文章编号:1674-2869(2025)01-0064-11

量子光学相干层析术的研究进展

王宏伟,郝向英*,金锐博*
光学信息与模式识别湖北省重点实验室(武汉工程大学),湖北 武汉 430205

摘 要:量子光学相干层析技术(QOCT)具有高分辨率、非接触、无损检测、不受偶数阶色散影响等优点,在生物医学、材料学、精密测量等领域具有重要的应用前景。对近年来QOCT的研究进展进行了整理和归纳,主要包含3个方面:在提高分辨率方面,通过增加光源的频谱宽度来减小其时域宽度,从而使分辨率不断地获得提高;在提高成像速率方面,通过采用频域测量的方法来代替时域繁琐的扫描测量方式,大幅减少了数据采集所需时间;在伪影去除方面,通过使用新型数学算法或机器学习算法,可以显著抑制QOCT对简单样品成像过程中存在的伪影。对比分析了经典光学相干层析技术、QOCT以及量子模仿光学相干层析技术中不同方案的优缺点。结合QOCT研究的发展趋势,对今后实现更高分辨率的成像、测量更复杂的样品、高效去除伪影、开发样机等重点研究方向进行了展望,可为后续QOCT的进一步深入研究提供指导。

关键词:量子光学相干层析;光学相干层析;色散消除;研究进展
中图分类号:O431.2 **文献标识码**:A **DOI**:10.19843/j.cnki.CN42-1779/TQ.202306001

Research progress in quantum optical coherence tomography

WANG Hongwei, *HAO Xiangying**, *JIN Ruibo**
Hubei Key Laboratory of Optical Information and Pattern Recognition(Wuhan Institute of Technology), Wuhan 430205, China

Abstract: Quantum optical coherence tomography (QOCT) has the advantages of high resolution, non-contact operation, non-destructive testing, and immunity to even-order dispersion. It has prospects for broad applications in biomedicine, materials science, precision measurement, and other fields. This article summarizes the recent research progress in QOCT, which mainly includes three aspects: in terms of improving resolution, the time-domain width of the light source is reduced by increasing its spectral width, thereby continuously improving resolution; in terms of improving imaging speed, the use of frequency-domain measurement methods instead of the cumbersome time-domain scanning measurement methods significantly reduces the time required for data acquisition; in terms of artifact removal, the use of new mathematical algorithms or machine learning algorithms can significantly suppress the artifacts in the QOCT imaging of simple samples. The advantages and disadvantages of different schemes in classical optical coherence tomography (OCT), QOCT, and quantum mimetic OCT are compared and analyzed. Based on the development trend of QOCT research, this article provides prospects for key research directions such as achieving higher-resolution imaging, measuring more complex samples, efficiently removing artifacts, and developing prototypes in the future. This can provide guidance for further in-depth research on QOCT in the future.

Keywords: quantum optical coherence tomography; optical coherence tomography; dispersion cancellation; research progress

收稿日期:2023-06-04
基金项目:国家自然科学基金(12074299,11704290)
作者简介:王宏伟,硕士研究生。Email:whw8063@foxmai.com
***通信作者**:郝向英,博士,副教授。Email:xyhao.321@163.com
金锐博,博士,教授。Email:jin@wit.edu.cn
引文格式:王宏伟,郝向英,金锐博. 量子光学相干层析术的研究进展[J]. 武汉工程大学学报,2025,47(1):64-74.

光学相干层析术（optical coherence tomography，OCT）是从光学相干域反射仪（optical coherence-domain reflectometry，OCDR）发展而来的一种新型的高分辨率光学成像技术，由美国麻省理工学院（MIT）的Huang等于1991年在Science上发表的文章中首次报道[1]。与常用的医学成像技术（如X射线计算机断层扫描、磁共振成像和超声成像等）相比，OCT具有分辨率高、成本低、成像速率快、非接触、无损检测等优势，因此该技术被广泛应用于眼科（如青光眼）、牙科、皮肤科的临床诊断[2-4]，以及癌症的早期诊断和胚胎发育等生物医学研究[5-6]。此外，随着OCT的发展，该技术也被拓展到了其他领域，如精密激光加工的工业等领域[7-8]。

至今为止，OCT在实际应用中已经取得了巨大的成功。但是，由于OCT的轴向分辨率是由光源的相干长度（与光源的光谱宽度成反比）所决定的，因此当人们为了提高OCT的轴向分辨率而使用光谱更宽的光源时，介质的群速度色散会严重影响OCT的分辨率。这就使得传统OCT在一些应用中受到了限制，如在眼科成像中，视网膜结构位于具有色散的眼介质之后[9]，在对视网膜结构成像时，探测光束经过眼介质之后会被展宽，从而导致轴向分辨率下降。因此，要提高OCT的轴向分辨率，实施色散处理的方案就非常重要，深度相关的色散补偿技术主要有在光学结构中使用色散补偿元件[10]和后验数值方法[11]，但是使用这些技术的前提是必须很好地描述物体中的色散性质，以便采用合适的元件和数值方法达到色散消除的目的。然而事实上很多物体中的色散性质往往不能被很好地表征，所以这些传统的色散补偿技术的应用范围就受到了限制。

经过了近三十年的发展，量子纠缠光源逐步从实验室[12-14]走向实用化[15-17]，人们开始考虑使用量子光源来替代经典光源以实现更好的测量分辨率[18]。研究发现量子纠缠光源本身具有色散消除的特性[19-20]，正好可以解决传统OCT由于群速度色散导致的轴向分辨率下降的问题。2002年，美国波士顿大学的Teich团队首次提出了利用非经典光源进行光学相干层析成像的方案，并将其命名为量子光学相干层析（quantum optical coherence tomography，QOCT）[21]。

1　QOCT的原理及意义

1.1　QOCT的原理

图1（a，b）分别为时域OCT和QOCT成像原理的示意图[22]。如图1（a）所示，OCT的成像原理是基于1个迈克尔逊干涉仪，宽带光源发出的光被分成探测光束和参考光束，其中探测光束经过样品后被反射回来，而参考光束经过1个可移动的反射镜后也被反射回来，两束被反射回来的光发生干涉后被探测器探测，得到的干涉图是强度[$I(\tau)$]作为反射镜位移($c\tau$)的函数，其中干涉条纹的半高全宽（full width at half maximum，FWHM）表示OCT的分辨率大小。如图1（b）所示，QOCT的核心原理是Hong-Ou-Mandel（HOM）干涉仪原理，一束中心频率为ω_p的泵浦光激发1个非线性晶体（nonlinear crystal，NLC），产生1对纠缠光子，其中1个光子在光路1中传播，被平面镜反射后到达分束器（beam splitter，BS），另一个光子在光路2中传输，经被测样本反射（或散射）后到达BS，纠缠光子对在BS处会合后会发生HOM干涉，然后经BS输出端口输出，被探测器D1和D2所探测，最后在符合电路中进行符合测量。经过符合测量得到的干涉图是符合计数率[$C(\tau)$]作为反射镜位移($c\tau$)的函数，其轨迹是1个凹陷，被称为HOM dip。HOM dip的宽度表示QOCT系统分辨率的大小。

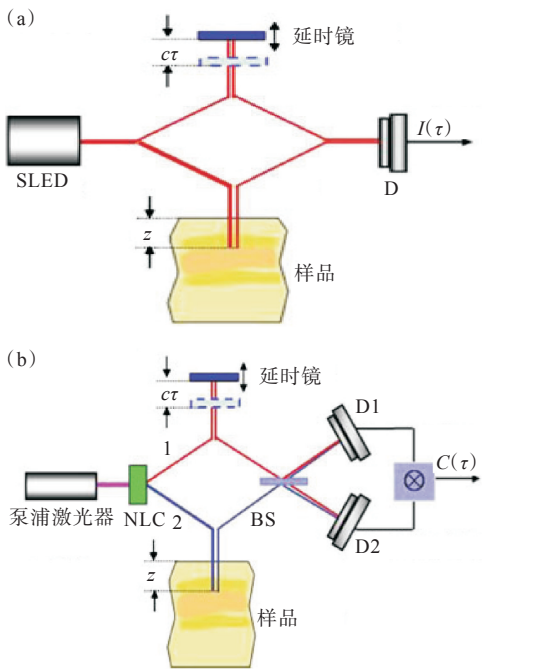

图1　时域OCT（a）和QOCT（b）成像原理示意图[22]

Fig. 1　Schematic diagrams of time-domain OCT (a) and QOCT (b)[22]

1.2　QOCT的研究意义

QOCT的研究和发展具有重要意义。QOCT是OCT的量子版本，继承了OCT分辨率高、非接触、无损测量的优点，并且由于量子光源的纠缠特

性，QOCT具有更多优势[23-25]。首先，它能够提高成像的分辨率，在相同的光谱宽度下，QOCT的轴向分辨率是OCT轴向分辨率的2倍，这种增强的分辨率可以提高测量样品内部结构厚度或深度的准确性，使得观察和测量微小结构和细节成为可能，对于生物医学和材料学等领域的研究具有重要价值。其次，QOCT对偶数阶色散不敏感，因此克服了传统OCT对色散的敏感性问题，提高了成像的准确性和稳定性。这一特点使得QOCT成为OCT的重要拓展，为疾病的早期诊断和治疗提供更精确的组织结构和功能信息。此外，QOCT的研究也推动了量子光源在光学成像领域的探索，为光学成像技术的发展带来新的突破。通过持续的深入研究和发展，QOCT有望在光学成像技术中发挥重要作用，并为生物医学和材料学等领域的科学研究和应用带来创新和进步。

2 QOCT的研究进展

QOCT的实际应用主要受到数据采集时间长和伪影的限制。数据采集时间长是因为时域QOCT（time domain QOCT，TD-QOCT）需要轴向平移参考镜来获得A扫描信号（即光强随探测深度变化的一维信号），其成像速度缓慢，不利于临床环境的应用。

所谓伪影，是指被扫描物体中并不存在但出现在成像结果中的一些条纹，反映在A扫描信号或干涉图中就是额外的峰值或凹陷。这主要是由从物体界面反射的光子之间的干涉引起的。由于伪影数量随被测物体中界面的数量呈二次方增加，因此多层对象的QOCT信号就会变得很杂乱，不利于人们获取被测物体的真正结构。

针对以上2个方面的问题，有一些研究团队继续利用量子光源进行探索，以期解决QOCT中数据采集时间长和伪影的问题；而另外一些研究团队则探索利用激光光源以实现具有QOCT优势的OCT。

2.1 QOCT的早期实验

2002年，Teich团队首次从理论上提出QOCT方案[21]。2003年，他们团队就对QOCT进行了首次实验演示[24]，其实验装置如图2(a)所示，图2(b)显示了在未加入色散介质ZnSe的情况下，对熔融二氧化硅板进行QOCT[图2(b)上半部分]与OCT[图2(b)下半部分]成像，QOCT显示的分辨率约为18.5 μm，OCT显示的分辨率约为37.0 μm；图2(c)显示了加入色散介质ZnSe后对熔融二氧化硅板分别进行QOCT[图2(c)上半部分]与OCT[图2(c)下半部分]成像，结果显示，QOCT的分辨率仍约为18.5 μm，而OCT的分辨率为92.0 μm；通过实验结果对比，不仅验证了QOCT色散消除的优势，而且还证明了在相同的光谱带宽下，QOCT的分辨率是OCT的2倍，初次从实验上证明了该技术的可行性。随后在2003—2011年间，该团队又进行了一系列实验，利用该技术测试了多种样品，如色散介质[24]和偏振敏感材料[26-28]等。特别地，2009年该团队通过三维扫描成功实现了生物样品（涂有金纳米粒子的洋葱皮组织）的三维QOCT成像[28]。此外，Teich团队在提高QOCT的轴向分辨率方面做出了进一步的尝试，他们利用啁啾极化的非线性晶体，产生800 nm波段的超宽带的频率纠缠光源，并将超导单光子探测器（superconducting single-photon detectors，SSPD）运用到HOM干涉仪中，获得了FWHM约为5.7 fs的HOM dip，该FWHM对应于0.85 μm的QOCT轴向分辨率[29-30]，比文献[24]中18.5 μm的分辨率有极大提高。随后，他们也在1 064 nm波段展示了QOCT，该波长具有容易深入生物组织的优势[31]。

2.2 具有QOCT优势的经典OCT的探索

QOCT可以实现分辨率提高和色散消除的关键在于自发参量下转换（spontaneous parametric down conversion，SPDC）过程可以产生具有非经典相位敏感互相关的信号和参考光束。然而，事实证明，经典光也可以产生相位敏感互相关信号。

2006年，Erkmen等[32]从理论上提出了一种称为相位共轭光学相干层析成像（phase conjugate OCT，PC-OCT）的技术，其原理就是利用经典光产生具有相位敏感互相关的信号光和参考光束，然后利用相位共轭将相位敏感的互相关信号转换成相位不敏感的互相关信号，该互相关信号可用标准的二阶干涉来检测，而不需要QOCT中所使用的四阶干涉。该技术结合了传统OCT和QOCT的优势，PC-OCT不仅可以实现与传统OCT相当的信噪比（signal to noise ratio，SNR），从而实现比当前QOCT可能更快的图像采集，而且也可以获得2倍轴向分辨率提高和自动消除偶数阶色散项的优势。

2009年Lavoie等[33]演示了一种完全经典的技术，其实验装置图如图3(a)所示，基于反向啁啾激光脉冲，用于产生干涉图，该项技术具有HOM干涉的优点，且具有更强的信号。研究中，他们以硼硅酸盐显微镜盖玻片作为样品，分别使用啁啾脉冲干涉术（chirped-pulse interferometry，CPI）和

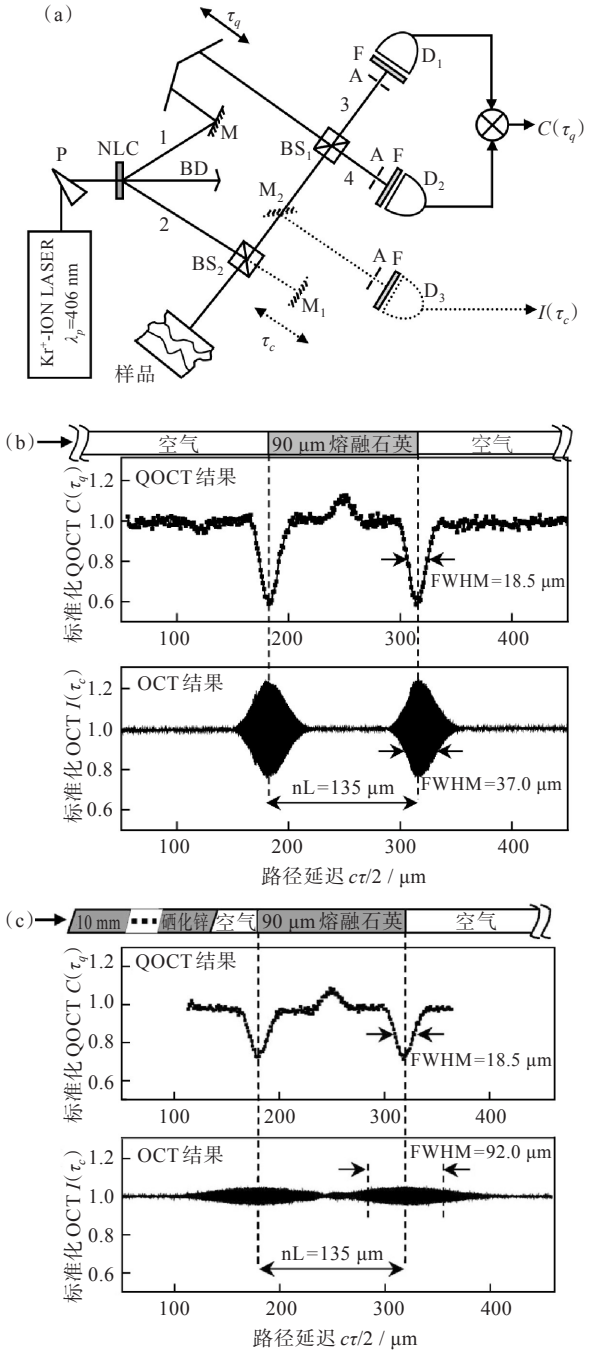

图2　QOCT的首次实验演示[24]

Fig. 2　First experimental demonstration of QOCT[24]

传统的白光干涉术(white-light interferometry，WLI)对其进行轴向轮廓测量，实验结果如图3(b)和图3(c)所示。图3(b)是未加色散介质方解石的测量结果，图3(c)是加了方解石的测量结果，可以发现，在有色散和无色散的情况下，CPI的干涉凹陷宽度均保持在20 μm左右，但是WLI的测量结果显示有色散的情况下，干涉宽度为53 μm左右，比无色散时的干涉宽度(30 μm左右)展宽了74%。由此也证明了CPI技术所具有的QOCT对色散不敏感的优势。另外，由于该技术与QOCT有很高

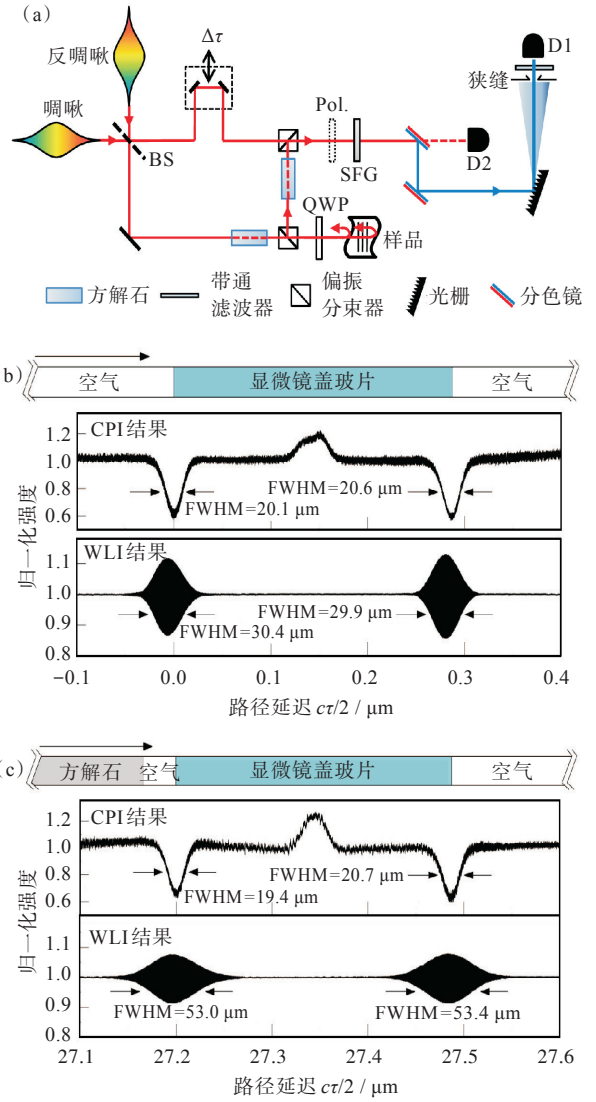

图3　啁啾脉冲干涉法测量轴向剖面的实验装置及实验结果[33]

Fig. 3　Experimental setup and results of measuring axial profile using chirped pulse interferometry [33]

的相似性，伪影也出现在基于CPI的轴向成像中，他们通过实验也证明了一种控制这些伪影的简单方法。这不仅为后续人们研究QOCT提供了一种新思路，而且对QOCT中的伪影控制具有很好的参考价值。

2010年Gouët等[34]从实验上实现了PC-OCT，验证了该技术2倍轴向分辨率提高和偶数阶色散消除的优势。此外，与QOCT中使用的符合计数相比，PC-OCT采用标准光电检测，数据采集速度更快。

2015年Ogawa等[35]基于量子力学的时间反演对称的系统方法推导出一种经典的光学干涉测量方案，该方案可以再现色散不敏感的HOM干涉图。并通过实验证明了使用此干涉测量方法可以

实现自动色散消除。结果表明,该干涉仪可以获得高可见度的干涉图,且信号转换效率高。

2016年,Ogawa等[36]基于时间分辨脉冲干涉法(time-resolved pulse interferometry, TRPI)进行了具有QOCT优势的经典OCT光学成像。他们使用变换受限的输入激光脉冲,实现了经典系统的色散消除OCT。另外还引入了一种减法来去除伪影和背景信号,通过这种方法,从实验上证明了盖玻片的色散消除、无伪影和无背景轴向成像以及硬币表面的横截面成像。但是由于TRPI需要2个正交偏振,因此该方法不能用于高双折射或偏振样品的OCT。

2021年,Kolenderska等[37]通过实验演示以及数值和分析论证,表明强度相关光谱域光学相干层析成像(intensity correlation spectral domain OCT, ICA-SD-OCT)是QOCT的真正经典等效物,更具体地说是其频域版本,它能够实现真正的2倍轴向分辨率提高。

可以看出,在利用经典光源来实现具有QOCT优势的OCT方面已经取得了不同程度的成功。将OCT、QOCT以及量子模仿QOCT中不同方案的优缺点列于表1中,方便读者直观地比较。

2.3 QOCT的近期实验

2015年,Okano等[38]实现了0.54 μm超高分辨率的双光子干涉,超过了当时OCT低相干干涉(low-coherence interference, LCI)的最高分辨率0.75 μm[39]。研究中,为了高效地生成超宽带(166 THz, λ=660~1 040 nm)频率纠缠光子对,利用精细电极模式的纳米制造技术,开发了一种一阶啁啾准相位匹配(quasi-phase-matched, QPM)钽酸锂器件。该器件采用窄带(约100 kHz)泵浦激光器,以确保双光子干涉的色散抵消。他们也建立了稳定的干涉仪装置与混合超宽带探测系统(hybrid ultra-broadband detection systems, HUBDeS)在室温下工作。此外,他们在光路中插入1 mm厚度的水来引入色散,证明了双光子干涉中的色散抵消。双光子干涉的分辨率(0.54~0.56 μm)几乎未下降,而低相干干涉的分辨率(1.5~7.8 μm)有明显的下降。空气中的0.54 μm分辨率,相当于水中的0.40 μm分辨率,是之前实现的低相干干涉分辨率0.75 μm OCT中最好的。

2020年,墨西哥国立自治大学的U'Ren等[40]提出了如何采用频域技术来突破QOCT目前存在的限制,摆脱对轴向扫描的依赖。理论和实验均表明,通过将延迟固定在特定值,同时依靠光谱分辨的符合光子计数就可以重建在传统的延迟扫描实验中获得的HOM干涉图。这个发现使数据采集所需的时间减少了数千倍,大幅改善了QOCT作为一种实用技术在生物医学中的应用前景。

2020年,Kolenderska等[41]提出了一种新的QOCT模式,其中缓慢的“时域”采集被更快的光谱检测所取代,被称为频域QOCT(fourier domain QOCT, FD-QOCT)。通过对FD-QOCT的理论分析和模拟表明,所有关于物体内部结构的信息都编码在联合频谱中,可以很容易地通过傅里叶变换检索而不需要深度扫描,因此,他们的技术可能比时域QOCT更快。此外,还通过理论模拟展示了联合频谱中可用的数据能够去除伪影,并讨论了这样做的预期算法。另外,U'Ren等也首次实现了全场量子光学相干层析(full-field QOCT, FF-QOCT)[42],其实验装置如图4(a)所示,图4(b)显示的是他们探测未印字母Ψ的样品(紫色点)和印有字母Ψ的样品(绿色点)时所获得的QOCT干涉图,获得了6 μm左右的深度分辨率。他们能够在增强型电荷耦合器件(intensified charge coupled device, ICCD)的帮助下,依靠横向分辨的HOM干涉测量,获得关于研究中样品内部结构的完整三维信息。他们的系统通过单轴扫描从而获得全场横向单光子强度,同时检测信号空闲时间延迟的每个值的孪生光子,这一能力是实现QOCT作为一种实用生物医学成像技术的重要一步。

2021年,Sukharenko等[43]从实验上实现了偏

表1 OCT、QOCT、QM-OCT的不同方案的比较

Tab. 1 Comparison of different schemes of OCT, QOCT and QM-OCT

方案	分辨率	是否有色散消除	数据采集速度	主要参考文献
TD-OCT	—	否	慢	[2,8]
FD-OCT	—	否	快	[2,8]
TD-QOCT	相同谱宽条件下,是OCT分辨率的2倍	是	慢	[21,24]
FD-QOCT	相同谱宽条件下,是OCT分辨率的2倍	是	快	[41]
PC-OCT	相同谱宽条件下,是OCT分辨率的2倍	是	快	[32,34]
CP-OCT	相同谱宽条件下,是OCT分辨率的$\sqrt{2}$倍	是	快	[33]

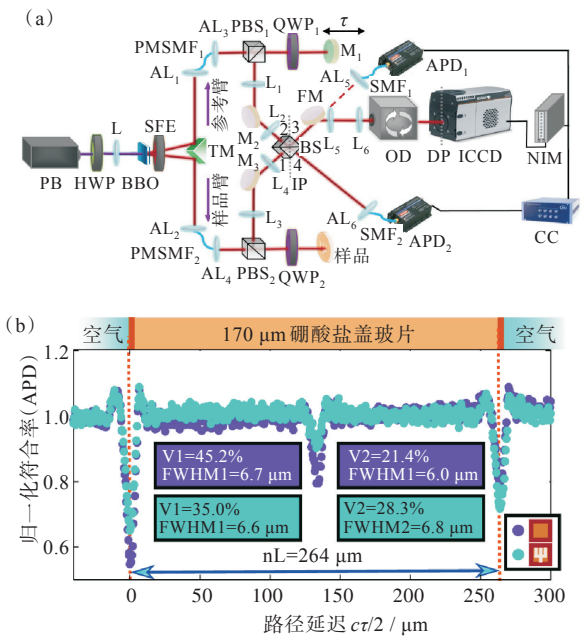

图 4　全场量子光学相干层析成像实验装置及 QOCT 干涉图[42]

Fig. 4　Full field quantum optical coherence tomography experimental device and QOCT interferogram [42]

振敏感量子光学相干层析成像(polarization sensitive QOCT，PS-QOCT)，并表明 PS-QOCT 成像技术可用于识别和表征散射和双折射。

2022 年，Hayama 等[44]实验演示了色散材料在高分辨率状态下的 QOCT 成像，其实验装置如图 5(a)所示。图 5(b)为通过 SPDC 过程得到的下转换光频谱，其 FWHM 约为 80 nm。图 5(c)为 SLD 发出的光的频谱，FWHM 约为 75 nm。图 5(d)和图 5(h)分别显示了在无色散材料的情况下获得的 OCT 和 QOCT 干涉图。OCT 干涉图的 FWHM 为(4.6±0.2) μm，这与 OCT 的分辨率相对应，并与从图 5(e)所示的理论模拟干涉图中获得的 4.1 μm 值一致。然而，QOCT 干涉图的 FWHM 为(2.2±0.1) μm，这对应于 QOCT 的分辨率，并且与从图 5(i)中所示的理论模拟干涉图获得的 1.9 μm 的值非常一致。可以看到 QOCT 干涉图的 FWHM 几乎是 OCT 干涉图的 1/2，这是 QOCT 的特征之一。图 5(f)显示了厚度为 1 mm 的 ZnSe 窗口插入光路时的 OCT 干涉图，可以看到，由于 ZnSe 窗口的群速度色散，干涉条纹变得更宽，导致 OCT 干涉图的 FWHM 变为(63.0±2.0) μm，是未加色散窗口 ZnSe 的 13 倍多。然而，即使插入 ZnSe 窗口，QOCT 干涉图仍保持(3.1±0.2) μm 的窄 FWHM，如图 5(j)所示。通过实验结果的对比，不仅验证了 QOCT 色散消除

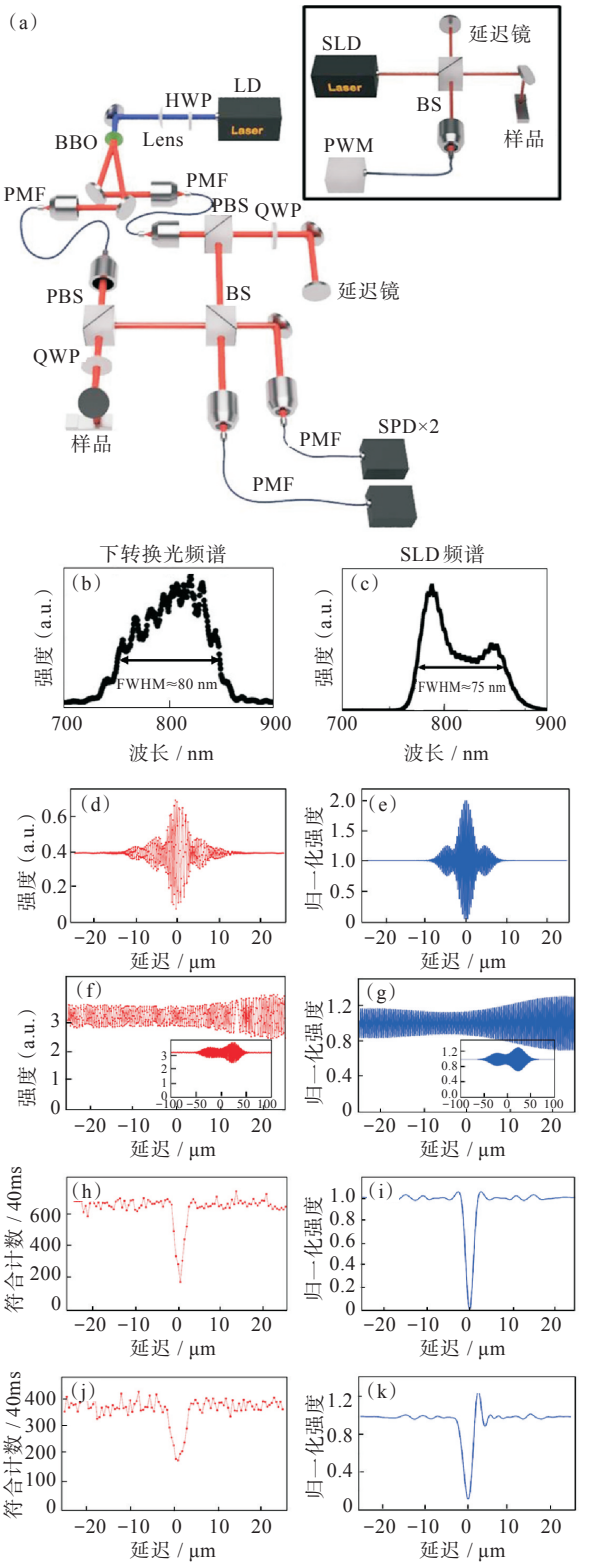

图 5　利用 QOCT 对色散样品进行高分辨率成像的实验装置及结果[44]

Fig. 5　Experimental setup and results of high-resolution imaging of dispersive samples using quantum optical coherence tomography [44]

的优势，而且还实现了 2.5 μm 的深度分辨率，这是目前 QOCT 成像的最高值。

2.4 QOCT中的伪影去除算法

在时域QOCT和频域QOCT中，都存在伪影问题。特别是多层对象的QOCT信号会变得很杂乱，不利于人们获取被测物体的真正结构。因此伪影的去除方案非常重要。

在时域QOCT的早期研究中，就已经提出了消除伪影的潜在策略[21]，注意到泵浦光中心频率的轻微变化会导致产生的A扫描或干涉图中的伪影从峰值转变为凹陷，反之亦然。Abouraddy等[21]通过对多个泵浦光频率的干涉图进行平均，可以完全去除伪影。2019年，Graciano等[45]通过使用光谱宽带光源作为泵浦，从实验上证明了这一点。

对于频域QOCT，也有一些去除伪影的方案被相继提出。如2020年，Kolenderska等[46]提出了2种算法来减少FD-QOCT中的伪影，如图6所示。第1种算法是复平均算法，如图6(a-e)所示，首先是从联合频谱中提取最中心的一部分对角线进行堆叠形成1个对角线堆栈[图6(a)]，直接对该堆栈的中心行谱[图6(b)]进行傅里叶变换得到图6(d)所示的A扫描，可以看出，编号1、2、3表示的物体结构峰完全被淹没在伪影中；对对角线堆栈先进行平均得到复平均光谱[图6(c)]，然后对复平均谱进行傅里叶变换得到如图6(e)所示的A扫描，可以看出，其中的伪影明显被抑制。第2种算法是二维傅里叶变换算法，其直接对联合频谱进行二维傅里叶变换，然后再提取其对角线。从图6(g)所示的结果可以看出，这种方法比第1种算法对伪影的抑制效果更加明显。第1种方法是FD-QOCT的经典对应物ICA-SD-OCT中伪影去除算法的再现。二维傅里叶变换算法是一种新的方法，他们通过理论计算证明，在变换的对角线上确实可以获取无伪影的A扫描，而且如果在复平均算法中使用了足够多数量的联合频谱对角线，这两种方法是等效的。他们还提供了数学表达式，可以计算伪影将被完全抑制的层的最小厚度。

2021年，在伪影去除算法的研究中，Maliszewski等[47]提出在FD-QOCT中结合使用机器学习的算法来去除伪影，他们给出了基于VGG16架构的模型的初步结果，并将其与分析算法进行了比较，其结果如图7所示。在没有色散的情况下，他们模拟了4种不同厚度的双层物体，在第1种情况下[图7(a-d)]层的厚度为17 μm，在第2种情况下[图7(e-h)]为10 μm，第3种情况下[图7(i-l)]为4 μm，而在第4种情况下[图7(m-p)]为2.8 μm。其中图7(b、f、j、n)采用平均算法，图7(c、g、k、o)采用二维傅里叶变换算法，图7(d、h、l、p)则是机器学习算法，可以看出，除了图7(c)中显示的用二维傅里叶变换算法在最厚物体的情况下获得了相对成功的伪影去除效果外，前两种分析算法在其他情况下均未能检索到无伪影的A扫描，而机器学习算法却在前3种情况下均成功地去除了伪影，如图7(d、h、l)所示(红线表示机器学

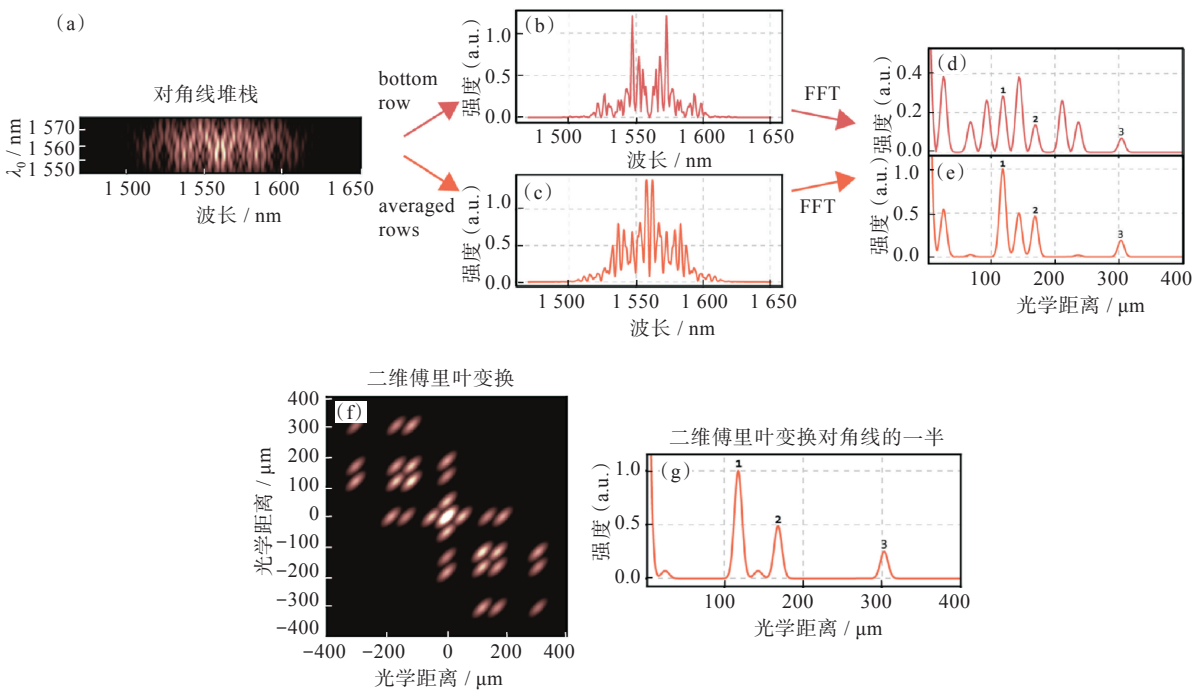

图6 两种伪影去除算法的结果对比[46]

Fig. 6 Comparison of results between two artifacts removal algorithms [46]

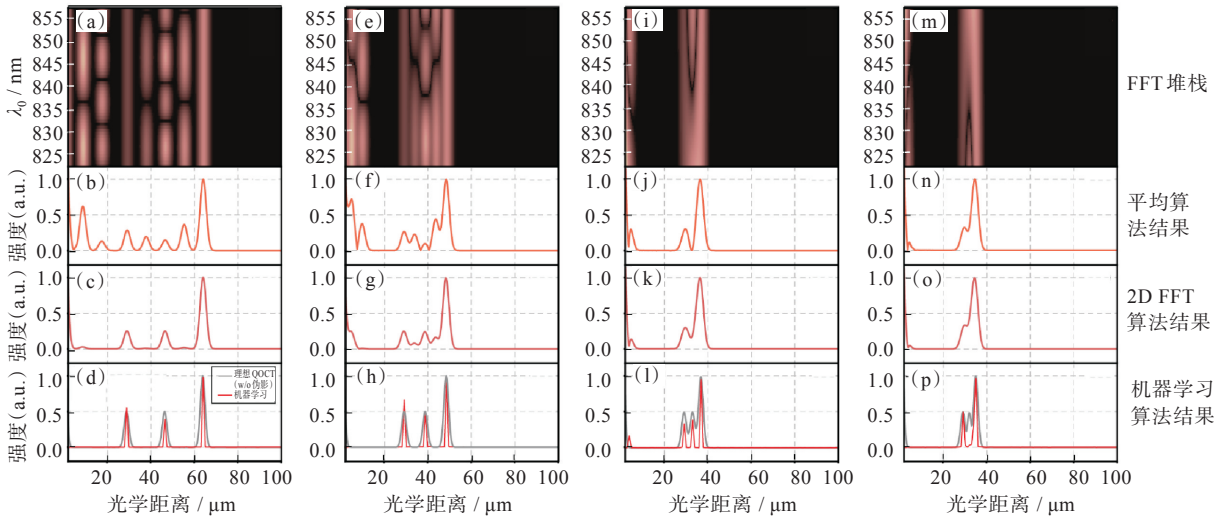

图7　不同伪影去除算法的结果对比[47]

Fig. 7　Comparison of results of different artifact removal algorithms [47]

习算法预测的结果，灰线表示理想的无伪影的QOCT信号），由此可见，机器学习优于先前提出的分析算法；然而，机器学习算法未能在最薄物体的情况下成功去除伪影，因此表明虽然该算法优于前两种分析算法，但是仍然不完善，这就需要更深入地去探索研究。另外，他们在计算机生成的数据上表明，与分析算法相比，训练后的神经网络需要更少的输入数据，就能获得更好的结果。

2.5　QOCT的其他探索

2022年，Liu等[48]定量分析了量子涨落引起的噪声对FD-QOCT的影响，并提出通过深度学习方法来抑制这种影响。他们的仿真表明，这可能会严重降低检测的准确性，但是可以通过深度学习模型来消除。他们的结果将促进类似的QOCT技术在实际场景中的应用。

在国内，2022年，厦门大学的Chen等提出了一种实现量子干涉双光子激发光谱的可行方案[49]。这有望推动全场光学相干层析技术和三维成像的新应用。此外，Chen等还提出了量子维纳-辛钦定理（quantum wiener-khinchin theorem，QWKT）[50]，这也是一种扩展的维纳-辛钦定理[51]，他们将该方法应用于频域量子光学相干层析成像，检测透明样品中的厚度引起的光学延迟，结果表明该方法在测量精度和捕获时间方面有着与传统HOM干涉方案相当的优势。

2022年，U'Ren等[52]从实验上展示了量子光学相干显微镜（quantum optical coherence microscopy，QOCM）技术，并在代表性样品上进行了测试，包括合成样品（2个表面刻有字母φ和ψ的厚度为174 μm的铜涂层盖玻片）和金属涂层生物样品（铜涂层的洋葱组织和银涂层的蜻蜓翅膀）。他们的结果有望推动QOCT的实际应用（如临床应用）。

3　结语与展望

本文首先介绍了QOCT的基本原理和研究意义，并与传统OCT进行了对比。随后，对QOCT的进展进行了综述，包括以下方面：（1）QOCT最初的方案及其进展，包括如何增大纠缠光源的谱宽进而提高测量的分辨率，以及如何利用偏振敏感特性进而提高分辨率；（2）利用经典技术模仿QOCT的方法，包括相位共轭OCT技术和啁啾脉冲干涉技术；（3）频域QOCT技术，提高成像速度和分辨率；（4）伪影消除技术，包括基于机器学习和二维傅里叶变换的技术，这些技术能够有效减小或消除成像中的伪影，并提高成像质量；（5）QOCT技术在生物样品和材料样品测量中的应用。

这些进展推动了量子光源在光学成像领域的探索，为光学成像技术的发展带来了新的突破。然而，目前QOCT面临一些挑战，包括但不限于：（1）技术复杂性。QOCT技术相对复杂，需要更高水平的实验和理论技术支持。解决这一挑战需要不断改进和优化技术，简化操作流程。（2）仪器成本。当前QOCT的仪器成本相对较高，限制了其在实际应用中的推广和普及。发展更经济实用的QOCT设备将是一个重要的目标。（3）实时成像速度。对于某些应用，如动态观察和实时成像，QOCT的成像速度仍然需要进一步提高，以满足实际需求。

展望未来，该技术可能有以下几个发展方向：

（1）在分辨率方面，根据最新报道，QOCT的

深度分辨率是2.5 μm。随着人类社会的发展与科技的进步,我们期待可以获得更高的分辨率来满足更精确、更清晰的成像需求。

(2)在探测样品方面,值得探索。前人的成果所探测样品基本都局限在结构比较简单的固体样品,而且他们的研究成果表明,该技术在观察水样方面比传统的OCT技术更具有潜在优势,因此用该技术去探测不同种类的更复杂的样品很有实际意义。

(3)在伪影去除方面,阻碍该技术实际应用的一个重要因素是伪影问题,目前也有相关的报道提出了一些伪影去除的方法,但是仍然不够完善,不能解决复杂结构的样品的伪影问题,因此,如何高效去除伪影是一个非常重要的研究方向。

(4)在实际应用方面,目前该技术仍处于实验室阶段,基于该技术开发一些相关的样机,注重产学研相结合将更有利于其发挥潜在优势。

未来期待利用量子光源独特的优势来弥补OCT的不足,并在生物医学、临床医学等领域广泛应用该技术。通过持续的深入研究和发展,QOCT有望在光学成像技术中发挥重要作用,并为生物医学和材料学等领域的科学研究和应用带来创新和进步。这将推动相关领域的科学发展,为人们的生活和健康带来积极影响。

参考文献

[1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography [J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.

[2] 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.

[3] BREZINSKI M E. Optical coherence tomography: principles and applications [M]. Burlington, Mass.: Elsevier, 2006.

[4] SCHMITT J M. Optical coherence tomography (OCT): a review [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 1999, 5(4): 1205-1215.

[5] GABRIELE M L, WOLLSTEIN G, ISHIKAWA H, et al. Optical coherence tomography: history, current status, and laboratory work [J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2011, 52(5): 2425-2436.

[6] ZYSK A M, NGUYEN F T, OLDENBURG A L, et al. Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside [J]. Journal of Biomedical Optics, 2007, 12(5): 051403.

[7] WEBSTER P J L, MULLER M S, FRASER J M. High speed in situ depth profiling of ultrafast micromachining [J]. Optics Express, 2007, 15(23): 14967-14972.

[8] TOMLINS P H, WANG R K. Theory, developments and applications of optical coherence tomography [J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2005, 38(15): 2519-2535.

[9] HITZENBERGER C K, BAUMGARTNER A, DREXLER W, et al. Dispersion effects in partial coherence interferometry: implications for intraocular ranging [J]. Journal of Biomedical Optics, 1999, 4(1): 144-151.

[10] SMITH E D J, ZVYAGIN A V, SAMPSON D D. Real-time dispersion compensation in scanning interferometry [J]. Optics Letters, 2002, 27(22): 1998-2000.

[11] FERCHER A F, HITZENBERGER C K, STICKER M, et al. Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2001, 9(12): 610-615.

[12] KWIAT P G, MATTLE K, WEINFURTER H, et al. New high-intensity source of polarization-entangled photon pairs [J]. Physical Review Letters, 1995, 75(24): 4337-4341.

[13] KWIAT P G, WAKS E, WHITE A G, et al. Ultrabright source of polarization-entangled photons [J]. Physical Review A, 1999, 60(2): R773-R776.

[14] JIN R B, SHIMIZU R, WAKUI K, et al. Widely tunable single photon source with high purity at telecom wavelength [J]. Optics Express, 2013, 21(9): 10659-10666.

[15] YIN J, CAO Y, LI Y H, et al. Satellite-based entanglement distribution over 1 200 kilometers [J]. Science, 2017, 356(6343): 1140-1144.

[16] ZHONG H S, WANG H, DENG Y H, et al. Quantum computational advantage using photons [J]. Science, 2020, 370(6523): 1460-1463.

[17] CAI N, CAI W H, WANG S, et al. Broadband-laser-diode pumped periodically poled potassium titanyl phosphate-Sagnac polarization-entangled photon source [J]. Journal of the Optical Society of America B, 2022, 39(1): 77-82.

[18] ANWAR A, PERUMANGATT C, STEINLECHNER F, et al. Entangled photon-pair sources based on three-wave mixing in bulk crystals [J]. Review of Scientific Instruments, 2021, 92(4): 041101.

[19] FRANSON J D. Nonlocal cancellation of dispersion [J]. Physical Review A, 1992, 45(5): 3126-3132.

[20] OKANO M, OKAMOTO R, TANAKA A, et al. Dispersion cancellation in high-resolution two-photon interference [J]. Physical Review A, 2013, 88(4): 043845.

[21] ABOURADDY A F, NASR M B, SALEH B E A, et al. Quantum-optical coherence tomography with dispersion cancellation [J]. Physical Review A, 2002, 65(5): 053817.

[22] TEICH M C, SALEH B E A, WONG F N C, et al. Variations on the theme of quantum optical coherence tomography: a review [J]. Quantum Information Processing, 2012, 11(4): 903-923.

[23] HONG C K, OU Z Y, MANDEL L. Measurement of subpicosecond time intervals between two photons by interference [J]. Physical Review Letters, 1987, 59(18): 2044-2046.

[24] NASR M B, SALEH B E A, SERGIENKO A V, et al. Demonstration of dispersion-canceled quantum-optical coherence tomography [J]. Physical Review Letters, 2003, 91(8): 083601.

[25] NASR M B, SALEH B E A, SERGIENKO A V, et al. Dispersion-cancelled and dispersion-sensitive quantum optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2004, 12(7): 1353-1362.

[26] BOOTH M C, DI GIUSEPPE G, SALEH B E A, et al. Polarization-sensitive quantum-optical coherence tomography [J]. Physical Review A, 2004, 69(4): 043815.

[27] BOOTH M C, SALEH B E A, TEICH M C. Polarization-sensitive quantum optical coherence tomography: experiment [J]. Optics Communications, 2011, 284(10/11): 2542-2549.

[28] NASR M B, GOODE D P, NGUYEN N, et al. Quantum optical coherence tomography of a biological sample [J]. Optics Communications, 2009, 282(6): 1154-1159.

[29] CARRASCO S, TORRES J P, TORNER L, et al. Enhancing the axial resolution of quantum optical coherence tomography by chirped quasi-phase matching [J]. Optics Letters, 2004, 29(20): 2429-2431.

[30] NASR M B, MINAEVA O, GOLTSMAN G N, et al. Submicron axial resolution in an ultrabroadband two-photon interferometer using superconducting single-photon detectors [J]. Optics Express, 2008, 16(19): 15104-15108.

[31] MOHAN N, MINAEVA O, GOLTSMAN G N, et al. Ultrabroadband coherence-domain imaging using parametric downconversion and superconducting single-photon detectors at 1 064 nm [J]. Applied Optics, 2009, 48(20): 4009-4017.

[32] ERKMEN B I, SHAPIRO J H. Phase-conjugate optical coherence tomography [J]. Physical Review A, 2006, 74(4): 041601.

[33] LAVOIE J, KALTENBAEK R, RESCH K J. Quantum-optical coherence tomography with classical light [J]. Optics Express, 2009, 17(5): 3818-3826.

[34] LE GOUËT J, VENKATRAMAN D, WONG F N C, et al. Experimental realization of phase-conjugate optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2010, 35(7): 1001-1003.

[35] OGAWA K, TAMATE S, NAKANISHI T, et al. Classical realization of dispersion cancellation by time-reversal method [J]. Physical Review A, 2015, 91(1): 013846.

[36] OGAWA K, KITANO M. Classical realization of dispersion-canceled, artifact-free, and background-free optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2016, 24(8): 8280-8289.

[37] KOLENDERSKA S M, KOLENDERSKI P. Intensity correlation OCT: a true classical equivalent of quantum OCT able to achieve up to 2-fold resolution improvement in standard OCT images [J]. arXiv preprint arXiv: 2101.04826, 2021, 1-11.

[38] OKANO M, LIM H H, OKAMOTO R, et al. 0.54 μm resolution two-photon interference with dispersion cancellation for quantum optical coherence tomography [J]. Scientific Reports, 2015, 5: 18042.

[39] POVAZAY B, BIZHEVA K, UNTERHUBER A, et al. Submicrometer axial resolution optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2002, 27(20): 1800-1802.

[40] YEPIZ-GRACIANO P, MARTÍNEZ A M A, LOPEZ-MAGO D, et al. Spectrally resolved Hong-Ou-Mandel interferometry for quantum-optical coherence tomography [J]. Photonics Research, 2020, 8(6): 1023-1034.

[41] KOLENDERSKA S M, VANHOLSBEECK F, KOLENDERSKI P. Fourier domain quantum optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2020, 28(20): 29576-29589.

[42] IBARRA-BORJA Z, SEVILLA-GUTIÉRREZ C, RAMÍREZ-ALARCÓN R, et al. Experimental demonstration of full-field quantum optical coherence tomography [J]. Photonics Research, 2020, 8(1): 51-56.

[43] SUKHARENKO V, BIKORIMANA S, DORSINVILLE R. Birefringence and scattering characterization using polarization sensitive quantum optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2021, 46

(12):2799-2802.

[44] HAYAMA K, CAO B, OKAMOTO R, et al. High-depth-resolution imaging of dispersive samples using quantum optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2022, 47(19): 4949-4952.

[45] GRACIANO P Y, MARTÍNEZ A M A, LOPEZ-MAGO D, et al. Interference effects in quantum-optical coherence tomography using spectrally engineered photon pairs [J]. Scientific Reports, 2019, 9: 8954.

[46] KOLENDERSKA S M, SZKULMOWSKI M. Artefact-removal algorithms for Fourier domain quantum optical coherence tomography [J]. Scientific Reports, 2021, 11: 18585.

[47] MALISZEWSKI K A, KOLENDERSKA S M. Artefact removal for quantum optical coherence tomography using machine learning [C]// IZATT J A, FUJIMOTO J G. Proceedings of SPIE 11630. Optical Coherence Tomography and Coherence Domain Optical Methods in Biomedicine XXV. [S.l.]: SPIE, 2021, 1163012: 1-9.

[48] LIU T T, SUN Y F, ZHANG X D. Denoising of Fourier domain quantum optical coherence tomography spectrums based on deep-learning methods [J]. Optics Continuum, 2022, 1(4): 705-717.

[49] CHEN Y Y, LEÓN-MONTIEL R D J, CHEN L X. Quantum interferometric two-photon excitation spectroscopy [J]. New Journal of Physics, 2022, 24(11): 113014.

[50] CHEN Y Y, CHEN L X. Quantum Wiener-Khinchin theorem for spectral-domain optical coherence tomography [J]. Physical Review Applied, 2022, 18(1): 014077.

[51] JIN R B, SHIMIZU R. Extended Wiener-Khinchin theorem for quantum spectral analysis [J]. Optica, 2018, 5(2): 93-98.

[52] YEPIZ-GRACIANO P, IBARRA-BORJA Z, RAMÍREZ ALARCÓN R, et al. Quantum optical coherence microscopy for bioimaging applications [J]. Physical Review Applied, 2022, 18(3): 034060.

本文编辑:苗 变