

基于非均匀快速傅里叶变换的干涉合成孔径显微算法

张运旭, 高万荣, 伍秀玢

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 在频域光学相干层析(SDOCT)系统中,样品仅在焦深范围内有高横向分辨率,在焦外分辨率降低。干涉合成孔径显微术(ISAM)是一种三维图像重构算法,可以改善离焦区的图像模糊状况,达到在所有成像深度中都可以获得焦平面处横向分辨率的效果,同时可以解决 SDOCT 中系统的横向分辨率和成像深度之间的矛盾。介绍了 ISAM 重构算法的原理和适用的范围,对比分析了传统 SDOCT 成像算法和经过 ISAM 重构算法处理的成像图像结果。将非均匀快速傅里叶变换引入 ISAM 算法,实验结果表明该方法极大地节省了运算时间,提升了实时成像高分辨率 SDOCT 系统的性能。

关键词 显微; 低相干干涉; 频域光学相干层析术; 干涉合成孔径显微算法; 非均匀快速傅里叶变换

中图分类号 TN247 **文献标识码** A

doi: 10.3788/AOS201737.0418001

Interferometric Synthetic Aperture Microscopy Algorithm Based on Nonuniform Fast Fourier Transform

Zhang Yunxu, Gao Wanrong, Wu Xiupin

*School of Electronic Engineering and Optoelectronic Technique, Nanjing University of
Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China*

Abstract In the spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) system, we can get high transverse resolution only within the focal depth field. The transverse resolution degrades away from the focal plane. Interferometric synthetic aperture microscopy (ISAM) is a three-dimensional image reconstruction algorithm, which can make the out-of-focus image clearer, and a resolution in all planes that is equivalent to the resolution at the focal plane can be obtained. At the same time, the contradiction between the transverse resolution and the imaging depth in the SDOCT system can be solved. The principle of ISAM and its possible applications are introduced and the comparison between the reconstructed images by the traditional SDOCT method and the ISAM is performed. The nonuniform fast Fourier transform (NUFFT) algorithm is applied in ISAM. Experimental results show that the NUFFT can greatly reduce the operation time, improving the performance of real-time and high-resolution SDOCT system.

Key words microscopy; low coherence interference; spectral domain optical coherence tomography; interferometric synthetic aperture microscopy algorithm; nonuniform fast Fourier transform

OCIS codes 180.1655; 040.1520; 110.4500; 230.1950

1 引 言

光学相干层析术(OCT)是近年来快速发展的高分辨率实时层析成像技术^[1]。它采用低相干光源,通过样品光和参考光的干涉重构出生物组织内部的结构,以非侵入式、高灵敏度等优点在生物医学和材料科学等领域得到了广泛的应用^[2-3]。

OCT 在二十多年的发展中,经历了从时域 OCT 成像过渡到频域 OCT 快速成像的阶段,时域 OCT

收稿日期: 2016-09-05; **收到修改稿日期:** 2016-11-28

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,60978069)、国防基础科研资助项目

作者简介: 张运旭(1991—),男,硕士研究生,主要从事谱域 OCT 方面的研究。E-mail: yunxu_zhang@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,博士生导师,主要从事生物医学光学方面的研究。

E-mail: wgao@njjust.edu.cn (通信联系人)

(TDOCT)基于对干涉仪两臂光波场时间延迟差异的探测,通过参考镜的扫描来获得深度信号^[4]。与TDOCT相比,频域OCT(SDOCT)基于对样品的后向散射光与迈克耳孙干涉仪中反射镜的反射光发生干涉后的信号的光谱探测,通过傅里叶变换来得到深度信号,无需进行纵向扫描,结构更加简单,成像速度也更快^[5]。与传统的经典TDOCT相比,SDOCT在灵敏度、成像速率、并行检测和信号处理上有很大优点^[6]。

随着OCT技术的发展与越来越多的SDOCT系统运用到临床诊断,对系统的分辨率与成像深度等的核心参数有了越来越高的要求。现有的SDOCT技术面临着一个阻碍该成像技术进一步应用的问题:横向分辨率和成像深度的互相制约^[7]。要得到大的成像深度,通常会以降低横向分辨率为代价来使用较低数值孔径的物镜;而如果为了提高横向分辨率而采用高数值孔径的物镜,焦深就会变短。为了解决这一矛盾,硬件光学系统例如自适应光学^[8]或者轴锥镜^[9]已经被用来在高横向分辨率的OCT系统中提高清晰成像的深度。这些光学技术和硬件系统可以在大的成像范围中帮助提高横向分辨率。在显微镜或层析成像中,也会使用另一种方法:动态聚焦或焦点追踪^[10],这种方法是利用物镜的焦点在样品内一定深度扫描来在大数值孔径的物镜下得到大的成像深度。Mo等^[11]提出在光路中添加一个环形相位屏来提高成像深度。Holmes等^[12]用多焦点光学相干层析的方法,同时使用多个孔径,每个孔径聚焦在不同的深度,通过不同孔径的焦深叠加来获得大的成像深度。

在算法与软件方面,Ralston等^[13-15]提出干涉合成孔径显微(ISAM)技术,引入了合成孔径雷达中的距离-多普勒成像算法,打破了传统SDOCT算法一维成像的物理模型限制^[16-17],考虑了光束在不同横向位置时获取的信息之间的联系和介质的特性,获得了所有深度分辨率恒定的图像,解决了焦深和横向分辨率之间互相制约的问题。在ISAM算法的计算过程中,由于空间频率之间的相互耦合,要利用Stolt变换对数据进行插值与重采样。这是一步运算效率低、计算量大的操作,同时对非均匀非规则的回波数据进行内插,造成了数据信息的损失。用非均匀快速傅里叶变换(NUFFT)代替Stolt变换,来实现回波聚焦,可以减少运算时间,提高运算效率与数据利用率。这一方法已经应用于合成孔径雷达(SAR)的成像中^[18]。本文在此基础上,对ISAM算法的重构原理与误差理论进行了分析,并对比了传统SDOCT与ISAM成像算法的重构图像。同时为了减少成像时间并提高数据利用率,将基于min-max的非均匀快速傅里叶变换(NUFFT)引入ISAM算法,用于重构SDOCT的图像,获得了较好的效果。

2 理论模型

2.1 干涉合成孔径算法

在SDOCT中,样品的结构信息在接收到的干涉光谱中,通过对干涉光谱的傅里叶变换来获得样品结构的深度信息。在ISAM算法中,假设样品的散射势 η 和检测到的信号 S 间有线性的关系

$$S = K\eta, \quad (1)$$

式中 K 是表征散射势 η 经过频域OCT系统作用成为信号 S 的算子,表示这个线性的模型是考虑了散射中的一阶Born近似后的简化。当介质的折射率随空间位置变化较小时(例如生物组织),Born近似成立,Born近似也可以看作单次散射近似。根据接收到的干涉信号重构出物体内部的结构信息就可以看作解决这个问题。

在一阶Born近似的条件下,样品中的散射点可以看作次级光源,如图1所示,图中 r_0 为光束的横向位置, r' 为样品中散射点的空间位置, r 为光纤前透镜上的空间位置, k 为波数, g 描述了高斯光束的分布特征,次级光源发出的散射光的光强与相位的空间分布和散射点之间的关系可以用自由空间衍射核格林函数 G 表示, G 即为光源衍射光场的空间分布,返回的散射光被光纤接收。

样品的背向散射光和参考光的干涉信号,经过简化和近似运算后表示为

$$S(r_0, k) = A^2(k) \int_{\Sigma} d^2 r' \int_V d^3 r' G(r', r, k) g(r' - r_0, k) \eta(r') g(r - r_0, k), \quad (2)$$

式中 $A^2(k)$ 是光源的功率谱密度, g 表示为

$$g(r, k) = W^{-2}(k) \exp\{-r^2 / [2W^2(k)]\} / (2\pi), \quad (3)$$

式中 $W(k) = \alpha/k$, $\alpha = \pi/NA$, NA 是物镜的数值孔径。 G 表示为

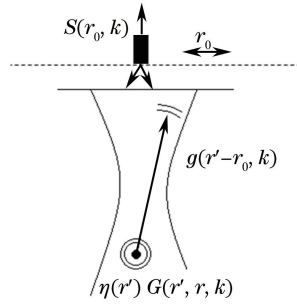


图 1 样品光散射与测量过程示意图

Fig. 1 Illustration of the sample light scattering and measurement process

$$G(r', r, k) = \exp(ik |r - r'|) / |r - r'|. \quad (4)$$

$S(r_0, k)$ 经过对横向位置 r_0 的二维傅里叶变换, 并进行计算和近似处理以后可以表示为

$$\tilde{S}(Q, k) = A(k) \left[\frac{i2\pi^2}{k_z(Q/2)} \frac{k^2}{\alpha^2} \exp\left(-\frac{\alpha^2 Q^2}{4k^2}\right) \right] \tilde{\eta}[Q; -2k_z(Q/2)], \quad (5)$$

式中 r' 为样品中散射点的空间位置, r 为光纤前透镜上的空间位置, z 为离焦距离, Q 是横向的空间频率, 与时间频率类似, 信号的空间频率为空间采样频率, 与每个采样点空间位置的横向间隔 d 有关, 相对应的物空间的空间频率同前者, 方便信号在频域处理. $k_z(q) = \sqrt{k^2 - q^2}$, q 为横向空间频率. 此时(5)式便具有(1)式的形式, 样品的散射势 η 的傅里叶变换和检测到的信号 S 的傅里叶变换之间是线性关系, 与深度位置无关, 也不随与焦点的距离大小变化, 从而解决了频域 OCT 系统成像的横向分辨率和成像深度之间的矛盾.

由(5)式表达的信号 S 与样品散射势 η 的线性关系, 可以得出 η 的表达式. 相对应的吉洪诺夫正则化的解 $\tilde{\eta}^+$ 可以表示为^[19]

$$\tilde{\eta}^+(Q, \beta) = \tilde{B}(Q, k) \tilde{S}(Q, k) \Big|_{k=\frac{1}{2}\sqrt{\beta^2+Q^2}}, \quad (6)$$

式中 $\tilde{B}(Q, k)$ 为需要正则化波函数, \tilde{S} 为信号 S 经过二维傅里叶变换后的结果, β 为纵向的空间频率. 信号的空间频率 k 和物空间的横向空间频率 Q 与纵向空间频率 β 的关系满足 $Q^2 + \beta^2 = (2k)^2$, 如图 2 所示. 这是坐标空间变换重采样的依据.

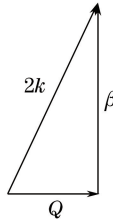


图 2 信号空间频域和物空间频域关系

Fig. 2 Relationship between the spectral domain of the signal space and that of the object space

ISAM 算法实现的具体流程为: 1) 将接收到的频谱信号 $S(r, \lambda)$ 进行重采样插值运算, 转换为在波数空间均匀间隔的信号 $S(r, k)$ 以方便后续运算; 2) 对 $S(r, k)$ 进行横向的二维傅里叶变换转为频域 $S(Q, k)$; 3) 进行(6)式所示滤波运算得到结果 $\eta(Q, k)$; 4) 对滤波运算结果进行坐标变换及重采样插值运算, Stolt 变换后得到散射势的空间频域结果 $\eta(Q, \beta)$; 5) 进行三维傅里叶逆变换得到样品的结构信息 $\eta(r, z)$.

2.2 非均匀快速傅里叶变换

由于横向纵向空间频率之间的互相耦合, 在 2.1 节的 ISAM 算法中, 重采样插值运算是非常重要的一步, 也是最为耗时的一步. 采用此运算方式对一幅 $1000 \text{ pixel} \times 1024 \text{ pixel}$ 的图像进行重构大约需要 2 min (Core I5-2410M, 2.3 GHz), 很难满足临床上对实时成像的要求. 同时, 由于是对非均匀非规则的频域回波信号进行内插, 对精度要求很高, 也造成了数据信息的损失.

为了减少 Stolt 变换中插值引入的误差与数据损失, 并缩短运算时间, 提高运算效率, 用 NUFFT 方法代

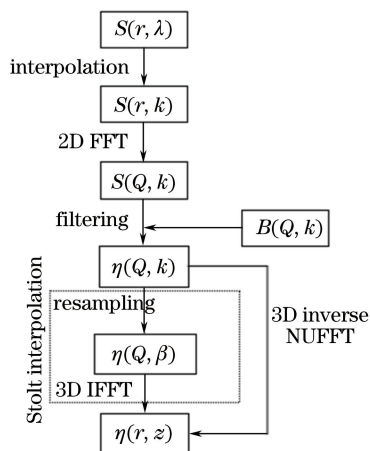


图 3 ISAM 信号处理过程示意图

Fig. 3 Schematic of the ISAM signal processing

替了 Stolt 变换,用三维非均匀傅里叶逆变换取代了线性插值重采样和三维傅里叶逆变换,即用 NUFFT 运算代替了 ISAM 算法的步骤 4)和 5),即图 3 所示 ISAM 信号处理流程图中的虚线部分。

NUFFT 是在非均匀空间进行傅里叶变换的一系列快速算法,NUFFT 算法思想首先由 Dutt 等^[20]于 1993 年提出,Fessler 等^[21]于 2003 年提出利用 min-max 插值器来降低近似误差,该方法在 min-max 意义下是最优的。在二十多年的时间里 NUFFT 得到了迅速发展,并广泛运用在电磁学、雷达成像等领域^[22]。

以一维 NUFFT 算法为例,其定义为

$$x_n = \sum_{m=0}^{M-1} y_m \exp(j\omega_m n), \quad n = 0, 1, \dots, N - 1, \quad (7)$$

式中 y_m 表示非均匀分布的频域采样, ω_m 为非均匀数字频率, x_n 是时域均匀分布的输出信号。

对(7)式的计算可以采取以下步骤:1)网格化,将离散 x 坐标频域均匀化: $X_i = \sum_{m=0}^{M-1} v_{mi} y_m$, 其中 v_{mi} 表示插值系数。为降低运算量,大多数的 NUFFT 方法只对 ω_m 的 J 个邻近频域值进行插值, $J \leq 10$ 。该步运算量为 $O(JM)$ 。2)对 X_i 做 I 点快速傅里叶变换: $\tilde{x}_n = \sum_{i=0}^{I-1} X_i \exp(j2\pi in/I)$, $0 \leq n \leq N - 1$ 。一般选择 $I = 2N$, 输出信号 \tilde{x}_n 是一个 N 点信号值,该步运算量为 $O(I \log_2 N)$ 。3)每一个 \tilde{x}_n 通过尺度因子 s_n^* 来得到 x_n , 其中 s_n 为尺度因子,“*”代表复共轭。NUFFT 的总计算量是 $O(JM) + O(I \log_2 N)$ 。根据上述分析,NUFFT 的计算量与快速傅里叶变换(FFT)相近,仅相差一个系数,因此成像过程是非常高效的。

3 实验结果与分析

实验中采用图 4 所示基于迈克耳孙干涉仪的 SDOCT 系统。从光源发出的光经过 2×2 光纤耦合器后分为两束光。其中一束从参考臂出射,经过准直和聚焦,再由平面镜反射回光纤耦合器中,另一束进入样品

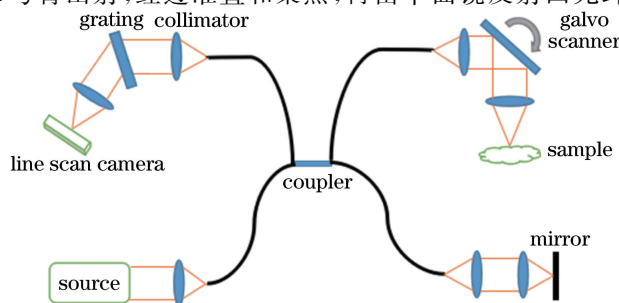


图 4 SDOCT 系统

Fig. 4 Schematic of the SDOCT system

臂,经过准直物镜准直后再由扫描振镜反射到聚焦物镜,由聚焦物镜会聚的光束进入样品,样品的后向散射光经由原路返回到光纤耦合器与参考光发生干涉。从耦合器中出来的干涉信号经过衍射光栅分光后通过聚焦透镜聚焦到线阵 CCD 上,得到其干涉光谱。

图 5 为系统的仿真示意图,横线表示系统的焦点位置,虚线表示经过物镜聚焦的高斯光束的示意图,图 5(a)~(c)分别为传统 SDOCT 重构结果,ISAM 算法重构结果和基于 NUFFT 的 ISAM 算法重构结果。传统 SDOCT 的重构图像,其横向分辨率和聚焦光束不同深度的截面半径有关,而 ISAM 算法可以使得横向分辨率不随离焦距离增大而减小,基于 NUFFT 的 ISAM 算法在提高横向分辨率方面具有相同的效果。

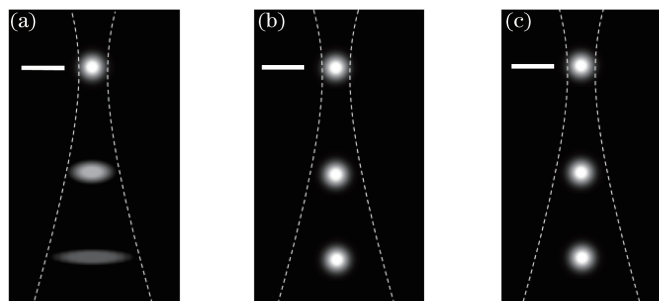


图 5 OCT 重构图像。(a) 传统 SDOCT 重构结果; (b) ISAM 重构结果; (c) 基于 NUFFT 的 ISAM 重构结果
Fig. 5 OCT reconstructed images. (a) Traditional SDOCT reconstruction result; (b) ISAM reconstruction result; (c) ISAM reconstruction result based on NUFFT

系统采用宽带光源,中心波长为 830 nm,光源带宽为 72 nm。物镜的焦距为 19 mm,数值孔径 NA 为 0.16。经过计算可得,物镜的焦深大约为 $18.2 \mu\text{m}$,即清晰成像的深度。焦点处的横向分辨率约为 $3.1 \mu\text{m}$ 。

利用实验验证算法的有效性。样品采用粒度约为 $1 \mu\text{m}$ 的二氧化钛,并制作成为胶体,结果如图 6 所示。图 6(a)、(b)分别是传统 SDOCT 重构的图像和经过 ISAM 重构的图像,焦点在样品表面上方的线处,样品处于离焦范围中。由于二氧化钛的粒子会互相粘在一起,粒度并不均匀,所以在重构图像中看来是大小不一的点块。对比两图可看出,图 6(a)中离焦点较远无法分辨的横向结构,在经过 ISAM 重构算法后[图 6(b)]可以分辨出来,说明该算法的有效性。

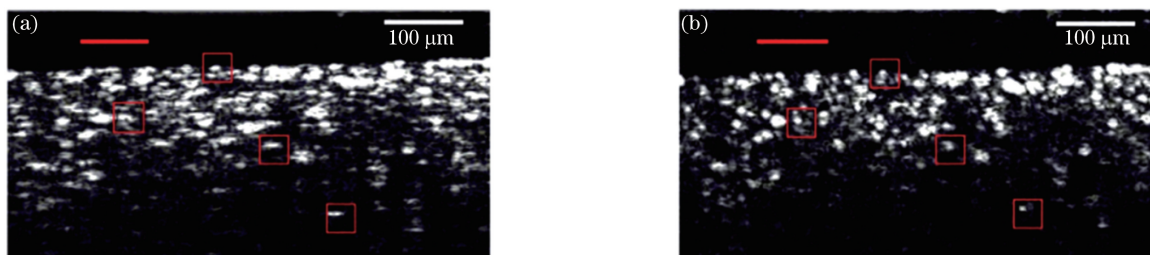


图 6 二氧化钛成像结果。(a) 传统 SDOCT 重构结果; (b) ISAM 重构结果

Fig. 6 Imaging results of TiO_2 . (a) Traditional SDOCT reconstruction result; (b) ISAM reconstruction result

为了进一步验证所提出算法的优势,对生物组织样品进行了光学断层成像。猪的肝组织由肝细胞组成,肝细胞为多角形,有 6~8 个面,直径约为 $20 \mu\text{m}$ 。将物镜的焦点置于猪肝的表面上方,分别对实验结果用不同的 OCT 重构算法进行处理,得到的图像结果如图 7 所示。可以看出,与传统 SDOCT 得到的重构结果图像相比,ISAM 重构算法得到的图像可以观察到更多的细节,信噪比得到了改善。例如,利用 ISAM 算法重构后的图像中可以清晰地看见细胞的边界形状与细胞之间的相互结构。

下面对二氧化钛成像结果进行定量分析。图 8(a)~(d)依次是沿着深度方向距离递增的图 6(a)、(b)中方框标记点的横向强度分布,其中直线和点线代表的是对同一点分别用传统 SDOCT 重构和 ISAM 算法重构的结果。

对比图 6(a)和图 6(b)可以看出,图 6(a)中,样品的横向分辨率降低,在横向上产生了模糊和拉长的现象,粒子的界线边缘模糊,难以分辨。图 6(b)中,因离焦而产生的图像模糊得到了改善,粒子边界清晰,可以

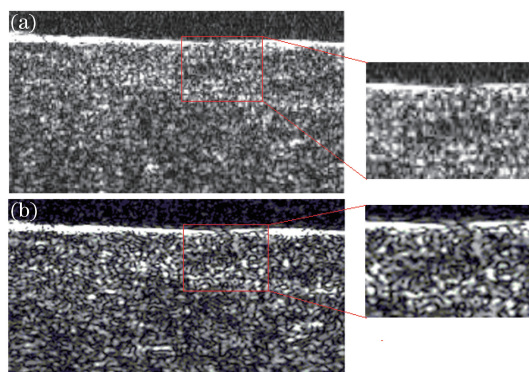


图 7 猪肝成像结果,插图为红框部分的放大。(a) 传统 SDOCT 重构结果; (b) ISAM 重构结果
Fig. 7 Imaging results of the pork liver, and insets are the enlargements of the red frame parts.

(a) Traditional SDOCT reconstruction result; (b) ISAM reconstruction result

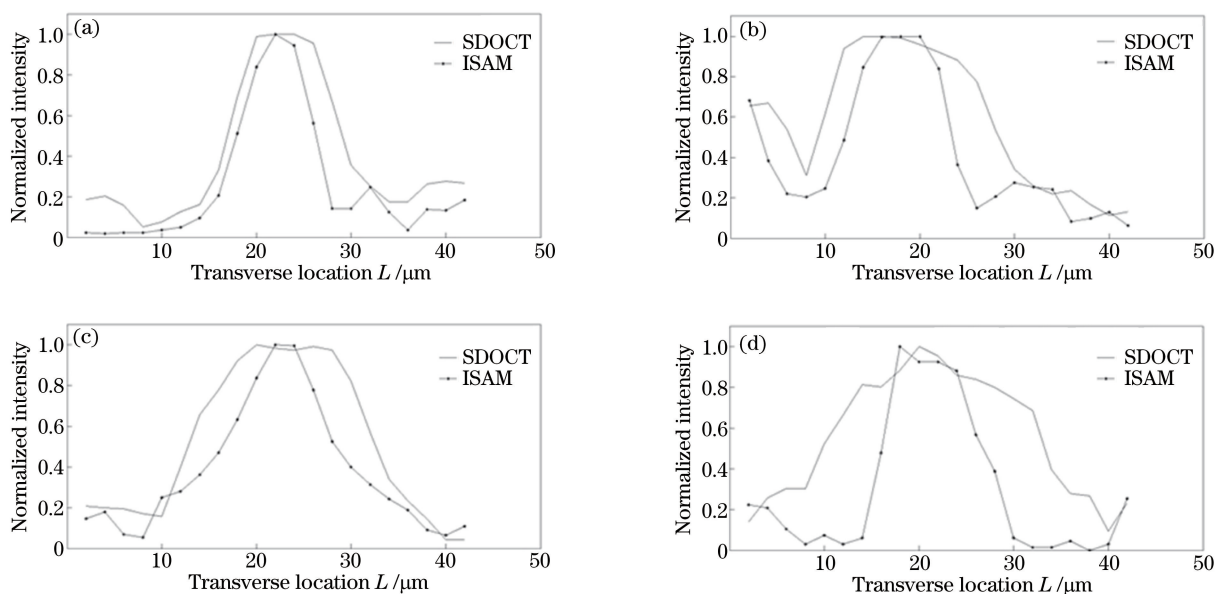


图 8 二氧化钛成像结果。离焦距离 z 分别为

(a) $75 \mu\text{m}$; (b) $240 \mu\text{m}$; (c) $385 \mu\text{m}$; (d) $650 \mu\text{m}$ 时,图 6(a)、(b) 中红框标记点的横向强度分布

Fig. 8 Imaging results of TiO_2 . Plots of the point-spread functions of the reconstructed images at sequentially increasing depths marked in Figs. 6(a) and 6(b) when z equals to (a) $75 \mu\text{m}$, (b) $240 \mu\text{m}$, (c) $385 \mu\text{m}$, (d) $650 \mu\text{m}$

分辨出图 6(a) 中分辨不出的粒子,不同深度下的横向分辨率大致相同。同时对比对应的图 8(a)~(d),可以看出在同一深度的情况下,传统的 SDOCT 得到的重构结果的点扩展函数 (PSF) 与 ISAM 重构算法得到的结果相比,半峰全宽 (FWHM) 明显更大。同时经过纵向对比,可以看出随着离焦深度的增加,传统 SDOCT 重构结果的半峰全宽逐渐增大,而经过 ISAM 算法重构的结果半峰全宽基本没有变化。

实验测得 SDOCT 与 ISAM 横向分辨率随离焦深度的变化关系如图 9 所示。从图中可看出,利用 ISAM 重构算法重构的图像中,在离焦位置的横向分辨率比传统的 SDOCT 得到的结果更高,改善了离焦区的模糊状况,得到了恒定的分辨率,即其深度分辨率基本不受深度变化的影响。将 NUFFT 应用于 ISAM 算法中,替代了原来的 Stolt 变换,减少了算法的运算时间,提高了成像的效率。基于 NUFFT 的 ISAM 算法重构一幅图像需要 40 s 时间,而完成同一幅图像重构的 ISAM 算法需要约 2 min。

4 分 析

与传统的光学显微镜类似,OCT 系统的横向分辨率取决于探测光束的聚焦状态^[7],该参数定义为聚焦

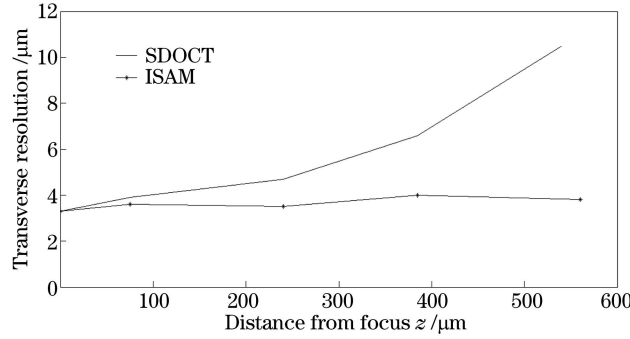


图 9 SDOCT 与 ISAM 算法重构的图像中横向分辨率随离焦深度的变化

Fig. 9 Transverse resolution of the reconstructed image obtained by SDOCT algorithm and ISAM algorithm versus distance from the focus

后的探测光束在样品中的束腰半径,即高斯光束半径的 $1/e^2$ 。而高斯光束的束腰半径仅能在焦点处获得,即仅在焦点处可以获得最佳的横向分辨率为^[23]

$$\sigma_0 = \frac{0.61\lambda_c}{NA}, \quad (8)$$

由(8)式可以看出,焦点的横向分辨率和中心波长 λ_c 有关,同时与数值孔径 NA 成反比。

在焦点外区域,高斯光束截面半径的增大导致了横向分辨率变差,

$$\omega(z) = \omega_0 \left[1 + \left(\frac{\lambda_c z}{\pi \omega_0^2} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}, \quad (9)$$

式中 ω_0 为焦点处的束腰半径。可以看出随着离焦距离的增加,其对应深度的横向分辨率变差。

在(8)、(9)式的基础上易得在深度 z 处的横向分辨率 $\sigma(z)$ 和焦点处的横向分辨率 σ_0 的比值为

$$\frac{\sigma(z)}{\sigma_0} = \sqrt{1 + 2.69 \left(\frac{NA^2 z}{\pi \lambda_c} \right)^2}, \quad (10)$$

式中可以看出,物镜的 NA 越大,离焦越远,重构后的图像就越模糊。图 10 所示为不同 NA 下的 SDOCT 重构图像和经过 ISAM 算法重构后的图像中,离焦位置处与焦点处横向分辨率的比值 $\sigma(z)/\sigma_0$ 与离焦距离 z 之间的关系。从图中可以看出,在较小的 NA (0.05) 下,系统的横向分辨率随离焦深度的变化并不明显,不会出现明显的焦外失真。而在使用大 NA 物镜的 SDOCT 系统中,图像的焦外失真明显,此时 ISAM 重构算法以其可以在离焦区达到焦点处的横向分辨率的优势而有着很大的利用价值。

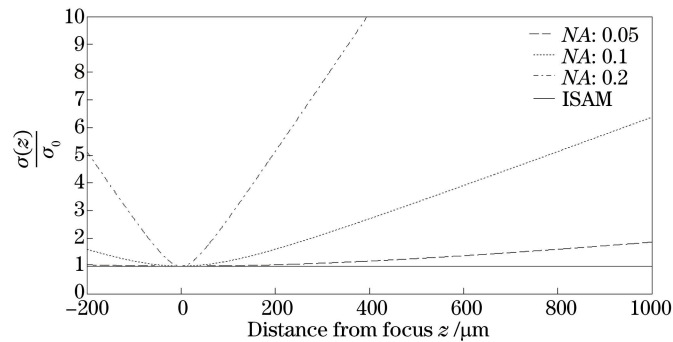


图 10 SDOCT 与 ISAM 算法所得重构图像中 $\sigma(z)/\sigma_0$ 与 z 的关系

Fig. 10 $\sigma(z)/\sigma_0$ of the reconstructed image obtained by SDOCT algorithm and ISAM algorithm versus z

5 结 论

ISAM 算法是一种三维重构算法,可以解决横向分辨率和成像深度互相制约的矛盾,使离焦成像面变得清晰,增大成像深度,对 SDOCT 的成像质量和进一步应用均有很大的帮助。对 ISAM 算法的重构原理和过程进行了分析,同时为了减少运算时间,提高运算效率,将基于 min-max 的 NUFFT 引入 ISAM 算法中,替

代了 Stolt 变换。在传统 SDOCT 系统的基础上,分别使用传统 SDOCT 算法和 ISAM 重构算法对样品进行成像,对结果进行了比较。实验表明 ISAM 算法改善了离焦区的模糊状况,得到了恒定的分辨率,即其深度分辨率基本不受深度变化的影响,同时基于 NUFFT 的 ISAM 算法可以节省很多运算时间,为临床上三维实时成像的高分辨率 SDOCT 应用提供了一定参考。

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] Liu Hao, Gao Wanrong, Chen Chaoliang. Handheld spectral domain optical coherence tomography for *in vivo* teeth imaging[J]. *Chinese J Lasers*, 2016, 43(2): 0204003.
刘 浩, 高万荣, 陈朝良. 手持式牙齿在体谱域光学相干层析成像系统研究[J]. *中国激光*, 2016, 43(2): 0204003.
- [3] Wang Ling, Tu Pei, Shi Ran, *et al.* Quantitative evaluation of three-dimensional bio-printed hydrogel scaffolds by optical coherence tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2015, 42(8): 0804003.
王 玲, 涂 沛, 石 然, 等. 光学相干层析成像技术用于三维生物打印水凝胶支架结构的定量评价研究[J]. *中国激光*, 2015, 42(8): 0804003.
- [4] Swanson E A, Huang D, Hee M R, *et al.* High-speed optical coherence domain reflectometry[J]. *Optical Letters*, 1992, 17(2): 151-153.
- [5] Kasseck C, Lehmann K, Gerhardt N C, *et al.* Spectroscopic Fourier domain optical coherence tomography[C]. *SPIE*, 2007, 6627: 66271L.
- [6] Leitgeb R A, Drexler W, Unterhuber A, *et al.* Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2004, 12(10): 2156-2165.
- [7] Li Peng, Huang Run, Gao Wanrong. Experiment research on optical coherence tomography of human skin[J]. *Chinese J Lasers*, 2009, 36(10): 2498-2502.
李 鹏, 黄 润, 高万荣. 光学相干层析术在人体皮肤成像方面的实验研究[J]. *中国激光*, 2009, 36(10): 2498-2502.
- [8] Hermann B, Fernández E J, Unterhuber A, *et al.* Adaptive-optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2004, 29(18): 2142-2144.
- [9] Ding Z H, Ren H W, Zhao Y H, *et al.* High-resolution optical coherence tomography over a large depth range with an axicon lens[J]. *Optics Letters*, 2002, 27(4): 243-245.
- [10] Cobb M J, Liu X M, Li X D. Continuous focus tracking for real-time optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2005, 30(13): 1680-1682.
- [11] Mo J H, de Groot M, de Boer J F. Focus-extension by depth-encoded synthetic aperture in optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2013, 21(8): 10048-10061.
- [12] Holmes J, Hattersley S, Stone N, *et al.* Multi-channel Fourier domain OCT system with superior lateral resolution for biomedical applications[C]. *SPIE*, 2008, 6847: 68470O.
- [13] Ralston T S, Marks D L, Carney P S, *et al.* Interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Nature Physics*, 2007, 3(2): 129-134.
- [14] Ralston T S, Adie S G, Marks D L, *et al.* Cross-validation of interferometric synthetic aperture microscopy and optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(10): 1683-1685.
- [15] Ralston T S, Marks D L, Boppart S A, *et al.* Inverse scattering for high-resolution interferometric microscopy[J]. *Optics Letters*, 2006, 31(24): 3585-3587.
- [16] Bruno O, Chaubell J. One-dimensional inverse scattering problem for optical coherence tomography [J]. *Inverse Problems*, 2005, 21(2): 499-524.
- [17] Bruno O P, Chaubell J. Inverse scattering problem for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2003, 28(21): 2049-2051.
- [18] Subiza B, Gimeno-Nieves E, Lopez-Sanchez J M, *et al.* Nonuniform FFTs (NUFFT) algorithms applied to SAR imaging[C]. *SPIE*, 2004, 5236: 72-79.
- [19] Ralston T S, Marks D L, Carney P S, *et al.* Real-time interferometric synthetic aperture microscopy[J]. *Optics Express*, 2008, 16(4): 2555-2569.
- [20] Dutt A, Rokhlin V. Fast Fourier transforms for nonequispaced data[J]. *SIAM Journal on Scientific Computing*, 1993, 14(6): 1368-1393.

- [21] Fessler J A, Sutton B P. Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation[J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2003, 51(2): 560-574.
- [22] Ren Bailing. Research on active millimeter-wave imaging algorithms and system for security inspection[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2014.
任百玲. 主动毫米波安检成像算法及系统研究[D]. 北京: 北京理工大学, 2014.
- [23] Li Peng. Theories and experiments on optical coherence tomography[D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2010.
李 鹏. 光学相干层析术理论与实验研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2010.