

基于互相关运算的扫频光学相干层析成像 延时校正算法

卢宇^{1,2}, 李中梁^{1,2}, 南楠¹, 步扬^{1,2}, 陈艳^{1,2}, 王瑄^{1,2}, 王向朝^{1,2}

¹中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800;

²中国科学院大学, 北京 100049

摘要 提出了一种扫频光学相干层析成像 k -clock 延时校正算法, 该算法基于互相关运算, 能够有效校正光源自带 k -clock 信号的延时。由于扫频光源的不稳定性、同步触发硬件的精度不足以及外界环境影响, 扫频光源自带的 k -clock 信号在重采样干涉信号时很可能与干涉信号之间有一个不确定的延时, 导致系统分辨率下降。通过实验获得一个标准 k -clock 信号, 然后利用互相关运算计算出需要校正的 k -clock 信号的延时。由计算出的延时, 将 k -clock 信号进行左右移动从而对其进行校正, 再利用三次样条插值获得波数域等间隔的干涉信号。实验结果表明, 该算法平均运行时间为 0.18 s, 能够将系统分辨率提高 18.2%, 改善系统性能。

关键词 医用光学; 相干光学; 扫频光学相干层析成像; 互相关运算; 延时校正; 分辨率

中图分类号 TH744

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201744.0607001

A Delay Correction Algorithm for Swept Source Optical Coherence Tomography Based on Cross Correlation Operation

Lu Yu^{1,2}, Li Zhongliang^{1,2}, Nan Nan¹, Bu Yang^{1,2}, Chen Yan^{1,2},

Wang Xuan^{1,2}, Wang Xiangzhao^{1,2}

¹Laboratory of Information Optics and Opto-Electronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract A new algorithm of k -clock delay correction for swept source optical coherence tomography is proposed. The algorithm is based on cross correlation operation and can effectively correct the delay of the swept source k -clock signal. Due to the instability of the swept source and the external environment, as well as lack of precision of the synchronous trigger hardware, the k -clock signal of the swept source may have an uncertain delay with the interference signal when resampling the interference signal, resulting in decreased system resolution. A standard k -clock signal is acquired by experiments, and then the delay of the k -clock signal is calculated using the cross correlation operation. According to the calculated delay, the k -clock signal is shifted left or right to correct the difference with the standard k -clock, and then the corrected k -clock signal is used to resample the interference signal at evenly wavenumber domain interval. The experimental results show that the system performance is improved. The average running time of the algorithm is 0.18 s, and the resolution of the system is improved by 18.2%.

Key words medical optics; coherence optics; swept source optical coherence tomography; cross correlation operation; delay correction; resolution

OCIS codes 170.4500; 030.1640; 110.3010; 070.2025

收稿日期: 2017-01-09; **收到修改稿日期:** 2017-02-17

基金项目: 上海市科学技术委员会创新行动计划项目(15441905600)、广西高校光电信息处理重点实验室开放基金资助项目(KFJJ2016-04)

作者简介: 卢宇(1991—), 男, 博士研究生, 主要从事光学相干层析成像方面的研究。E-mail: luyu1991@siom.ac.cn

导师简介: 王向朝(1957—), 男, 博士, 研究员, 博士生导师, 主要从事信息光电子技术方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn(通信联系人)

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)^[1]是一种基于低相干干涉的光学成像技术,其通过探测被测样品内部的背向散射光,可以实时、在体、非侵入地获取毫米级别深度范围内的层析结构图像。从上世纪末开始,OCT技术便广泛应用于临床医疗^[2-4]、工艺品检测^[5-6]、工业质量监控^[7-8]等领域。谱域 OCT(SD-OCT)^[9]是从第一代时域 OCT 技术发展而来的第二代 OCT 技术,其实现方式分为两种,一种是基于宽带光源的 SD-OCT,另一种是基于扫频光源的 SD-OCT^[10]。

基于扫频光源的 SD-OCT 又称为扫频光学相干层析成像(SS-OCT)^[10],与传统的时域光学相干层析成像相比,SS-OCT 具有成像速度快和灵敏度高的优点^[10-12]。分辨率是衡量 OCT 系统的重要指标,在 OCT 系统中,分辨率包括横向分辨率和纵向分辨率^[13]。横向分辨率一般由系统样品臂聚焦光束光斑直径大小决定,纵向分辨率主要由光源中心波长和光源光谱形状、光谱带宽决定。在 SS-OCT 系统中,光源发出的光不是波数域(即 k 域)等间隔的,根据 SD-OCT 理论,样品深度方向的空间信息与光波数是傅里叶变换对,因此必须对干涉信号在 k 域进行重采样以获得在 k 域等间隔的干涉信号。目前大多数商用的扫频光源都集成了 k 时钟(k -clock),理想情况下,利用该 k -clock 作为时钟对干涉信号进行重采样便能得到 k 域等间隔的干涉信号。然而,受限于扫频光源的稳定性及同步触发硬件的精度,以及受到外部器件和外界工作环境温度、环境震动等干扰^[14-15],在重采样干涉信号时, k -clock 信号的起始点很可能与干涉信号之间有一个不确定的延时,从而导致干涉信号没有在 k 域严格等间隔采样,造成系统分辨率下降。

目前市场上部分的商业扫频光源自带了可以调节 k -clock 延时的功能,如 Santec 公司 HSL 系列光源。但是这种延时校正功能是针对干涉信号在光纤和同轴电缆中传播时间与 k -clock 在同轴电缆中传播时间不一致设计的。使用者利用生产厂商提供的参考公式计算出两者的时间差后,通过软件设置 k -clock 延时时间进行校正。这种校正是一次性的,在设定好之后一般不再更改,因此没有从根本上消除外界环境因素以及扫频光源不稳定性等引起的 k -clock 时钟不确定延时问题。针对 k -clock 与干涉信号之间不确定延时造成系统分辨率下降的问题,陈效杰等^[15]提出了一种延时自动校正算法,该算法通过平均峰值法和平均半峰全宽(FWHM)法,对 k -clock 信号进行粗调、微调、精调,最终得到使系统分辨率最高的 k -clock 起始点。这种方法在调节时需对 k -clock 进行滤波、希尔伯特变换、坐标旋转数字计算方法(CORDIC)变换、解卷绕后,截取 k -clock 相位中的稳态成分进行相位等分,从而对干涉信号进行重采样。该算法能有效对准 k -clock 信号和干涉信号,但是算法复杂且运行时间超过 3 s,降低了算法的实用性。

本文提出一种基于互相关运算的 SS-OCT k -clock 延时校正算法。该算法通过互相关运算计算出需要校正的 k -clock 信号的延时,进而对其进行校正,能够将外界环境因素以及扫频光源不稳定性引起的 k -clock 时钟不确定延时问题统一进行校正。算法能够对采集到的 k -clock 信号和与标准 k -clock 信号进行快速匹配,然后利用校正后的 k -clock 信号对干涉信号进行重采样,有效提高 SS-OCT 系统分辨率。

2 SS-OCT 原理介绍

SS-OCT 系统中,光源发出的低相干光通过参考臂和样品臂分别照射至反射镜和样品。从反射镜返回的参考光与从样品不同深度返回的光干涉后,由平衡探测器探测。当样品为单一反射面时,平衡探测器探测到的干涉光谱强度可以表示为^[10]

$$P_D(k) = S(k)R_R + S(k)R_S + 2S(k) \sqrt{R_R R_S} \cos(k\Delta x + \varphi), \quad (1)$$

式中 $S(k)$ 是光源光谱密度, R_R 与 R_S 分别表示参考臂反射率和样品臂反射率, Δx 表示参考臂和样品臂之间的光程差, k 表示光波数, φ 是参考臂光束与样品臂光束的相位差。在 SS-OCT 系统中,理想情况下,使用 k -clock 作为时钟采集得到的干涉光谱信号是 k 域等间隔的,设有 M 个 k 域等间隔点,即 $K = \{k_1, k_2, \dots, k_M\}$,此时被重采样后的干涉信号可表示为^[10]

$$D[k_m] = \frac{1}{2} \rho S[k_m] [R_R + R_S + 2\sqrt{R_R R_S} \cos(k_m \Delta x + \varphi)], \quad (2)$$

式中 $m \in \{1, M\}$, ρ 是探测器的响应度, $S[k_m]$ 是光源在第 k_m 个 k 域等间隔点的光源光谱密度。对(2)式进

行离散傅里叶变换后,去除其中的直流项和互相关项,便可获得样品深度方向的结构信息。

SS-OCT 系统纵向分辨率主要由光源中心波长和光源带宽、光源光谱形状决定,当光源光谱为高斯状时,系统纵向分辨率为^[16]

$$\sigma_{\text{Gauss}} = \frac{2\ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\lambda_{\text{FWHM}}}, \quad (3)$$

式中 λ_{FWHM} 是扫频光源的 FWHM 值, λ_0 是扫频光源的中心波长。实际测量 SS-OCT 系统纵向分辨率时,可在样品臂端放置一个平面反射镜,通过测量该平面反射镜点扩展函数的 FWHM 得到系统的纵向分辨率。

3 基于互相关运算的 k -clock 延时校正算法

SS-OCT 系统中,一般可采用两种方法获取 k 域等间隔的干涉信号。一种是 k -clock 信号幅值检波法,另一种是 k -clock 信号相位均分法。幅值检波法即利用 k -clock 信号的峰值点或谷值点、过零点对于干涉信号进行重采样;相位均分法通过对 k -clock 信号进行希尔伯特变换等运算后取出相位信号,对相位信号解卷绕后等分相位信号,利用等分的相位信号对干涉信号进行重采样。目前多数数据采集卡都支持外接 k -clock 直接作为采样时钟,减少了后续数据处理流程,与相位均分法相比,幅值检波法具有速度快、计算量小、实时性好的优点。数据采集卡也可以对 k -clock 信号和干涉信号同时进行采集,然后利用采集到的 k -clock 信号,在其过零点对于干涉信号进行重采样,示意图如图 1 所示。

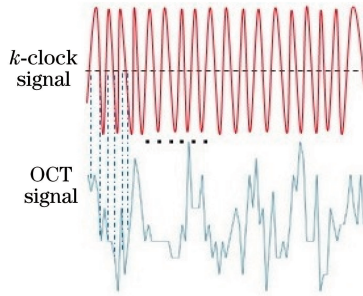


图 1 在 k -clock 信号的过零点对于干涉信号进行重采样示意图

Fig. 1 Schematic of resampling the interference signal at the zero-crossing point of the k -clock signal

由于外界环境以及扫频光源不稳定等因素的影响,SS-OCT 系统中的 k -clock 可能存在一个不确定的延时,导致干涉信号不能在 k 域等间隔的被重采样,从而使纵向系统分辨率下降。光源自带的 k -clock 信号是由光源内部的马赫-曾德尔干涉仪(MZI)产生的,光源在第 i 次扫频时的 MZI 干涉信号可表示为^[17]

$$I_i[k_i(t)] \propto s[k_i(t)]\cos[k_i(t)d], \quad (4)$$

式中 $s[k_i(t)]$ 代表扫频光源的光谱密度, d 为光源内部 MZI 的光程差, $k_i(t)$ 代表光波数 k 为时间 t 的函数。为了校正 k -clock 延时,首先通过实验获得标准的 k -clock 信号[以符号 $K_s(t)$ 表示]:将平面反射镜作为样品,对其进行 N 次扫描,得到的 N 个不同的干涉信号和 k -clock 信号;不同的干涉信号经过重采样、快速傅里叶变换(FFT)后得到不同的点扩展函数,各点扩展函数的 FWHM 也不相同;当 FWHM 最小时,则认为本次扫描的 k -clock 没有延时或者延时最小,将此 k -clock 信号保留作为标准 k -clock 信号,作为后续互相关运算的模板。然后将需要校正的 k -clock 信号[以符号 $K_j(t)$ 表示]与模板 $K_s(t)$ 进行互相关运算。由于 $K_s(t)$ 和 $K_j(t)$ 被数据采集卡采集后均为数字信号,因此两者的互相关函数可表示为^[18]

$$R_{K_s K_j}(\tau) = \sum_{t=1}^n K_s(t)K_j(t-\tau), \quad (5)$$

式中 n 代表 k -clock 信号长度;当 $\tau = \tau_d$ 时, $R_{K_s K_j}(\tau)$ 的绝对值有最大值,则说明 $K_j(t)$ 超前或滞后 τ_d 个采样点与 $K_s(t)$ 最相似,即 $R_{K_s K_j}(\tau)$ 的峰值偏离原点的位置反映了 $K_j(t)$ 与模板信号 $K_s(t)$ 之间的时差。设数据采集卡采样频率为 S_{rate} , 单位为 GS/s,则可以计算出 $K_j(t)$ 与 $K_s(t)$ 之间的真实时差为

$$T_{\text{delay}} = \frac{1}{S_{\text{rate}}} \tau_d. \quad (6)$$

根据计算得出 τ_d , 将 $K_j(t)$ 进行左移或右移 $|\tau_d|$ 个点, 即可得到校正后的 $K'_j(t)$ 。对干涉信号在 $K'_j(t)$ 的过零点进行重采样, 即可得到 k 域等间隔的干涉信号。由于 $K'_j(t)$ 是数字信号, 因此对 $K'_j(t)$ 进行插值运算以计算得到其过零点的横坐标值。常见的插值算法有邻近点插值、分段线性插值、三次样条插值等, 其中邻近点插值速度快, 但是平滑性较差; 分段线性插值的结果虽然具有一致收敛性, 但是不光滑, 顶点处斜率会改变; 三次样条插值是通过求解方程组得出的经过一系列数据点的一条光滑曲线, 其既能保证结果有较好的平滑性, 计算量也较小, 在工程实践中得到了广泛应用^[19]。因此使用三次样条插值对 $K'_j(t)$ 进行插值得到其过零点的横坐标值。

得到 $K'_j(t)$ 的过零点横坐标值后, 应用三次样条插值对干涉信号在 $K'_j(t)$ 的过零点进行重采样, 便得到了 k 域等间隔采样的干涉信号。将此干涉信号与一个汉明窗函数相乘进行光谱整形, 然后再对经过光谱整形后的干涉信号进行 FFT, 便可得到样品反射率随深度变化的一维曲线, 即 A-line 图像。

上述算法流程如图 2 所示。

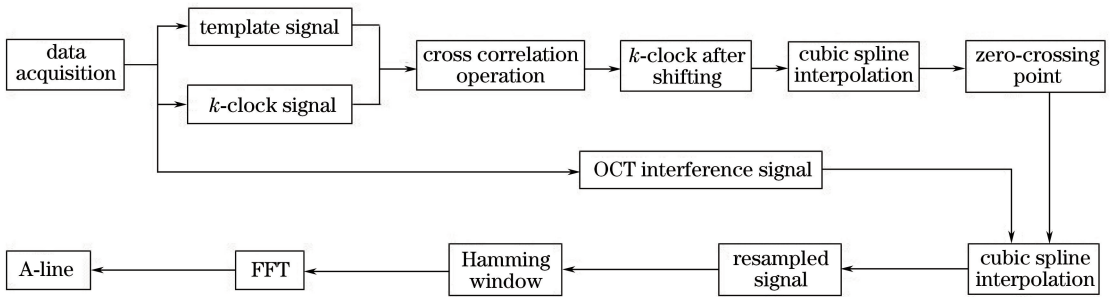


图 2 基于互相关运算的 k -clock 延时校正算法流程图

Fig. 2 Flow chart of k -clock delay correction algorithm based on cross correlation operation

4 实验系统及实验结果

图 3 为 SS-OCT 系统装置示意图, 图中虚线表示电信号, 实线表示光信号。系统主要包括扫频激光光源 (HSL-20, Santec, 日本)、耦合器、环形器、平衡探测器、数据采集卡 (U5303A, Keysight Technologies, 美国)、计算机等。其中, 扫频激光光源的扫频速率为 50 kHz, 平均输出功率约为 20 mW, 中心波长为 1310 nm, 带宽为 104 nm。算法采用 Matlab 软件实现。计算机的配置如下: Intel Xeon E5-2650@2.00 GHz 处理器, 64 GB 内存, 双处理器, NVIDIA Quadro 600 (1.00 GB) 显卡。

光源发出的光经过分光比为 90:10 的耦合器后被分为两束, 其中 10% 的光进入参考臂, 90% 的光进入样品臂。参考臂的光经过环形器、偏振控制器、准直器后入射到反射镜上, 经过反射镜反射后再从环形器进入到 50:50 的耦合器中。样品臂的光经过环形器后先后入射到样品臂末端的探头及被测样品上, 被测样品的返回光同样经环形器后进入 50:50 耦合器中。参考臂返回光和样品臂返回光在 50:50 耦合器中发生干涉

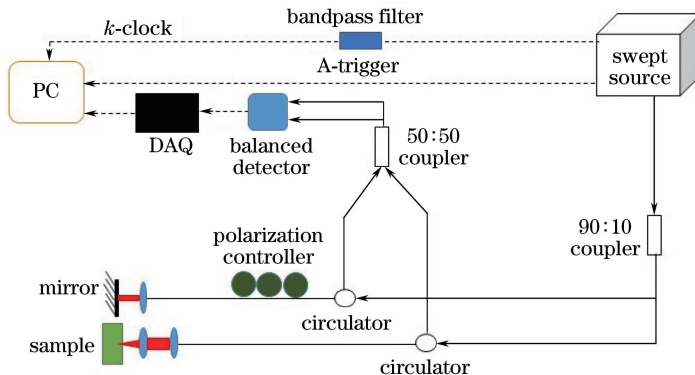


图 3 SS-OCT 系统示意图

Fig. 3 Schematic of SS-OCT system

后,分成两束光进入平衡探测器的正负端。数据采集卡对平衡探测器输出的干涉光谱电信号和光源自带的 k -clock 信号进行高速采集后,将数据传递给计算机,由计算机进行处理后得到含有样品结构信息的图像。

从光源出来的 k -clock 若带有直流分量及高频噪声,会导致干涉信号不能准确的在 k -clock 的过零点被重采样,导致分辨率下降,因此有必要在传输 k -clock 的同轴电缆中串接一个带通滤波器,以滤除直流分量及高频噪声。

实验过程中,数据采集卡采样速率为 500 MS/s,工作在双通道模式,对干涉信号和 k -clock 信号同时进行采集。将平面反射镜作为样品,对其进行 N 次扫描,获得的 N 个干涉信号经过重采样、FFT 后得到各自的点扩展函数。取点扩展函数的 FWHM 最小时对应的 k -clock 信号为标准 k -clock 信号,作为后续互相关运算的模板。再次放置平面反射镜作为样品,将扫描时的 k -clock 与模板进行互相关运算,得到的结果如图 4 所示。

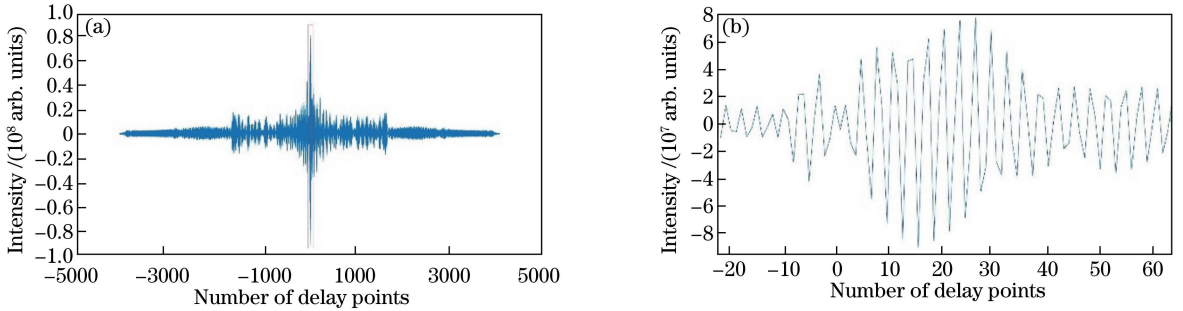


图 4 互相关运算结果。(a)各延迟点的运算结果幅度值;(b)红色方框部分放大图

Fig. 4 Results of the cross correlation operation. (a) Amplitude of the result of the operation at each delay point; (b) enlarged view of the red box section

从图 4(b)中可看出,互相关运算结果的绝对值最大值不在横坐标的零点处取得,表明 k -clock 信号与模板信号之间有一个延时。计算得到 $\tau_d=15$,因此需校正的 k -clock 信号落后模板信号 15 个采样点。由数据采集卡采样速率及(6)式,计算得到需校正的 k -clock 信号延时为

$$T_{\text{delay}} = \frac{1}{S_{\text{rate}}} \tau_d = 30. \quad (7)$$

将需校正的 k -clock 信号向右平移 15 个数据后,得到校正后的 k -clock 信号。将此 k -clock 信号与模板信号再次进行互相关运算,得到的结果如图 5 所示。

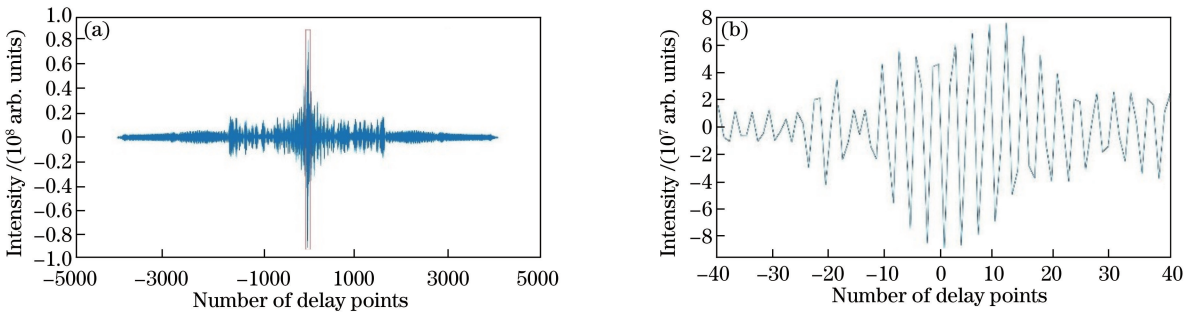


图 5 算法校正后的互相关运算结果。(a)各延迟点的运算结果幅度值;(b)红色方框部分放大图

Fig. 5 Results of the cross correlation operation after algorithm correction. (a) Amplitude of the result of the operation at each delay point; (b) enlarged view of the red box section

从图 5(b)及计算结果得出,经过校正后得到的互相关运算结果的绝对值最大值在横坐标的零点处取得,表明将原 k -clock 信号右移 $|\tau_d|$ 后已经将延时纠正。对校正后的 k -clock 信号进行三次样条插值得到其过零点处的横坐标值,然后利用得到的横坐标值对干涉信号进行重采样,得到 k 域等间隔的干涉信号。再与汉明窗函数相乘后进行 FFT,即可得到本次扫描的平面反射镜的 A-line 图像。图 6(a)是经过算法校正后该次扫描平面反射镜的点扩展函数,图 6(b)是未经过算法校正时该次扫描平面反射镜的点扩展函数。测量

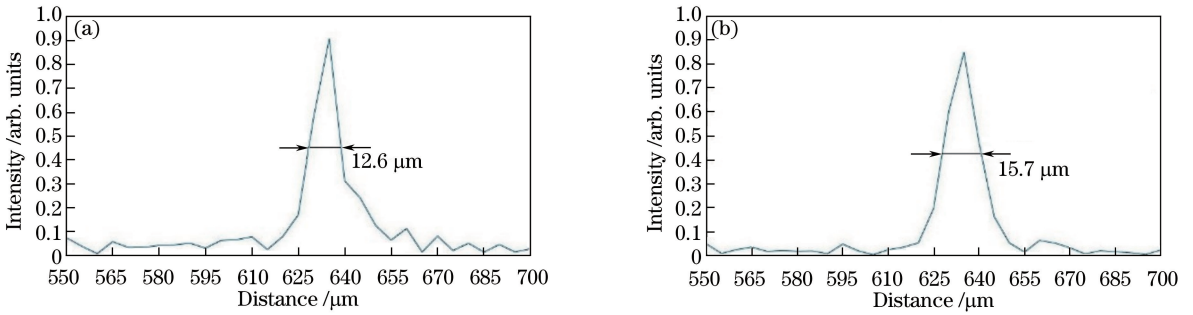


图 6 距零光程差 640 μm 处实测纵向分辨率。(a)算法校正后;(b)算法校正前

Fig. 6 Measured axial resolution at 640 μm from zero optical path difference. (a) After algorithm correction; (b) before algorithm correction

这两个点扩展函数的 FWHM 即可得到算法校正前后系统纵向分辨率。

从图 6 可以看出,经过算法校正后,系统分辨率由校正前的 15.7 μm 提高到 12.6 μm ,提高了约 20%。由(3)式计算可得,系统的理论成像纵向分辨率为 7.6 μm ,系统的实际纵向分辨率低于理论值可能是由于系统样品臂和参考臂之间的色散不匹配以及光谱整形引起的。为了验证算法对多层结构样品的有效性,利用系统对中间夹有两块盖玻片的两块载玻片进行扫描。将样品表面放置于距零光程差 400 μm 处,按同样的实验流程,计算得到算法校正前后的 k -clock 延时如图 7 所示,为便于观察,图中所示为最大幅值附近的局部放大图。

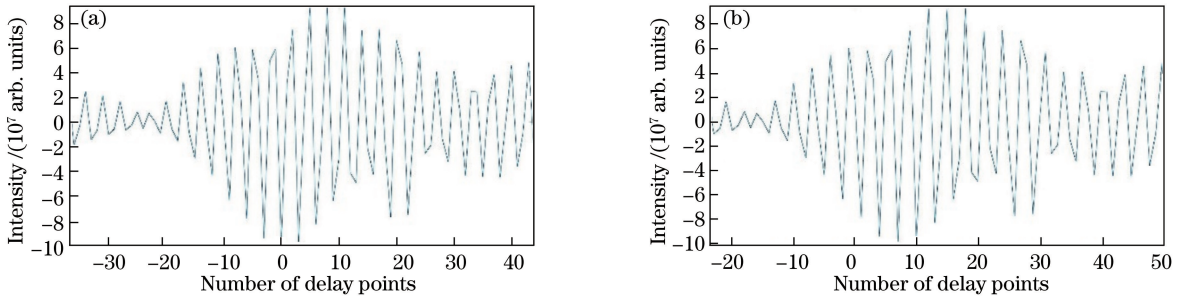


图 7 算法校正前后的互相关运算结果。(a)算法校正后;(b)算法校正前

Fig. 7 Cross correlation operation results before and after algorithm correction. (a) After algorithm correction; (b) before algorithm correction

从图 7(b)及计算结果得出,未经过算法校正的 k -clock 信号落后标准 k -clock 信号 7 个采样点,即落后 14 ns。从图 7(a)及计算结果可以得出,经过算法校正后两者之间已经没有延时。经过算法校正后得到的样品 A-line 图像如图 8(a)所示,未经过算法校正的样品 A-line 图像如图 8(b)所示。图中横坐标值由盖玻片与载玻片的实际厚度转换得到。

从图 8 中可以看出,由于两层载玻片将盖玻片挤压较紧,导致载玻片与盖玻片、盖玻片与盖玻片之间的缝隙很小,系统不能将其分辨开来。经过校正后的 A-line 图像的幅值要大于校正前,这是因为经过校正后

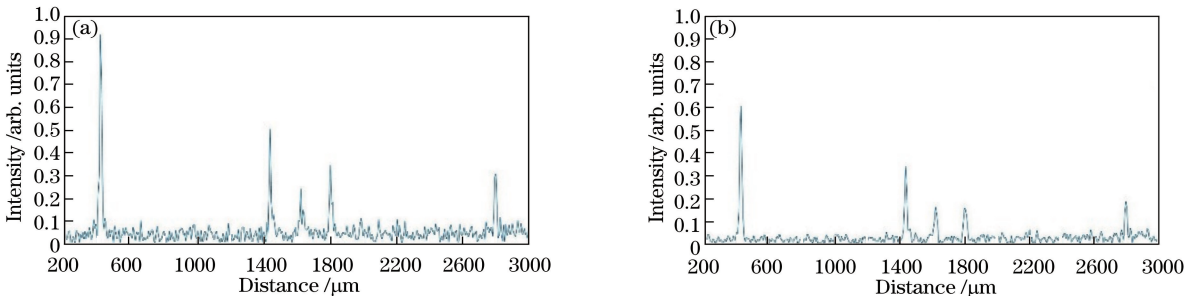


图 8 多层盖玻片和载玻片 A-line 图像。(a)算法校正后;(b)算法校正前

Fig. 8 A-line image of multilayer coverslips and slides. (a) After algorithm correction; (b) before algorithm correction

系统的分辨率得到提高,能量更加集中,因此幅值增大。计算得到图 7(a)中 5 个干涉峰的 FWHM 平均值为 12.9 μm ,图 7(b)中 5 个干涉峰的 FWHM 平均值为 18.8 μm ,由此可知,FWHM 相较于算法校正前提高了 31%。

对平面反射镜进行 8000 次扫描,将其中干涉信号的 FWHM 最小时的 k -clock 保存作为标准 k -clock。由于光源扫频速率为 50 kHz,故扫描 8000 次的时间仅为 0.16 s。利用本文算法,采用此标准 k -clock 信号作为模板重复进行了 37 次实验,实验结果统计如表 1 所示。

表 1 利用本文算法进行 37 次实验的统计结果

Table 1 Statistical results of 37 experiments using the proposed algorithm

Number of total experiments	Average resolution before calibration / μm	Average resolution after calibration / μm	Average percentage of system resolution improved /%	Average running time of algorithm /s
37	15.4	12.6	18.2	0.18

由表 1 中的实验结果可知,37 次实验中系统分辨率均得到提高,说明本文算法具有较好的稳健性。分析可知,若发现校正前后系统分辨率未得到提高,这说明系统的 k -clock 信号与标准 k -clock 信号之间没有延时。由于模板信号是通过实验获得的,可以增加获取标准 k -clock 信号时的扫频次数,然后取其中 FWHM 最小时的 k -clock 信号作为模板,提升本文算法效果。实验结果表明,本文算法的平均运行时间为 0.18 s,相较于算法校正前,系统的纵向分辨率平均提高了 18.2%。在每次使用 SS-OCT 系统进行成像时,为了避免外界环境因素和光源不稳定性引起的系统性能下降,均需要对系统进行 k -clock 延时校正,而本文算法带来的时间消耗小,在不影响系统正常工作的情况下可以确保具有较高的分辨率。

5 结 论

提出了一种基于互相关运算的 SS-OCT k -clock 延时校正算法,该算法能够将由于扫频光源的不稳定性以及外界环境因素引起的 k -clock 时钟不确定延时进行统一校正。利用互相关运算计算得到的延时量,将 k -clock 信号左右移动,从而校正延时。利用三次样条插值获得 k -clock 信号的过零点和干涉信号的 k 域重采样点,最终得到 k 域等间隔的干涉信号。多次实验结果表明,提出的 k -clock 延时校正算法平均运行时间为 0.18 s,可使 SS-OCT 系统分辨率提高 18.2%,有效提高了系统性能,具有较好的实用性。

参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178.
- [2] Tearney G J, Brezinski M E, Bouma B E, *et al.* *In vivo* endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography [J]. Science, 1997, 276(5321): 2037-2039.
- [3] McLaughlin R A, Scolaro L, Robbins P, *et al.* Imaging of human lymph nodes using optical coherence tomography: potential for staging cancer[J]. Cancer Research, 2010, 70(7): 2579-2584.
- [4] Chen W, You J, Gu X, *et al.* High-speed swept source optical coherence Doppler tomography for deep brain microvascular imaging[J]. Scientific Reports, 2016, 6: 38786.
- [5] Zeng Nan, He Yonghong, Ma Hui, *et al.* Pearl detection with optical coherence tomography[J], Chinese J Lasers, 2007, 34(8): 1140-1145.
曾楠,何永红,马辉,等. 应用于珍珠检测的光学相干层析技术[J]. 中国激光, 2007, 34(8): 1140-1145.
- [6] Zhou Y, Liu T, Shi Y, *et al.* Automated internal classification of beadless Chinese Zhuji Freshwater Pearls based on optical coherence tomography images[J]. Scientific Reports, 2016, 6: 33819.
- [7] Qin Yuwei. Film thickness measurement based on optical coherence tomography[J]. Laser Technology, 2012, 36(5): 662-664.
秦玉伟. 基于光学相干层析成像技术的薄膜厚度测量[J]. 激光技术, 2012, 36(5): 662-664.
- [8] Wiesauer K, Pircher M, Götzinger E, *et al.* En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation[J]. Optics Express, 2005, 13(3): 1015-1024.
- [9] Chen Y, Zhao H, Wang Z, *et al.* Spectral-domain optical coherence tomography (SD-OCT) with a thermal light source [C]. 4th International Symposium on Advanced Optical Manufacturing and Testing Technologies: Optical Test and Measurement Technology and Equipment. International Society for Optics and Photonics, 2009, 7283: 72833J.

- [10] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, *et al.* Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, 11(18): 2183-2189.
- [11] Leitgeb R, Hitzinger C K, Fercher A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, 11(8): 889-894.
- [12] de Boer J F, Cense B, Park B H, *et al.* Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2003, 28(21): 2067-2069.
- [13] Drexler W, Morgner U, Kärtner F X, *et al.* *In vivo* ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1999, 24(17): 1221-1223.
- [14] Braaf B, Vermeer K A, Sicam V A D P, *et al.* Phase-stabilized optical frequency domain imaging at 1 μm for the measurement of blood flow in the human choroid[J]. *Optics Express*, 2011, 19(21): 20886-20903.
- [15] Chen Xiaojie, Bai Baoping, Chen Xiaodong, *et al.* An automatic delay correction algorithm for improving imaging resolution of swept source optical coherence tomography system[J]. *Chinese J Lasers*, 2015, 42(12): 1204001.
陈效杰, 白宝平, 陈晓冬, 等. 一种提高扫频光学相干层析成像分辨率的延时自动校正算法[J]. *中国激光*, 2015, 42(12): 1204001.
- [16] Leitgeb R, Drexler W, Unterhuber A, *et al.* Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2004, 12(10): 2156-2165.
- [17] Shanguan Ziwei, Shen Yi, Li Peng, *et al.* Wavenumber calibration and phase measurement in swept source optical coherence tomography[J]. *Acta Physica Sinica*, 2016, 65(3): 034201.
上官紫微, 沈毅, 李鹏, 等. 扫频光学相干层析成像系统的波数校正与相位测量研究[J]. *物理学报*, 2016, 65(3): 034201.
- [18] Liu Jun, Zhu Shan'an, Bin He. An automatic image co-registration algorithm based on signal correlation function and artificial neural network[J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2006, 19(6): 425-429.
刘君, 朱善安, Bin He. 基于信号互相关函数与神经网络的全自动图像配准算法[J]. *航天医学与医学工程*, 2006, 19(6): 425-429.
- [19] Wang Jidong, Du Xuhao, Yang Fan. A cubic spline interpolation signal reconstruction-based harmonic and inter-harmonic analysis algorithm for microgrid[J]. *Power System Technology*, 2012, 36(11): 7-11.
王继东, 杜旭浩, 杨帆. 基于三次样条插值信号重构的微网谐波及间谐波分析算法[J]. *电网技术*, 2012, 36(11): 7-11.