了视网膜血氧饱和度的测量^[15-17]. 此方法充分发挥了 OCT 深度分辨的优势^[18,19], 克服了传统眼底相机双波长技术二维成像的局限性, 避免了视网膜和脉络膜色素沉着、血管大小以及视网膜神经纤维层厚度等因素对测量结果的影响^[8]. 然而, 仅依赖视网膜 OCT 结构图难以精确定位血管的三维位置, 而手动选取血管区域的方式易受人为主观因素的影响, 不仅降低了测量效率, 还削弱了结果的客观性和重复性^[15-17].

作为 OCT 技术的扩展, 光学相干血流造影 (optical coherence tomography angiography, OCTA) 可以实现单根毛细血管分辨能力的三维血流成像^[20-23]. 本研究基于近红外 OCT 系统提出了一种 OCTA 引导的视网膜血氧测量算法. 在 OCTA 生成的三维血流图的引导下, 全自动化实现了血管以及周围组织区域的三维位置的精确定位, 不仅消除了主观干扰, 还显著提高了测量效率以及结果的客观性. 结合氧敏感波长 (855 nm) 与氧等消光波长 (805 nm) 的 ODR 计算, 本文在动物模型小鼠上验证了动脉和静脉分类的可行性, 并通过标定实现了视网膜血氧的测量. 本研究开发的 OCTA 引导的近红外一区视网膜血氧测量方法有望应用于眼科疾病的早期诊断、病情评估及疗效监测等方面.

2 方 法

2.1 理论模型

血液中的光强变化可用修正的朗伯比尔定律进行描述^[15]:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\varepsilon \cdot c \cdot d)}, \quad (1)$$

其中, I 为光强, I_0 为初始光强, ε 为衰减系数, d 为传输距离, c 为血红蛋白含量. 光在血液传输过程中产生的衰减定义为光学密度 (optical density, OD), 其是由 HbO₂ 和 Hb 共同作用产生的, 表达式如下所示:

$$OD = \ln \frac{I_0}{I}, \quad (2)$$

$$OD = (\varepsilon_{\text{HbO}_2} \cdot [\text{HbO}_2] + \varepsilon_{\text{Hb}} \cdot [\text{Hb}]) \cdot d, \quad (3)$$

其中 $\varepsilon_{\text{HbO}_2}$, ε_{Hb} 分别为 HbO₂ 和 Hb 的光学衰减系数, $[\text{HbO}_2]$ 和 $[\text{Hb}]$ 分别代表血液中 HbO₂ 和 Hb 的含量. 将血氧饱和度 $\text{SO}_2 = [\text{HbO}_2]/([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}])$ 代入 (3) 式, 可得 OD 与 SO₂ 的关系:

$$OD = [\varepsilon_{\text{HbO}_2} \cdot \text{SO}_2 + \varepsilon_{\text{Hb}} \cdot (1 - \text{SO}_2)] \cdot c \cdot d, \quad (4)$$

式中, $\varepsilon_{\text{HbO}_2}$ 和 ε_{Hb} 随着波长的变化而不同, 当两者相等时为氧等消光波长, 不相等时为氧敏感波长. 通过计算氧等消光波长和氧敏感波长处的 ODR^[16], 可以得到 ODR 与 SO₂ 之间的线性关系:

$$\text{ODR} = \frac{OD_{\lambda_s}}{OD_{\lambda_i}} = \frac{\varepsilon_{\lambda_s}^{\text{HbO}_2} - \varepsilon_{\lambda_s}^{\text{Hb}}}{\varepsilon_{\lambda_i}} \cdot \text{SO}_2 + \frac{\varepsilon_{\lambda_s}^{\text{Hb}}}{\varepsilon_{\lambda_i}}, \quad (5)$$

其中 OD_{λ_s} , OD_{λ_i} 分别代表氧敏感波长和氧等消光波长处的 OD, ε_{λ_i} 代表 HbO₂ 和 Hb 在氧等消光波长处的衰减系数, $\varepsilon_{\lambda_s}^{\text{HbO}_2}$, $\varepsilon_{\lambda_s}^{\text{Hb}}$ 则为 HbO₂ 和 Hb 在氧敏感波长处的衰减系数. 根据推导得出的 ODR 与 SO₂ 之间的理论线性关系, 可通过计算血液的 ODR 值来实现血氧饱和度的测量.

2.2 系统搭建

本实验使用的谱域 OCT 系统如图 1 所示, 系统的核心部件包括光源、参考臂、样品臂、光谱仪和相机. 光源为中心波长 840 nm, 半高全宽 100 nm 的超辐射发光二极管宽带光源. 宽带光源的光通过耦合器分光后分别进入参考臂和样品臂; 参考臂中的光束经过反射镜反射返回, 而样品臂的光束在进入样品表面后携带样品信息返回. 两束光在耦合器处相遇形成干涉信号, 最终由光谱仪的线阵相机接收. 此外结合实验中被测眼的特点和光安全要求, 目镜选取焦距 11 mm, 工作距离 7 mm 的透镜, 入瞳光功率约为 1.2 mW. 关于本系统的其他详细描述可参考我们之前的工作^[13].

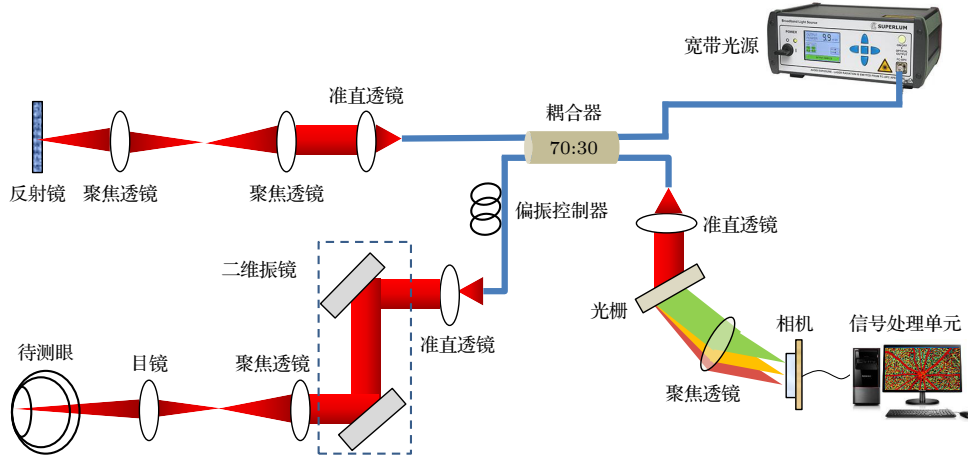


图 1 谱域 OCT 系统示意图

Fig. 1. Schematic of SD-OCT system.

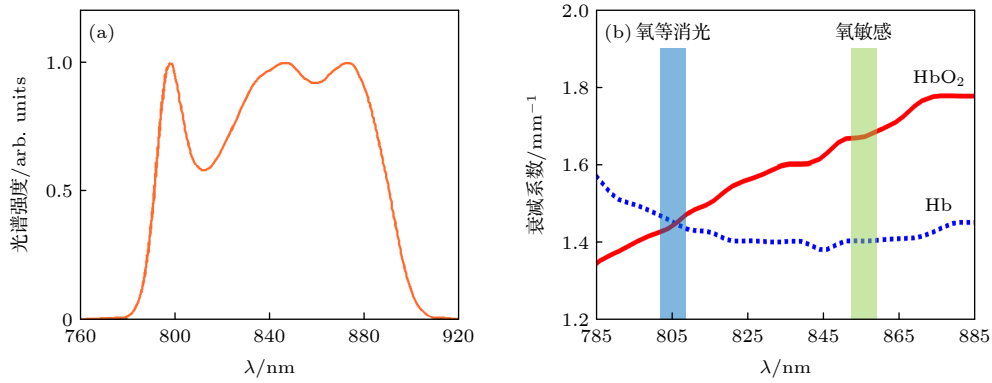


图 2 (a) 近红外宽带光源光谱强度图; (b) HbO_2 和 Hb 在近红外波段的衰减光谱, 数据来源于 Nienke 等^[24] 的研究. 蓝色和绿色矩形分别代表氧等消光波长 805 nm, 氧敏感波长 855 nm

Fig. 2. (a) Spectral intensity of the near-infrared (NIR) SLD light source; (b) extinction spectra of HbO_2 and Hb at NIR band, and the data from the study of Nienke et al.^[24]. The blue and green rectangles represent the oxygen-isosbestic wavelength (around 805 nm) and oxygen-sensitive wavelength (around 855 nm), respectively.

系统采用步进式光栅扫描方案进行三维 OCT 体数据采集. 每组 OCT 体数据包含 400 个慢扫描位置 (B-scan, Y 方向), 每个位置重复扫描 3 次, 每个 B-scan 包含 400 个快扫描位置 (A-scan, X 方向). 数据采集过程耗时 6 s, 对应视场为以视网膜视乳头为中心的 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 区域.

2.3 研究对象

研究选用 10—12 周龄的健康雄性 C57BL/6J 小鼠进行视网膜 OCT 成像实验, 动物购自浙江医学科学院. 在进行 OCT 扫描前, 采用腹腔注射 1% 戊巴比妥钠 (0.01 mL/g) 对小鼠进行麻醉, 并将其固定在定制的动物支架中, 以尽量减少因心跳和呼吸造成的成像干扰. 通过滴注 2% 托吡卡胺和 2% 盐酸苯肾上腺素扩瞳. 实验期间, 室温

保持在约 25°C , 并使用加热垫维持小鼠体温. 本研究所有实验流程均通过浙江大学实验动物管理与使用委员会批准 (ZJU20220134).

2.4 血氧饱和度测量

2.4.1 波长选择

本研究采用的 OCT 光源中心波长为 840 nm, 带宽为 100 nm, 其光谱分布如图 2(a) 所示. 根据 HbO_2 和 Hb 的衰减光谱 (图 2(b)) 以及光源的工作波段, 因 HbO_2 和 Hb 在 805 nm 处具有相同的衰减系数故将 805 nm (蓝色) 选为氧等消光波长. 此外在光源工作波段内, 综合光源光谱强度与 HbO_2 和 Hb 之间的衰减系数差异最终选取 855 nm 作为氧敏感波长.

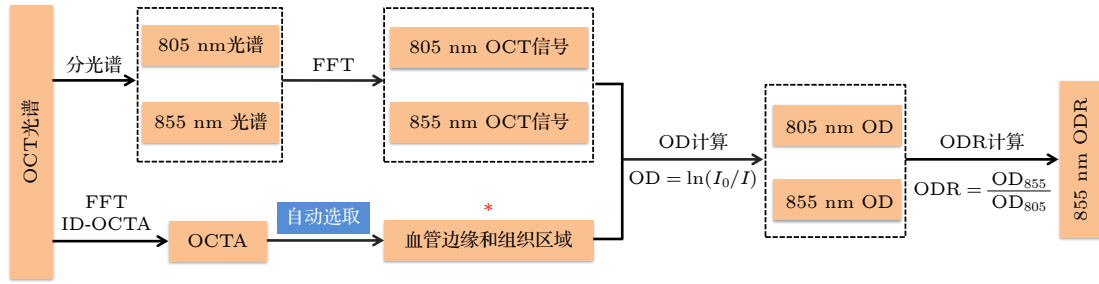


图3 ODR分析算法流程图, ID-OCTA为基于逆信噪比和退相关的OCTA算法

Fig. 3. Flowchart of the ODR analysis algorithm, ID-OCTA is OCTA based on inverse SNR and decorrelation features.

2.4.2 分光谱

为了获取氧敏感波长 (855 nm) 和氧等消光波长 (805 nm) 处的光谱, 首先对 OCT 光源进行光谱校准, 确定每个波长对应的像素位置, 并在 855 nm 和 805 nm 的 10 nm 范围内进行分光谱. 随后依次对采样的光谱数据进行快速傅里叶变换 (fast Fourier transform, FFT) 得到对应波长的三维 OCT 强度, 流程如图 3 所示.

2.4.3 自动识别血管边缘和组织区域三维位置

血氧饱和度的测量需要量化血管内血液对光的吸收或散射量, 在视网膜中表现为血管相对于周围无血管组织的光衰减度. 为了避免血管中心强反射的干扰, 选择血管边缘区域作为血管处的平均光强. 本研究利用 OCTA 毛细血管分辨能力的优越特性, 开发了自动识别血管边缘及相邻组织区域三维位置的算法, 其流程如图 4 所示. 在 X-Y 平面上 (图 4(a)), 首先利用基于逆信噪比和退相关的 OCTA 算法 (OCTA based on inverse SNR and decorrelation features, ID-OCTA)^[21] 生成的表层 (superficial vessel plexus, SVP) 血管造影图 (I), 通过大津法进行二值化处理, 得到的血管掩模图 (II). 随后, 将该掩模与退相关值相映射, 生成 SVP 层的退相关映射图 (III). 通过设置合适的阈值去除退相关值较低的毛细血管后生成大血管掩模 (IV), 并通过边缘检测获取血管边缘 (V). 血管周围组织区域 (VIII) 则通过对大血管掩模进行不同程度的膨胀后相减 (VII) 获得. 为了避免不同动静脉之间相互干扰以及信号质量对测量的影响, 仅选取以视乳头为中心, 内环和外环直径分别为 0.6 和 1.8 mm 的圆环区域内的血管边缘和组织区域 (VI, IX) 用于血氧测量. 在深度方向 (Z 方向) 上, 选取血管上

边界以下 20 pixel 的深度即 SVP 层用于 ODR 的计算, 如图 4(b) 所示. 以上全部流程可在 Matlab 平台通过自主编写的算法实现, 有效避免了人为主观干预, 实现了从输入视网膜结构图到输出血管和周围组织区域三维位置的全自动处理, 保证了识别过程的客观性和高效性.

2.4.4 ODR 计算

根据自动识别的每根血管的边缘和组织区域在 OCT 三维结构中的位置, 计算血管和组织区域处的平均光强, 可以得到视网膜内每根大血管在 805 nm 和 855 nm 处的 OD 以及对应的 ODR. 值得说明的是, 紧邻视网膜动静脉的组织区域毛细血管覆盖显著降低, 再结合 HbO₂ 和 Hb 在近红外一区较低的衰减特性, 可显著减少毛细血管对组织光强测定的干扰.

2.4.5 血氧标定

血氧饱和度 SO₂ 与 ODR 呈线性关系, 具体表示为

$$SO_2 = a \cdot ODR + b, \quad (6)$$

其中 a 和 b 为常数. 为了将 ODR 转换为血氧饱和度, 采用类似于 Hardarson 等^[25] 所用的标定方法, 基于动脉 (96%) 和静脉 (54%) 的平均氧饱和度, 选用两组研究对象中所有动脉和静脉的平均 ODR 值用于求解 (6) 式中的 a 和 b 值, 并将其用于 ODR 转换血氧饱和度中.

2.5 统计分析方法

动静脉的平均 ODR 值以及平均血氧饱和度均以均值±标准差表示. 使用双尾配对样本 t 检验对动静脉的 ODR 值进行比较, $P < 0.05$ 表示具有统计学显著性差异.

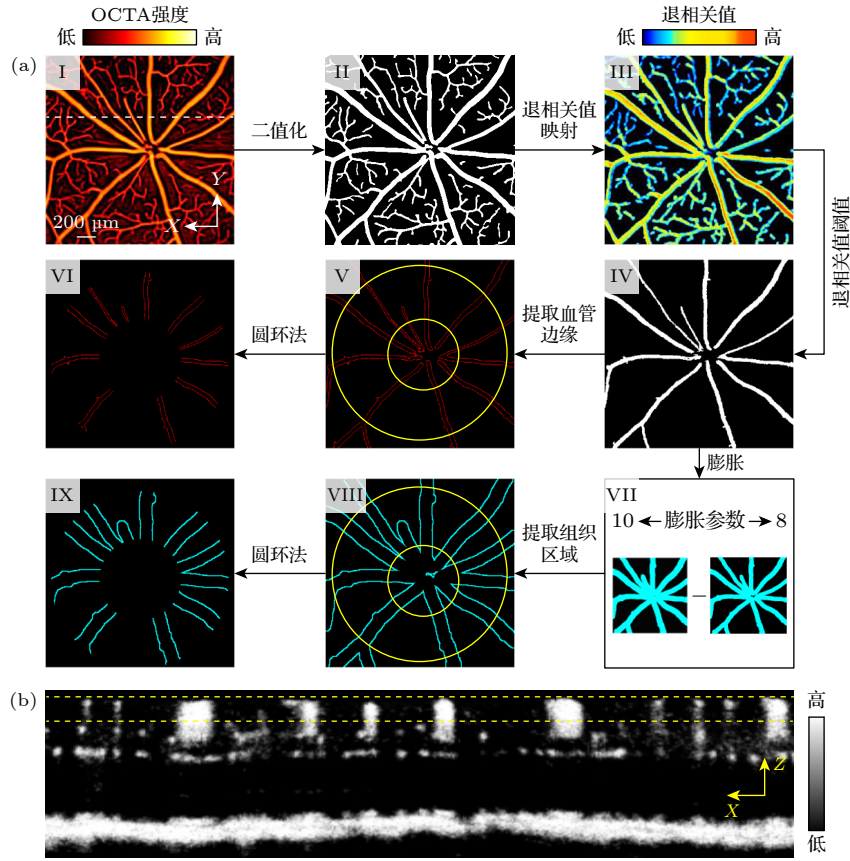


图 4 自动识别血管边缘和组织区域三维位置算法流程 (a) 自动识别血管边缘和组织区域 X - Y 平面上位置, 其中 (I), (II), (III) 分别为小鼠视网膜 SVP 层血管的造影图, 掩模图和退相关系数图, (IV), (V) 分别为小鼠视网膜 SVP 层大血管的掩模图和轮廓图, (VI) 代表了用于 ODR 计算的血管区域, (VII), (VIII) 分别为不同膨胀系数 (10, 8) 的大血管膨胀图和大血管周围组织区域图, (IX) 代表了用于 ODR 计算的组织区域. (b) 小鼠视网膜血流断层示意图, 其位置由 (I) 中白色虚线示意, 黄色虚线表示深度方向上用于 ODR 计算的区域

Fig. 4. Workflow of the algorithm for automatically identifying the 3D locations of vascular edges and adjacent tissues: (a) Automatic identification of vessel edges and tissue regions in the x - y plane, where (I)—(III) show the OCTA image, vascular mask, and decorrelation map of the mouse retina SVP, respectively, (IV) and (V) depict the mask and edge map of large vessels in the SVP, respectively, (VI) represents the vascular region used for ODR calculation. (VII) and (VIII) display images of the dilated large vessels with different dilation coefficients (10, 8) and the surrounding tissue region, (IX) shows the tissue region used for ODR calculation. (b) Representative tomogram of mouse retinal blood flow, with its position indicated by the white dashed line in (I), the yellow dashed lines in panel (b) represent the depth range used for the ODR calculation.

3 结果

3.1 动静脉分类

在小鼠视网膜 SVP 层 OCTA 图 (图 5(b)) 的引导下, 分别在氧等消光波长 (805 nm) 和氧敏感波长 (855 nm) 处计算了血管相对于周围组织区域的 OD (图 5(a)), 得到每根大血管的 ODR (图 5(c)). 结果表明, 动脉的 ODR 值 (1.33 ± 0.05) 一致高于静脉的 ODR 值 (1.11 ± 0.09), $P < 0.01$. 基于血管的 ODR 值进行动静脉分类, ROC 分析的分类准确率达 100% (图 5(d)). 本研究通过统计 22 组研究对象的血管 ODR 数据, 也进一步验证了这一结

果 (动脉 ($n = 129$): 1.41 ± 0.27 , 静脉 ($n = 112$): 0.92 ± 0.17). 动脉和静脉的 ODR 值具有显著性统计差异 ($P < 0.01$), 基于 ODR 值进行动静脉分类的平均准确率可达 96.7%. 其中代表性的 10 组视网膜动静脉 ODR 值以及对应的动静脉分类准确率依次在图 5(e) 中展现. 综上所述, 基于 ODR 的自动化分析在小鼠视网膜动静脉分类中表现出了较高的准确性, 验证了近红外 OCT 对于视网膜动脉和静脉分类的可行性.

3.2 血氧饱和度测量

基于血氧饱和度与 ODR 之间的线性关系, 利用两组动静脉的 ODR 值进行标定, 标定系数

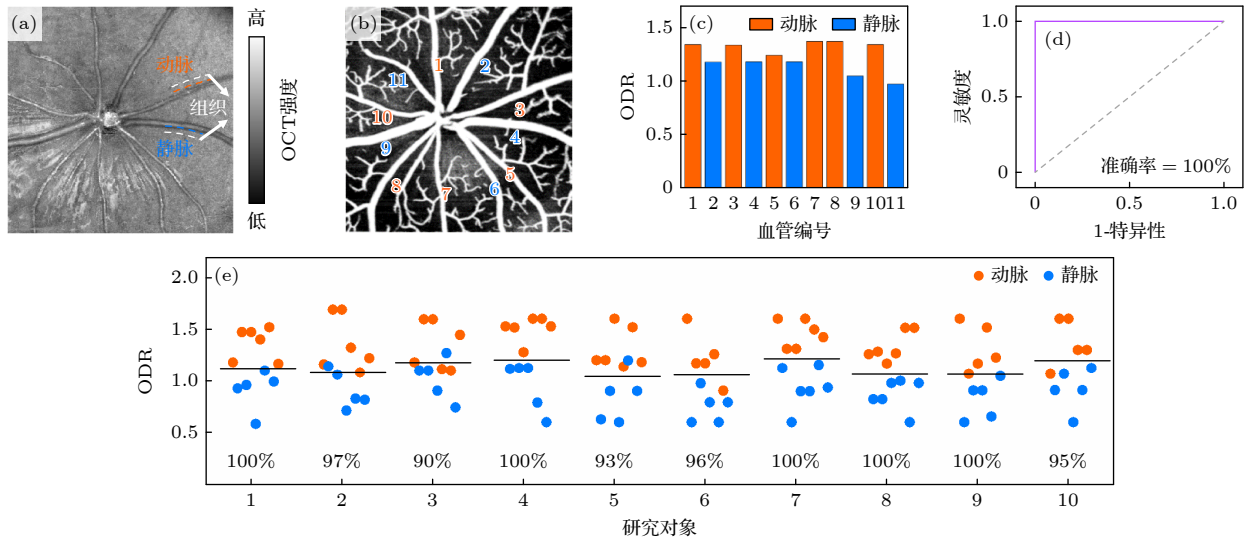


图 5 小鼠视网膜动静脉分类结果 (a) OCT 均值投影图, 白色虚线为血管周围组织区域示意; (b) SVP 层 OCTA 图; (c) 图 (a), (b) 中大血管对应的 ODR 值; (d) ODR 动静脉分类的 ROC 分析曲线; (e) 代表性的 10 组研究对象的所有大血管的 ODR 值, 黑色实线表示该组中所有大血管 ODR 值的平均值, 图中百分比数据代表各组相应的动静脉 ROC 分类准确率, 所有图中红色代表动脉, 蓝色代表静脉

Fig. 5. Classification results of arteries and veins in mouse retina: (a) Mean projection of OCT, with the white dashed lines indicating the tissue regions around vessels; (b) SVP OCTA image; (c) ODR values of large vessels shown in panels (a) and (b); (d) ROC analysis curve of the ability of ODR index to classify the arteries and veins; (e) ODR values of all large vessels in the representative ten subjects, with the black solid line representing the average ODR value for each subject, the percentage data in the figure represents the classification accuracy of the corresponding arteriovenous ROC in each group, red represents arteries, and blue represents veins in all panels.

表 1 近红外 OCT 视网膜血氧测量代表性结果
Table 1. Representative results of NIR OCT retinal oximetry.

研究对象	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
动脉血氧/%	91±12	90±21	92±18	99±9	91±16	90±20	98±10	91±11	90±18	91±18
静脉血氧/%	57±7	51±14	54±15	58±19	50±19	42±12	57±16	51±12	43±13	57±15

$a = 79.2$, $b = -17.3$, 血氧饱和度 SO_2 的转换方程为 $SO_2 = 79.2 \times ODR - 17.3$. 根据标定结果, 计算 22 组数据中所有动静脉的血氧饱和度 (动脉: $n = 129$, 静脉: $n = 112$), 动静脉平均血氧饱和度分别为 $94\% \pm 21\%$, $56\% \pm 13\%$, 符合正常的视网膜动静脉血氧饱和度范围. 代表性的 10 组视网膜的平均动脉血氧饱和度, 静脉血氧饱和度见表 1.

4 讨论

视网膜是代谢最活跃的组织之一, 充足的氧气供应对于维持其功能和健康至关重要. 精确测量视网膜的血氧饱和度对多种眼部疾病的研究、早期诊断及治疗监测具有重要意义. 本研究提出了一种基于 OCTA 引导的近红外一区视网膜血氧饱和度自动测量技术. 该方法利用 OCTA 生成的三维血流图自动识别血流区域和周边组织区域的三维位置, 并选用近红外波段 805 nm 和 855 nm 作为氧等消

光波长和氧敏感波长. 基于 855 nm/805 nm 光密度比值与血氧饱和度的线性关系, 实现了视网膜动脉和静脉的精确分类以及血氧饱和度的测量.

与现有的视网膜血氧测量方法相比, 本文开发的技术具有明显优势. 首先, 利用 OCTA 单根毛细血管的高分辨率特点, 实现了血管和周边组织区域三维位置的自动提取. 这种自动化方法相较于传统手动选取方式^[15,17], 不仅消除了主观因素和中深层毛细血管的干扰, 还显著提高了处理效率和分类准确性. 因此, 视网膜动静脉分类准确率由 82.1% 提升至 96.7%, 成功实现了动静脉分类的高效自动化处理, 其中代表性的手动选取计算结果如图 6 所示. 其次, 近红外光对眼部的刺激较少, 减小了因血管直径、血流速度及血氧波动对测量结果产生的干扰^[13], 提高了测量的稳定性. 另外, 近红外 OCT 以其穿透深度深, 成像清晰等优点已广泛应用于临床, 基于该波段的视网膜血氧测量更便于系统集成和临床推广.

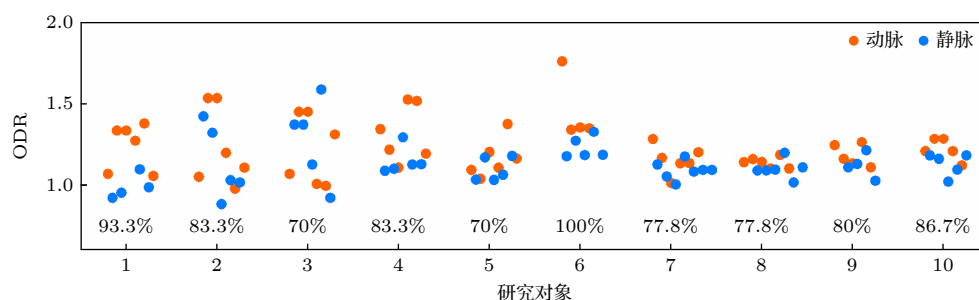


图6 手动选取血管和组织区域得到的小鼠视网膜动静脉分类代表性结果. 图中百分比数据代表各组相应的动静脉 ROC 分类准确率

Fig. 6. Representative arteriovenous classification results in mouse retina based on manual selection of vascular and tissue regions. the percentage data in the figure represents the classification accuracy of the corresponding arteriovenous ROC in each group.

然而, 本研究提出的视网膜血氧测量方法仍然存在一定的局限性. 在理论方面, OD 的计算是基于朗伯比尔定律来计算的, 该定律主要适用于光的透射^[26]. 而视网膜内血液及周围组织的散射特性未被充分考虑. 因此需要进一步研究更准确地光密度估算方法, 以适合血液在 OCT 低相干超辐射二极管照射下的光背向散射情景. 另外, 使用该方法进行血氧测量是基于光衰减的间接估计, 需要经过校准才能实现准确测量. 然而, 设备光路设计和传感器灵敏度的差异可能导致校准不一致, 影响结果的可重复性和跨设备比较^[8].

尽管面临挑战, 近红外 OCT 血氧测量具有无创、高信噪比和深度分辨的优点, 特别适合用于视网膜相关疾病的早期诊断和监测. 随着技术的进一步发展和算法的优化, 近红外 OCT 血氧测量在眼科疾病诊断和管理中的应用前景广阔.

5 结 论

本研究提出了一种基于近红外 OCT 系统的自动视网膜血氧测量算法, 利用 OCTA 生成的三维血流图自动识别血管以及周围组织区域的三维位置, 通过 855 nm/805 nm 波长处的 ODR 计算, 实现了小鼠视网膜动脉和静脉的分类, 平均准确率为 96.7%. 该方法还通过标定实现了视网膜血氧的测量, 平均动脉血氧饱和度, 静脉血氧饱和度均符合正常的血氧饱和度范围. 近红外 OCT 视网膜血氧测量在眼科疾病的早期诊断、病情评估及疗效监测中具有广阔的应用前景.

参考文献

- [1] Hammer M, Vilser W, Riemer T, et al. 2009 *Graefes. Arch.*
- [2] Hardarson S H, Stefánsson E 2012 *Br. J. Ophthalmol.* **96** 560
- [3] Olafsdottir O B, Hardarson S H, Gottfredsdottir M S, Harris A, Stefánsson E 2011 *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **52** 6409
- [4] Hardarson S H, Gottfredsdottir M S, Halldorsson G H, et al. 2009 *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **50** 5247
- [5] Hardarson S H, Stefánsson E 2012 *Acta Ophthalmol.* **90** 466
- [6] Hardarson S H, Stefánsson E 2010 *Am. J. Ophthalmol.* **150** 871
- [7] Eliasdottir T S 2018 *Acta Ophthalmol.* **96** 1
- [8] Garg A K, Knight D, Lando L, Chao D L 2021 *Transl. Vis. Sci. Technol.* **10** 5
- [9] Gao C M, Xian Y L, Dai Y 2017 *Laser Optoelectron. Prog.* **54** 45 (in Chinese) [高椿明, 先永利, 戴云 2017 激光与光电子学进展 **54** 45]
- [10] Yi J, Wei Q, Liu W Z, Backman V, Zhang H F 2013 *Opt. Lett.* **38** 1796
- [11] Chen S Y, Shu X, Nesper P L, Liu W Z, Fawzi A A, Zhang H F 2017 *Biomed. Opt. Express* **8** 1415
- [12] Pi S H, Camino A, Cepurna W, Wei X, Zhang M, Huang D, Morrison J, Jia Y L 2018 *Biomed. Opt. Express* **9** 2056
- [13] Liu K Y, Zhu T P, Gao M Q, Yin X T, Zheng R, Yan Y, Gao L, Ding Z H, Ye J, Li P 2023 *Biomed. Opt. Express* **14** 1670
- [14] Faber D J, Aalders M C G, Mik E G, et al. 2004 *Phys. Rev. Lett.* **93** 028102
- [15] Kagemann L, Wollstein G, Wojtkowski M, et al. 2007 *J. Biomed. Opt.* **12** 041212
- [16] Ye Y F, Jiang H, Shen M X, Lam B L, Debuc D C, Ge L L, Sehi M, Wang J H 2012 *Clin. Ophthalmol.* **6** 2085
- [17] Son T, Alam M, Kim T H, Liu C G, Toslak D, Yao X C 2019 *Exp. Biol. Med.* **244** 813
- [18] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. 1991 *Science* **254** 1178
- [19] Tang T, Zhao C, Chen Z Y, Li P, Ding Z H 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 174202 (in Chinese) [唐弢, 赵晨, 陈志彦, 李鹏, 丁志华 2015 物理学报 **64** 174202]
- [20] Deng X F, Liu K Y, Zhu T P, Guo D Y, Yin X T, Yao L, Ding Z H, Ye J, Li P 2022 *Biomed. Opt. Express* **13** 3615
- [21] Huang L Z, Fu Y M, Chen R X, et al. 2019 *IEEE Trans. Med. Imaging* **38** 2695
- [22] Li H K, Liu K Y, Yao L, Deng X F, Zhang Z Y, Li P 2021 *J. Innov. Opt. Health. Sci.* **14** 2130001
- [23] Zhang Y M, Li H K, Cao T T, Chen R X, Qiu H X, Gu Y, Li P 2021 *Quant. Imaging Med. Surg.* **11** 895
- [24] Bosschaart N, Edelman G J, Aalders M C G, van Leeuwen T G, Faber D J 2014 *Lasers Med. Sci.* **29** 453
- [25] Hardarson S H, Harris A, Karlsson R A, et al. 2006 *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **47** 5011
- [26] Delori F C 1988 *Appl. Opt.* **27** 1113

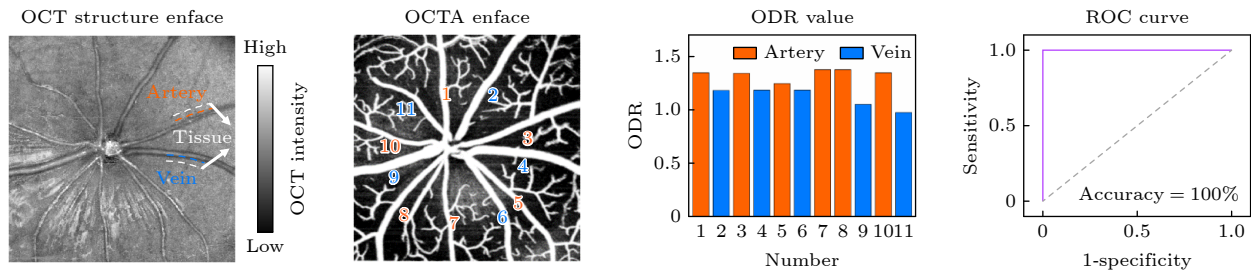
Near-infrared band I retinal oximetry guided by optical coherence tomography angiography*

GAO Mengqin¹⁾ ZHANG Huiying¹⁾ SUN Bin¹⁾LIU Kaiyuan²⁾ DU Chixin³⁾ LI Peng^{1)2)†}¹⁾ (College of Optical Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)²⁾ (Intelligent Optics & Photonics Research Center, Jiaxing Research Institute, Zhejiang University, Jiaxing 314000, China)³⁾ (Department of Ophthalmology, the First Affiliated Hospital, College of Medicine, Zhejiang University, Hangzhou 310003, China)

(Received 6 December 2024; revised manuscript received 9 February 2025)

Abstract

Accurate measurement of retinal blood oxygen saturation (SO_2) provides valuable early insights into the pathophysiology of ocular diseases such as diabetic retinopathy, glaucoma, and retinal vein occlusion. Visible-light optical coherence tomography (OCT) can directly measure SO_2 through spectral fitting, but its application is limited due to the irritability of visible light and its influence on the physiological state of the retina. Near-infrared band I (NIR-I) causes less ocular stimulation. Even though the hemoglobin absorption effect is weaker in this region, its scattering property is also related to SO_2 . According to this principle, we propose a novel optical coherence tomography (OCTA) guided NIR-I technique for retinal blood oxygen saturation measurement. This method is used to calculate SO_2 through calibrating the optical density ratio (ODR) of oxygen-sensitive wavelength (855 nm) to isosbestic wavelength (805 nm). By utilizing the three-dimensional (3D) blood flow maps generated by the OCTA, this technique can automatically identify retinal vessels and surrounding tissue regions, thereby minimizing the errors caused by manual selection. Consequently, the classification accuracy of arteries and veins increases from 82.1% to 96.7%. The calibrated average retinal blood oxygen saturation is $94\% \pm 21\%$ for arteries and $56\% \pm 13\%$ for veins, which aligns with normal physiological range. The representative result of artery-vein classification is presented in the following figure. This method greatly improves the accuracy and efficiency of measurement, and provides a reliable tool for early diagnosis, disease assessment, and treatment monitoring of ophthalmic diseases, which has broad application prospects.



Keywords: optical coherence tomography angiography, optical coherence tomography, blood oxygen saturation, optical density

PACS: 42.25.Hz, 42.25.Kb, 42.30.Va, 42.30.Wb

DOI: 10.7498/aps.74.20241686

CSTR: 32037.14.aps.74.20241686

* Project supported by the “Pioneer” and “Leading Goose” R&D Program of Zhejiang Province, China (Grant No. 2023C03089), the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 62075189, T2293751, T2293753), and the Natural Science Foundation of Zhejiang Province, China (Grant No. LZ24H120002).

† Corresponding author. E-mail: peng_li@zju.edu.cn



基于光学相干血流造影引导的近红外一区视网膜血氧饱和度测量

高梦琴 章慧英 孙彬 刘开元 杜持新 李鹏

Near-infrared band I retinal oximetry guided by optical coherence tomography angiography

GAO Mengqin ZHANG Huiying SUN Bin LIU Kaiyuan DU Chixin LI Peng

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 74, 074201 (2025) DOI: 10.7498/aps.74.20241686

CSTR: 32037.14.aps.74.20241686

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.74.20241686>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

用于内窥光学相干层析成像的小型化预标定Lissajous扫描光纤探头

A miniaturized pre-calibration based Lissajous scanning fiber probe for endoscopic optical coherence tomography

物理学报. 2021, 70(15): 150701 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210151>

基于复数主从光学相干层析成像相位信息的离散界面快速定位方法

A method of fast locating discrete interface based on phase information of complex master-slave optical coherence tomography

物理学报. 2022, 71(21): 214202 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20220444>

大气湍流对接收光场时间相干特性的影响

Influence of atmospheric turbulence on temporal coherence characteristics of received optical field

物理学报. 2022, 71(23): 234201 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20221202>

针对微尺寸X射线源的非相干全息层析成像

Tomographic incoherent holography for microscale X-ray source

物理学报. 2023, 72(19): 195203 <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230920>

微分相位衬度计算机层析成像的感兴趣区域重建方法

Method of reconstructing region of interest for differential phase contrast computed tomography imaging

物理学报. 2021, 70(11): 118702 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202192>

基于聚焦声场模型的光声层析成像时间延迟快速校正反投影方法

Back-projection method with fast time-delay correction for photoacoustic tomography reconstruction based on a focused sound field model

物理学报. 2022, 71(7): 078102 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212019>