

# 基于标定臂的低噪声光学相干层析成像技术

汪毅 陈晓冬 王婷 冷吉 郁道银

(天津大学教育部光电信息与技术重点实验室, 天津 300072)

**摘要** 针对光学相干层析(OCT)技术受散斑噪声影响严重的问题,研究了低噪声 OCT 成像技术。在系统中加入标定臂,利用标定信号对纵向扫描位置进行精确定位,降低检测过程中样品微位移所引入的误差;并在此基础上对各次纵向扫描信号进行曲波(curvelet)变换,采用自适应阈值法滤除图像散斑噪声,最后通过对多次纵向扫描信号的 curvelet 系数进行权重滤波和均值处理进一步降低散斑噪声。实验结果证明,与未经 curvelet 滤波的多次纵向扫描平均图像相比,低噪声 OCT 成像技术可以提高信噪比 18.35%。

**关键词** 医用光学; 相干光学; 光学相干层析; 散斑噪声; 标定臂

**中图分类号** R318 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201340.1104001

## Low Noise Optical Coherence Tomography Imaging Technology Based on Demarcating Arm

Wang Yi Chen Xiaodong Wang Ting Leng Ji Yu Daoyin

(Key Laboratory of Opto-Electronics Information and Technical Science, Ministry of Education,  
Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract** This paper describes a low noise optical coherence tomography (OCT) technology based on curvelet algorithm and a demarcating arm to decrease the speckle noise in OCT. The demarcating arm in the Michelson interferometer makes the precise positioning of A-scans possible and diminishes the displacement error caused by tissue moving. Besides, each A-scan is curvelet transformed and adaptive filtered, the curvelet coefficients are weighted, averaged and reconstructed to reduce speckle noise. Compared with traditional A-scans average method, the application of curvelet algorithm and demarcating arm in low noise OCT provides 18.35% increase in signal to noise ratio.

**Key words** medical optics; coherence optics; optical coherence tomography; speckle noise; demarcating arm

**OCIS codes** 170.0110; 170.3880; 170.4500

## 1 引 言

光学相干层析(OCT)技术是一种无损伤、非介入的检测手段,近年来在医学诊断领域发展迅速。OCT 利用低相干光成像,其核心装置是迈克尔孙干涉仪,通过检测组织背散射光形成的干涉信号,提取组织信息,其图像分辨率可达到  $1\sim 15\ \mu\text{m}$ <sup>[1]</sup>。

OCT 图像受散斑噪声影响严重<sup>[2]</sup>,影响 OCT 作为诊断依据的应用价值。为降低 OCT 中散斑噪声的影响,提高图像信噪比,国内外多个研究组提出了各种基于软、硬件的方法<sup>[3-7]</sup>。其中,纵向扫描平均法是消除散斑噪声的主要手段,但该方法通常需

要对同一区域进行多次重复成像,降低了成像速度。并且,由于被测组织移动、纵向扫描机构稳定性等因素的影响,在各次纵向扫描数据间引入了对准误差,也降低了该方法的有效性<sup>[8-9]</sup>。

本文提出了一种低噪声 OCT 技术,对各次扫描获得的 OCT 信号进行曲波(curvelet)变换,通过对 curvelet 系数进行权重滤波和均值处理,降低 OCT 图像的散斑噪声。同时,在 OCT 成像系统中加入标定臂,通过对同一横向位置的多条纵向扫描线进行定位,消除检测过程中待测组织微位移引入的误差,进一步提高了图像信噪比。

收稿日期: 2013-05-02; 收到修改稿日期: 2013-07-02

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金(30800245)

作者简介: 汪毅(1981—),女,博士,讲师,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: koala\_wy@tju.edu.cn

## 2 低噪声 OCT 成像技术

### 2.1 带标定臂的低噪声 OCT 系统

低噪声 OCT 系统原理结构如图 1 所示。低相干光源(SLD)发出的光被  $2 \times 2$  分束器 1 分为两束光。一束为定位光,由固定反射镜反射;另一束为检测光,进入  $2 \times 2$  分束器 2,并被分为样品光和参考光,分别经待测组织背散射和快速扫描延迟线(RSOD)反射。同时,部分样品背散射光与参考反射光返回分束器 1。参考臂中的快速扫描延迟线对光程进行扫描,由于定位臂的光程小于样品臂光程,因此参考反射光分别与分束器 1 中的固定反射镜的反射光以及分束器 2 中的样品光发生干涉,先后产生定位干涉光信号和含有组织信息的样品干涉光信号,分别由探测器 1 和探测器 2 接收,如图 2 所示。

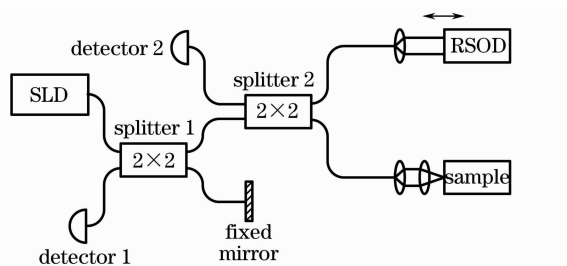


图 1 低噪声 OCT 结构

Fig. 1 Low noise OCT structure

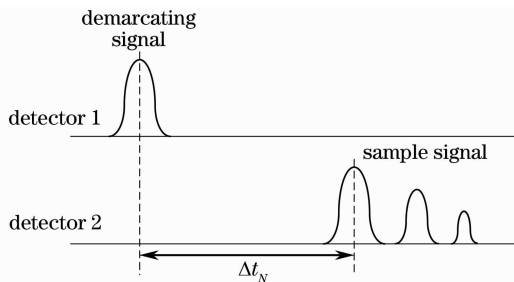


图 2 定位信号与样品信号

Fig. 2 Demarcating signal and sample signal

低噪声 OCT 系统对待测组织的同一横向位置进行多次纵向扫描,根据第  $N$  次纵向扫描时样品干涉光信号与定位信号间的时间差  $\Delta t_N$ ,可获得第  $N$  次纵向扫描时组织表面相对固定反射镜的位置  $L_N$

$$L_N = \Delta t v, \quad (1)$$

其中  $v$  是纵向扫描速度。根据各次纵向扫描时组织表面位置  $L_N$ ,即可求得待测组织在检测期间微位移导致的误差  $e_N$ :

$$e_N = L_N - L_{(N+1)}. \quad (2)$$

利用软件调整各次纵向扫描数据中样品信息的起始位置,可使各次纵向扫描数据对齐,如图 3 所示,从而消除检测过程中样品微位移引入的误差  $e_N$ ,为下一步去噪声处理做准备。

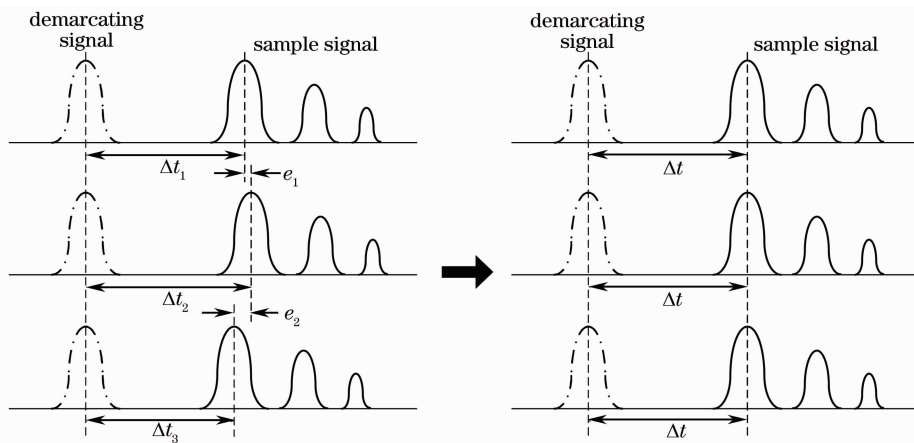


图 3 各次纵向扫描间样品微位移误差及补偿结果

Fig. 3 Error of each A-scan and compensation result

### 2.2 带自适应阈值的 curvelet 滤波

对第  $n$  次扫描获得的二维数据  $S_n(x, y)$  进行 curvelet 变换,得到 curvelet 系数  $C_n(i, j)$ 。对  $C_n(i, j)$  进行权重及均值化处理即

$$\hat{C}_n(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N C_n(i, j) \times W_n(i, j), \quad (3)$$

式中  $N$  为对同一区域的成像次数,  $W_n(i, j)$  为  $C_n(i, j)$  中各系数的权重,即

$$W_n(i, j) = \begin{cases} 1, & |C_n(i, j)| \geq k\sigma_n(i, j) \\ \left( \frac{1}{2a} \sum_{m=n-a}^{n+a} C_m(i, j) \right) / C_n(i, j), & |C_n(i, j)| < k\sigma_n(i, j) \end{cases} \quad (4)$$

式中  $k$  为限定系数,  $a$  为压缩尺度, 它们共同决定低能量 curvelet 系数的权重, 即图像中散斑噪声的滤除效果。 $\sigma_n(i, j)$  为各次扫描成像间的方差

$$\sigma_n(i, j) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{m=1}^N [C_n(x, y) - C_m(x, y)]^2}. \quad (5)$$

利用(1)式完成 curvelet 系数权重及均值化处理后, 对  $\hat{C}_n(i, j)$  进行 curvelet 反变换, 即可消除原 OCT 图像中的散斑噪声, 获得高信噪比图像。

### 3 实验结果及分析

以多层塑胶片为样品验证低噪声 OCT 系统降噪能力。图 4(a) 为不使用 curvelet 去噪算法, 单次采集获得的 OCT 图像, 可见明显散斑噪声, 信噪比为 32.13 dB。图 4(b) 为加入定位臂后, 不使用

curvelet 去噪算法, 5 次纵向扫描平均的结果, 信噪比为 37.04 dB。图 4(c) 为无标定臂, 使用 curvelet 去噪算法, 5 次纵向扫描平均的结果, 信噪比为 36.68 dB, 较原始图像提高约 14.16%, 但由于搭载样品的压电平台在检测过程中发生微位移, 在同一横向位置采集的多次纵向扫描数据之间产生对准误差, 因此在处理过程中信号经叠加展宽, 且出现错位, 降低了纵向分辨率和检测精度。图 4(d) 为搭建的低噪声 OCT 图像, 经 5 次纵向扫描平均的结果, 信噪比为 43.84 dB, 较图 4(a) 提高约 36.45%, 由于定位臂的加入, 使图像保持了原有的纵向分辨率; 同时, curvelet 滤波的加入使图 4(d) 的信噪比较图 4(b) 提高约 18.35%。图 4(e) 为纵向扫描平均法处理前后的 OCT 图像信号对比。

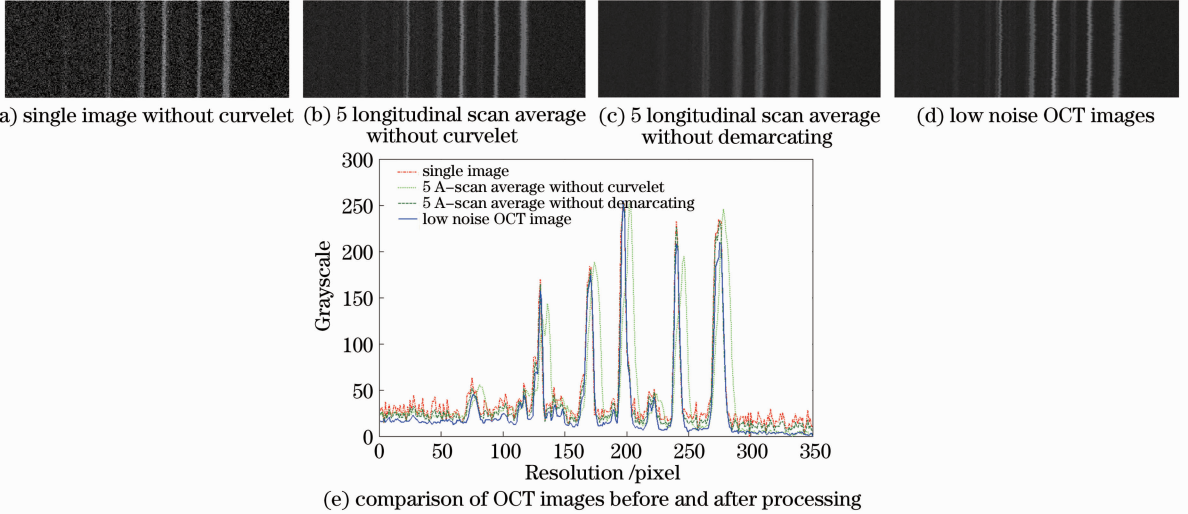


图 4 OCT 图像对比

Fig. 4 Comparison of OCT images

### 4 结 论

OCT 作为弱光检测技术受散斑噪声影响严重。提出一种低噪声 OCT 技术, 对各次扫描获得的 OCT 信号进行 curvelet 变换, 通过对 curvelet 系数进行权重滤波和均值处理, 降低 OCT 图像的散斑噪声。由于在 curvelet 系数权重的计算中同时考虑在同一区域采集的多幅图像, 且针对每个 curvelet 系数分别计算权重, 实现了 curvelet 系数权重的自适应修正, 因此与仅针对单幅图像 curvelet 系数进行处理或采用硬权重的处理方法相比, 更有效地降低了 OCT 图像中的噪声。同时, 在 OCT 成像系统中加入标定臂, 通过对同一横向位置的多条纵向扫

描线进行定位, 消除检测过程中待测组织微位移引入的误差, 进一步提高图像信噪比, 增加图像细节的分辨率, 有助于辅助医生诊断。

### 参 考 文 献

- 1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- 2 J M Schmitt, S H Xiang, K M Yung. Speckle in optical coherence tomography[J]. *J Biomed Opt*, 1999, 4(1): 95-105.
- 3 A Ozcan, A Bilencu, A E Desjardins, *et al.*. Speckle reduction in optical coherence tomography images using digital filtering[J]. *J Opt Soc Am A*, 2007, 24(7): 1901-1910.
- 4 M Hughes, M Spring, A Podoleanu. Speckle noise reduction in optical coherence tomography of paint layers[J]. *Appl Opt*, 2010, 49(1): 99-107.
- 5 A Wong, A Mishra, K Bizheva, *et al.*. General Bayesian

- estimation for speckle noise reduction in optical coherence tomography retinal imagery[J]. *Opt Express*, 2010, 18(8): 8338–8352.
- 6 P Lee, W Gao, X Zhang. Speckle properties of the logarithmically transformed signal in optical coherence tomography[J]. *J Opt Soc Am A*, 2011, 28(4): 517–522.
- 7 M A Mayer, A Borsdorf, M Wagner, *et al.*. Wavelet denoising of multiframe optical coherence tomography data[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(3): 572–589.
- 8 A E Desjardins, B J Vakoc, G J Tearney, *et al.*. Speckle reduction in OCT using massively-parallel detection and frequency-domain ranging [J]. *Opt Express*, 2006, 14(11): 4736–4745.
- 9 E Gotzinger, M Pircher, B Baumann, *et al.*. Speckle noise reduction in high speed polarization sensitive spectral domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2011, 19(15): 14568–14584.

栏目编辑:韩 峰