

偏振频域光学相干层析成像中散斑噪声降低方法

陈艳^{1,2**}, 李中梁^{1,2}, 南楠¹, 步扬^{1,2}, 王琯^{1,2}, 潘柳华^{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 偏振频域光学相干层析成像(OCT)中图像质量受散斑噪声影响较大,散斑噪声会使图像细节变模糊,降低图像清晰度。针对此问题,提出了一种分光谱降低偏振频域 OCT 散斑噪声的方法。该方法将系统的全光谱信号分为多个光谱信号,对每个分立的光谱信号进行窗函数滤波,单独进行常规数据处理,然后将处理后的各个分光谱进行平均合成,达到降低散斑噪声的目的。利用 Matlab 进行仿真,同时搭建实验系统对离体生物样品鸡胸肉进行检测。实验结果表明,该方法可有效降低散斑噪声,提高偏振图像质量。

关键词 成像系统; 偏振光学相干层析成像; 散斑噪声; 分光谱

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0811004

Speckle Noise Reduction in Fourier Domain Polarization-Sensitive Coherence Tomography by Split-Spectrum

Chen Yan^{1,2**}, Li Zhongliang^{1,2}, Nan Nan¹,

Bu Yang^{1,2}, Wang Xuan^{1,2}, Pan Liuhua^{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 Speckle noise is one of the main limiting factors for the image quality of Fourier domain polarization-sensitive optical coherence tomography (FD-PS-OCT). It reduces image contrast and makes tissue boundaries blurred. In order to improve the image quality, a split-spectrum method for speckle noise reduction is proposed. The method splits FD-PS-OCT interference spectrum into several narrower spectrum. Then a filtering window function is performed on every individual narrower spectrum. After the traditional FD-PS-OCT data processing, the several individual spectrums can be averaged to suppress speckle noise. Simulations and experiments show that the proposed method can reduce speckle noise effectively and improve the image quality.

Key words imaging systems; polarization-sensitive optical coherence tomography; speckle noise; split-spectrum

OCIS codes 110.2960; 170.4500; 260.5430; 170.6480

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)^[1-3]是一种非侵入、基于宽带光干涉的光学成像技术,在生物医学诊断方面具有广泛应用。时域 OCT^[1]需要移动参考臂探测样品的不同深度位置信号;频域 OCT^[4](FD-OCT)无需移动参考臂,只需一次探测即可获得样品内部深度信息(A-line 信号),具有高速高分辨的

特点。偏振 OCT^[5](PS-OCT)是一种功能性扩展 OCT 技术,除能够获得传统 OCT 得到的样品强度图像外,还能获得反映样品双折射特性的延迟量图像和快轴方位角图像。将偏振 OCT 与频域 OCT 相结合,发展出了高速高分辨的偏振频域 OCT^[6](FD-PS-OCT)技术,该技术现已成为主流的 PS-OCT 成像模式。

偏振 OCT 利用偏振光对样品进行干涉成像。

收稿日期: 2018-01-25; 修回日期: 2018-04-03; 录用日期: 2018-04-09

基金项目: 上海市科学技术委员会创新行动计划(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)

* E-mail: wxz26267@siom.ac.cn; ** E-mail: chenyan@siom.ac.cn

偏振光入射到样品内部,经反射后携带样品的双折射参数信息^[7-9]。双折射参数的测量提高了某些疾病的诊断准确率,为实现病变早期诊断提供了更丰富的依据,例如通过定量计算视网膜神经纤维层、巩膜等结构的双折射参数可以进行青光眼的诊断^[10-11];通过测量软骨组织中双折射性质的改变可以判断软骨退化程度^[12]等。目前,偏振 OCT 已被广泛应用在皮肤^[9]、眼科^[10-11]以及心血管^[13]等领域。偏振 OCT 图像的质量对于临床诊断非常重要,但其受散斑噪声的影响^[14],散斑噪声会使图像细节变得模糊,并降低图像的清晰度^[15-17]。为了降低散斑噪声的影响,很多方法相继提出,主要包括数字滤波方法和合成法^[18-19]。数字滤波方法主要有自适应空间滤波、小波变换滤波等^[20],其优点在于无需改变系统硬件,但是散斑抑制效果受制于图像本身信息。合成法主要有空间合成法^[21]、频率合成法^[22]以及角度合成法^[23]等,合成法一般是基于物理的合成技术,需要相对

复杂的光学系统结构^[24]。Göttinger 等^[14]在样品的几乎同一位置连续采集了多幅样品纵切面(B-scan)图像,然后对多幅 B-scan 图像进行平均处理降低散斑噪声。该方法不需要复杂的光学系统设计,但需要连续采集多幅 B-scan 图像,数据量大且耗时长,同时,为减少样品运动带来的误差,需要提高采集速率,因此对硬件要求较高。

本文提出一种分光谱降低偏振频域 OCT 散斑噪声的方法。该方法将系统的全光谱干涉信号分成 M 个不同的窄带光谱,对每一个光谱单独进行数据处理,然后对所得 M 个图像进行平均计算,最终获得降低散斑噪声的偏振参量图像。该方法不需要连续测量多幅 B-scan 图像,只需要进行一次测量即可降低噪声,能够减小样品运动引入的误差。

2 分光谱法降低散斑噪声原理

偏振频域 OCT 系统中相互正交的两路干涉信号去掉背景噪声和自相关项后,可以写成:

$$\begin{cases} I_H(x, k) = \sum_n \frac{1}{\sqrt{2}} S(k) \sqrt{R_{sm}(x) R_r} \cos \delta_n \cos[2k \Delta z_n] \\ I_V(x, k) = \sum_n \frac{1}{\sqrt{2}} S(k) \sqrt{R_{sm}(x) R_r} \sin \delta_n \cos[2k \Delta z_n - 2\theta_n] \end{cases}, \quad (1)$$

式中下标 H 和 V 分别表示两路正交干涉信号, x 为样品的横向扫描位置, k 为波数, $S(k)$ 为光源光谱, R_r 为参考镜的反射率, $R_{sm}(x)$ 为在横向位置 x 处样品第 n 层的反射率, Δz_n 为 x 位置处样品臂各层与参考臂之间的光程差, δ_n 为从样品表面到样品第 n 层的延迟量, θ_n 为样品第 n 层的快轴方向。

利用分光谱方法处理散斑噪声时,首先,将偏振频域 OCT 系统中相互正交的两路全光谱干涉信号分别分成几个独立的窄带光谱;然后,对各个分立的窄带光谱进行窗函数滤波及常规的偏振 OCT 数据处理;最后,对处理后的分光谱干涉信号进行平均计算,获得噪声降低的偏振 OCT 图像。

在一幅 B-scan 图像中的每一个位置 x 处,测量获得两路正交的与光源带宽一致的全光谱干涉信号,把每一路的全光谱信号分成 M 个独立的窄光谱信号。在分解过程中主要考虑 3 个因素,即窄光谱信号的中心波长位置、带宽范围和光谱个数 M 。此时,式中两路光谱可分别分解为

$$\begin{cases} I_H(x, k) \rightarrow I_{Hi}(x, k) \\ I_V(x, k) \rightarrow I_{Vi}(x, k) \end{cases}, \quad (2)$$

式中 $i=1, 2, \dots, M$ 。

采用汉宁窗对独立的窄光谱信号进行滤波,然后进行常规的补零、插值和傅里叶变换等处理^[25],则窄光谱复信号可表示为

$$\begin{cases} \tilde{I}_{Hi}(x, z) = \mathcal{F}[I_{Hi}(x, k)] = A_{Hi}(x, z) \cdot \exp[j\Phi_{Hi}(x, z)] \\ \tilde{I}_{Vi}(x, z) = \mathcal{F}[I_{Vi}(x, k)] = A_{Vi}(x, z) \cdot \exp[j\Phi_{Vi}(x, z)] \end{cases}, \quad (3)$$

式中 $A_{Hi}(x, z)$ 和 $A_{Vi}(x, z)$ 为信号的振幅, $\Phi_{Hi}(x, z)$ 和 $\Phi_{Vi}(x, z)$ 为信号的相位。

理论上,每个分立的光谱都含有样品信息,然

而,有些光谱可能处于干涉信号的边缘,因此样品信息不是很丰富,分立后甚至淹没在噪声里。如果在平均合成步骤里包含这种信号,可能会导致平均合

成后的图像质量降低^[26],因此,需要预先剔除这种信号,然后再对剩余的分光谱信号进行平均合成计算。

分光谱降低散斑噪声方法的流程如图 1 所示。

对于每一路干涉信号(H 和 V),可以将原始干涉信号分为 M 个光谱,假设第 M 个信号包含样品信息不丰富,则直接弃用,选择剩余的 $M-1$ 个信号进行平均计算。

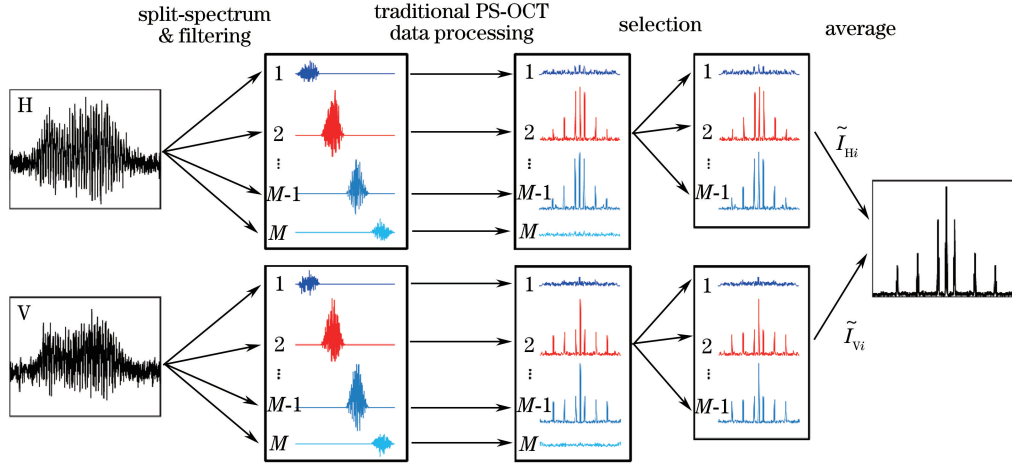


图 1 分光谱降低散斑噪声方法示意图

Fig. 1 Diagram of split-spectrum method for speckle noise reduction

对样品的分光谱信号进行平均合成时,计算强度、延迟量和快轴方位角主要有两种方法。方法一是把 H 和 V 两路光谱经过分光谱后获得的 M 个 A-line 信号分别进行平均,得到平均后的 H 和 V 两路的 A-line 信号,然后按照常规 PS-OCT 处理算法计算强度图像 R 、延迟量图像 δ 和快轴方位角图像 θ ,公式分别为

$$R(x, z) = \sqrt{\left[\sum_{i=1}^M A_{Hi}(x, z) \right]^2 + \left[\sum_{i=1}^M A_{Vi}(x, z) \right]^2} / M, \quad (4)$$

$$\delta(x, z) = \arctan \left[\sum_{i=1}^M A_{Vi}(x, z) / \sum_{i=1}^M A_{Hi}(x, z) \right], \quad (5)$$

$$\theta(x, z) = \pi/2 - \frac{1}{2} \times \left\{ \text{angle} \left[\sum_{i=1}^M \tilde{I}_{Vi}(x, z) \right] - \text{angle} \left[\sum_{i=1}^M \tilde{I}_{Hi}(x, z) \right] \right\}, \quad (6)$$

式中 $\text{angle}[\cdot]$ 表示求相位。

方法二是对每一个分光谱单独计算分立的强度、延迟量和快轴方位角图像,然后再进行平均计算,计算公式为

$$R(x, z) = \sum_{i=1}^M \sqrt{A_{Hi}^2(x, z) + A_{Vi}^2(x, z)} / M, \quad (7)$$

$$\delta(x, z) = \sum_{i=1}^M \arctan [A_{Vi}(x, z) / A_{Hi}(x, z)] / M, \quad (8)$$

$$\theta(x, z) = \pi/2 - \left[\sum_{i=1}^M \Phi_{Vi}(x, z) - \sum_{i=1}^M \Phi_{Hi}(x, z) \right] / 2M. \quad (9)$$

3 仿 真

利用 Matlab 软件进行仿真。仿真中,光源中心波长为 840 nm,半峰全宽(FWHM)为 50 nm,光源参数与 Superlum 的宽带光源(S840-B-I-20, Superlum, 俄罗斯)一致,光源能量谱密度如图 2 所示。仿真的样品为 3 层,每一层与参考臂的光程差 Δz_n 分别为 200, 700, 1200 μm 。每层对应的延迟量 δ 和快轴方位角 θ 均为随机生成,延迟量 δ 分别为

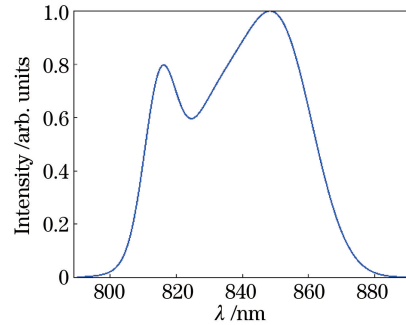


图 2 光源光谱密度分布

Fig. 2 Power spectrum of light source

0.4969, 0.8065, 1.1282 rad; 快轴方位角 θ 分别为 1.2226, 0.7083, 0.4501 rad, A-line 数量 x 设为 200, 每个 A-line 信号中样品和参考臂的光程差、延迟量和快轴方位角相同。仿真的干涉光谱加入 10 dB 的高斯白噪声来模拟测量中的散斑噪声。

将系统的全光谱信号分为 M 个独立光谱时, M 取值为 4^[26]。每个窄带光谱信号的中心波长分别为 802.4, 827.4, 852.5, 877.5 nm, 带宽均为 25 nm。分别利用第 2 节中的两种方法计算强度、延迟量和快轴方位角图像。

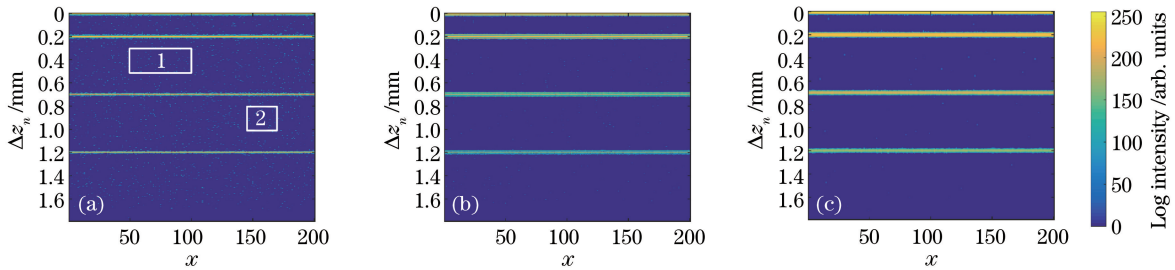


图 3 强度图像仿真结果。(a)未分光谱; (b)方法一; (c)方法二

Fig. 3 Simulation results of intensity images. (a) Before split-spectrum; (b) method 1; (c) method 2

为比较两种方法降低散斑噪声的效果, 分别计算相对均匀的某块区域中强度的平均值和标准差^[14]。具体做法为: 在图 3(b)和图 3(c)中对应位置取出相对均匀的一块区域, 如图中白色实线矩形框区域; 计算矩形框中强度值的平均值和标准差 (SD), SD 越小说明散斑噪声越小, 去噪声效果越好。选取强度相对均匀的两块区域进行计算, 分别标记为区域 1 和区域 2, 区域 1 的窗口大小为 50×60 , 区域 2 的窗口大小为 25×60 , 计算结果如表 1 所示。由表中结果可知, 两种方法均降低了图像的散斑噪声。对于区域 1, 未进行分光谱处理时计算得到的强度标准差约为 7.2263, 方法一计算得到的强度标准差为 1.1369, 降低了约 84.27%; 方法二计算得到的标准差为 0.5202, 降低了约 92.80%。对于区域 2, 方法一和方法二计算得到的标准差分别为 0.7567 和 0.3480, 可见方法二效果较好。

表 1 两种方法在强度图像中散斑噪声降低效果比较

Table 1 Comparison of speckle reduction of 2 methods in intensity images

Method	Region 1 (mean±SD)	Region 2 (mean±SD)
Before split-spectrum	0.9871±7.2263	1.0296±7.1374
Method1	0.0569±1.1369	0.0333±0.7567
Method2	0.0264±0.5202	0.0104±0.3480

强度图像计算结果如图 3 所示。强度图像均为去除背景噪声的图像, 去除背景噪声时, 先设定一个噪声阈值, 阈值设为在背景噪声平均值的基础上加上 2 倍的噪声标准差, 强度值减掉该阈值后, 图像中低于 0 的值设为 0, 高于 0 的值保持不变。为增加对比度, 图中数据均进行了对数计算, 并映射到 0~255。图 3(a)为未进行分光谱时计算得到的强度图像; 图 3(b)和图 3(c)分别为利用方法一和方法二计算得到的强度图像。图 3(b)和图 3(c)的散斑噪声明显小于图 3(a), 可见分光谱方法可以有效降低图像的散斑噪声。

图 4 给出了分别利用两种方法计算得到的延迟量和快轴方位角图像, 图像均进行了背景噪声去除。其中, 图 4(a)、图 4(c)和图 4(e)分别为未分光谱时和利用方法一和方法二计算得到的延迟量图像; 图 4(b)、图 4(d)和图 4(f)分别是相应的快轴方位角图像。可见, 分光谱处理后, 延迟量图像和快轴方位角图像的散斑噪声均明显降低。取与强度图像中对应的两块区域, 计算延迟量和快轴方位角的平均值和标准差, 结果如表 2 和表 3 所示。

在延迟量图像中, 两种方法计算得到的标准差均较小且数值相近。在区域 1 中, 利用方法一和方法二计算得到的标准差分别为 0.0525 rad 和 0.0535 rad; 在区域 2 中, 利用两种方法计算得到的标准差分别为 0.0466 rad 和 0.0305 rad, 显然方法二的延迟量标准差小于方法一, 即方法二优于方法一。

在快轴方位角图像中, 对于区域 2, 利用方法一计算获得的快轴方位角的标准差为 0.0453 rad, 利用方法二计算获得的标准差为 0.0222 rad, 方法二结果优于方法一; 而对于区域 1, 利用方法二获得的标准差略大于方法一, 但相差不大。综合强度图像、延迟量图像及快轴方位角图像的散斑去除效果, 可知方法二优于方法一。在后续实验中, 采用方法二对图像进行降噪处理。

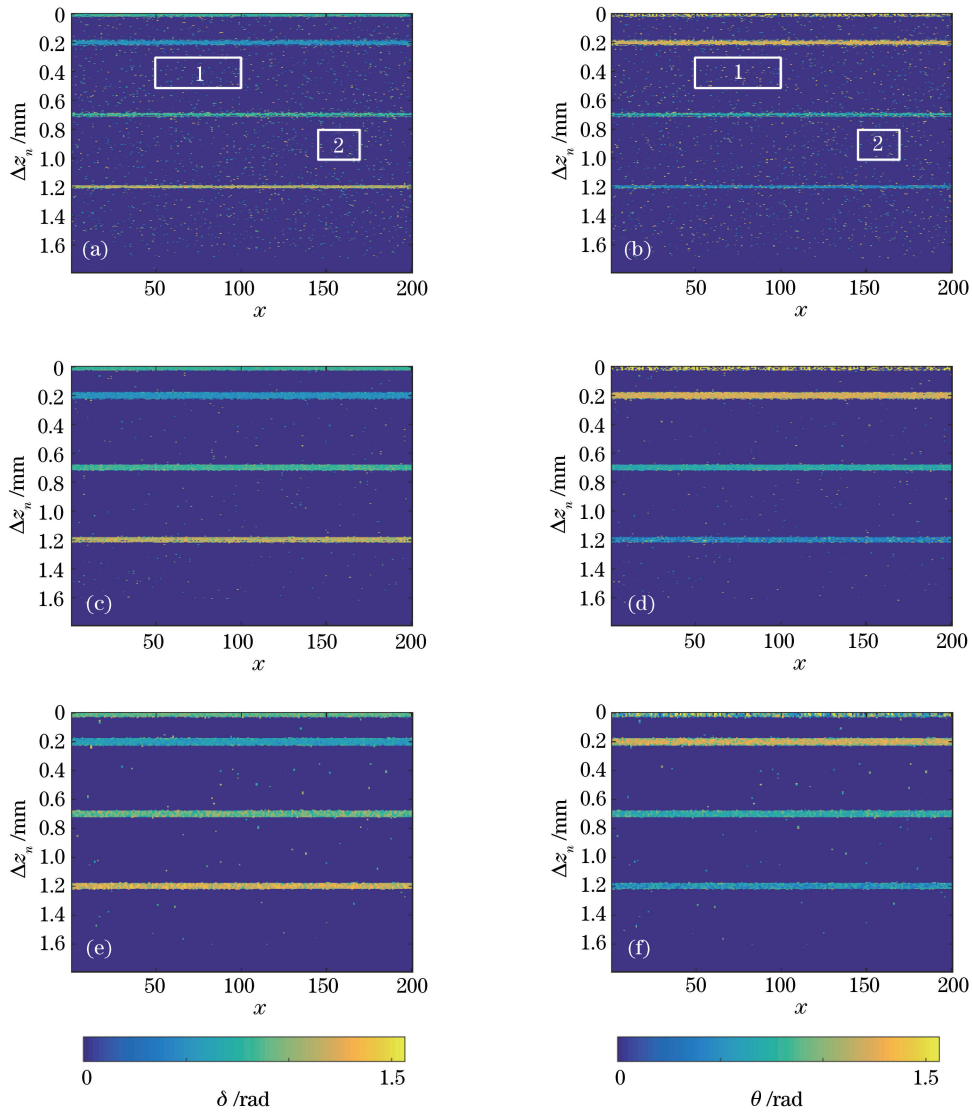


图 4 延迟量和快轴方位角图像仿真结果。(a)未分光谱,(c)利用方法一及(e)方法二获得的延迟量图像;
(b)未分光谱,(d)利用方法一及(e)方法二获得的快轴方位角图像

Fig. 4 Simulation results of the polarization images. Retardation images, (a) before split-spectrum, (c) method 1, (e) method 2; fast axis orientation images, (b) before split-spectrum, (d) method 1, (f) method 2

表 2 两种方法在延迟量图像中散斑噪声降低效果比较

Table 2 Comparison of speckle reduction of two methods in retardation images

Method	Region 1 (mean±SD) /rad	Region 2 (mean±SD) /rad
Before split-spectrum	0.0191±0.1287	0.0226±0.1457
Method 1	0.0031±0.0535	0.0021±0.0466
Method 2	0.0032±0.0525	0.0011±0.0305

表 3 两种方法在快轴方位角图像中散斑噪声降低效果比较

Table 3 Comparison of speckle reduction of two methods in fast axis orientation images

Method	Region 1 (mean±SD) /rad	Region 2 (mean±SD) /rad
Before split-spectrum	0.0209±0.1518	0.0225±0.1486
Method 1	0.0015±0.0320	0.0023±0.0453
Method 2	0.0032±0.0535	0.0008±0.0222

图 5 给出了利用分光谱方法进行信号处理前后的 A-line 信号。A-line 信号中点扩展函数的 FWHM 与纵向分辨率相关,宽度越窄表示纵向分辨率越高。未分光谱时,A-line 信号的点扩展函数相对较窄。分光谱后,两种方法的点扩展函数展宽,即纵向分辨率

降低。这是因为分光谱后,每一个分立的光谱相对于原光谱的光源带宽变窄,分辨率下降。将散斑噪声视为影响图像质量的主要因素时,虽然分光谱方法会造成纵向分辨率下降,但通过选取合适的 M 即可有效降低散斑噪声,提高图像质量。

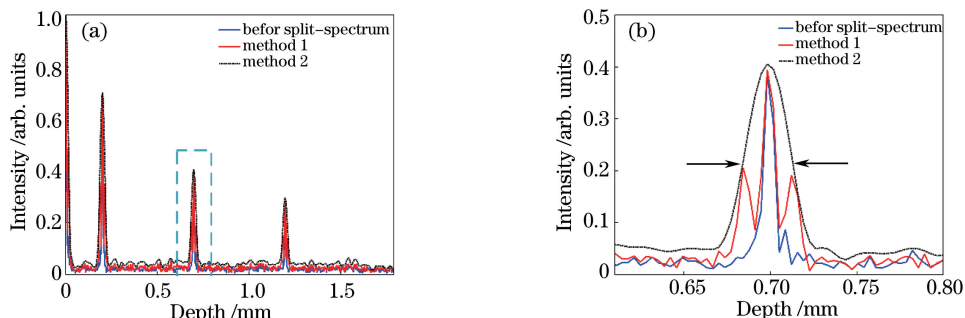


图 5 利用分光谱方法进行信号处理前后 A-line 信号对比。(a)总体图;(b)图(a)中虚框部分放大图
Fig. 5 Comparison of A-line signals before and after using the split-spectrum method.
(a) Whole result; (b) enlarged view of dashed box in Fig. (a)

4 实 验

搭建如图 6 所示的 FD-PS-OCT 实验系统^[27],该系统光源采用宽带光源(S840-B-I-20, Superlum, 俄罗斯),中心波长为 840 nm,FWHM 为 50 nm。光源发出的光经过起偏器变为线偏振光,然后被非偏振敏感分束器(NPBS)分为参考光和样品光。参考光经过 22.5°放置的四分之一波片(QWP1)照射到参考镜上;样品光经过 45°放置的四分之一波片

(QWP2)和扫描振镜后,被聚焦透镜聚焦在样品上。从参考臂返回的参考光与从样品臂返回的带有样品偏振信息的样品光在 NPBS 处发生干涉,然后被偏振敏感分束器(PBS)分成正交的两束偏振干涉光。两束干涉光分别耦合进入光纤,经光谱仪探测。光谱仪中 CCD(Atmel Aviiiva M2 CL 2014, E2V, 英国)的读出速率为 20 kHz,即系统的 A-line 采集速率为 20 kHz。CCD 像素数为 2048,由于同时探测两路正交偏振光,每一路偏振光各占用 1024 pixel。

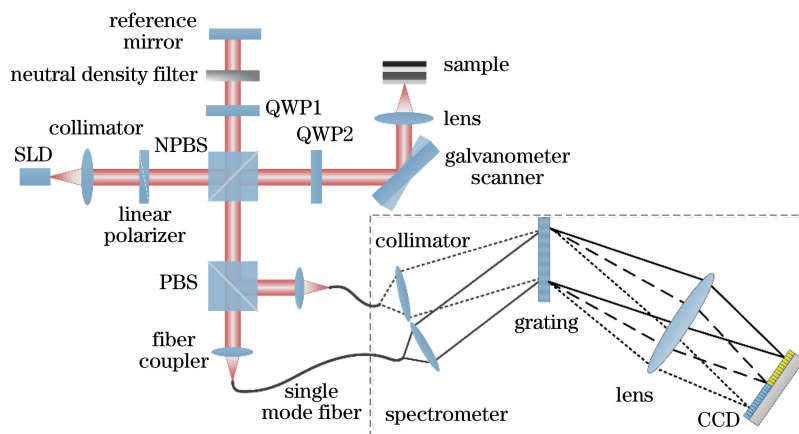


图 6 偏振频域 OCT 系统结构示意图
Fig. 6 Schematic of FD-PS-OCT system

利用上述系统对离体鸡胸肉样品进行成像,该样品各向特性相对一致。对采集的数据按照第 2 节方法进行分光谱散斑噪声抑制处理,获得的结果如图 7 所示。其中,图 7(a)、图 7(c)和图 7(e)分别为未分光谱时获得的强度、延迟量和快轴方位角图像;

图 7(b)、图 7(d)和图 7(f)分别为采用分光谱法处理后获得的强度、延迟量和快轴方位角图像。图中白色实线矩形框 1~6 表示不同的感兴趣区域,区域 0 表示背景噪声,区域 1、2、4、6 表示图像相对均匀的区域。由图中结果可知,分光谱后散斑噪声降低。

在延迟量图像中,图 7(c)和图 7(d)具有周期性的带状结构,这是随样品深度增加,延迟量累积跳变的结果^[28];经过分光谱处理后,图 7(d)比图 7(c)散斑噪声更少。在快轴方位角图像中,图 7(e)和图 7(f)相对均匀,快轴方位角不随深度变化;同样,经过分光谱散斑噪声处理后,图 7(f)噪声更少。由于系统限制,采集到的图像质量不是十分理想,仅从图像上观察散斑噪声降低的效果并不特别明显,为此,选取样

品均匀区域 1 的数据计算强度、延迟量和快轴方位角的平均值和标准差,结果如表 4 所示。进行分光谱处理后,强度的标准差由 64.8879 降低到 33.4884,降低了 48.39%;延迟量的标准差由 0.3156 rad降低到 0.2045 rad,降低了 35.20%;快轴方位角的标准差由 0.5139 rad 降低到 0.2732 rad,降低了 46.84%。该结果验证了分光谱方法降低散斑噪声的有效性。

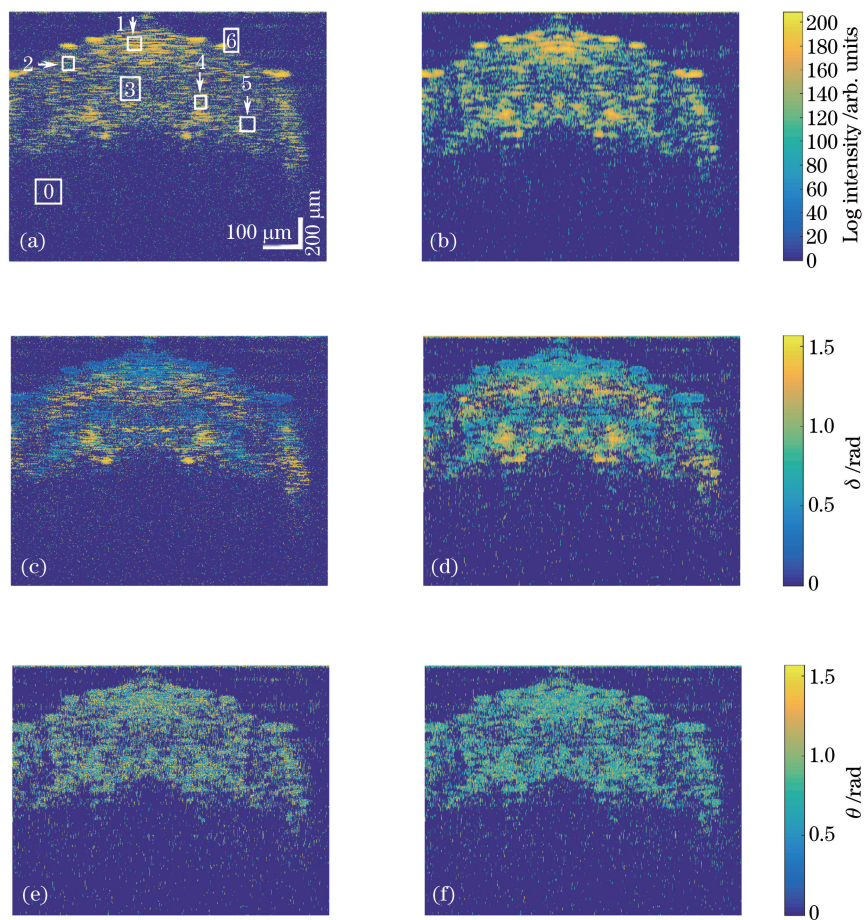


图 7 鸡胸肉偏振 OCT 图像散斑噪声降低效果对比图。(a)(b)分光谱处理前后的强度;
(c)(d)分光谱处理前后的延迟量图像;(e)(f)分光谱处理前后的快轴方位角图像

Fig. 7 PS-OCT images of chicken breast muscle. (a)(b) Intensity images before and after using the split-spectrum method;
(c)(d) retardation images before and after using the split-spectrum method;
(e)(f) fast axis orientation images before and after using the split-spectrum method

表 4 偏振 OCT 图像分光谱前后散斑噪声比较

Table 4 Comparison of speckle reduction in PS-OCT images before and after split-spectrum method

Method	Intensity (mean±SD)	Retardation (mean±SD) /rad	Fast axis orientation (mean±SD) /rad
Before split-spectrum	129.5587±64.8879	0.4002±0.3156	0.6450±0.5139
Method 2	148.4446±33.4884	0.6437±0.2045	0.7774±0.2732

除图像标准差外,可以利用信噪比(SNR)、对比度噪声比(CNR)和平均等效视数(ENL)等常用的图像质量评估参数^[23]分析分光谱降低散斑噪声的效果。其中,SNR表示信号与噪声之间的比值;CNR表示图像和背景噪声之间的对比度;ENL表示图像均匀区域的平滑程度,计算公式分别为

$$S_{NR} = 10 \log_{10} [\max(S_{in}^2/\sigma_{in}^2)], \quad (10)$$

$$C_{NR} = \frac{1}{N} \sum_{r=1}^N (\mu_r - \mu_b) / \sqrt{\sigma_r^2 + \sigma_b^2}, \quad (11)$$

$$E_{NL} = \frac{1}{H} \sum_{m=1}^H \mu_m^2 / \sigma_m^2, \quad (12)$$

式中 S_{in} 和 σ_{in}^2 分别为线性空间内图像强度和背景

噪声的方差, μ_r 和 σ_r^2 分别为对数空间内感兴趣区域的平均值和方差, μ_b 和 σ_b^2 分别为对应图像背景噪声的平均值和方差, μ_m 和 σ_m^2 分别为图像均匀区域的平均值和方差。

对图7中方框标示区域进行计算,可分别得到分光谱前后强度图像、延迟量图像和快轴方位角图像的SNR、CNR(区域1~6)和ENL(区域1~2、4~5),结果如表5所示。强度图像、延迟量图像和快轴方位角图像的SNR分别提高了1.45 dB、2.58 dB和2.79 dB,CNR分别提高了1.75、1.91和1.86倍,ENL分别提高了3.52、3.91和3.88倍。该结果验证了分光谱方法可有效降低散斑噪声。

表5 分光谱前后偏振OCT图像的SNR、CNR和ENL对比

Table 5 SNR, CNR and ENL for PS-OCT images before and after using split-spectrum method

Item	Method	SNR /dB	CNR	ENL
R	Before split-spectrum	26.1651	1.0020	2.1539
	Method 2	27.6180	1.7557	7.5866
	Improvement	1.4529	1.7522	3.5223
δ	Before split-spectrum	18.2318	0.7664	1.4162
	Method 2	20.8118	1.4651	5.5352
	Improvement	2.5800	1.9117	3.9085
θ	Before split-spectrum	18.0250	0.7033	1.0144
	Method 2	20.8123	1.3065	3.9362
	Improvement	2.7873	1.8577	3.8803

5 结 论

针对偏振频域OCT中散斑噪声影响图像质量的问题,提出了一种分光谱降低散斑噪声的方法。该方法将系统全光谱信号分为几个不同的分光谱,并对各个分光谱进行光谱整形后,按照常规FD-PS-OCT数据处理方法进行处理,然后将各个分光谱的计算结果进行平均以降低散斑噪声。该方法不需要连续测量多幅B-scan图像,减小了样品运动引入的误差。利用该方法后,鸡胸肉样品延迟量图像的标准差降低了35.20%,快轴方位角图像的标准差降低了46.84%,偏振图像的SNR、CNR及ENL均有不同程度提高。实验结果表明,该方法能够有效降低偏振频域OCT图像中的散斑噪声,提高成像质量。

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] Wang X, Li Z L, Wang X Z, *et al.* A method to improve sensitivity of swept source optical coherence tomography system [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2017, 44(8): 0807002.
- [3] Pan L H, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Depth-dependent dispersion compensation for optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(5): 0511002.
- [4] Fercher A F, Hitzinger C K, Kamp G, *et al.* Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1-2): 43-48.
- [5] Hee M R, Huang D, Swanson E A, *et al.* Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 1992, 9(6): 903-908.
- [6] Yasuno Y, Makita S, Sutoh Y, *et al.* Birefringence imaging of human skin by polarization-sensitive spectral interferometric optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2002, 27(20): 1803-1805.
- [7] De Boer J F, Milner T E, Van Gemert M J C, *et al.*

- Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1997, 22(12): 934-936.
- [8] Hitzenberger C K, Götzinger E, Sticker M, *et al.* Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2001, 9(13): 780-790.
- [9] Yasuno Y, Makita S, Sutoh Y, *et al.* Birefringence imaging of human skin by polarization-sensitive spectral interferometric optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2002, 27(20): 1803-1805.
- [10] Götzinger E, Pircher M, Hitzenberger C K. High speed spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography of the human retina [J]. *Optics Express*, 2005, 13(25): 10217-10229.
- [11] Sugiyama S, Hong Y J, Kasaragod D, *et al.* Quantitative polarization and flow evaluation of choroid and sclera by multifunctional Jones matrix optical coherence tomography [J]. *Proceedings of SPIE*, 2016, 9693: 96930M.
- [12] Brill N, Wirtz M, Merhof D, *et al.* Polarization-sensitive optical coherence tomography-based imaging, parameterization, and quantification of human cartilage degeneration [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, 21(7): 076013.
- [13] Kuo W C, Hsiung M W, Shyu J J, *et al.* Assessment of arterial characteristics in human atherosclerosis by extracting optical properties from polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2008, 16(11): 8117-8125.
- [14] Götzinger E, Pircher M, Baumann B, *et al.* Speckle noise reduction in high speed polarization sensitive spectral domain optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2011, 19(15): 14568-14584.
- [15] Schmitt J M, Xiang S H, Yung K M. Speckle in optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1999, 4(1): 95-106.
- [16] Shen T M, Gu Y, Wang T S, *et al.* Speckle reduction in optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2008, 35(9): 1437-1440. 沈婷梅, 顾瑛, 王天时, 等. 光学相干层析成像中散斑噪声减小算法[J]. *中国激光*, 2008, 35(9): 1437-1440.
- [17] Gong G H, Zhang H M, Yao M Y. Speckle noise reduction algorithm with total variation regularization in optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2015, 23(19): 24699-24712.
- [18] Jian Z P, Yu Z X, Yu L F, *et al.* Speckle attenuation in optical coherence tomography by curvelet shrinkage [J]. *Optics Letters*, 2009, 34(10): 1516-1518.
- [19] Puvanathan P, Bizheva K. Speckle noise reduction algorithm for optical coherence tomography based on interval type II fuzzy set[J]. *Optics Express*, 2007, 15(24): 15747-15758.
- [20] Ozcan A, Bilenca A, Desjardins A E, *et al.* Speckle reduction in optical coherence tomography images using digital filtering [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2007, 24(7): 1901-1910.
- [21] Jørgensen T M, Thrane L, Mogensen M, *et al.* Speckle reduction in optical coherence tomography images of human skin by a spatial diversity method [J]. *Proceedings of SPIE*, 2007, 6627: 66270P.
- [22] Pircher M, Götzinger E, Leitgeb R, *et al.* Speckle reduction in optical coherence tomography by frequency compounding [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2003, 8(3): 565-569.
- [23] Cui D Y, Bo E, Luo Y M, *et al.* Multifiber angular compounding optical coherence tomography for speckle reduction[J]. *Optics Letters*, 2017, 42(1): 125-128.
- [24] Huang B J, Bu P, Wang X Z, *et al.* Speckle reduction in parallel optical coherence tomography by spatial compounding [J]. *Optics & Laser Technology*, 2013, 45: 69-73.
- [25] Baumann B, Götzinger E, Pircher M, *et al.* Single camera based spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2007, 15(3): 1054-1063.
- [26] Jia Y L, Tan O, Tokayer J, *et al.* Split-spectrum amplitude-decorrelation angiography with optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2012, 20(4): 4710-4725.
- [27] Chen Y, Li Z L, Nan N, *et al.* Automatic spectral calibration for polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2017, 25(20): 23605-23618.
- [28] Fan C M, Yao G. Mapping local retardance in birefringent samples using polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2012, 37(9): 1415-1417.