

# 并行谱域光学相干层析成像技术的研究进展

沈毅, 陈志彦, 邱建榕, 丁志华\*

浙江大学光电科学与工程学院, 现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027

**摘要** 介绍了并行谱域光学相干层析成像(PSD-OCT)技术,重点报道了丁志华课题组在 PSD-OCT 的方法与系统研制方面取得的研究进展,包括基于全局优化的大视场 PSD-OCT 系统、基于复干涉信号与相位信息的真伪缺陷识别方法及基于空间光谱编码与重叠数据互相关算法的运动伪影校正方法。利用所建立的 PSD-OCT 系统,可实现玻璃表面及内部缺陷的检测,避免伪缺陷的误判。通过引入空间光谱编码单元,该系统还可校正非受控运动。

**关键词** 生物光学; 光学相干层析成像; 并行探测; 缺陷检测; 运动校正

**中图分类号** TN247

**文献标识码** A

**doi:** 10.3788/CJL201845.0207004

## Research Progress on Parallel Spectral Domain Optical Coherence Tomography Technology

Shen Yi, Chen Zhiyan, Qiu Jianrong, Ding Zhihua

State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, College of Optical Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

**Abstract** Parallel spectral domain optical coherence tomography (PSD-OCT) technology is introduced. Research progresses on the method and system development of PSD-OCT in Zhihua Ding's group are mainly reported, which includes the wide-field PSD-OCT system based on global optimization, the discrimination method for real and fake defects based on the complex interference signal and phase information, and the approach for correcting motion artifacts based on the spatial-spectral encoding and overlapped data correlation algorithm. The established PSD-OCT system can be used to identify the surface and internal defects of glass, which avoids the misjudgment of fake defects. With the introduction of spatial-spectral encoding units, this system can also be used to correct uncontrolled motions.

**Key words** biotechnology; optical coherence tomography; parallel detection; defect inspection; motion correction

**OCIS codes** 170.4500; 230.0040; 220.4830

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)技术是一种高分辨、无损、非侵入的光学三维成像技术,不仅能满足眼科<sup>[1]</sup>、胃肠科<sup>[2]</sup>、心脏科<sup>[3]</sup>等医学领域对生物组织三维结构的成像需求,而且能满足诸如透镜间距<sup>[4]</sup>、印刷电路板<sup>[5]</sup>、药物外涂层<sup>[6]</sup>、半导体晶片<sup>[7]</sup>、光学薄膜膜厚<sup>[8]</sup>等工业领域的检测需求。OCT 应用领域的拓展,对成像速度提出了越来越高的要求。

最初发展的时域 OCT 技术,通过改变参考臂的光程,逐点提取来自样品不同深度处的干涉信号,其轴向扫描(A-Scan)频率受机械扫描器件的惯性限制,一般难以超过 1 kHz。此后发展的傅里叶域 OCT 技术(包括谱域 OCT 和扫频 OCT),则无需参考臂的光程扫描,能同时获取样品不同深度处的干涉光谱信息,并通过干涉光谱信号重建整个轴向量程范围内的信息,其成像速度因轴向并行探测而得到显著提高。Potsaid 等<sup>[9]</sup>基于互补金属氧化物半

收稿日期: 2017-08-11; 收到修改稿日期: 2017-09-19

基金项目: 国家 863 计划(2015AA020515)、国家自然科学基金(61335003,61327007,11404285,61475143)、中国博士后科学基金(2016M601935)

作者简介: 沈毅(1984—),男,博士后,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: yi\_shen@zju.edu.cn

\* 通讯联系人。E-mail: zh\_ding@zju.edu.cn

导体(CMOS)线阵相机报道了谱域 OCT 系统中 312 kHz 的 A-Scan 频率。需要指出,谱域 OCT 系统的成像速度因线阵相机的有限行频而存在瓶颈。不同于谱域 OCT 系统,扫频 OCT 系统基于光源的扫频实现干涉光谱的探测,其 A-Scan 频率由光源的扫频速率决定。基于傅里叶域锁模技术的扫频光源已实现了数兆赫兹的 A-Scan 频率<sup>[10]</sup>。但是,常规的扫频光源往往存在相位稳定性差的问题,并不适用于功能 OCT 中。相比而言,谱域 OCT 系统在相位稳定性方面具有优势。

类似于轴向的并行探测,横向并行探测也是提高 OCT 成像速度的一种重要途径。选用面阵相机作为光谱探测单元的并行谱域 OCT 技术,能在线照明方式下实现整个横向扫描(B-Scan)信号的并行探测,有望突破传统谱域 OCT 系统的速度瓶颈。Barrick 等<sup>[11]</sup>选用丹麦 NKT 公司的超连续谱光源作为宽带光源,并结合高速 CMOS 相机,实现了 1024 kHz 的等效 A-Scan 频率。横向并行探测面临的主要挑战是相邻 A-Scan 之间的串号问题。不过,在信噪比要求不高的生物成像应用或串号不显著的工业检测应用中,横向并行技术将是最佳选择。例如, Kumar 等<sup>[12]</sup>报道了超高轴向分辨率(125 nm)的并行谱域 OCT 系统在微纳颗粒三维形貌测量方面的应用。Huang 等<sup>[13]</sup>报道了基于空间载频技术的全量程并行谱域 OCT 系统,实现了 36 dB 的复共轭抑制率。

丁志华课题组的并行谱域 OCT 技术研究始于 2012 年。针对玻璃制造领域中尺寸玻璃在线实时检测的快速成像需求,丁志华课题组研制了迄今最大视场的并行谱域 OCT 系统<sup>[14]</sup>。丁志华课题组所搭建的并行 OCT 系统之间的视场参数为 35 mm,远大于国际上其他课题组的视场<sup>[11-12,15-16]</sup>。该系统相比激光扫描检测<sup>[17]</sup>和摩尔干涉检测<sup>[18]</sup>方法,不仅具备纵深方向的高分辨能力,对小缺陷的检测灵敏度也较高。此外,在生产玻璃的非实验室工作环境中,灰尘等伪缺陷会不可避免地干扰表面缺陷的确定。为此,Chen 等<sup>[19]</sup>发展了一种基于复干涉信号与相位信息的真伪表面缺陷的识别方法。另外,成像过程中样品的非受控运动(如随机抖动、生命活动)往往不可避免,由此导致的运动伪影会影响后续的定量分析。尽管提高成像速度可以缓解该影响,但在大视场成像中运动伪影仍相当严重。为拓宽并行谱域 OCT 系统在非稳定环境下的应用范围,Chen 等<sup>[20]</sup>发展了一种基于重叠数据互相关

(ODC)算法的运动伪影校正方法。该方法类似于追踪法<sup>[21]</sup>,但无需运动反馈与校正装置。与基于相邻数据互相关(CDC)算法<sup>[22]</sup>的补偿法相比,该方法无需满足样品平滑性与采样高密度的要求,具有明显优势。

本文介绍了并行谱域光学相干层析成像(OCT)技术,重点报道了丁志华课题组在并行谱域 OCT 的方法与系统研制方面取得的研究进展。

## 2 基于全局优化的大视场并行谱域 OCT 系统

研制的大视场并行谱域 OCT 的系统如图 1 所示,其中 SLD 代表超辐射发光二极管,L 代表球面透镜,CL 代表柱面透镜,NPBS 代表偏振无光 50/50 分束器,ND 代表中性密度滤光片。宽带 SLD 光源(中心波长为 860 nm,光谱半峰全宽为 45 nm,最大输出光功率为 11 mW)输出的光经准直镜准直后,再通过柱面透镜(CL1)变换为柱面光波,该柱面光波再经由偏振无关分束器(50/50)分为参考光和样品光。样品光以线聚焦的方式照射待测样品,配合电动机机械平移载物台完成对待测样品的大范围扫描。参考光则通过柱面透镜(CL2)重新变换为球面波后通过聚焦透镜(L2)以点聚焦的形式照射在平面反射镜上。从样品臂和参考臂返回的样品光和参考光,在分束器处重新会合并发生干涉,再经由自制光栅光谱仪色散分光后形成干涉光谱,由 1312 pixel×1082 pixel 的 CMOS 面阵相机所探测。最后,将探测信号输入计算机进行去固定噪声与直流项、光谱重采样、光谱整形等后续处理,重建出 OCT 图像。

该系统采用了全局优化的光学设计<sup>[13]</sup>,可保证横向视场 35 mm 范围内高质量的 OCT,空气中最大成像深度为 8 mm,最大等效 A-Scan 频率为 116.9 kHz。利用该大视场并行谱域 OCT 系统对玻璃样品进行了三维成像,典型结果如图 2 所示,缺陷区域由红色圆圈圈出。图 2(a)所示为一块尺寸为 29.8 mm×15 mm×2.1 mm 的玻璃样品,从图 2(b)截面图中可以清楚地看到样品上表面附近的一颗固体杂质,以及由该杂质引起的玻璃表面的形变。图 2(c)和图 2(d)所示分别为一块尺寸为 26 mm×15 mm×2.1 mm 的玻璃样品的三维图像和截面图像,从两幅图中都可以看到数个玻璃内部的杂质。经过测量,在检测到的杂质颗粒中,最大的颗粒尺寸为 480 μm×200 μm×200 μm,最小的尺寸为

100  $\mu\text{m} \times 600 \mu\text{m} \times 150 \mu\text{m}$ 。图 2(e)和图 2(f)所示分别为

样品的三维图像和截面图像,可以看到,内部含有一个尺寸为 280  $\mu\text{m} \times 80 \mu\text{m} \times 220 \mu\text{m}$  的气泡。

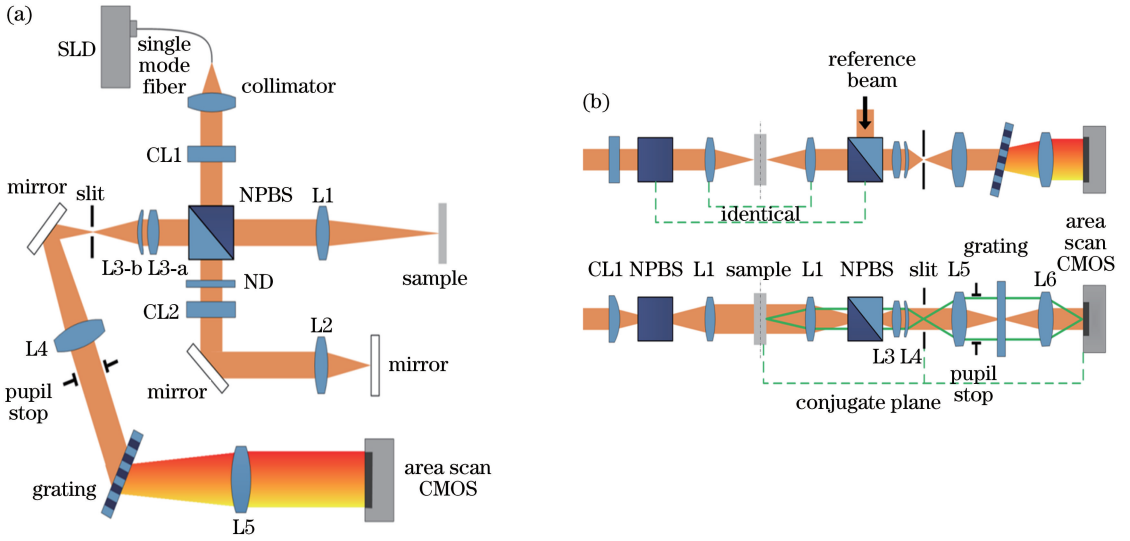


图 1 大视场并行谱域 OCT 系统的示意图。(a)俯视图;(b)侧视图

Fig. 1 Schematic of wide-field parallel spectral domain OCT system. (a) Top view; (b) side view

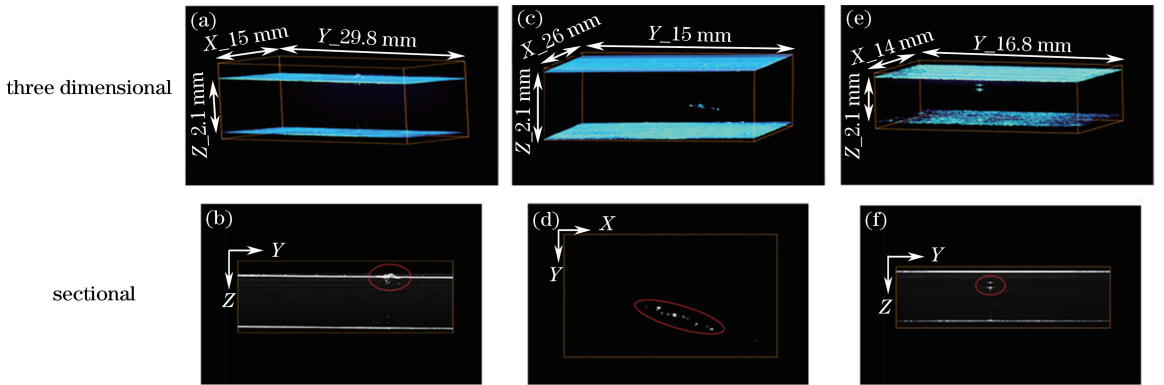


图 2 玻璃样品的 OCT 图像。(a)(b)带有表面缺陷的样品;(c)(d)带有内部缺陷的样品;(e)(f)带有气泡缺陷的样品

Fig. 2 OCT images of glass samples. (a)(b) Sample with surface defects; (c)(d) sample with internal defects; (e)(f) sample with bubble defects

### 3 基于复干涉信号与相位信息的真伪表面缺陷识别方法

通常情况下,玻璃生产线上不会安装灰尘防控系统,灰尘、昆虫等颗粒状物体因其形态与玻璃缺陷相似而容易造成缺陷的误判。灰尘、昆虫等伪缺陷仅附着于玻璃表面,不会导致玻璃表面的变形,而真缺陷往往会造成玻璃表面微形貌的变化。据此提出了一种基于复干涉信号与相位信息的玻璃表面真伪缺陷的识别方法。

首先,确定可疑缺陷的边界。由于表面可疑缺陷的存在,玻璃界面由理想的单一反射界面变成了

复合反射界面。为判断界面是否存在缺陷,定义界面处轴向信号的复数差异为

$$\Delta C(y) = \sum_{n'} |i(z_{n'}, y) - \mathbf{R}(z_{n'}, y)| \quad (1)$$

式中  $i(z_{n'}, y)$  和  $\mathbf{R}(z_{n'}, y)$  分别为并行谱域 OCT 系统所获得的界面处轴向信号和理想单一界面的轴向信号,  $z_{n'}$  和  $y$  分别代表轴向和横向位置,  $n'$  为轴向像素位置。依据该差异的大小便可判断该位置是否存在缺陷,进而划定可疑缺陷的边界。

然后,基于相位信息构建玻璃表面的形貌图。虽然缺陷周围玻璃的微形貌变化往往小于系统的轴向分辨率,但对应的界面相位变化足够大。为此,利用界面反射信号的相位信息来构建玻璃表面的形貌。最后,综合利用可疑缺陷的边界图和玻璃表面

的形貌图确定真伪缺陷。

利用上述大视场并行谱域 OCT 系统,首先对表面同时存在灰尘和嵌入缺陷的平板玻璃进行 OCT。系统物镜选用消色差双胶合物镜,焦距为 100 mm,对应的横向分辨率为  $15.6 \mu\text{m}$ 。结果如图 3 所示,不难发现:在嵌入缺陷的周围,玻璃表面存在高度约为 100 nm 的凸起,而在灰尘颗粒的周围,玻璃表面没有明显形变。图 3(c)~(e) 给出了嵌入缺陷(直径约为  $200 \mu\text{m}$ )的光学显微镜图和相

衬显微镜图。可靠性统计实验结果如图 4 所示。不同大小的灰尘颗粒和嵌入缺陷被分组作为测试样品,测试结果通过区域划分图像和形貌变化图像重叠的方式展示。从图 4 可以看出,可疑缺陷全部被辨别为伪缺陷;当缺陷尺寸大于  $100 \mu\text{m}$  时,可以实现约 100% 的检出率;当缺陷尺寸介于  $50 \sim 100 \mu\text{m}$  时,检出率下降至 87.5% (16 颗检出 14 颗);而当缺陷尺寸小于  $50 \mu\text{m}$  时,检出率为 57.1% (14 颗检出 8 颗)。

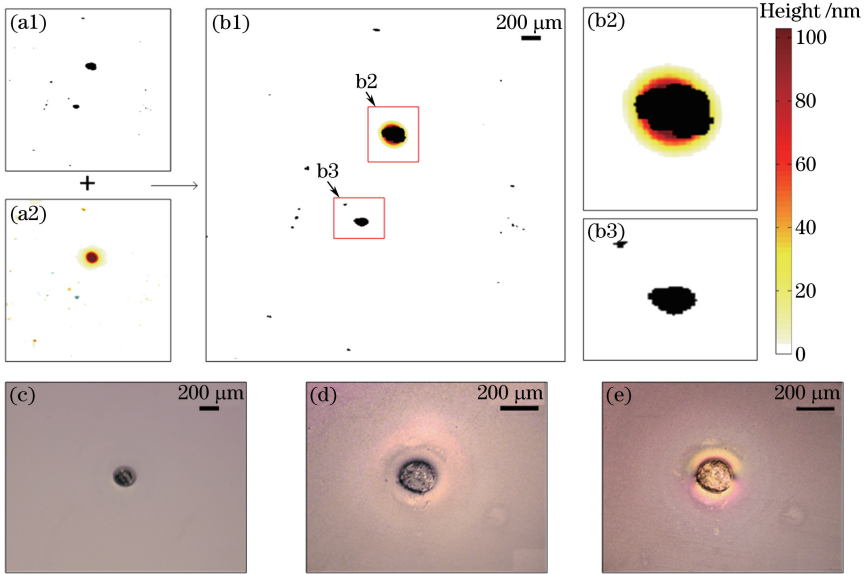


图 3 (a1)基于轴向界面信号划分的缺陷区域;(a2)基于界面信号相位信息的玻璃表面微形貌;  
(b1)图 3(a1)与图 3(a2)的重叠图像;(b2)(b3)图 3(b1)的局部放大图像;(c)嵌入缺陷的低倍率显微图像;  
(d)嵌入缺陷的高倍率显微图像;(e) 嵌入缺陷的相衬显微图像

Fig. 3 (a1) Divided defect region based on axial interface signal; (a2) glass surface micromorphology based on phase information from interface signal; (b1) overlapped image of Fig. 3(a1) and Fig. 3(a2); (b2)(b3) local amplification of Fig. 3(b1); (c) low-magnification microscopic image with defects; (d) high-magnification microscopic image with defects; (e) phase-contrast microscopic image with defects

#### 4 基于重叠数据互相关算法的运动伪影校正方法

为了解决 OCT 大视场成像中的运动伪影问题,基于上述大视场并行谱域 OCT 系统,通过增设光谱色散模块,建立了空间光谱编码的并行谱域 OCT 系统,并结合 ODC 算法实现运动伪影的校正。

图 5 所示为光谱编码并行谱域 OCT 系统的示意图,该系统包括一个超连续谱光源、一个光谱色散模块和一个并行谱域 OCT 模块,其中 KEP 为刀口棱镜。光源输出的宽带光由色散模块变换为空间光谱编码光束,该光束通过并行 OCT 模块的样品臂,聚焦到样品上形成近似矩形的照明区域,长边沿  $y$

轴,即并行成像的方向,短边沿  $x$  轴方向。在样品坐标系中, $x$  轴的不同坐标位置被编码于不同的波数上,每个位置对应两个波数,且两个波数之和约为中心波数的两倍。空间光谱编码保证了在相邻的两步扫描中,所采集图像包含了重叠位置的样品信息;且由于位置信息编码在了光谱域上,通过光谱域上的滤波选取出相应的位置,可以在相邻两幅图像中选取出完全重叠的位置;在相邻两步扫描中,重叠的位置编码在不同的光谱段,因此不存在信息冗余,避免了重复采样,大大减少了数据采集量。

提出的 ODC 算法分为两步:1)对相邻的两幅图像,通过光谱域上的滤波选取出对应于重叠位置的部分,使得两幅图像具有相同的结构;2)以前一幅图像为参考图像,计算后一幅图像的运动错移量,并



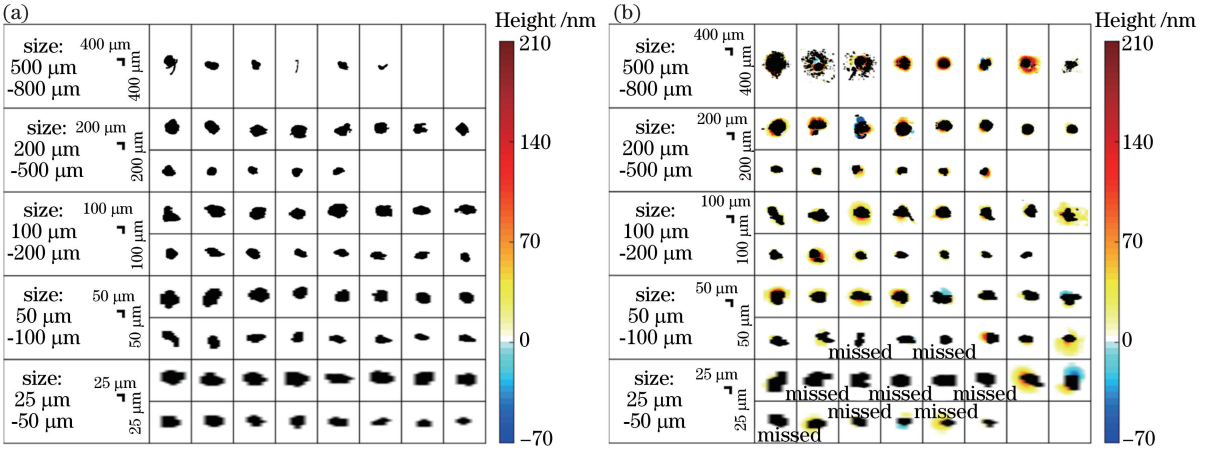


图 4 针对 67 颗不同物质的重叠图像,真伪缺陷辨别能力的统计测试结果。

(a) 灰尘颗粒(直径 25~800  $\mu\text{m}$ );(b) 嵌入杂质(直径 25~1200  $\mu\text{m}$ )

Fig. 4 Statistical test results of distinguishment of real and fake defects for overlapped images of 67 different media.

(a) Dust particles with sizes of 25-800  $\mu\text{m}$ ; (b) embedded defects with sizes of 25-1200  $\mu\text{m}$

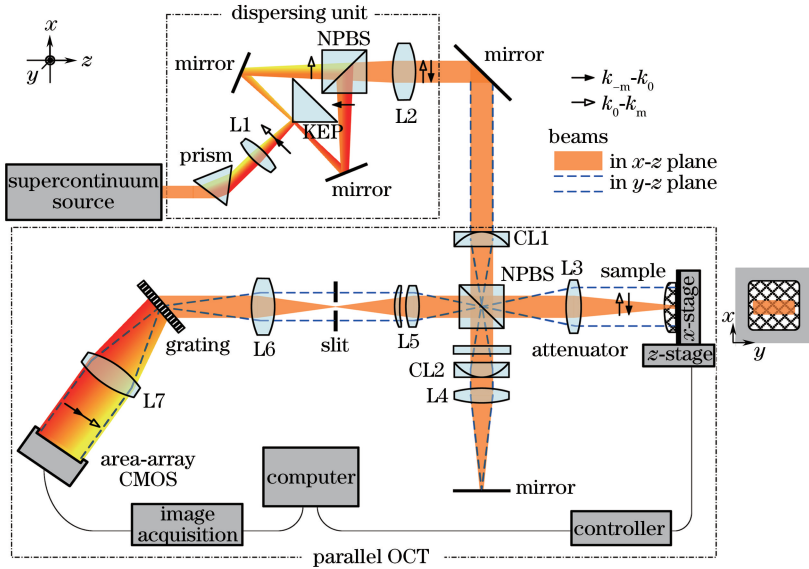


图 5 光谱编码并行谱域 OCT 系统示意图

Fig. 5 Schematic of spectrally encoded parallel spectral domain OCT system

在后一幅图像中补偿相应的错移量。总的 OCT 图像的运动伪影表现为整体像素错移和全局相位抖动两部分。图像的像素错移和相位抖动将各自以 ODC 算法进行校正,校正的流程如图 6 所示,其中  $x$  为扫描位置坐标, $n$  为扫描步数, $I$  为复数编码光谱, $H'$  和  $H''$  为滤波器, $\mathcal{F}_k$  为光谱波数  $k$  的傅里叶变换。

OCT 图像的像素错移  $\delta z(y)$  可以通过求取错移图像和参考图像互相关的最大值来得到。以相邻的第  $n-1$  和第  $n$  步扫描为例,两者在  $z$  轴方向的互相关的计算公式为

$$\Delta z_n(y) = \arg \max_{\zeta} \left| \frac{\sum_z R_n''(z - \zeta, y) R_{n-1}'^*(z, y)}{\sqrt{\sum_z |R_n''(z - \zeta, y)|^2} \sqrt{\sum_z |R_{n-1}'(z, y)|^2}} \right|, \quad (2)$$

式中  $R_{n-1}'(z, y)$  和  $R_n''(z, y)$  分别为两步扫描中完全重叠的区域,  $R_{n-1}'^*(z, y)$  为  $R_{n-1}'(z, y)$  的复共轭。

在校正完图像的像素错移之后,残留的  $z$  方向错移  $\delta z(y)$  就表现为相位抖动。 $z$  方向的相位抖动可以根据混合互相关算法来求取,即

$$\Delta \hat{\Phi}_n(y) = 2k_0 \delta z_n(y) = \text{angle} \left\{ \sum_z [r_n^{(1)} r_{n-1}^{(2)*} + r_{n-1}^{(3)*} r_n^{(4)}] \right\}, \quad (3)$$

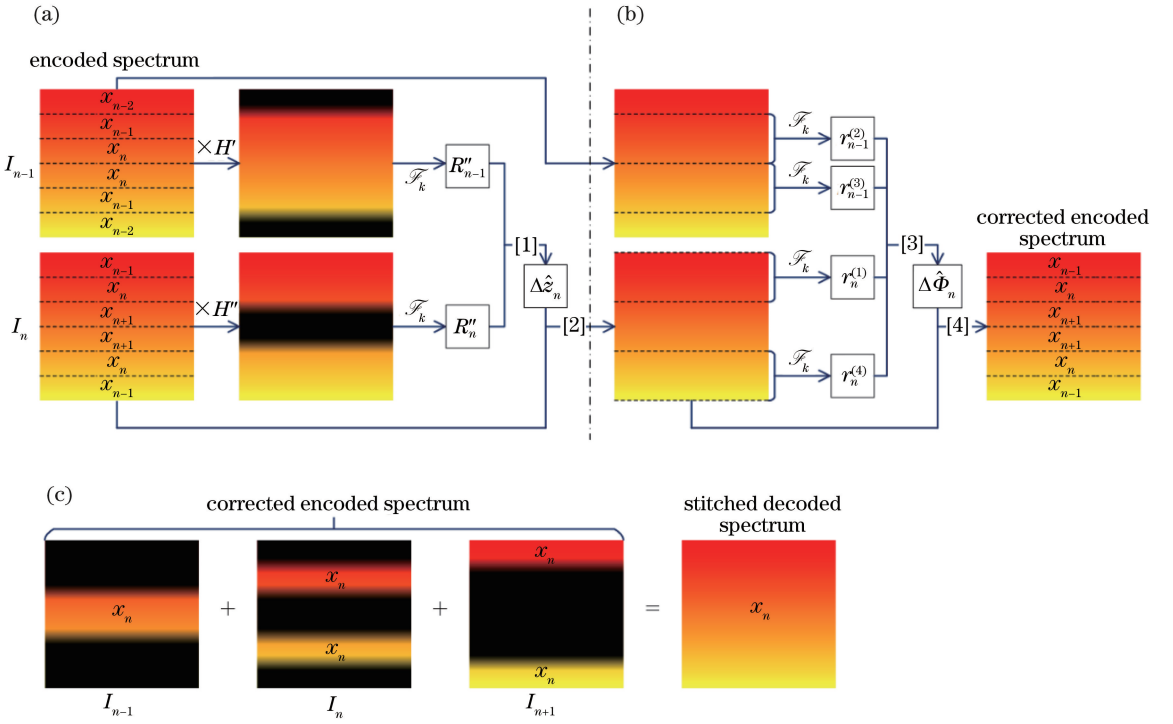


图 6 ODC 算法流程。(a)整体像素错移校正;(b)全局相位抖动校正;(c)光谱拼接

Fig. 6 Flow chart of ODC algorithm. (a) Correction for bulk pixel shifts; (b) correction for global phase fluctuations; (c) spectral stitching

式中互相关的四个部分来自参考图像和校正后图像的光谱,分别定义为

$$r_n^{(1)}(z, y) = \mathcal{F}_k \{ I_n(k, y); k \in [k_{-3}, k_{-1}] \}, \quad (4)$$

$$r_{n-1}^{(2)}(z, y) = \mathcal{F}_k \{ I_{n-1}(k, y); k \in [k_{-2}, k_0] \}, \quad (5)$$

$$r_{n-1}^{(3)}(z, y) = \mathcal{F}_k \{ I_{n-1}(k, y); k \in [k_0, k_2] \}, \quad (6)$$

$$r_n^{(4)}(z, y) = \mathcal{F}_k \{ I_n(k, y); k \in [k_1, k_3] \}, \quad (7)$$

式中  $k$  为光谱波数,  $k_i (i = -2, -1, 0, 1, 2, 3)$  为不同部分的光谱波数值。

经过运动伪影校正后,还需要对编码的干涉光谱进行解码,才能重建出与未编码前相同的轴向分辨率。因此,干涉光谱的解码过程实际就是干涉光谱拼接的过程,来自三幅编码 B-scan 光谱的三个对

应于同一分辨单元的光谱部分被拼接在一起,形成了完整的解码干涉光谱。

如图 7 所示,相对于传统的 CDC 算法,ODC 算法中像素错移和相位抖动的校正是依次分步进行的。另外,ODC 算法还需引入额外的光谱拼接步骤,因此相较于 CDC 算法将需要更多的计算时间。为了定量比较两种算法的运行时间,基于 CDC 和 ODC 算法的 B-scan 重建程序被分别运行了 500 次,并取平均值。从图 7 可以看出,CDC 算法的运行时间为 196.6 ms,ODC 算法的运行时间为 346.6 ms,ODC 算法的运行耗时仅增加了约 76%。

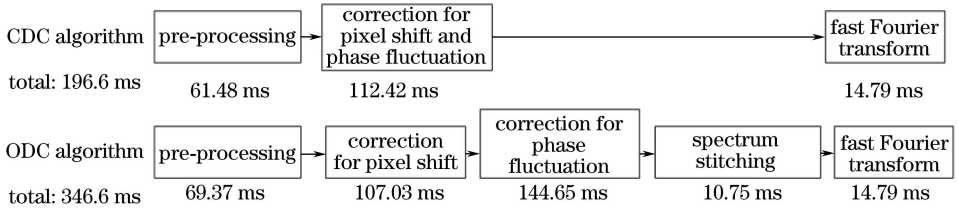


图 7 CDC 和 ODC 算法的流程图和运行时间对比

Fig. 7 Flow charts and processing time contrast of CDC and ODC algorithm

为验证运动校正的可行性,以 USAF1951 标准分辨率测试靶作为样品,其  $z$  向运动通过电动平移台引入,样品依照预设轨迹逐步运动。如图 8 所示,

经过校正后,分辨率测试靶的图像是平直的,表面的镀线清晰可分辨,ODC 算法估测的运动轨迹与预设的运动轨迹非常接近,可以证明 ODC 算法的有效

性。从图 8(c1)~(c4)可以看到:校正前,分辨率测试靶的表面相位图无法还原样品真实的表面形貌;在经过传统 CDC 算法校正后的表面相位图中,分辨率测试靶的镀线基本可以辨认出来,但总体上重构

的形貌出现了很多跳变和局部不连续的现象。相比之下,经过 ODC 算法校正后的表面相位图更接近真实的情况,说明 ODC 算法在运动伪影的校正方面比 CDC 算法更有效。

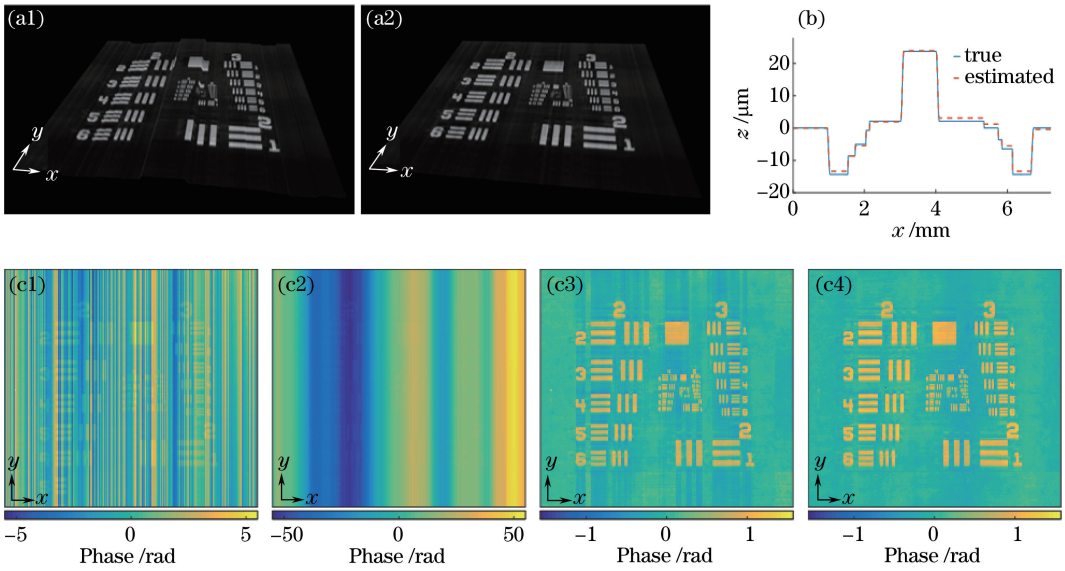


图 8 分辨率测试靶样品的运动伪影校正结果。(a1)未经校正获得的 OCT 三维图像;(a2)经过 ODC 算法校正后重建的 OCT 三维图像;(b)预先设定与 ODC 算法估测的运动轨迹;(c1)校正前的表面相位图;(c2)解卷绕后的表面相位图;(c3)经 CDC 算法校正后的表面相位图;(c4)经 ODC 算法校正后的表面相位图

Fig. 8 Motion artifact correction results of resolution test target samples. (a1) Uncorrected three-dimensional OCT images; (a2) corrected three-dimensional OCT images by ODC algorithm; (b) pre-set and ODC- algorithm-estimated motion trajectories; (c1) uncorrected surface phase map; (c2) unwrapped surface phase map; (c3) CDC-algorithm-corrected surface phase map; (c4) ODC-algorithm-corrected surface phase map

为了进一步直观评价 ODC 算法校正运动伪影的有效性,选定具有丰富内部结构细节的新鲜叶子作为实验样品。如图 9 所示,成像区域约为  $8\text{ mm} \times 12\text{ mm}$ 。图 9(a1)所示为带有运动伪影的 OCT 三维图像,图中出现了两个类似叶脉的结构。在整个成像过程中,施加的  $z$  向运动轨迹如图 9(a1)中的

蓝线所示。图 9(c)所示为对应的叶子照片,可以发现,其中一条是真实的叶脉,以实心箭头标出,而另一条是由运动伪影造成的虚假结构,以空心箭头标出。另外,运动伪影还包括局部的变形和模糊,也由空心箭头标出。如图 9(a2)、(a3)所示,俯视的 ( $x$ - $y$  平面)高度投影图和侧视的 ( $x$ - $z$  平面)灰度投影图

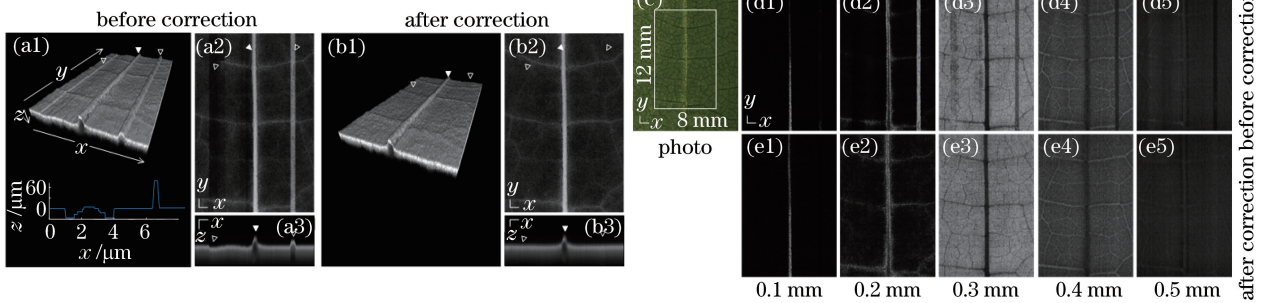


图 9 新鲜叶子 OCT 的运动伪影校正。(a1)(b1)带有运动伪影的 OCT 三维图像;(a2)(b2)俯视投影图;(a3)(b3)侧视投影图;(c)对应的叶子照片;(d1)~(d5)校正前的图像;(e1)~(e5)校正后的图像

Fig. 9 Motion artifact correction of OCT images of fresh leaves. (a1)(b1) Three-dimensional OCT images with motion artifacts; (a2)(b2) top view of projection; (a3)(b3) side view of projection; (c) corresponding leaf images; (d1)-(d5) uncorrected images; (e1)-(e5) corrected images

可以更清楚地反映这些伪影。图 9(b1)、(b2)、(b3) 所示分别为与图 9(a1)、(a2)、(a3) 对应的经过 ODC 算法校正后的图像。可以发现,所有的运动伪影都被正确校正,样品的真实结构得到重建。校正前后的效果对比可以在 5 幅深度分别为 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 mm 的轴向剖面图中更清楚地看到。图 9(d1)~(d5) 所示为校正前的结果,运动伪影造成的虚假结果和模糊在这些剖面图中清晰可见,伪影处的图像质量也明显下降。图 9(e1)~(e5) 所示为校正后的结果,可以看出,图像质量得到明显提升,显示出的样品结构也和照片中的结构完全吻合,证明了运动伪影校正的有效性和图像重建的正确性。

## 5 结束语

基于研制的能并行获取样品纵截面信息的大视场并行谱域 OCT 系统,可成功检出玻璃内部及表面的缺陷,并能确定缺陷的位置、区分缺陷的类型。

在横向分辨率为  $15.6 \mu\text{m}$  的前提下,对于尺寸大于  $100 \mu\text{m}$  的真伪缺陷,发展的基于 OCT 复解析信号的辨别玻璃表面真伪缺陷的方法具有非常高的鉴别率。

研制的可以实现运动伪影校正的并行谱域 OCT 系统及相应的校正算法在大视场并行谱域 OCT 系统的基础上,增加了空间光谱编码单元,以矩形照明代替线照明实现了多行的并行成像,提出的 ODC 算法可准确地校正运动伪影。实验结果表明,相比于传统的 CDC 算法,改进后的 ODC 算法具有更高的准确性和更广泛的适用性。

## 参 考 文 献

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

[2] Kobayashi K, Izatt J A, Kulkarni M D, *et al.* High-resolution cross-sectional imaging of the gastrointestinal tract using optical coherence tomography: preliminary results[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 1998, 47(6): 515-523.

[3] Jang I K, Tearney G, Bouma B. Visualization of tissue prolapse between coronary stent struts by optical coherence tomography[J]. *Circulation*, 2001, 104(22): 2754-2754.

[4] Shen Y, Ding Z, Yan Y, *et al.* Extended range phase-sensitive swept source interferometer for real-time dimensional metrology[J]. *Optics Communications*, 2014, 318: 88-94.

[5] Alarousu E, Alsaggaf A, Jabbour G E. Online monitoring of printed electronics by spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Scientific Reports*, 2013, 3: 1562.

[6] Markl D, Ziegler J, Hanneschläger G, *et al.* Real-time data processing for in-line monitoring of a pharmaceutical coating process by optical coherence tomography[C]. *SPIE*, 2014, 9129: 91290M.

[7] Choi W J, Jung S P, Shin J G, *et al.* Characterization of wet pad surface in chemical mechanical polishing (CMP) process with full-field optical coherence tomography (FF-OCT)[J]. *Optics Express*, 2011, 19(14): 13343-13350.

[8] Shen Y, Chen Z, Bao W, *et al.* Amplified phase measurement of thin-film thickness by swept-source spectral interferometry[J]. *Optics Communications*, 2015, 355: 562-566.

[9] Potsaid B, Gorczynska I, Srinivasan V J, *et al.* Ultrahigh speed spectral/Fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70000 to 312500 axial scans per second[J]. *Optics Express*, 2008, 16 (19): 15149-15169.

[10] Wieser W, Biedermann B R, Klein T, *et al.* Multi-megahertz OCT: high quality 3D imaging at 20 million A-scans and 4.5 GVoxels per second[J]. *Optics Express*, 2010, 18(14): 14685-14704.

[11] Barrick J, Doblaz A, Gardner M R, *et al.* High-speed and high-sensitivity parallel spectral-domain optical coherence tomography using a supercontinuum light source[J]. *Optics Letters*, 2016, 41 (24): 5620-5623.

[12] Kumar M, Islam M N, Terry F L, *et al.* High resolution line scan interferometer for solder ball inspection using a visible supercontinuum source[J]. *Optics Express*, 2010, 18(21): 22471-22484.

[13] Huang B, Bu P, Wang X, *et al.* Full-range parallel Fourier-domain optical coherence tomography using a spatial carrier frequency[J]. *Applied Optics*, 2013, 52(5): 958-965.

[14] Chen Z, Zhao C, Shen Y, *et al.* Ultrawide-field parallel spectral domain optical coherence tomography for nondestructive inspection of glass[J]. *Optics Communications*, 2015, 341: 122-130.

[15] Grajciar B, Pircher M, Fercher A, *et al.* Parallel Fourier domain optical coherence tomography for *in vivo* measurement of the human eye[J]. *Optics Express*, 2005, 13(4): 1131-7.

[16] Fechtig D J, Schmoll T, Grajciar B, *et al.* Line-field parallel swept source interferometric imaging at up to 1 MHz [J]. *Optics Letters*, 2014, 39(18): 5333-5336.



- [17] Holmes J D. Inspection of float glass using a novel retroreflective laser scanning system[C]. SPIE, 1997, 3131: 180-190.
- [18] Liu H G, Chen Y P, Peng X Q, *et al.* A classification method of glass defect based on multiresolution and information fusion[J]. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2011, 56(9/10/11/12): 1079-1090.
- [19] Chen Z, Shen Y, Bao W, *et al.* Identification of surface defects on glass by parallel spectral domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2015, 23(18): 23634-23646.
- [20] Chen Z, Shen Y, Bao W, *et al.* Motion correction using overlapped data correlation based on a spatial-spectral encoded parallel optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2017, 25(6): 7069-7083.
- [21] Pircher M, Baumann B, Goetzinger E, *et al.* Simultaneous SLO/OCT imaging of the human retina with axial eye motion correction[J]. Optics Express, 2007, 15(25): 16922-16932.
- [22] Lee J, Srinivasan V, Radhakrishnan H, *et al.* Motion correction for phase-resolved dynamic optical coherence tomography imaging of rodent cerebral cortex[J]. Optics Express, 2011, 19(22): 21258-21270.