

# 光学相干层析图像的小波去噪方法研究

邓菊香 梁艳梅

(南开大学现代光学研究所光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300071)

**摘要** 光学相干层析成像过程中产生的噪声恶化了其成像质量。提高图像的信噪比一直是光学相干层析系统研制中一个焦点问题。根据光学相干层析系统采集的原始图像的信号和噪声分布的特点,对双变量收缩的小波去噪方法进行了改进,增加噪声系数比较多的子带的死亡地带半径来去除图像的噪声。利用对比度噪声比率、信噪比和边缘保持参数等评价指标来评价图像的改善效果。结果表明该方法能有效地去除噪声并可保留光学相干层析原始图像的边缘特征。

**关键词** 相干光学; 光学相干层析术; 小波变换; 图像去噪; 信噪比

**中图分类号** TN911.73 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20092908.2138

## Noise Reduction with Wavelet Transform in Optical Coherence Tomographic Images

Deng Juxiang Liang Yanmei

(Key Laboratory of Opto-Electronic Information Science and Technology, Ministry of Education, Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China)

**Abstract** Noise in optical coherence tomographic (OCT) imaging degrades the quality of images, so improving image's signal-to-noise ratio (SNR) is a focal problem in the development of OCT system. According to the distribution characteristics of signal and image noise collected by OCT system, a wavelet denoising method with a bivariate shrinkage function is improved, by increasing the radius of deadzone in a subband which includes more noise coefficient, to reduce noise. Some estimation parameters, such as contrast-to-noise ratio (CNR), SNR and edge preservation parameter, are used to estimate the improved effect of the image. The results show that it can reduce noise effectively and preserve edge information.

**Key words** coherence optics; optical coherence tomography; wavelet transform; image denoising; signal-to-noise ratio

### 1 引言

光学相干层析成像<sup>[1~4]</sup> (Optical coherence tomography, OCT)是近年来发展较快的一种无损的扫描成像技术。它结合了光学和激光技术、生物技术、超微弱信号检测技术、精密仪器工程及数字图像处理等多项技术,利用宽带光的弱相干特性,通过物质的背向反射或散射光对生物组织的内部微观结构进行高分辨率断层成像。因其成像具有微米级的分辨率和很高的灵敏度,不但可以实现实时生物组织活体检测,而且系统的体积和制造成本都远小于核磁共

振成像(MRI),这使得该技术在实验研究和临床应用方面大有可为,逐渐引起国内外有关专家的关注。

OCT 技术成像过程中,由于系统中存在各种噪声干扰,造成图像失真、清晰度变差,所以必须采取措施降低图像的噪声,提高图像质量。在 OCT 技术发展的过程中,探索了很多降低噪声的方法,目前使用的方法主要有偏振合成法<sup>[5]</sup>、空域合成法<sup>[6]</sup>、频域合成法<sup>[7]</sup>和数字信号处理方法<sup>[8~10]</sup>等。

本文采用一种双变量收缩的小波去噪算法来降低 OCT 图像的噪声。根据 OCT 图像的空间结构

收稿日期: 2008-09-25; 收到修改稿日期: 2008-12-11

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(60677012)、国家自然科学基金重点项目(60637020)和天津市应用基础与前沿技术研究计划重点项目(09JCZDJC18300)资助课题。

作者简介: 邓菊香(1982—),女,硕士研究生,主要从事光学相干层析图像处理方面的研究。

E-mail: shelly6332@yahoo.com.cn

导师简介: 梁艳梅(1970—),女,副教授,主要从事光学相干层析术及信号处理等方面的研究。

E-mail: ymliang@nankai.edu.cn(通信联系人)

特征,对 Sendur 等<sup>[11,12]</sup>提出的方法进行了改进,通过增加噪声系数比较多的子带的死亡地带半径,达到降低图像噪声的效果。

## 2 理论分析

假设图像包含的是方差为  $\sigma_N^2$  的高斯白噪声,对输入的图像进行小波变换,得到小波分解系数。设  $X_{2k}$  为  $X_{1k}$  的父系数,其中父系数  $X_{2k}$  定义为与小波系数  $X_{1k}$  在相同的位置但在下一个分解层的系数,于是

$$Y_{1k} = X_{1k} + N_{1k}, \quad (1)$$

$$Y_{2k} = X_{2k} + N_{2k}, \quad (2)$$

式中  $Y_{1k}$  和  $Y_{2k}$  分别包含噪声的观测项,而  $N_{1k}$  和  $N_{2k}$  则为噪声系数项。考虑小波系数与其父系数之间存在的统计依赖性,可将其写为

$$Y_k = X_k + N_k, \quad k = 1, 2, \dots (\text{小波系数}) \quad (3)$$

式中  $Y_k = (Y_{1k}, Y_{2k})$ ,  $X_k = (X_{1k}, X_{2k})$ ,  $N_k = (N_{1k}, N_{2k})$ 。方程中的系数下标  $k$  可以略去。

关于(3)式的一种经典的极大后验(Maximum a posteriori, MAP)估算器为

$$\hat{X}(Y) = \arg \max_X p_{X|Y}(X/Y), \quad (4)$$

使用贝叶斯法则,得到

$$\hat{X}(Y) = \arg \max_X [p_N(Y - X) \cdot p_X(X)]. \quad (5)$$

从(5)式看出,为了估算原始信号,必须知道噪声和小波系数的概率密度分布。假设噪声为高斯白噪声,那么它的概率密度函数可写为

$$p_N(N) = \frac{1}{2\pi\sigma_N^2} \exp\left(-\frac{N_1^2 + N_2^2}{2\sigma_N^2}\right). \quad (6)$$

Sendur 等<sup>[11,12]</sup>提出了系数与其父系数的联合概率密度函数,其非高斯的双变量的概率密度函数为

$$p_X(X) = \frac{3}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{\sqrt{3}}{\sigma} \sqrt{X_1^2 + X_2^2}\right), \quad (7)$$

可推导出联合收缩函数为

$$\hat{X}_1 = \frac{(\sqrt{Y_1^2 + Y_2^2} - \sqrt{3}\sigma_N/\sigma)_+ Y_1}{\sqrt{Y_1^2 + Y_2^2}}, \quad (8)$$

其中分子上括号部分定义为  $(g)_+$ :

$$(g)_+ = \begin{cases} 0, & g < 0 \\ g, & \text{otherwise} \end{cases}. \quad (9)$$

从上面的双变量收缩函数可看出,存在一个圆形的死亡地带(deadzone),这个地带的估算值为零,如果用  $Z$  来表示,则

$$Z = \left\{ (Y_1, Y_2) : \sqrt{Y_1^2 + Y_2^2} \leq \frac{\sqrt{3}\sigma_N}{\sigma} \right\}. \quad (10)$$

在通常的阈值去噪方法中,系数低于某一阈值时就将其设为零,所有系数的阈值都是固定的,与其它系数无关。然而,上面的结论表明,估算值与父系数有关,父系数愈小,收缩愈大。

由(8)式可知,要得到去噪后的小波系数,首先需要计算噪声方差  $\sigma_N^2$  和每个系数的边缘方差  $\sigma^2$ 。其中噪声标准差  $\sigma_N$  估计为<sup>[12]</sup>

$$\sigma_N = \text{Median}(|Y_i|)/0.6745, \quad (11)$$

式中  $Y_i \in HH_1$  是小波变换的第一层细节信号小波系数。

每个系数的边缘方差则是通过选定一个区域  $N(k)$ ,用这个区域中的邻域系数来估算。其中  $N(k)$  是以估算系数为中心选取的一个窗口。假设要计算第  $k$  个系数的边缘方差,因为  $\sigma_Y^2 = \sigma^2 + \sigma_N^2$ ,而系数  $Y$  遵循零均值的分布,故有

$$\sigma_Y^2 = \frac{1}{M} \sum_{Y_i \in N(k)} Y_i^2, \quad (12)$$

其中  $M$  为邻域  $N(k)$  的尺寸。于是,  $\sigma$  就可估算为

$$\hat{\sigma} = \sqrt{(\sigma_Y^2 - \sigma_N^2)_+}. \quad (13)$$

然后将(11)式和(13)式代入(8)式即可得去噪后的小波系数,用这些新的小波系数重构图像,就能获得去噪后的图像。

对于 OCT 图像来说,上面算法的效果不是很理想。因为 OCT 图像大多数是水平边缘结构,而水平边缘结构信息主要包含在  $LH_j$  子带内,同时由于 OCT 图像的边缘不是严格的水平,所以有一部分边缘信号包含在  $HH_j$  子带内,而噪声能量几乎分布在所有的子带内,于是可知,  $HL_j$  子带内的噪声系数比较多。根据这种特性,对上面的算法进行了改进,将  $HL_j$  子带内死亡地带的圆半径乘以一个乘积因子  $K$ ,它等价于提升此子带系数的阈值,小于此值的系数都设为零,因此,子带内有更多的系数被视为噪声系数而设为零,从而达到进一步降低噪声的效果。通过调节  $K$  值可平衡噪声降低与边缘锐度的降低。但要指出的是,如果 OCT 图像是垂直边缘结构,那么则可通过增加  $LH_j$  子带的死亡地带半径以达到进一步降噪的效果。

## 3 实验及结果分析

采用实验室现有的光纤式时域 OCT 系统采集图像。其中,系统光源的中心波长为 1550 nm, 3 dB 带宽约为 60 nm; 样品臂的准直镜的束腰直径为 0.4 mm, 聚焦透镜的焦距为 3 mm。由此,系统可获得约 18  $\mu\text{m}$  的纵向分辨率和 15  $\mu\text{m}$  的横向分辨率。

对采集到的像素  $400 \text{ pixel} \times 150 \text{ pixel}$  的手指 OCT 图像利用 Matlab 软件进行了降噪处理。用 Sym4 作为分析小波函数,小波分解层数为 3 层。

根据在不同的窗口尺寸和矩形窗口条件下的研究表明,选择窗口尺度为  $11 \times 11$  来计算小波系数的边缘方差的效果比较好,参数  $K$  的优化是通过调节  $K$  值使信噪比(SNR)达到最大时取的值,本文中  $K$  值取 6。图 1 为小波去噪结果。图 1(a)为原图像,用白框标出了几个感兴趣的区域,为了比较去噪效果,在图 1(b)中给出了按照 Chang 等<sup>[13]</sup>提出

的基于上下文模型的空间自适应小波方法去噪后的图像,图 1(c)为  $K=1$  时双变量收缩去噪后的图像,图 1(d)为  $K=6$  时双变量收缩去噪后的图像。从图中可看出,使用双变量收缩去噪能有效地滤除噪声,它比使用自适应小波去噪的效果好,对比度更高,并且能更好地分辨图像的边缘结构。优化  $K$  值后,图像变得更加平滑,噪声基本去除,但是,图像的边缘锐度下降,边缘变模糊了。在实际中,可根据需要调节  $K$  值,在保留一定的边缘结构信息时尽可能地提高信噪比。

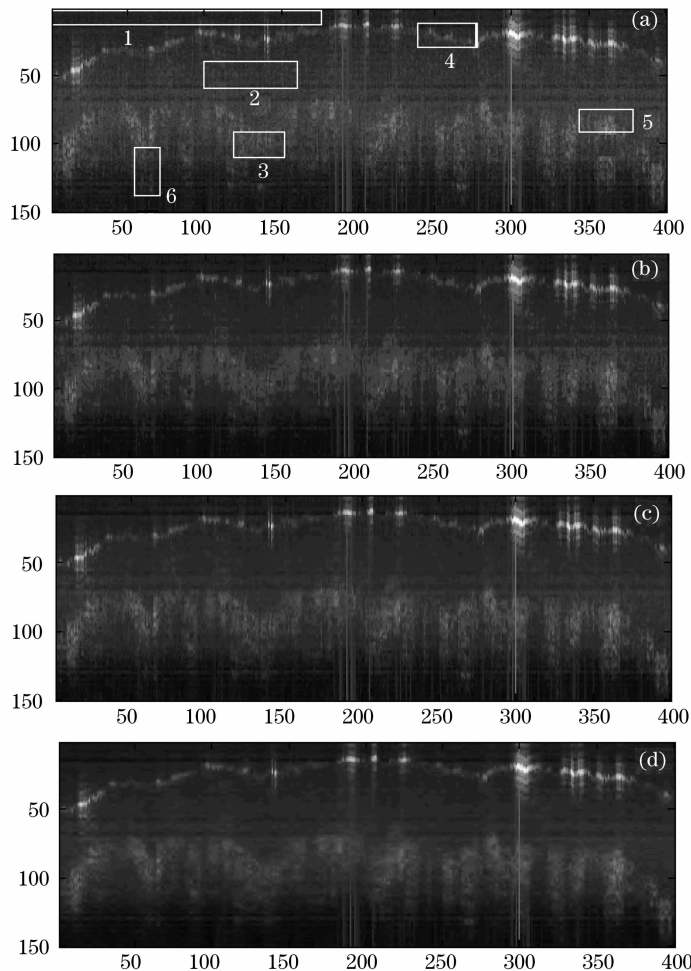


图 1 小波去噪的手指 OCT 图像。(a) OCT 采集的原始图像,其中用白色方框标出 6 个感兴趣区域;(b) 空间自适应小波去噪后的图像;(c)  $K=1$  时双变量收缩去噪后的图像;(d)  $K=6$  时双变量收缩去噪后的图像

Fig. 1 Wavelet denoising of an OCT finger image. (a) Original image with ROIs overlaid in white rectangle; (b) image after denoising by use of a spatially adaptive wavelet filter; (c) image after denoising with  $K=1$ ; (d) image after denoising with  $K=6$

为了从数值上分析小波去噪效果,利用国际上普遍采用的几个指标对图 1 进行了分析,即用对比度噪声比率(CNR)  $R_{\text{CNR}}$ 、等效视觉(ENL)  $N_{\text{ENL}}$ 、信噪比(SNR)  $R_{\text{SNR}}$  和边缘保持参数  $\beta$  来客观评价图像

改善效果<sup>[14,15]</sup>。其中  $\beta$  描述了去噪后的图像边缘锐度降低的程度,如果边缘锐度未降低,那么  $\beta$  值应为 1。对像素为  $M \times N$  的图像,这些图像质量度量参数分别定义为

$$R_{\text{CNR}, m} = 20\lg[(\mu_m - \mu_b) / \sqrt{\sigma_m^2 + \sigma_b^2}], \quad (14)$$

$$N_{\text{ENL}, m} = \mu_m^2 / \sigma_m^2, \quad (15)$$

$$R_{\text{SNR}} = 10\lg[\max X^2 / \sigma_n^2], \quad (16)$$

$$\beta = \frac{\Gamma(\Delta X - \overline{\Delta X}, \Delta X_d - \overline{\Delta X_d})}{\sqrt{\Gamma(\Delta X - \overline{\Delta X}, \Delta X - \overline{\Delta X}) \cdot \Gamma(\Delta X_d - \overline{\Delta X_d}, \Delta X_d - \overline{\Delta X_d})}}, \quad (17)$$

式中  $\mu_m$  和  $\sigma_m$  分别表示第  $m$  个感兴趣区域的像素平均值和标准差,  $\mu_b$  和  $\sigma_b$  分别为背景区域的像素平均值和标准差,  $X$  和  $X_d$  分别为原始的和去噪后的图像,  $\Gamma(X_1, X_2) = \sum_i X_{1i} \cdot X_{2i}$ , 另外,  $\Delta X$  和  $\Delta X_d$  分别为  $X$  和  $X_d$  用  $3 \times 3$  的拉氏算子进行高通滤波的结果。计算结果如表 1, 表示原图像、自适应小波和用双变量收缩小波测得的  $K=1$  与  $K=6$  去噪后的手指图像质量值。在图 1 中选取了序号  $m$  从 1 到 6 六个感兴趣的区域;  $R_{\text{CNR}, m}$  是  $m$  从 2 到 6 五个感兴趣区域的对比度噪声比率均值;  $N_{\text{ENL}, m}$  是序号  $m$  为 2 和 3 两个各向同性的感兴趣的区域的 ENL 的均值; 第一个感兴趣的区域用来计算背景噪声。当  $K=1$  时, 这种算法类似于文献[11]的算法。调节  $K$  值以增加  $HL_j$  子带的死亡区域的半径, 从而增强去噪的性能。在优化  $K$  值而使信噪比达到最大之后, 信噪比 SNR 比原图像提高了 4.88 dB, 比优化前提高了 1.45 dB, 与自适应小波算法相比 SNR 提高了 1.81 dB, CNR 和 ENL 也有明显的改善。但需要指出的是, 信噪比提高的同时边缘的锐度有所下降。

表 1 手指 OCT 图像质量分析

Table 1 Image quality analysis for OCT finger images

Image	CNR /dB	ENL	SNR /dB	$\beta$
Original image	-0.4	78	27.89	1.00
Adaptive wavelet	1.34	157	30.96	0.74
Bivariate, $K=1$	1.44	174	31.32	0.72
Bivariate, $K=6$	2.86	222	32.77	0.51

## 4 结 论

采用改进的双变量收缩的去噪方法对 OCT 图像进行了处理, 该方法通过控制一个简单的参数即可平衡噪声降低与边缘锐度的降低, 能有效地滤除噪声。在优化  $K$  值之后, 信噪比 SNR 比原图像提高了 4.88 dB, 实验结果表明本算法简单有效, 在光学相干层析图像的去噪方面具有一定的应用价值。进一步的工作包括研究如何在保证提高信噪比的同时不降低边缘锐度的方法。

## 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 M. E. Brezinski, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography: high-resolution imaging in nontransparent tissue [J]. *IEEE J. Select. Topics Quant. Electron.*, 1999, **5**(4): 1185~1192
- 3 Yang Yaliang, Ding Zhihua, Meng Jie *et al.*. Common path optical coherence tomographic system suitable for endoscopic imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 955~959  
杨亚良, 丁志华, 孟 婕 等. 适合于内窥成像的共路型光学相干层析成像系统[J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 955~959
- 4 Shi Guohua, Ding Zhihua, Dai Yun *et al.*. Ophthalmic imaging by optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(9): 1429~1431  
史国华, 丁志华, 戴 云 等. 光纤型光学相干层析技术系统的眼科成像[J]. *中国激光*, 2008, **35**(9): 1429~1431
- 5 T. Storen, A. Royset, N. H. Giskeodegard *et al.*. Comparison of speckle reduction using polarization diversity and frequency compounding in optical coherence tomography[C]. *SPIE*, 2004, **5316**: 196~204
- 6 J. M. Schmitt. Array detection for speckle reduction in optical coherence microscopy[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1997, **42**: 1427~1439
- 7 M. Pircher, E. Götzinger, R. Leitgeb *et al.*. Speckle reduction in optical coherence tomography by frequency compounding[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2003, **8**(3): 565~569
- 8 S. H. Xiang, L. Zhou, J. M. Schmitt. Speckle noise reduction for optical coherence tomography[C]. *SPIE*, 1997, **3196**: 79~88
- 9 Shen Tingmei, Gu Ying, Wang Tianshi *et al.*. Speckle reduction in optical coherence tomography[J]. *Chinese J. 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
- 10 Zhu Yi, He Yonghong, Li Peng *et al.*. Enhancement and quantitative measurement of layer structures in optical coherence tomographic images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(3): 515~520  
朱 毅, 何永红, 李 鹏 等. 光学相干层析图像层状结构的增强与定量测量[J]. *光学学报*, 2007, **27**(3): 515~520
- 11 L. Sendur, I. W. Selesnick. Bivariate shrinkage functions for wavelet-based denoising exploiting interscale dependency [J]. *IEEE Trans. Signal Processing*, 2002, **50**(11): 2744~2756
- 12 L. Sendur, I. W. Selesnick. Bivariate shrinkage with local variance estimation[J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 2002, **9**(12): 438~441
- 13 S. G. Chang, B. Yu, M. Vetterli. Spatially adaptive wavelet thresholding with context modeling for image denoising [J]. *IEEE Trans. Image Processing*, 2000, **9**(9): 1522~1531
- 14 D. C. Asler, T. H. Ko, J. G. Fujimoto. Speckle reduction in optical coherence tomography images by use of a spatially adaptive wavelet filter[J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(24): 2878~2880
- 15 F. Sattar, L. Floreby, G. Salomonsson *et al.*. Image enhancement based on a nonlinear multiscale method [J]. *IEEE Trans. Image Processing*, 1997, **6**(6): 888~895