

计算增强光学相干层析成像技术研究进展

乔正钰¹, 黄勇^{1,2}, 郝群^{1,2}

(1. 北京理工大学光电学院, 北京 100081; 2. 北京理工大学长三角研究院, 嘉兴 314003)

摘要: 光学相干层析成像(Optical coherence tomography, OCT)作为一种重要的无损断层三维成像技术,应用场景广泛。不断发展的场景需求对OCT技术的性能提出了新的要求,包括分辨率提升、焦深解耦、像差校正及分辨率各向异性改善等。在过去的十几年内,一系列基于计算成像的方法被证明能有效实现上述性能提升。本文围绕上述OCT成像4个性能提升需求,总结综述了代表性的计算成像方法。分析对比了相应计算成像方法之间的优劣,并对未来发展趋势进行展望,旨在为计算成像方法在OCT领域的进一步研究与应用提供参考。

关键词: 光学相干层析; 计算成像; 轴向横向分辨率; 焦深解耦; 像差校正

中图分类号: TP391.41; O439

文献标志码: A

Research Progress of Computational Enhanced Optical Coherence Tomography

QIAO Zhengyu¹, HUANG Yong^{1,2}, HAO Qun^{1,2}

(1. School of Optics and Photonics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China; 2. Yangtze Delta Region Academy of Beijing Institute of Technology, Jiaxing 314003, China)

Abstract: Optical coherence tomography (OCT) has become an important non-invasive three-dimensional imaging technology with a wide range of applications. Novel demands have occurred for the OCT technology due to the developing application scenario requirement, such as resolution improvement, depth-of-focus decoupling, aberrations correction, and anisotropic resolution correction. Over the past decades, computational imaging methods have been demonstrated effective in improving previous performance parameters. This paper focuses on the four performance improvement demands and reviews several representative computational methods. The analysis compares the strengths and weaknesses of respective solutions and outlooks future trends of computation-enhanced OCT technology, with the aim to provide references for the further study and its applications.

Key words: optical coherence tomography; computational imaging; axial and lateral resolution; focal of depth decoupling; aberration correction

引言

光学相干层析成像(Optical coherence tomography, OCT)技术是一种无损、高分辨光学断层三维成像方法。其图像对比度源自生物组织内部的天然折射率差异,无需造影剂,因而已经成为一种具有广泛

应用场景的成像手段^[1-8]。自20世纪90年代初发明以来,OCT技术已广泛应用于眼科、心内科、皮肤外科和消化内科等领域,成为疾病诊断、病理分析的重要工具。除此之外,OCT还在血管造影、验光、血流动力学分析、双折射、光谱成像及机械应力/应变测量等功能成像和测量领域中展现出其独特的价值^[9-14]。

OCT的广泛运用得益于其能够进行高质量图像重建。技术进一步发展的挑战是,OCT需要在更广阔的检测范围内达到亚细胞级别的分辨率,这对传统OCT方法提出了更高的要求^[15-17]。受到现有OCT成像原理的制约,传统的OCT技术无法满足未来应用发展的需求。制约OCT技术发展的瓶颈主要表现在如下4点^[18]:(1)图像的轴向分辨率迫切需要提升。作为一种实现生物组织光学活检的工具,OCT在病理生理诊断过程中起到了关键的作用,从而提出了对更高轴向分辨率的需求,以满足对亚细胞结构成像的精确需求。(2)横向分辨率与焦深之间权衡亟需解决。为保证OCT具有毫米级成像深度,低数值孔径的系统牺牲了图像的横向分辨率,限制了OCT在应用中的效能。(3)系统像差与色差还需进行补偿。实际应用中OCT系统色差与像差无法避免,存在像差退化的图像降低了OCT的应用场景。(4)分辨率各向异性畸变亟待矫正。OCT图像的横向分辨率与轴向分辨率之间相互独立,各向异性的分辨率差异会导致图像中精细超微结构特征的丢失,降低了OCT检测的准确性。

针对OCT技术所面临的上述瓶颈以及由此带来的应用限制,近年来OCT领域的研究者们积极提出并发展了众多光学计算成像技术^[19-20]。这些创新技术已经成功适配于各类OCT系统,并在多个领域证明了其卓越的性能。本文综述了针对上述OCT技术瓶颈的相关计算成像解决方案及其应用表现、探讨当前面临的挑战和未来发展趋势,旨在为计算成像方法在OCT领域的研究和应用提供参考。

1 OCT成像理论

OCT是一种宽带干涉成像技术,通过测量样品后向散射光以重建样品的深度结构^[21-22]。OCT系统的核心组件包括光源、干涉仪(包含参考光和样品光路)、光束扫描机制,以及与信号图像处理紧密耦合的探测器。根据实现方案的不同,主要分为时域OCT(Time-domain OCT, TD-OCT)和傅里叶域OCT技术(Fourier-domain OCT, FD-OCT)。傅里叶域OCT技术根据不同的光源和探测器配置,进一步分为扫频OCT和光谱域OCT。扫频OCT依赖于单个光电探测器进行信号接收,而光谱域OCT则需要使用光谱仪或一维检测器元件阵列。尽管这两种方法在数据采集方面有所不同,但它们收集的数据在本质上是等价的,或者说,在轴向/波数轴的傅里叶变换下是等价的^[22]。为了讨论方便,在不失一般性的情况下,本文针对FD-OCT系统进行讨论。

1.1 OCT图像解算模型

典型的OCT系统基于迈克尔逊干涉仪进行构建,如图1所示。图1(a)为基于迈克尔逊干涉仪的典

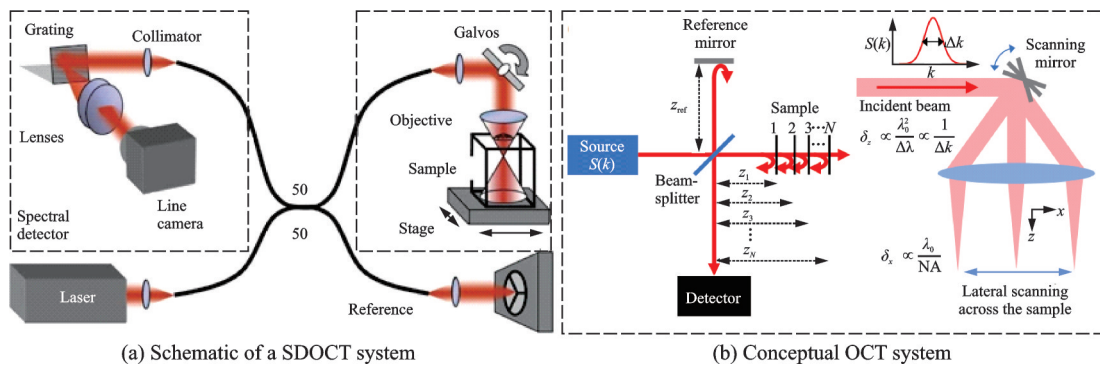


图1 扫描OCT成像系统与系统概念图^[18,23]

Fig.1 Schematic of a spectral-domain OCT system and conceptual of a typical OCT system^[18,23]

型 OCT 系统示意图^[18]。如图 1(a)所示,系统由激光光源、光谱仪探测器、样品臂和参考臂组成。在样品臂中,光被聚焦到样品中并由振镜实现扫描。图 1(b)为 OCT 样品重建原理概念图,将功率谱为 $S(k)$ 的光源分成两束,分别从参考镜和多层样品反射,反射光在探测器处重新组合并形成干涉图样^[23]。如图 1(b)所示,在 OCT 系统成像过程中,随着照明光束在样品上横向扫描,OCT 系统沿光轴重复测量样品的反射率剖面。通过信号处理计算得到的反射率和距离数据将被用于生成二维截面或三维体积图像。这一过程使得 OCT 能够提供样品内部结构的详细结构图样。具体地,假设成像样品为弱散射样品,入射光束中的光子仅与样品中单个轴向间隔的反射器发生相互作用。考虑一个具有复杂电场 $E_i(k)$ 的宽带源,其中 $k = 2\pi/\lambda$ 为波数, λ 为波长。光场在分束器中被分成两束:样品束和参考束。分光的比例取决于分束器的参数,这里为简单起见假设为 50:50。参考光束在距离分束器 z_{ref} 的距离上往返于参考镜,假定参考镜具有完美的反射率,则参考臂的场分布为

$$E_R(k) = \frac{E_i(k)}{\sqrt{2}} \exp(j2kz_{\text{ref}}) \quad (1)$$

样品光束传播到由 N 个离散反射器组成的样品,每个反射器与分束器的距离为 z_i ,场反射率为 r_i 。分束器处的后反射场表示为

$$E_S(k) = \frac{E_i(k)}{\sqrt{2}} \sum_{i=1}^N r_i \exp(j2kz_i) \quad (2)$$

这两个场在分束器处重新组合并传播到探测器。由于这种传播而积累的额外相对两束光束是共同的,因此不影响探测器处两束干涉的强度测量,即

$$I(k) = |E_S(k) + E_R(k)|^2 = \frac{S(k)}{2} \left(1 + \sum_{i=1}^N r_i^2 + \sum_{i \neq j=1}^N r_i r_j \cos(2k(z_i - z_j)) + \sum_{i=1}^N r_i \cos(j2k(z_i - z_{\text{ref}})) \right) \quad (3)$$

式中 $S(k) = E_i(k)E_i^*(k)$ 为光源的功率发射光谱。式(3)展开式中的前 2 项是由参考臂和样品臂返回的非干涉光产生的直流分量,它们在测量中产生恒定的偏移。第 3 项表示不同样品反射器之间的干涉产生的自相关项,通常被认为是可以忽略的。式(3)中第 4 项是样品反射器与参考镜之间的干涉产生的相互关系,对 OCT 图像形成非常重要,因为它们在频率上编码了所有样本反射器的深度。所以本文忽略直流项和自相关项,可以将式(3)改写成 $I_{\text{corr}}(k)$,具体表示为

$$I_{\text{corr}}(k) = \frac{S(k)}{2} \cdot \sum_{i=1}^N r_i \cos(j2k(z_i - z_{\text{ref}})) \quad (4)$$

显然,光谱干涉图 $I_{\text{corr}}(k)$ 和目标样品结构 r_i 形成了傅里叶变换对。因此,传统的 OCT 光谱解算方法,依托式(4),将采集光谱信号直接进行傅里叶变换,即可得到所需的重建图像信息为

$$F^{-1}\{I_{\text{corr}}(k)\} \propto \gamma(z) \otimes \sum_{i=1}^N r_i \delta(z \pm 2(z_i - z_{\text{ref}})) \quad (5)$$

式中: \otimes 表示卷积; δ 为式(4)中 $\cos(j2k(z_i - z_{\text{ref}}))$ 经过傅里叶变换得到的阶跃响应; $\gamma(z) = F^{-1}\{S(k)\}$ 为光源的相干函数,通常情况下,实验中选用的光源光谱为 1 个高斯谱, $S(k) = S_0 \exp(-(k - k_0)/(2/\Delta k^2))$ 。综上,就可以得到样品反射面的位置和对应的反射率大小,即完成了 OCT 图像计算重建的过程。

1.2 OCT 成像关键指标

光学成像系统的信息量主要由系统的视场和分辨率共同决定^[24]。较大的视场意味着更广阔的探测范围,而高分辨率则允许捕捉更多细节信息。对于单次二维的 OCT 图像而言,扩大成像视场主要通

过提高图像的焦深范围来实现。分辨率作为衡量成像质量的核心指标,在 OCT 技术中既包含轴向分辨率也包含横向分辨率,这两者相互独立,共同影响成像效果。

在实际应用 OCT 成像系统时,除了视场和分辨率外,系统的检测灵敏度、探测响应度和动态范围也是重要考量的因素^[25]。当前光学计算成像技术研究主要聚焦于提升 OCT 的焦深范围及分辨率。通常,通过升级 OCT 硬件系统可以改善系统的动态范围等性能参数。因此,本文不过多讨论动态范围等参数,而是聚焦于对 OCT 焦深范围和分辨率的研究。通过深入探讨这些要素,可以更好地理解计算成像技术在 OCT 领域的最新进展。

1.2.1 轴向分辨率

由式(5)可知,OCT 技术实现的样品反射面的位置和对应的反射率大小的重建,等价于高斯光源逆傅里叶变换 $\gamma(z)$ 与 δ 函数的卷积。因此,OCT 的轴向分辨率主要由光源的相干长度决定,而光源的相干长度与源的带宽成反比。基于此,可以定义 OCT 的轴向分辨率参数 δz 为

$$\delta z = \frac{\sqrt{2\ln 2}}{\Delta k} = \frac{2\ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (6)$$

式中: $\Delta \lambda$ 为源光谱的频宽; $\lambda_0 = 2\pi/k_0$ 为中心波长如图 1(b) 中所示。理论上,如果光源的光谱带宽参数一致,光谱域 OCT 技术和扫描源 OCT 技术的轴向分辨率相同。因此在本文后续讨论中涉及轴向分辨率的计算成像技术时不会进一步细分光谱域和扫描源 OCT 技术。

1.2.2 横向分辨率与焦深

OCT 成像技术的轴向分辨率与横向分辨率分别独立。如前所述,轴向分辨率主要受光源的带宽影响,而横向分辨率则主要由成像物镜的数值孔径(Numerical aperture, NA)决定,这一点与光学显微镜的原理相同^[26-29]。

OCT 的横向分辨率被定义为样品臂扫描聚焦光束的衍射极限光斑尺寸。衍射极限最小光斑尺寸与数值孔径或光束聚焦角度成反比。因此,横向分辨率 δx 可以表示为

$$\delta x = \frac{4\lambda_0}{\pi} \frac{f}{d} = \frac{4\lambda_0}{\pi} \cdot \frac{1}{NA} \quad (7)$$

式中: d 为光束在物镜上的光斑大小; f 为焦距。通过使用大的数值孔径将光束聚焦到较小的光斑尺寸(例如在光学相干显微镜 OCM 中),可以实现更高的横向分辨率。然而,增大数值孔径会导致焦深的降低,进而限制了 OCT 成像的有效范围,这影响了其在某些应用场景中的使用。成像的焦深 b 定义为横向分辨率退化为其原始值的 $\sqrt{2}$ 倍时的轴向距离长度^[30],表达式为

$$b = \frac{4}{NA} \delta x = \frac{16\lambda_0}{\pi} \cdot \frac{1}{NA^2} = \frac{\pi \delta x^2}{\lambda_0} \quad (8)$$

图 2 展示了 OCT 横向分辨率与焦深之间的权衡关系。在使用低 NA 光学的标准 OCT 中,通常隐含地假设光束在光轴上完全准直。但在实际中,高斯光束的传播特性是先收敛后发散。为了实现较大的焦深成像范围,OCT 成像通常在低 NA 聚焦下进行,以获得较大的景深。因此,提高 OCT 的横向分辨率,同时解耦 OCT 横向分辨率与焦深的制约关系,是一个极具挑战性的任务。

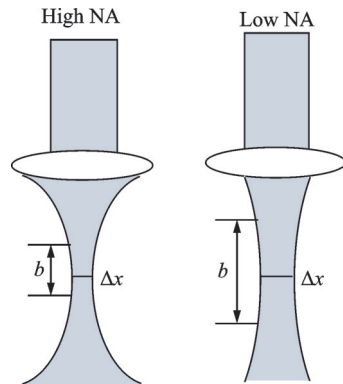


图 2 OCT 横向分辨率和聚焦深度之间的权衡^[30]
Fig.2 Trade-off between OCT lateral resolution and depth of focus^[30]

2 轴向分辨率提升

如前所述, OCT 图像的轴向分辨率受到光源光谱带宽限制。要提升 OCT 图像的轴向分辨率, 最直接的办法就是升级 OCT 系统的相干光源。仅通过硬件光源进行轴向分辨率扩展到上述需求的轴向分辨率非常困难。这不仅需要包括飞秒激光器、多路超发光二极管和超连续谱源等的技术发展, 还涉及到如何正确处理配合超宽带光源的色差和色散问题^[31-34]。

因此, 利用计算方法来实现 OCT 图像的轴向分辨率提升变得至关重要。本节主要讨论 4 种提升轴向分辨率的计算方法: 反卷积计算、光谱估计、旁瓣抑制以及基于深度学习的方法。这些方法通过不同的技术路径, 旨在突破传统 OCT 硬件的瓶颈, 实现更高的轴向分辨率, 以更好地支持 OCT 在临床诊断和病理学研究中的应用。

2.1 轴向反卷积方法

在 OCT 技术中, 利用基于系统点扩散函数 (Point spread function, PSF) 的调制反卷积方法是提高轴向分辨率的常见技术, 主要通过信号振幅强度分布的计算处理。其中, 最为著名的方法包括维纳滤波反卷积和 Richardson-Lucy 反卷积方法^[35-38]。文献 [36] 对上述方法进行了比较, 发现 Richardson-Lucy (RL) 方法在重建结果的图像对比度和质量上表现更佳。然而, 这些方法在提高 OCT 图像轴向分辨率方面的效果有限, 同时可能会引入其他旁瓣或增强图像噪声。

依赖系统的 PSF 进行迭代存在局限。与早期的反卷积方法不同, 引入正则化先验可以约束反卷积过程, 提升迭代重建效果。基于 OCT 系统 PSF 空间映射和反卷积方法已经实现了二维图像上的轴向分辨率提升^[37]。采用标准微粒小球重建结果作为先验, 评估成像系统的平均 PSF, 并使用 RL 方法改善反卷积重建图像质量也得到了应用^[38]。最近, 文献 [39] 提出了一种新的基于总变差的 OCT 图像空间反卷积方法。这种方法中, 假设每个子区域的 PSF 为常数, 并使用 RL 方法进行反卷积。但这些方法都没有解决 PSF 反卷积的局限性, 即需要先验地了解 PSF, 并在成像前进行校准与初始化, 这降低了调制反卷积算法的适用性^[38, 40]。

为了解决依赖 PSF 的局限性, 研究者提出了各种盲反卷积方法, 这些方法通过对 PSF 卷积核的迭代优化减少了对 PSF 的依赖。其中包括引入尺度不变性正则化项、图像梯度稀疏性约束等^[41-43]。此外, 基于低秩先验、通道先验、显式边缘和异常值的方法也被广泛采用^[44-47]。最新的空间自适应盲反卷积方法基于高斯光束模型定义了 OCT 反卷积问题, 并采用交替优化方法同时恢复出清晰图像和成像深度, 有效提升了 OCT 的轴向分辨率^[48]。图 3 展示了传统反卷积、基于先验的反卷积和盲反卷积方法

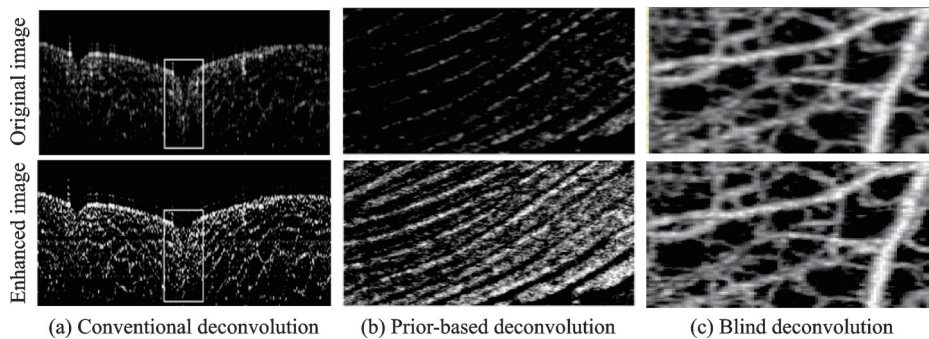


图 3 使用传统反卷积、基于先验的反卷积和盲反卷积方法对不同样品重建结果比较^[36, 38, 48]

Fig. 3 Comparison of reconstruction results for different samples using traditional deconvolution, prior-based deconvolution and blind deconvolution methods^[36, 38, 48]

的轴向分辨率提升效果。图3中第1行展示的是低分辨率的原始OCT图像,在不同的样品中图像的细节不够明显。通过反卷积重建方法,可以获取更详细的样品显微结构信息。

2.2 光谱估计方法

传统反卷积方法实现轴向分辨率提升方法主要侧重于对已完成光谱重建的OCT图像进行恢复计算。在第1节中提到传统的OCT技术中,样品的轴向深度的反射面被编码在宽带照明光谱的波数空间中。OCT系统探测器采集的光谱干涉信号通常使用反离散傅里叶变换(Discrete Fourier transform, DFT)解算最终的样品的轴向剖面结构^[49-50]。

虽然基于DFT的OCT频谱解算方法提供了快速有效的重建结果,但它有两个固有的局限性:(1)重建结果的低频分辨率低,这对应于FD-OCT低的轴向分辨率;(2)“频率泄漏”效应,它对应于OCT轴向PSF中可能存在的旁瓣伪影降低轴向分辨率(具体内容在2.3节中介绍)。现代光谱估计技术已经发展成为对DFT方法的替代品,以减轻其局限性^[51]。一般来说,常用的光谱估计方法可以分为两类:(1)参数方法,如自回归(Auto-regressive, AR)、自回归移动平均和多信号分类等^[52];(2)非参数方法,如Copan、正弦波的幅度和相位估计和迭代自适应方法(Iterative adaptive approach, IAA)等^[53-55]。当前,这类技术已经在OCT成像中得到充分的探索与应用。各种典型光谱估计轴向分辨率增强方法的主要技术和优劣之处如表1所示。

表1 不同光谱估计轴向分辨率增强方法对比

Table 1 Comparison of different spectral estimation methods for axial resolution enhancement

方法名称	应用技术	优势	局限性
AR	谱估计算法 ^[56] 、最大似然算法 ^[57] 、有限更新率算法 ^[58] 等	有效提升轴向分辨率,自动估计正则化参数,需求更少的光谱测量大小	重建强度非均匀分布不均匀,依赖参数初始选择
IAA	非参数估计迭代自适应估计算法 ^[59]	不依赖初始参数,重建结构强度均匀	未采用并行处理架构,重建计算成本较高
ADMM	乘数交替方向法 ^[60]	实现有效的轴向分辨率提升效果	计算优化时间长,无法实现实时重建
GPU accelerated ADMM	并行正则化迭代优化算法 ^[61]	快速并行体数据重建	需要未来进一步发展

首先介绍基于参数自回归估计的方法。光谱估计OCT技术(Spectral estimation OCT, SEOCT)采用自回归谱估计的方法打破了传统OCT光谱解算方法中相干长度的限制,实现了轴向分辨率显著提升^[56]。同期,采用最大似然算法估计最大熵^[57]和有限更新率算法 Proony 方法^[58]也有效提高了轴向分辨率。尽管基于参数估计的OCT光谱解算方法在提升轴向分辨率方面取得了令人满意的效果,但它们存在着计算成本高、过度依赖于用户优化参数以及重建强度准确性差等缺点,限制了这些方法的广泛应用。具体地,SEOCT技术的自回归估计通常仅针对单个线扫描执行,而实时的断层扫描成像处理目前还无法实现。此外,上述参数化方法的准确性高度依赖于模型与数据的良好拟合以及适当的参数选择。最优参数设置通常取决于具体的OCT设置和成像样本,因此对于每个新的应用场景都需要进行繁琐的参数优化^[57,62]。即使在参数优化的情况下,模型与数据之间的不匹配仍可能导致图像中出现伪影。例如,在自回归方法中,估计的信号强度可能波动,与实际背散射光的强度不成比例,特别是当选择较高的模型阶数时,可能会在图像中产生伪峰。最大熵方法和 Proony 方法中也观察到了与SEOCT类似的问题。此外,其他应用的光谱估计方法通常假设样品具有高度的稀疏性,因此仅在样本相对稀疏的情况下才能产生准确的结果^[58,60]。

基于非参数方法的光谱估计方法在提升 OCT 轴向分辨率方面成功克服了基于参数选择的谱估计重建的局限性。其中,使用 IAA 成功提高了 OCT 成像的轴向分辨率和图像质量,克服了高计算成本、对模型参数的依赖及图像伪影问题^[59]。IAA 方法不依赖参数模型描述数据,减少了模型不匹配问题,降低了计算成本,显著缩短了图像重建时间至亚秒级,有效提升了成像效率和质量。

尽管 IAA 方法加速了重建算法的效率,但它仍是基于线扫描的 CPU 算法。为了进一步提高效率,研究人员开发了基于 GPU 加速迭代的图像级跨域正则化方法^[61]。该方法利用 GPU 的高并行处理能力,实现了 OCT 数据的大规模并行处理,并通过引入新的图像级跨域正则化器,允许图像处理与重建同时进行,大幅提高计算效率。使用多种光谱估计轴向超分辨计算方法的重建结果如图 4 所示。相较于传统的傅里叶变换的重建方法,光谱估计轴向超分辨方法有效地提升了对于样品的分辨能力,展现了光谱估计方法在提升 OCT 轴向分辨率方面的潜力和发展前景。

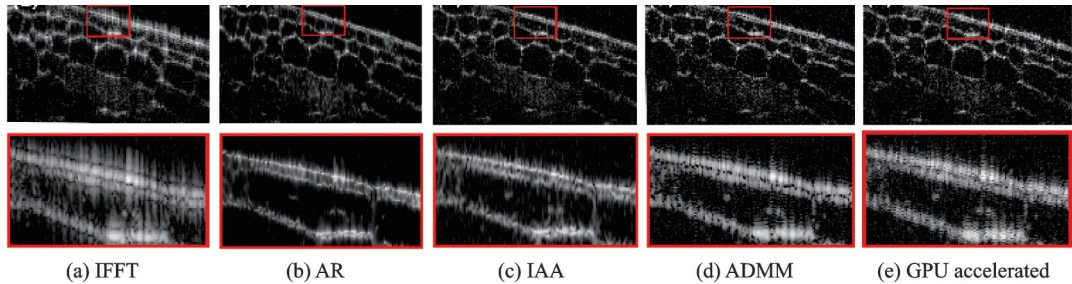


图 4 使用不同光谱估计轴向超分辨计算方法对洋葱样品重建结果比较^[61]

Fig.4 Comparison of reconstruction results for onion samples using different spectral estimation axial super resolution calculation methods^[61]

2.3 旁瓣抑制方法

频谱泄漏是信号处理领域中常见的现象。它源于原始信号序列非最优窗口采样后的傅里叶变换^[63]。在 OCT 领域中,由于光谱测量的采样带宽限制,在重建的图像中经常出现非最优加窗引起的光谱泄漏。非最佳的频谱塑造(或加窗)会导致轴向点扩散函数中出现过多的旁瓣,从而降低图像质量和轴向分辨率^[64-65]。旁瓣伪影结构通常表现为从反射面为中心沿轴向延伸的线条,如图 5 所示,在文献[64-66]中可以看到许多旁瓣污染的 OCT 图像。其中:图 5(a)为人体手指的 OCT 横截面图像;图 5(b)为洋葱切片的横截面图像;图 5(c)为人中耳 OCT 横切面图像;图 5(d)为口腔鳞状细胞癌横切面图像;图 5(e)为牙齿 OCT 横截面图像;图 5(f)为人体皮肤 OCT 横切面图。由图 5 可见,旁瓣结构的的存在会导致 OCT 图像对比度降低,干扰小目标信号的检测。

为了减轻副瓣伪影,已经实现的方法中,研究人员在光谱域采用了多种频谱重塑技术^[30, 67-69]。对 OCT 采集的光谱加窗是一种常用技术,例如使用高斯拟合、汉明窗或汉宁窗。这些方法可以在光源处或后处理中进行光谱整形,有效抑制副瓣,但会降低轴向分辨率。近期多窗口整形技术被提出,以缓解加窗重建对 OCT 轴向分辨率的影响^[70-71]。然而,它在完全消除副瓣伪影方面存在局限性,特别是在处理复杂图像特征时带来了挑战。

在图像域,通过检测包含旁瓣的扩散函数并使用渐进迭代减法等反卷积技术,可以有效抑制 OCT 图像的旁瓣伪影。这些技术通过测量的 OCT 线扫描的轴向点扩散函数并进行反卷积操作来抑制伪影。与谱域处理技术相比,这些基于图像的重建方法通常展示出更强的副瓣抑制能力。然而,与传统

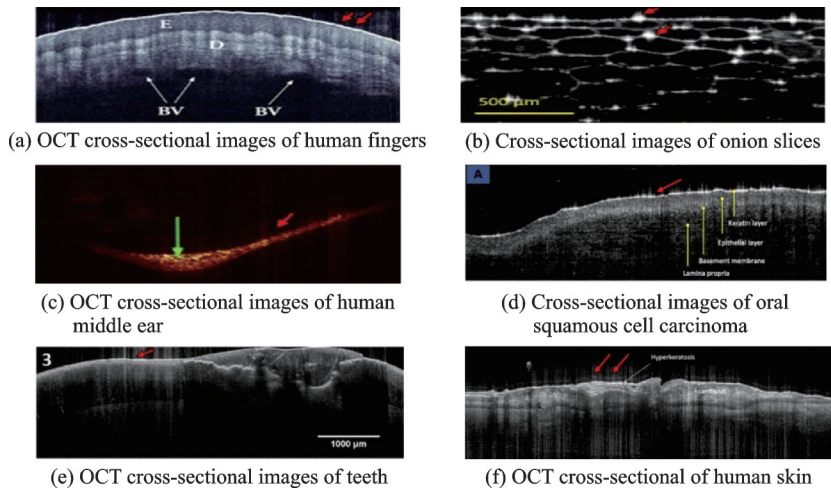


图5 文献中包含副瓣伪影的图像示例(用红色箭头表示)^[64-66]

Fig.5 Examples of side-lobe artifact (indicated by a red arrow) in published articles^[64-66]

的反卷积轴向分辨率提升方法相似,这些反卷积旁瓣抑制方法也严重依赖于系统的PSF的先验知识。此外,在图像受到严重噪声破坏的情况下,图像旁瓣抑制任务变得更加具有挑战性^[72]。

与仅通过光谱整形或OCT图像反卷积抑制旁瓣伪影不同,最近提出的多整形稀疏连续重建(Multi-shaping sparse-continuous reconstruction, MSSCR)方法结合了光谱多整形和迭代图像重建,并利用OCT样品的稀疏连续先验,创建了一个新的框架^[73]。图6展示了MSSCR重建方法与传统高斯重塑,多窗口重建技术和反卷积旁瓣去除方法的对比。其中:图6(a)为金标准图像;图6(b)为产生旁瓣抑制图像;图6(c)为高斯窗重建;图6(d)为多窗口整形重建;图6(e)为图像反卷积重建;图6(f)为多整形稀疏连续重建方法。从图6可以看出,MSSCR方法可有效地实现旁瓣抑制,同时有效保持轴向分辨率,展示了其作为OCT旁瓣伪影抑制方法的潜力。

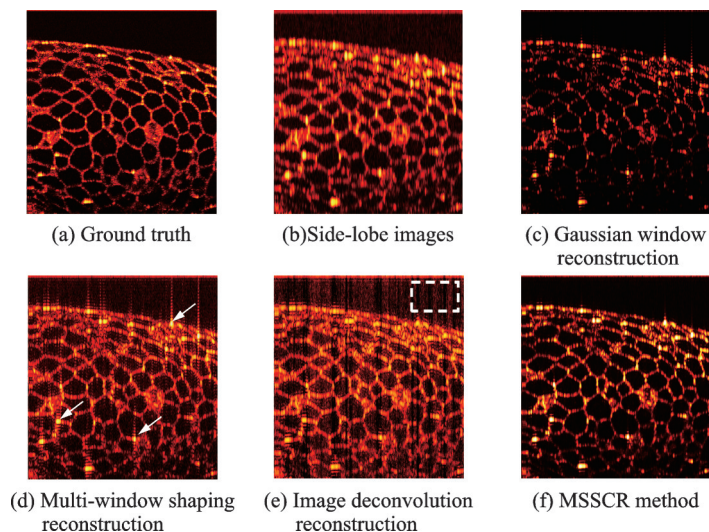


图6 不同旁瓣抑制方法对柠檬果肉切片样品的重建结果比较^[73]

Fig.6 Comparison of reconstruction results for lemon pulp slices using different side-lobe suppression methods^[73]

2.4 深度学习轴向超分辨率方法

近年来,深度学习方法在提高OCT图像分辨率方面展现了强大的能力^[74-78]。条件生成对抗网络(Conditional generative adversarial networks, CGAN)被用于增强OCT图像的光学轴向和横向分辨率,同时保留和改善斑点内容的细节^[74]。这些方法通常使用高分辨率OCT图像作为真值,与通过分辨率退化获得的低分辨率图像配对进行训练。然而,这种基于简单均匀退化的训练数据集生成方法,并不完全符合OCT成像中的实际退化模式。

为解决这一问题,已经提出了一种无监督框架,使用生成式对抗网络进行快速可靠的超分辨率图像重建,无需精确对齐低分辨率和高分辨率图像^[77]。通过引入更新的残差中残差密集块网络(Residual-in-residual dense block network, RRDB-Net)和新的网络损失函数,该框架能够有效地重建高分辨率的OCT图像。同期,还提出了一种基于深度学习的OCT图像增强框架,利用原始干涉条纹从已优化图像中进一步增强^[78]。该框架旨在提高空间分辨率和降低散斑噪声,包括基于线扫描的网络模型和基于图像的网络模型。线扫描网络模型通过短时傅里叶变换增强轴向分辨率,进一步提高图像质量。图7展示了部分方法的重建效果。

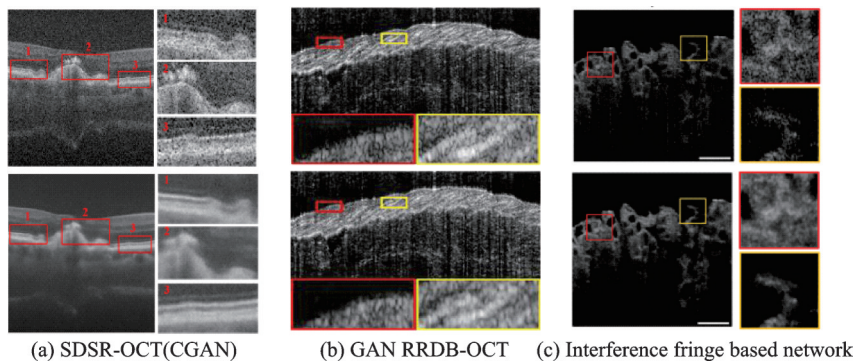


图7 不同深度学习轴向超分辨率技术重建效果展示^[74,77,78]

Fig.7 Reconstruction results of different deep learning methods^[74,77,78]

目前,OCT领域与深度学习技术的结合仍然侧重于对于OCT图像的解读,如图像病灶分割、视网膜分层等应用。新颖的深度学习方法在OCT轴向分辨率提升方面还有巨大的应用潜力。随着深度学习技术的不断发展,新型方法可能会对OCT用户和研究人员产生广泛影响。

3 横向分辨率与焦深解耦方法

为推进OCT技术的实际应用,必须在不牺牲分辨率或灵敏度的前提下扩展成像深度。因此,解决OCT横向分辨率和焦深之间的固有权衡,成为近年OCT领域的研究热点,已实现了包括机械深度扫描^[79-80]、动态焦点移动^[81-83]、多波束聚焦^[84]以及非高斯光束照明的波前调制^[15,29,85,86]等硬件方法。此外,还提出了硬件辅助的计算成像方法,如复杂波前整形^[87-88]和深度编码合成孔径^[89-90]。然而,这些方法可能会增加OCT系统的复杂性和成本。本节重点讨论了计算成像方案来解决OCT中横向分辨率和深度焦距之间的权衡,包括横向分辨率反卷积与频域带宽拓展方法、干涉合成孔径显微术、数字重聚焦方法与数字全息方法以及基于深度学习的横向分辨率恢复方法。

当前基于计算方法对OCT横向分辨率与焦深解耦可分为两种策略。一种是选用低数值孔径镜头,牺牲横向分辨率但保证焦深范围内分辨率一致,再通过计算提升分辨率,主要应用于反卷积计算的OCT横向分辨率提升方法等。另一种是选用高数值孔径镜头,保证焦面位置的高分辨率,通过计算恢

复离焦位置的分辨率退化,实现整个焦深范围的分辨率矫正,主要应用于数字重聚焦方法等。表2对OCT技术中不同横向分辨率与焦深解耦方法的技术原理与特点进行概括总结,后文将对各项技术进行详细介绍。

表2 不同解耦OCT焦深与横向分辨率方法对比

Table 2 Comparison of methods for decoupling lateral resolution and depth of focus

方法名称	应用技术原理	技术特点
反卷积重建	RL反卷积,基于约束的迭代重建	快速有效地矫正横向分辨率,受噪声影响大
频域带宽拓展	信息容量的超分辨框架	进一步提升横向分辨率,数据预处理过程复杂
干涉合成孔径显微方法	光场传播过程的逆散射重建	实现整个焦深范围内不同深度的退化图像矫正,计算过程复杂
数字重聚焦与数字全息	针对离焦区域的变PSF进行计算恢复	矫正不同焦深区域的图像PSF,计算时间长
深度学习方法	选用GAN网络进行训练	需要大量的高分辨-低分辨图像对进行网络训练

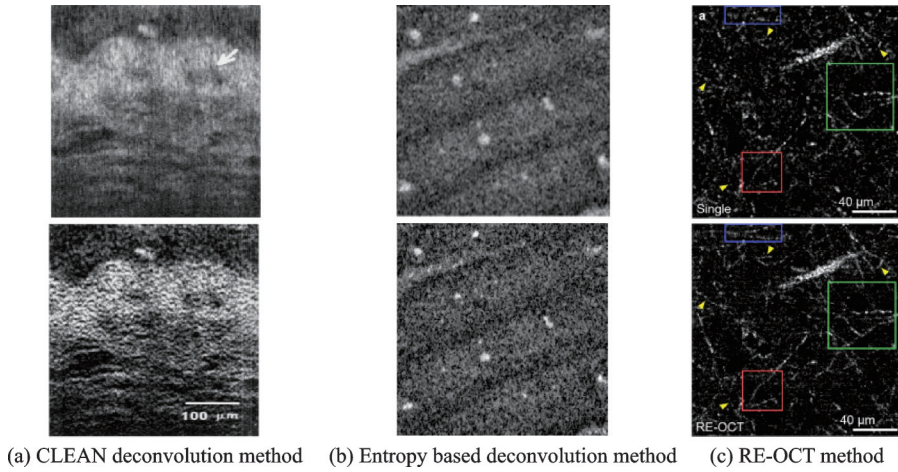
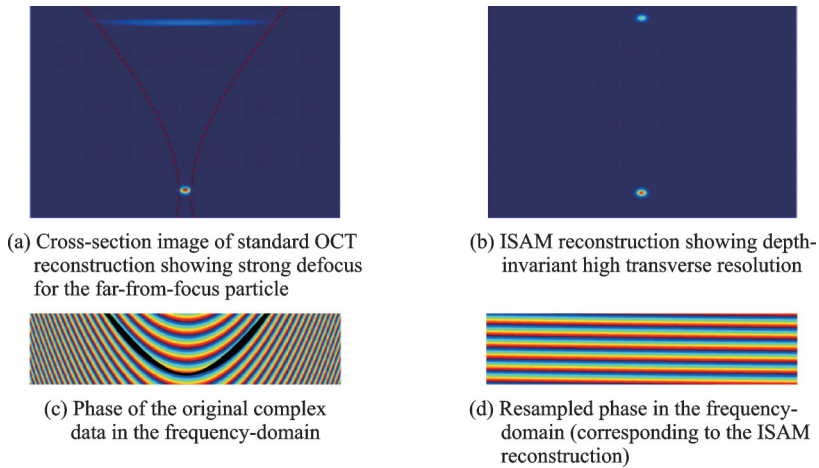
3.1 横向反卷积与频域带宽拓展方法

本节介绍了使用反卷积技术在低数值孔径镜头成像任务中对横向分辨率进行计算提升的方法。与轴向分辨率提升类似,OCT横向分辨率也可以通过反卷积系统的横向点扩散函数来有效提升。CLEAN反卷积算法和基于迭代期望最大化的算法被用于提高OCT图像的横向分辨率,实现了稀疏散射样本的横向PSF改善^[91-92]。此外,利用图像中的信息熵自动估计更新PSF和最大后验概率重建框架也被用于提升横向分辨率^[40,93]。与轴向分辨率提升的反卷积方法相同,横向分辨率提升方法通常依赖于基于OCT图像强度的模型。由于这些方法忽略了相位信息,重建结果可能不够准确。此外,这些非相干处理方法的光学传递函数通常较为复杂,可能包含较小的重建强度值,使得这些方法对散斑和噪声较为敏感^[94]。

文献[95]提出了一种新的基于信息容量的超分辨框架(Resolution-enhanced OCT, REOCT),区别于传统的基于系统PSF反卷积方法,引入了光学系统信息容量的不变性定理,能够在不改变光学系统的情况下实现OCT横向分辨率的超分辨。RE-OCT是一种基于分辨率和信噪比之间信息交换的空间-频率带宽扩展方法。在这个理论下,OCT系统获得的横向分辨率可以通过在空间频域乘以幅度掩模(即基于幅度的反卷积)来增强,从而提高更高空间频率的信号^[96-98]。然而,RE-OCT技术和传统PSF卷积方法一样都需要满足OCT的相位稳定,这对生物和临床应用构成了潜在的挑战。图8展示了不同的反卷积技术对于横向分辨率与焦深解耦重建效果展示。图8(a)为CLEAN反卷积算法对表皮样品重建结果;图8(b)为信息熵自动估计更新PSF方法对指尖样品重建结果;图8(c)为RE-OCT方法对离体小鼠大脑皮层样品重建结果。从图8可以看出,在不同的技术中均实现了对于离焦区域低分辨率图像的重建恢复。

3.2 干涉合成孔径显微方法

本节探讨基于波传播物理模型的计算成像方法,以提升OCT的横向分辨率并矫正焦深范围内的一致性。其中,干涉合成孔径显微(Interferometric synthetic aperture microscopy, ISAM)方法通过计算OCT系统的三维测量信号与空间变化的复杂系统点扩散函数及样本的散射势之间的关系,实现对整个OCT数据集的离焦校正。目前,ISAM技术已扩展到不同的成像模式,可以用于结构和功能成像,并已在多个系统配置中成功实施,能够校正不同深度的离焦模糊和空间频域结构^[99-103]。图9简要展示了ISAM技术的计算矫正的大致方法流程。图9(a)为标准OCT重建横截面图像,显示远焦颗粒离焦较

图8 不同的反卷积技术重建效果展示^[91,93,95]Fig.8 Reconstruction results of different deconvolution techniques^[91,93,95]图9 两种粒子在焦点内和远离焦点时的散射模拟^[104]Fig.9 Simulation of two scattering particles in-focus and far-from-focus^[104]

强;图9(b)为 ISAM 重建显示深度不变的高横向分辨率;图9(c)为原始复数据在频域的相位;图9(d)为与 ISAM 重建相对应的频域重采样相位。

ISAM 技术为 OCT 带来了计算成像的力量,显著提高了其诊断能力。ISAM 提供的空间不变重建的特性使其可以在更短的成像时间内提取更多关于组织的信息,无需进行深度扫描。例如,在光学活检方面的应用,文献[19]展示了使用点扫描 SD-OCT 系统成像的切除人乳腺组织,并提供了 ISAM 的体积渲染图。ISAM 重建不仅提高了横向分辨率,而且展现出与组织学切片相当的细胞特征。同时,由于 ISAM 提供了深度不变的横向分辨率,将焦点放置在组织深处的策略可以显著提高从样本表面到焦点的信噪比。如图 10 所示,通过将焦点放置在高度散射的人体皮肤表面以下 1.2 mm 处,可以提高体内 ISAM 可视化的信号和分辨率^[105]。图 10(a,b)为健康人手腕皮肤的 OCT 图像与 ISAM 图像;图 10(c,d)为在固定光学深度的 Enface 图像;图 10(e)为信噪比随深度的变化。由图 10 可见,这种策略在提高图像质量方面尤其有用,特别是在进行深部组织成像时。

总之,ISAM作为一种先进的计算成像技术,通过利用OCT宽带干涉测量的复杂场信息,极大地改善了OCT成像的横向分辨率和深度聚焦性能,从而为生物医学成像和诊断提供了更丰富的图像信息和更高的图像质量。

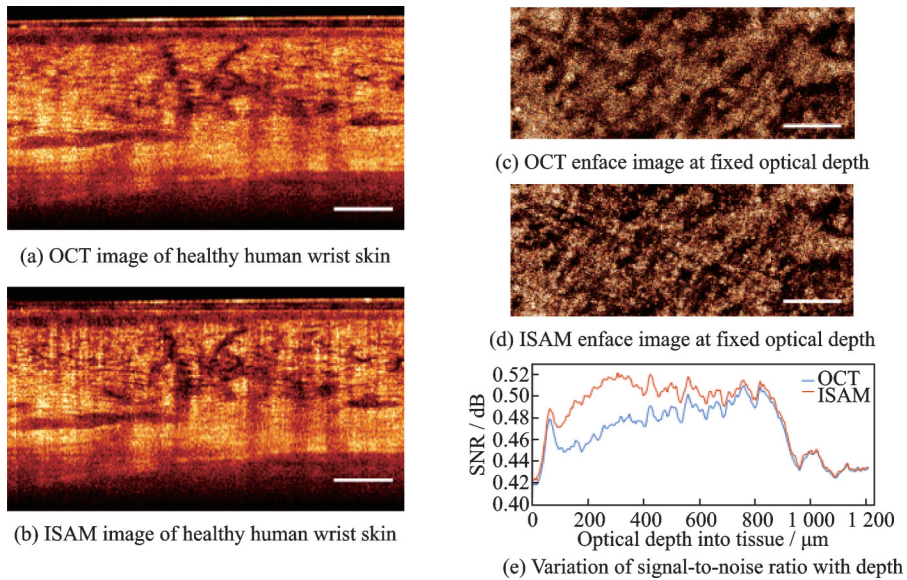


图10 ISAM技术的应用^[105]

Fig.10 Application of ISAM technology^[105]

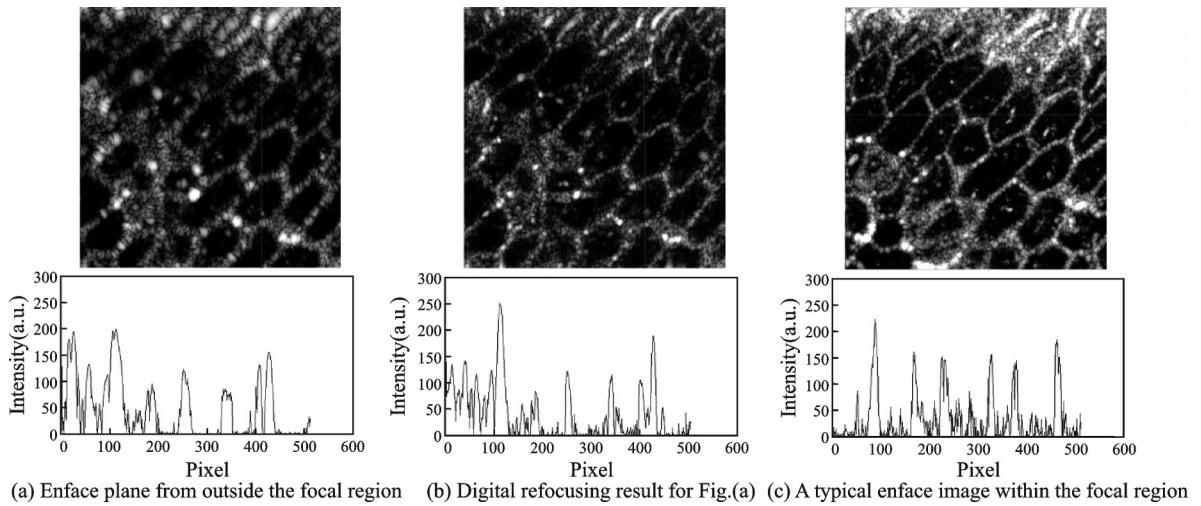
3.3 数字重聚焦与数字全息方法

数字重聚焦方法与ISAM构建的OCT离焦解算模型存在一定的差异。然而,从原理上讲,两者都可以被视为执行一系列基于波数合成的数字全息断层扫描,不受探测器是否位于最佳成像面位置的影响。因此,可以采用基于标量衍射模型的数字重聚焦方法来恢复OCT系统在离焦区域的点扩散函数分布,从而矫正不同焦深区域的OCT图像。典型的技术有菲涅耳传播方法^[106]或角谱法^[107-108]。

图11展示了利用数字重聚焦技术改善图像效果的示例。图11(a)为焦点区域外的平面;图11(b)为(a)图像的数字重聚焦结果;图11(c)为焦点区域内的真值图像。焦点区域外的OCT投影图像出现了由于离焦而导致的分辨率退化。通过进行适当距离的数字传播,相同的表面投影图像经过重聚焦后恢复了与焦点区域相同的横向分辨率。数字重聚焦不仅在点扫描几何中得到证实,而且在线场SD/SS-OCT和全场SS-OCT中也得到了验证^[109]。此外,基于数字重聚焦技术衍生的其他方法在OCT领域也实现了更好的离焦位置横向分辨率矫正效果。

数字全息术是在数字调焦技术上发展而来的新的OCT横向分辨率矫正方法。与数字调焦操作不同,后者一次只能对一幅二维投影图像进行分辨率校正,数字全息术通过在频域对数据进行重采样来解决逆问题,从而显著缩短了整个OCT三维体数据的处理时间,将其简化为单个高效的计算步骤,这与全场ISAM的方法非常相似^[110]。

ISAM和数字重聚焦在各种扫描系统中的实现表明,计算成像是通用的,不局限于特定的硬件配置。它可以成为现有硬件系统的强大补充工具,并提供了比标准OCT处理更显著的改进。但是值得注意的是,虽然ISAM和数字重聚焦都能纠正OCT系统的散焦模糊,但它们在理论上是不同的。

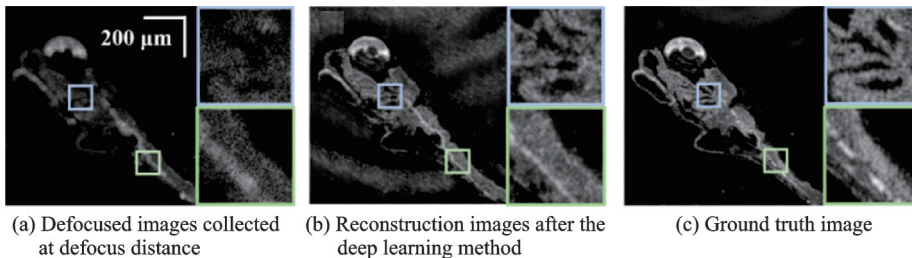
图 11 洋葱 OCT 数据的数字化重聚焦^[111]Fig.11 Digital refocusing of OCT data from an onion^[111]

ISAM 是一种重建技术,解决了 OCT 的逆散射问题,通过直接操作三维空间频率,使所有深度同时聚焦,重新排列数据集的三维能量分布。而数字重聚焦则一次只能处理一个二维平面,无法集中由二次相移导致的轴向能量扩散。为了实现空间不变的体积成像,需要对所有深度层分别进行处理,这增加了计算复杂度^[110]。

3.4 深度学习横向分辨率解耦方法

基于深度学习的 OCT 横向分辨率离焦矫正技术也展现出了强大的应用潜力。目前最新的与深度学习结合的 OCT 离焦矫正技术通过设计一个框架,采集不同焦深位置低横向分辨率的 OCT 投影图像与高分辨率图像,并进行像素级配准,可以获得大量低分辨率-高分辨率数据对用于训练^[112]。这满足了对生成对抗网络训练所需的数据需求。同时,为了学习低分辨率-高分辨率图像对之间的映射关系,该方法与 2.4 节中用于提升轴向分辨率的深度学习方^[77]一致,均采用含有残差中密集块的生成器作为基本结构,有效地保持了重建图像的分辨率。通过这些特征块,进一步提高了重建图像的效果。该方法大大提高了轴向不同深度的横向分辨率,扩展了 OCT 图像的自由度。

图 12(a,b,c)分别对应离焦位置低横向分辨率图像、重建图像与真值图像,展示了采用深度学习方^[112]法矫正不同焦深位置 OCT 图像分辨率的效果。由图 12 可见,该方法不仅能够有效矫正 OCT 图像中离焦区域的横向分辨率,还能显著提高图像的整体质量,而且无需增加硬件复杂性。随着深度学习技术

图 12 采用深度学习方^[112]法矫正不同焦深位置 OCT 图像分辨率效果Fig.12 Deep learning method based reconstruction images at different depth positions^[112]

的不断进步,未来将会涌现出更多与深度学习技术相结合的横向分辨率矫正方法,为临床和研究人员提供更准确、更高质量的成像结果。

4 像差校正与分辨率各向异性畸变矫正

4.1 自适应光学像差消除方法

在许多成像技术中,像差是影响成像质量的一个重要因素,它导致理想波前的偏离。随着数值孔径的增加以获得更高的横向分辨率,光波前更容易受到成像光学器件和样品本身缺陷的影响,这可能会导致分辨率降低,对比度和信噪比下降。OCT技术也面临这一问题,成像结果直接受到系统光学或样品的像差影响。尽管OCT成像通常在相对较低的NA下进行,但研究发现,像差仍然可能破坏在远焦区域的系统PSF。OCT的像差大致可分为系统像差和样品诱发像差。系统像差通常是由聚焦光学器件引起的固有影响,例如在内窥镜应用中使用的光学器件中的散焦和不可避免的缺陷^[113]。虽然复杂的**光学设计可以抑制静态系统像差^[114-115],但对复杂生物组织的样品像差并不通用,因为它们引入了独特的、经常动态变化的像差^[116]。

基于硬件的自适应光学(Hardware-based adaptive optics, HAO)已经被广泛地应用于非相干成像系统中,如扫描激光眼镜和荧光显微镜。与OCT相结合,HAO通过波前传感器和波前校正器动态测量和校正像差,已开发用于眼科研究人体视网膜^[117-118]。相干门控无传感器自适应光学也被提出并成功应用于显微镜^[119]和人体锥细胞镶嵌体成像^[120-121]。但HAO系统昂贵且复杂,而且单次像差补偿只能针对一个OCT二维图像进行,这延长了大范围成像的时间。

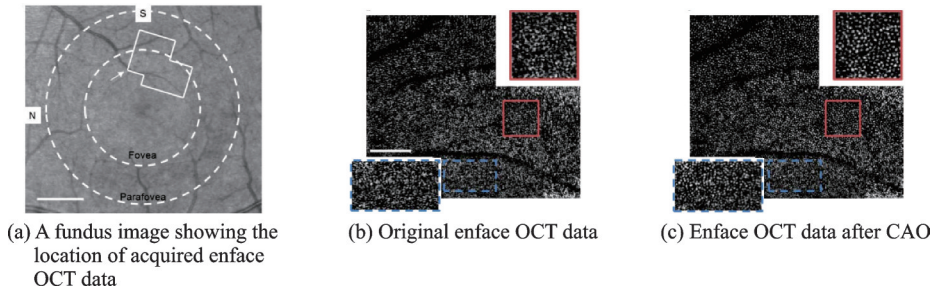
光学像差可以被记录为干涉波前畸变在OCT信号中,这开辟了数字校正像差的可能性。计算像差校正技术,又称为计算自适应光学(Computational adaptive optics, CAO),通过计算实现OCT像差矫正的可能。CAO利用OCT数据本身的信息,通过后处理补偿像差,实现高分辨率三维扫描。CAO在后处理过程中利用深度分辨层析数据本身对像差进行数值检测和消除。其对系统像差的估计与无传感器HAO中的技术非常相似,但反馈是数字的而不是物理的。CAO主要矫正系统像差,假设每个深度平面的像差相似,因此可以在焦平面上计算CAO滤波器,然后应用于所有深度^[122]。

CAO技术首先在非生物样本和离体样品中得到证实。Adie等通过CAO技术改善了散像系统的PSF,实现了对硅胶模体的亚分辨率成像^[20]。同时,CAO也成功应用于不同的OCT成像模式和离体生物样品,如与FD-OCT结合对离体大鼠肺组织和3D兔肌肉组织成像,以及与全场SS-OCT结合对葡萄和离体小鼠脂肪细胞进行成像^[123]。

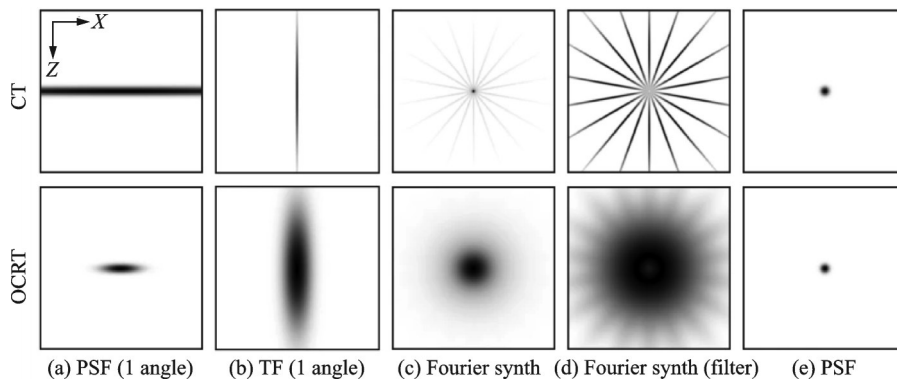
CAO的另一个关键应用是视网膜成像。光感受器细胞(锥状体、杆状体)的分辨率成像对于早期诊断和理解黄斑变性等疾病至关重要^[118]。由于人眼频繁和不可避免的运动,像差补偿在视网膜成像中变得非常重要^[124-125]。Shemonski等在活体视网膜中展示了CAO的应用,使用高帧率的点扫描Enface OCT系统,有效避免了眼睛的横向运动^[126],同时采用轴向运动校正算法补偿相位稳定。图13展示了一组跨越中央凹和副中央凹区域的图像。图13(a)为眼底图像显示获得的正面OCT数据位置;图13(b)为原始正面OCT数据;图13(c)为CAO后的正面OCT数据。从图13可见,在CAO像差校正后,整个视野范围内单个锥状光感受器变得清晰可见。后来,同样的Enface OCT系统也被用于视网膜纤维成像^[127]。

4.2 分辨率各向异性畸变矫正方法

典型的OCT系统为了实现长焦深的大体积组织成像,通常会牺牲横向分辨率,导致OCT图像具有更好的轴向分辨率而非横向分辨率,这种各向异性分辨率会模糊精细的超微结构特征。此外,传统

图13 在体视网膜的中央凹图像^[126]Fig.13 Fovea images of living human retina^[126]

OCT存在折射引起的图像畸变。在CT领域中,具有多角度非相干频域空间傅里叶计算合成算法,被广泛应用。为了解决各向分辨率差异导致的图像显微结构模糊,光学相干折射断层扫描技术(Optical coherence refraction tomography, OCRT)被提出^[128]。OCRT技术的傅里叶合成过程如图14所示,该技术使用在不同角度获得的多个OCT横截面图像来重建各向同性、高分辨率的横截面图像,并将传统OCT的优越轴向频域带宽扩展到横向维度^[128]。

图14 CT和OCRT的傅里叶合成过程^[128]Fig.14 Fourier synthesis process of CT and OCRT^[128]

OCRT技术作为一种新的计算成像方法,已衍生出包括三维OCRT(Three-dimensional OCRT, 3DOCRT)、光谱OCRT(Spectroscopic OCRT, SOCRT)和大视场OCRT(Full-range OCRT, FROCRT)成像技术等多种应用,显示出其在OCT领域内的长远影响和巨大应用潜力。本节详细介绍OCRT技术及其应用,旨在启发未来将OCRT技术与其他计算成像方法结合,以实现OCT成像的更大性能提升。

OCRT技术用轴向分辨率完全取代了与焦深存在制衡的横向分辨率,使分辨率各向同性。由于OCRT不需要高数值孔径物镜,因此可以在低数值孔径下实现更长的工作距离,从而使体内成像更加实用。此外,OCRT技术不需要相位稳定性,这大大降低了样品在采集时间和运动稳定性方面的要求。具体OCRT技术不同应用需求拓展方法对比见表3,不同拓展方法效果示意图如图15所示^[129-131]。

总之,OCRT技术及其拓展应用在OCT领域展现了巨大的潜力,不仅能够改善图像质量,还拓展了OCT的应用范围,对于生物医学成像和临床诊断具有重要意义。

表3 OCRT 技术不同应用需求拓展方法对比
Table 3 Comparison of different applications for OCRT technology

方法名称	应用技术原理	技术特点	相关研究应用进展
SOCRT	光谱OCT技术与OCRT相结合	高分辨横向分辨率矫正低分辨的轴向分辨率	血红蛋白、叶绿素和脂质的特征重建
FROCRT	复共轭去除OCT技术与OCRT技术结合	使用OCRT技术矫正更大成像范围内的各向异性图像畸变	小鼠腿骨、脊髓和芦荟的全场各向同性重建
3DOCRT	新的3D采集光路更新与OCRT技术结合	三维空间上的多角度非相干OCRT傅里叶合成重建	果蝇、斑马鱼和小鼠的三维高分辨重建

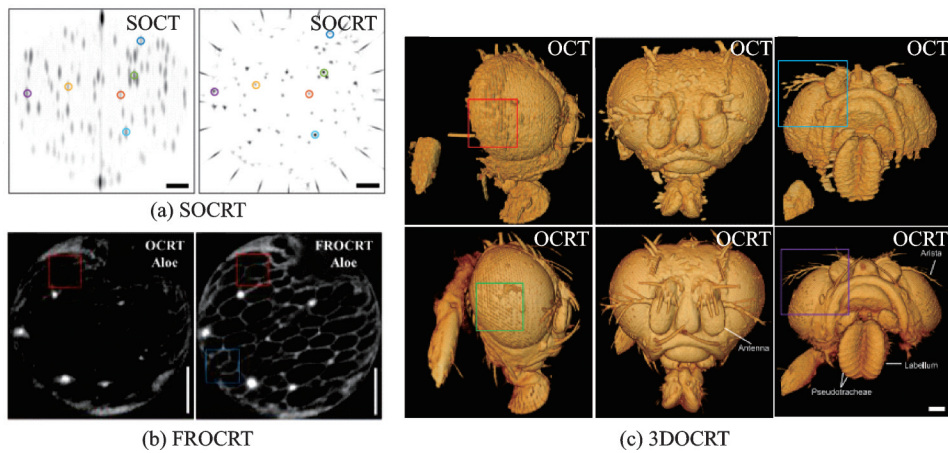


图15 OCRT 技术在不同应用需求下的拓展方法^[129-131]

Fig.15 OCRT technology expansions under different application requirements^[129-131]

5 未来工作与展望

各种研究表明,基于计算成像技术的光学相干层析成像方法正蓬勃发展,能够辅助传统的OCT技术提高轴向和横向分辨率,克服有限的焦深,矫正光学像差和消除各向异性的图像畸变。计算OCT成像技术相比于基于硬件更新的方法具有更低的使用成本和更简单的系统配置。计算成像的后处理特性也允许OCT技术拥有更灵活的测量和更有效的图像改进方法。这些优势推动了OCT技术向更大范围、更高分辨率和更快速度的发展,并扩展了OCT技术在未来研究中的潜力。尽管如此,计算成像OCT技术目前仍面临诸多挑战。例如,依赖计算成像技术实现轴向分辨率提升的方法严重依赖于系统点扩散函数的测定,先验约束的选取以及最优正则化参数的选择。横向分辨率与焦深的解耦方法需要OCT采集过程中的相位稳定性,而且重建结果中离焦区域的图像信噪比可能下降。像差矫正方法需要保证样品的稳定性,以及OCRT技术需要构建复杂的采集系统,并消耗大量时间完成重建。这些问题限制了计算成像OCT方法从实验室到临床实践的应用。未来,面向OCT领域的应用需求与发展,计算成像OCT的工作可以从以下几个方面改进:

(1) 整合多种计算成像技术。当前的计算成像OCT技术多是针对单一局限性的最优解。将不同的计算成像技术优势相结合,可以形成一系列解决OCT图像重建中更普遍问题的有效解决方案。例如,结合ISAM技术与光谱估计轴向超分辨计算方法,实现整个OCT断面的超分重建。

(2) 结合深度学习技术。深度学习与计算成像 OCT 技术的结合存在巨大应用潜力。无论是使用新型深度学习技术学习计算重建 OCT 结果,还是将两者在物理模型上结合,都可能对 OCT 用户和研究人员产生广泛影响。

(3) 计算能力与算法优化。计算成像 OCT 技术对计算能力有较高需求,特别是随着 OCT 技术向大范围三维扫描拓展,计算时间急剧增长。因此,优化计算重建算法和利用 GPU 加速处理方法将是实现计算成像 OCT 技术实时处理和临床应用的关键。

6 结束语

本文综述了光学相干断层扫描技术中计算成像方法的相关工作。首先从提高轴向分辨率的角度,回顾了基于反卷积、光谱估计、旁瓣抑制和深度学习方法的 OCT 轴向分辨率提升的经典方法。然后,从解耦 OCT 横向分辨率与焦深的角度出发,介绍了横向分辨率反卷积与频域带宽拓展方法、干涉合成孔径显微术、数字重聚焦方法与数字全息方法等。此外,还讨论了针对 OCT 系统产生的像差的计算自适应光学校正方法及其在眼科的广泛应用。最后,针对 OCT 各向异性的图像畸变,分析了光学相干折射层析技术及其拓展技术。需要指出的是,除了本文介绍的方法外,基于计算成像技术的 OCT 图像重建方法还有许多其他研究和理论,本文可能未能涵盖所有内容。希望本文能够作为一个启发,推动 OCT 领域计算成像技术的进一步研究和发展。

参考文献:

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, 254: 1178-1181.
- [2] FUJIMOTO J G, BREZINSKI M E, TEARNEY G J, et al. Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography [J]. *Nature Medicine*, 1995, 1(9): 970-972.
- [3] TEARNEY G J, BREZINSKI M E, FUJIMOTO J G, et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, 276(5321): 2037-2039.
- [4] BOPPART S A, BOUMA B E, FUJIMOTO J G, et al. In vivo cellular optical coherence tomography imaging[J]. *Nature Medicine*, 1998, 4(7): 861-865.
- [5] NGUYEN C T, JUNG W, KIM J, et al. Noninvasive in vivo optical detection of biofilm in the human middle ear[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2012, 109(24): 9529-9534.
- [6] GRAF B W, BOWER A J, CHANEY E J, et al. In vivo multimodal microscopy for detecting bone-marrow-derived cell contribution to skin regeneration[J]. *Journal of Biophotonics*, 2014, 7(2): 96-102.
- [7] MESIWALA N K, SHEMONSKI N, SANDRIAN M G, et al. Retinal imaging with en face and cross-sectional optical coherence tomography delineates outer retinal changes in cancer-associated retinopathy secondary to Merkel cell carcinoma[J]. *Journal of Ophthalmic Inflammation Infection*, 2015, 5(1): 25.
- [8] 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.
- [9] GAO S, JIA Y, ZHANG M, et al. Optical coherence tomography angiography[J]. *Investive Ophthalmology Visual & Science*, 2016, 57: OCT27-OCT36.
- [10] WANG J, FONN D, SIMPSON T L, et al. Precorneal and pre-and postlens tear film thickness measured indirectly with optical coherence tomography[J]. *Investive Ophthalmology Visual & Science*, 2003, 44: 2524-2528.
- [11] LEITGEB R A, SCHMETTERER L, HITZENBERGER C K, et al. Real-time measurement of in vitro flow by Fourier domain color Doppler optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2004, 29: 171-173.
- [12] BOER J F, MILNER T E, NELSON J S. Two dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarizationsensitive optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1997, 22: 934-936.
- [13] MORGNER U, DREXLER W, FUJIMOTO J G, et al. Spectroscopic optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*,

- 2000, 25: 111-113.
- [14] SCHMITT J M. OCT elastography: Imaging microscopic deformation and strain of tissue[J]. *Optics Express*, 1998, 3: 199-211.
- [15] LIU L, JOSEPH A G, SEEMANTINI K N, et al. Imaging the subcellular structure of human coronary atherosclerosis using micro-optical coherence tomography[J]. *Nature Medicine*, 2011, 17: 1010.
- [16] WILLIAMS D R, BURNS S A, MILLER D T, et al. Evolution of adaptive optics retinal imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2023, 14: 1307-1338.
- [17] GE X, CHEN S, LIU L, et al. High resolution optical coherence tomography[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2021, 39: 3824-3835.
- [18] LIU Y, SOUTH F A, XU Y, et al. Computational optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8: 1549-1574.
- [19] RALSTON T S, MARKS D L, CARNEY P S, et al. Interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Nature Physics*, 2007, 3(2): 129-134.
- [20] ADIE S G, GRAF B W, AHMAD A, et al. Computational adaptive optics for broadband optical interferometric tomography of biological tissue[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2012, 109(19): 7175-7180.
- [21] 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): 239-303.
- [22] FERCHER A F. Optical coherence tomography-development, principles, applications[J]. *Zeitschrift Fur Medizinische Physik*, 2010, 20(4): 251-276.
- [23] ZHOU K C, QIAN R, IZATT J A, et al. Unified K-space theory of optical coherence tomography[J]. *Advances in Optics and Photonics*, 2021, 13(2): 462-514.
- [24] COSSAIRT O S, MIAU D, NAYAR S K. Gigapixel computational imaging[C]//*Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Computational Photography (ICCP)*. Pittsburgh, PA, USA: IEEE, 2011: 1-8.
- [25] BOUMA B E, BOER J F, HUANG D, et al. Optical coherence tomography[J]. *Nature Reviews Methods Primers*, 2022, 2: 79.
- [26] YI L Y, SUN L Q, DING W W. Multifocal spectral-domain optical coherence tomography based on Bessel beam for extended imaging depth[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2017, 22: 106016.
- [27] CARRASCO O, VIEHLAND C, KELLER B, et al. Review of intraoperative optical coherence tomography: Technology and applications[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8: 1056-1082.
- [28] ZHAO J J, WINETRAUB Y, DU L, et al. Flexible method for generating needle-shaped beams and its application in optical coherence tomography[J]. *Optica*, 2022, 9: 859-867.
- [29] LEITGEB R A, VILLIGER M, BACHMANN A H, et al. Extended focus depth for Fourier domain optical coherence microscopy[J]. *Optics Letters*, 2006, 31: 3585.
- [30] IZATT J A, CHOMA M A. Optical coherence tomography: Technology and applications[M]. [S.l.]: Springer, 2008: 47-72.
- [31] YADAV R, LEE K S, ROLLAND J P, et al. Micrometer axial resolution OCT for corneal imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2: 3037-3046.
- [32] BIZHEVA K, BINGYAO T, BENJAMIN M, et al. Sub-micrometer axial resolution OCT for in-vivo imaging of the cellular structure of healthy and keratoconic human corneas[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8: 4141-4151.
- [33] BERNSTEIN L, RAMIER A, WU J M, et al. Urahigh resolution spectral-domain optical coherence tomography using the 1000—1600 nm spectral band[J]. *Biomedical Optics Express*, 2022, 13: 1939-1947.
- [34] YUAN W, BROWN R, MITZNER W, et al. Super-achromatic monolithic microprobe for ultrahigh-resolution endoscopic optical coherence tomography at 800 nm[J]. *Nature Communication*, 2017, 8: 1-9.
- [35] KULKARNI M, THOMAS C, IZATT J A. Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution[J]. *Electronics Letters*, 1997, 33(16): 1365-1367.

- [36] LIU Y, LIANG Y, MU G, et al. Deconvolution methods for image deblurring in optical coherence tomography[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 2009, 26(1): 72-77.
- [37] WOOLLIAMS P D, FERGUSON R A, HART C, et al. Spatially deconvolved optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2010, 49(11): 2014-2021.
- [38] HOJJATOLESLAMI S, AVANAKI M, PODOLEANU A G. Image quality improvement in optical coherence tomography using Lucy-Richardson deconvolution algorithm[J]. *Applied Optics*, 2013, 52(23): 5663-5670.
- [39] ALMASGANJ M, ADABI S, FATEMIZADEH E, et al. A spatially variant deconvolution method based on total variation for optical coherence tomography images[C]//*Proceedings of SPIE Medical Imaging*. [S.l.]: SPIE, 2017: 1013725.
- [40] LIU G, YOUSEFI S, WANG R K. Automatic estimation of point-spread-function for deconvoluting out-of-focus optical coherence tomographic images using information entropy-based approach[J]. *Optics Express*, 2011, 19(19): 18135.
- [41] KRISHNAN D, TAY T, FERGUS R. Blind deconvolution using a normalized sparsity measure[C]//*Proceedings of CVPR*. Colorado Springs, CO, USA: IEEE, 2011: 233-240.
- [42] PAN J, SU Z. Fast L_0 -regularized kernel estimation for robust motion deblurring[J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 2013, 20: 841-844.
- [43] XU L, ZHENG S, JIA J. Unnatural L_0 sparse representation for natural image deblurring[C]//*Proceedings of 2013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Portland, OR, USA: IEEE, 2013: 1107-1114.
- [44] DONG J, PAN J, SU Z, et al. Blur kernel estimation via salient edges and low rank prior for blind image deblurring[J]. *Signal Processing-image Communication*, 2017, 58: 134-145.
- [45] YAN Y, REN W, GUO Y, et al. Image deblurring via extreme channels prior[C]//*Proceedings of CVPR*. Honolulu, HI, USA: IEEE, 2017: 6978-6986.
- [46] PAN J, LIU R, SU Z, et al. Kernel estimation from salient structure for robust motion deblurring[J]. *Signal Processing-Image Communication*, 2013, 28 (9): 1156-1170.
- [47] DONG J, PAN J, YANG M H. Blind image deblurring with outlier handling[C]//*Proceedings of ICCV*. Venice, Italy: IEEE, 2017: 2497-2505.
- [48] DONG W X, DU Y A, XU J J, et al. Spatially adaptive blind deconvolution methods for optical coherence tomography[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2022, 147 : 105650.
- [49] BOUMA B E, TEARNY J G. Handbook of optical coherence tomography[M]. [S.l.]: Informa Health Care, 2001.
- [50] BREZINSKI M E. Optical coherence tomography: Principles and applications[M]. [S.l.]: Academic, 2006.
- [51] MARPLE S L. A tutorial overview of modern spectral estimation[C]//*Proceedings of IEEE International Conference Acoustics, Speech, and Signal Processing*. [S.l.]: IEEE, 1989: 2152-2157.
- [52] SCHMIDT R O. Multiple emitter location and signal parameter estimation[J]. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 1986, 34(3): 276-280.
- [53] CAPON J. High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1969, 57(8): 1408-1418.
- [54] JIAN L, STOICA P. An adaptive filtering approach to spectral estimation and SAR imaging[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 1996, 44(6): 1469-1484.
- [55] YARDIBI T, LI J, STOICA P, et al. Source localization and sensing: A nonparametric iterative adaptive approach based on weighted least squares[J]. *IEEE Transactions on Access Aerospace and Electronic Systems*, 2010, 46(1): 425-443.
- [56] LIU X, CHEN S, CUI D, et al. Spectral estimation optical coherence tomography for axial superresolution[J]. *Optics Express*, 2015, 23(20): 26521-26532.
- [57] TAKAHASHI Y, WATANABE Y, SATO M. Application of the maximum entropy method to spectral-domain optical coherence tomography for enhancing axial resolution[J]. *Applied Optics*, 2007, 46(22): 5228-5236.
- [58] SEELAMANTULA C S, MULLETTI S. Super-resolution reconstruction in frequency-domain optical-coherence tomography using the finite-rate-of-innovation principle[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2014, 62(19): 5020-5029.
- [59] WIT J, ANGELOPOULOS K, KALKMAN J, et al. Fast and accurate spectral-estimation axial superresolution optical

- coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2021, 29(24): 39946-39966.
- [60] LING Y, WANG M, GAN Y, et al. Beyond Fourier transform: Super-resolving optical coherence tomography[EB/OL]. (2020-05-20)[2024-01-30]. <https://arxiv.org/abs/2001.03129v1>.
- [61] WANG M, LING Y, DONG Z, et al. GPU-accelerated iterative method for FD-OCT image reconstruction with an image-level cross-domain regularizer[J]. *Optics Express*, 2023, 31(2): 1813-1831.
- [62] MOUSAVI M, DUAN L, JAVIDI T, et al. Iterative re-weighted approach to high-resolution optical coherence tomography with narrow-band sources[J]. *Optics Express*, 2016, 24(2): 1781-1793.
- [63] HARRIS F J. On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1978, 66(1): 51-83.
- [64] DREXLER W, MORGNER U, KÄRTNER F X, et al. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1999, 24: 1221-1223.
- [65] HARTL I, LI X D, CHUDOBA C, et al. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography using continuum generation in an air-silica microstructure optical fiber[J]. *Optics Letters*, 2001, 26: 608-610.
- [66] WANG Y, LIANG Y, XU K. Signal processing for sidelobe suppression in optical coherence tomography images[J]. *JOSA A*, 2010, 27(3): 415.
- [67] TRIPATHI R, NASSIF N, NELSON J S, et al. Spectral shaping for non-Gaussian source spectra in optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2002, 27(6): 406-408.
- [68] GONG J, LIU B, KIM Y M, et al. Optimal spectral reshaping for resolution improvement in optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2006, 14: 5909-5915.
- [69] SEO C H, YEN J T. Sidelobe suppression in ultrasound imaging using dual apodization with crosscorrelation[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2008, 55(10): 2198-2210.
- [70] CHEN Y, FINGLER J, FRASER S E. Multi-shaping technique reduces sidelobe magnitude in optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(11): 5267.
- [71] CLAYTON B W, ANNA W, JACK C T, et al. Multi-window approach enables two-fold improvement in OCT axial resolution with strong side-lobe suppression and improved phase sensitivity[J]. *Biomedical Optics Express*, 2023, 14: 6301-6316.
- [72] WANG J, WOHLBERG B, ADAMSON R B. Convolutional dictionary learning for blind deconvolution of optical coherence tomography images[J]. *Biomedical Optics Express*, 2022, 13(4): 1834-1854.
- [73] QIAO Z, HUANG Y, HAO Q. Multi-shaping sparse-continuous reconstruction for an optical coherence tomography sidelobe suppression[J]. *Optics Letters*, 2023, 48: 5679-5682.
- [74] HUANG Y, LU Z, SHAO Z, et al. Simultaneous denoising and superresolution of optical coherence tomography images based on generative adversarial network[J]. *Optics Express*, 2019, 27(9): 12289-12307.
- [75] LIANG K, LIU X, CHEN S, et al. Resolution enhancement and realistic speckle recovery with generative adversarial modeling of micro-optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2020, 11(12): 7236-7252.
- [76] DAS V, DANDAPAT S, BORA P K. Unsupervised super-resolution of OCT images using generative adversarial network for improved age-related macular degeneration diagnosis[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(15): 8746-8756.
- [77] YUAN Z, YANG D, PAN H, et al. Axial super-resolution study for optical coherence tomography images via deep learning [J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 204941-204950.
- [78] LEE W, NAM H S, SEOK J Y, et al. Deep learning-based image enhancement in optical coherence tomography by exploiting interference fringe[J]. *Communications Biology*, 2023, 6: 464.
- [79] HUBER R, WOJTKOWSKI M, FUJIMOTO J G, et al. Three-dimensional and C-mode OCT imaging with a compact, frequency swept laser source at 1 300 nm[J]. *Optics Express*, 2005, 13(26): 10523-10538.
- [80] AGUIRRE A D, SAWINSKI J, HUANG S W, et al. High speed optical coherence microscopy with autofocus adjustment and a miniaturized endoscopic imaging probe[J]. *Optics Express*, 2010, 18(5): 4222-4239.

- [81] LEXER F, HITZENBERGER C K, DREXLER W, et al. Dynamic coherent focus OCT with depth-independent transversal resolution[J]. *Journal of Modern Optics*, 1999, 46(3): 541-553.
- [82] DIVETIA A, HSIEH T H, ZHANG J, et al. Dynamically focused optical coherence tomography for endoscopic applications [J]. *Applied Physics Letters*, 2005, 86(10): 103902.
- [83] LEE K S, ZHAO H, IBRAHIM S F, et al. Three-dimensional imaging of normal skin and nonmelanoma skin cancer with cellular resolution using Gabor domain optical coherence microscopy[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(12): 126006.
- [84] STANDISH B A, LEE K K, MARIAMPILLAI A, et al. In vivo endoscopic multi-beam optical coherence tomography[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2010, 55(3): 615-622.
- [85] DING Z, REN H, ZHAO Y, et al. High-resolution optical coherence tomography over a large depth range with an axicon lens [J]. *Optics Letters*, 2002, 27(4): 243-245.
- [86] SASAKI K, KUROKAWA K, MAKITA S, et al. Extended depth of focus adaptive optics spectral domain optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(10): 2353-2370.
- [87] JANG J, LIM J, YU H, et al. Complex wavefront shaping for optimal depth-selective focusing in optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2013, 21(3): 2890-2902.
- [88] YU H, JANG J, LIM J, et al. Depth-enhanced 2-D optical coherence tomography using complex wavefront shaping[J]. *Optics Express*, 2014, 22(7): 7514-7523.
- [89] MO J, GROOT M, BOER J F. Focus-extension by depth-encoded synthetic aperture in optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2013, 21(8): 10048-10061.
- [90] MO J, GROOT M, BOER J F. Depth-encoded synthetic aperture optical coherence tomography of biological tissues with extended focal depth[J]. *Optics Express*, 2015, 23(4): 4935-4945.
- [91] SCHMITT J M. Restoration of optical coherence images of living tissue using the clean algorithm[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1998, 3(1): 66-75.
- [92] RALSTON T S, MARKS D L, KAMALABADI F, et al. Deconvolution methods for mitigation of transverse blurring in optical coherence tomography[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2005, 14(9): 1254-1264.
- [93] BOROOMAND A, SHAFIEE M J, WONG A, et al. Lateral resolution enhancement via imbricated spectral domain optical coherence tomography in a maximum-a-posterior reconstruction framework[C]//*Proceedings of SPIE*. [S.l.]: SPIE, 2015, 9312: 931240.
- [94] HILLMANN D, SPAHR H, HAIN C, et al. Aberrationfree volumetric high-speed imaging of in vivo retina[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 35209.
- [95] LEARTPRAPUN N, ADIE S. Resolution-enhanced OCT and expanded framework of information capacity and resolution in coherent imaging[J]. *Scientific Reports*, 2021, 11: 20541.
- [96] LUKOSZ W. Optical systems with resolving powers exceeding the classical limit[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 1966, 56: 1463-1472.
- [97] COX I J, SHEPPARD C J. Information capacity and resolution in an optical system[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 1986, 3: 1152-1158.
- [98] SHEPPARD C J, LARKIN K G. Information capacity and resolution in three-dimensional imaging[J]. *Optik*, 2003, 113: 548-550.
- [99] MARKS D L, RALSTON T S, BOPPART S A, et al. Inverse scattering for frequency-scanned full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 2007, 24(4): 1034-1041.
- [100] MARKS D L, DAVIS B J, BOPPART S A, et al. Partially coherent illumination in full-field interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 2009, 26(2): 376-386.
- [101] MARKS D L, RALSTON T S, CARNEY P S, et al. Inverse scattering for rotationally scanned optical coherence tomography [J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 2006, 23(10): 2433-2439.
- [102] DAVIS B J, SCHLACHTER S C, MARKS D L, et al. Nonparaxial vectorfield modeling of optical coherence tomography

- and interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Journal of the Optical Society of America A: Optics*, 2007, 24(9): 2527-2542.
- [103] SOUTH F A, LIU Y Z, XU Y, et al. Polarization-sensitive interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Applied Physics Letters*, 2015, 107(21): 211106.
- [104] SOUTH F A, LIU Y Z, CARNEY P S, et al. Computed optical interferometric imaging: Methods, achievements, and challenges[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2016, 22(3): 6800911.
- [105] AHMAD A, SHEMONSKI N D, ADIE S G, et al. Realtime in vivo computed optical interferometric tomography[J]. *Nature Photonics*, 2013, 7(6): 444-448.
- [106] YASUNO Y, SUGISAKA J, SANDO Y, et al. Non-iterative numerical method for laterally superresolving Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2006, 14(3): 1006-1020.
- [107] MOISEEV A, GELIKONOV G, TERPELOV D, et al. Digital refocusing for transverse resolution improvement in optical coherence tomography[J]. *Laser Physics Letters*, 2012, 9(11): 826-832.
- [108] YU L, RAO B, ZHANG J, et al. Improved lateral resolution in optical coherence tomography by digital focusing using two-dimensional numerical diffraction method[J]. *Optics Express*, 2007, 15(12): 7634-7641.
- [109] GREBENYUK A, FEDERICI A, RYABUKHO V, et al. Numerically focused full-field swept-source optical coherence microscopy with low spatial coherence illumination[J]. *Applied Optics*, 2014, 53(8): 1697-1708.
- [110] HILLMANN D, FRANKE G, LÜHRS C, et al. Efficient holoscopy image reconstruction[J]. *Optics Express*, 2012, 20(19): 21247-21263.
- [111] LIU G, ZHI Z, WANG R K. Digital focusing of OCT images based on scalar diffraction theory and information entropy[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(11): 2774-2783.
- [112] YUAN Z, YANG D, YANG Z, et al. Digital refocusing based on deep learning in optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2022, 13: 3005-3020.
- [113] HERMANN B, FERNÁNDEZ E J, UNTERHUBER A, et al. Adaptive-optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2004, 29: 2142-2144.
- [114] HU Z, ROLLINS A. Quasi-telecentric optical design of a microscope-compatible OCT scanner[J]. *Optics Express*, 2005, 13(17): 6407-6415.
- [115] LAROCCA F, NANKIVIL D, DUBOSE T, et al. In vivo cellular-resolution retinal imaging in infants and children using an ultracompact handheld probe[J]. *Nature Photonics*, 2016, 10(9): 580-584.
- [116] JI N, MILKIE D E, BETZIG E. Adaptive optics via pupil segmentation for high-resolution imaging in biological tissues[J]. *Nature Methods*, 2010, 7(2): 141-147.
- [117] ANDERSON T, SEGREF A, FRISKEN G, et al. 3D-spectral domain computational imaging[C]//*Proceedings of SPIE*. [S.l.]: SPIE, 2016, 9697: 96970Z.
- [118] JONNAL R S, KOCAOGLU O P, ZAWADZKI J R, et al. A review of adaptive optics optical coherence tomography: Technical advances, scientific applications, and the future[J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2016, 57(9): OCT51-OCT68.
- [119] RUECKEL M, MACK-BUCHER J A, DENK W. Adaptive wavefront correction in two-photon microscopy using coherence-gated wavefront sensing[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2006, 103(46): 17137-17142.
- [120] CUA M, WAHL D J, ZHAO Y, et al. Coherence-gated sensorless adaptive optics multiphoton retinal imaging[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 32223.
- [121] WONG K S, JIAN Y, CUA M, et al. In vivo imaging of human photoreceptor mosaic with wavefront sensorless adaptive optics optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(2): 580-590.
- [122] KUMAR A, KAMALI T, PLATZER R, et al. Anisotropic aberration correction using region of interest based digital adaptive optics in Fourier domain OCT[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(4): 1124-1134.
- [123] LIU Y Z, SHEMONSKI N D, ADIE S G, et al. Computed optical interferometric tomography for high-speed volumetric

cellular imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(9): 2988-3000.

- [124] SPAHR H, HILLMANN D, HAIN C, et al. Imaging pulse wave propagation in human retinal vessels using full-field swept-source optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2015, 40(20): 4771-4774.
- [125] FECHTIG D J, KUMAR A, GINNER L, et al. High-speed, digitally refocused retinal imaging with line-field parallel swept source OCT[C]//*Proceedings of SPIE*. [S.l.]: SPIE, 2015, 9312: 931203.
- [126] SHEMONSKI N D, SOUTH F A, LIU Y Z, et al. Computational highresolution optical imaging of the living human retina [J]. *Nature Photonics*, 2015, 9(7): 440-443.
- [127] HILLMANN D, SPAHR H, PFÄFFLE C, et al. In vivo optical imaging of physiological responses to photostimulation in human photoreceptorsp[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2016, 113(46): 13138-13143.
- [128] ZHOU K C, QIAN R, DEGAN S, et al. Optical coherence refraction tomography[J]. *Nature Photonics*, 2019, 13: 794-802.
- [129] ZHOU K C, QIAN R, FARSIU S, et al. Spectroscopic optical coherence refraction tomography[J]. *Optics Letters*, 2020, 45: 2091-2094.
- [130] HUANG Y, QIAO Z, CHEN J, et al. Full-range optical coherence refraction tomography[J]. *Optics Letters*, 2022, 47: 894-897.
- [131] ZHOU K C, MCNABB R P, QIAN R, et al. Computational 3D microscopy with optical coherence refraction tomography[J]. *Optica*, 2022, 9: 593-601.

作者简介:



乔正钰(1997-),男,博士研究生,研究方向:光学相干层析成像、数字信号与图像处理、深度学习,E-mail: 3120215296@bit.edu.cn。



黄勇(1987-),通信作者,男,副教授,博士生导师,研究方向:生物医学成像、光学相干层析成像、数字信号与图像处理,E-mail:huangyong2015@bit.edu.cn。



郝群(1968-),女,教授,博士生导师,研究方向:光电感测技术、精密光电测试技术,E-mail:qhao@bit.edu.cn。

(编辑:张黄群)