

# 小波变换对 OCT 图像的降噪处理

刘新文 王惠南 钱志余

(南京航空航天大学自动化学院生物医学工程系, 南京 210016)

**摘 要** 通过分析光学相干层析成像系统中的噪音源以及不同噪音对成像质量的影响, 利用小波变换的方法, 结合软阈值滤波对图像去噪, 消除噪音对图像的干扰, 处理后图像变得清晰了, 图像质量得以改善, 表明该方法能达到减小图像噪音的目的。

**关键词** 光学相干层析成像(OCT); 去噪; 小波变换; 图像处理

**中图分类号** TN911 **文献标识码** A

## 0 引言

光学相干层析成像(OCT)是近年来发展较快的一种扫描成像技术。它利用宽带光的弱相干特性, 对生物组织的内部微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, 在诊断病变组织方面具有重大的应用价值, 特别是对生物组织活体检测具有诱人的应用前景, 日渐引起国内外有关专家的关注, 目前 OCT 已尝试在眼科、牙科和皮肤科的临床诊断中应用<sup>[1~6]</sup>。

在实际应用中, 由于生物组织的高散射性、扫描和光电检测的非线性、光源和电路的量子干扰, 系统中存在着一些噪音, 使得图像失真、分辨率下降, 影响了成像的清晰度。本文通过对这些噪音及其对成像的影响进行分析, 并利用小波变换对图像处理, 去除图像的噪音, 提高图像的清晰度。

## 1 噪音分析

OCT 成像过程中, 图像的灰度与弱相干光对应的电信号成比例, 由于系统中存在各种噪音干扰, 使光电流变化出现异常, 造成图像清晰度变差。影响成像质量的噪音种类很多, 主要有散斑、扫描噪音、光源的边峰效应、光源的噪音和电路的噪音等。噪音的来源为组织、扫描机构、光源和电路。

### 1.1 散斑

生物组织中存在大量的散射颗粒, 照射到生物组织样品入射光被生物组织内的散射颗粒所散射不同粒子面元散射的光振动在空间相遇时发生干涉, 形成的具有无规分布颗粒状结构的衍射图样<sup>[7,8]</sup>即散斑。

散斑形成的原因比较复杂, 而且与 OCT 系统本身紧密相关。在 OCT 成像过程中, 只有与参考光束光程差在相干长度范围内的散射光才能与参考光

相干, 也只有这些干涉光才能成像。光照射到散射颗粒后, 以散射颗粒为中心形成球面波散射出去, 不同的颗粒散射的单次散射光可以相干叠加, 而多次散射光则采用非相干叠加。OCT 成像利用的正是散射颗粒的背向散射光。OCT 信号是经过外差式光电检测器检出的相关散射光分量与参考光的差频信号, 不具相干性的多次散射光成分的光电流将被滤波电路滤除。探测器最终输出的电流是以调制频率为中心、以滤波器带宽为频带的交变信号, 幅值可表达为  $|i_{T,s}| + K_c \langle i_{T,ms}^2 \rangle^{1/2}$ , 其中第一项为单次散射光形成的电流, 第二项为多次散射光形成的电流,  $K_c$  为多次散射光中相干成份所占的比例系数。OCT 系统把大量的杂散光和其他层面的光排除在外, 只有与参考光束光程差在相干长度范围内的散射光才能与参考光相干成为 OCT 图像信号, 也只有这些符合相干条件的散射光才能形成散斑。但散射生物组织中, 相干长度之内, 存在大量的散射颗粒截面, 而被光电探测器接收的干涉光中既有单次背向散射光, 又有多次散射光, 光电探测面上会有相当数量的具有  $n\pi\lambda$  光程差的相干散射光束同时到达, 产生高斯包络的具有  $n\pi$  相位差的交变电信号, 它们彼此相干叠加就形成了散斑。不仅大量散射颗粒形成多次散射, 使散射波前形成复杂的畸变而形成散斑, 而在相干长度内不同深度截面上的散射光, 由于光程差引起的相位差已经构成了散斑生成的条件, 也会形成散斑。另外生物组织一定的空间频率分布, 相当于一个带通滤波器, 光照时必然会引入光的一部分频率丢失, 使频率变化出现类似散斑的起伏。

可见 OCT 成像时散斑现象是不可避免的, 且散斑与信号是共存的。OCT 图像中, 像素灰度与光电流成比例, 散斑的出现会使图像一些象素随机变亮或变暗, 降低图像的清晰度。

### 1.2 扫描噪音

OCT 系统参考臂大多数采用机械扫描器, 也有

采用压电陶瓷完成纵向扫描的,扫描器在深度方向扫描时,由于多谱勒效应将信号调制到中心频率  $f_0$  处,多谱勒频移为  $f_D = 2\nu/\lambda$ ,避开了直流分量和低频噪声的干扰.但是在产生调制的同时,它还在深度方向上起扫描作用,因此它运动的快慢还将影响信号的带宽.信号带宽由扫描速度决定,带通滤波器带宽的选取既要保证系统具有较高的分辨率,又要具有很高的灵敏度,最佳带宽为  $2\Delta f$ ,  $\Delta f = 2\pi\nu/L_c$ ,为了不丧失深度方向的分辨力,即要区分深度方向上相距  $L_c$  的两个峰,系统的带宽  $B$  应大于信号带宽.

若扫描速度不稳,就会引起多谱勒频移改变,信号频带中心频率偏移,图像信号受到干扰,图像出现噪音.一旦频带偏移超出滤波器的带宽,频带受损,中心频率偏离带宽中心,超出带宽的信号就会滤掉,则信号强度减弱,图像的列中突然变亮或变暗,在行上表现出亮线或暗线.扫描噪音与 OCT 系统结构有关,通过精心调整系统,保证参考光程线性变化,能消除扫描噪音.

### 1.3 边峰效应

光源对 OCT 成像的分辨率和清晰度起着至关重要的作用,理想的光源是具有较宽频带的单模弱相干光源.实际中由于一些光源存在着多模,出现多个干涉峰值,造成图像模糊.图 1 为某一型号的 SLD 光源频谱特性<sup>[9,10]</sup>及其相干光强包络信号随光程差分布曲线.光源光谱存在两个峰值,在非等光

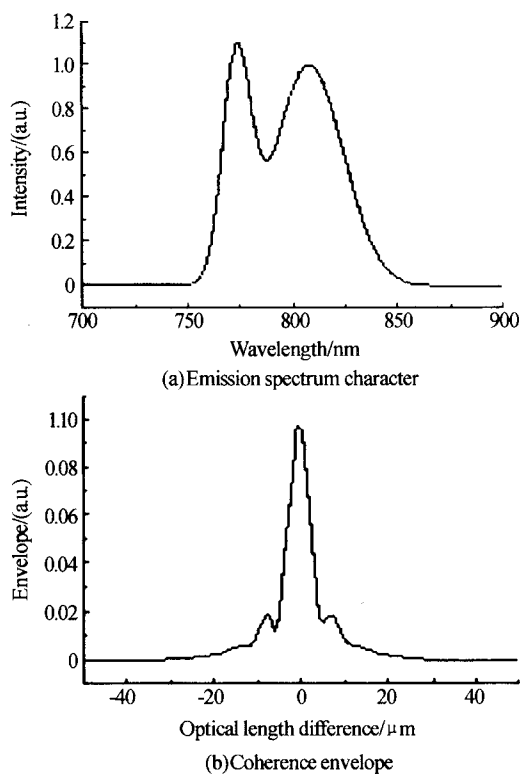


图 1 SLD 光源特性

Fig. 1 Character of broadband SLD source

程点会出现相干信号峰,造成光源的边峰效应.在非等光程点也有相干信号,会使图像的对比度下降,边峰效应造成图像模糊,难以观察组织的深层细节结构.光源的噪音还表现有过剩噪音、量子相位噪音和量子极限噪音.

### 1.4 电路的噪音

电路出现自激振荡、光电检测器的非线性、锁相环的动态性、电阻的热噪音等也会使电路的输出电压出现噪音,A/D 量化误差也会引起干扰.这些随机白噪音均会降低图像的清晰度.

此外,由于 OCT 是对活体组织在位实时成像,成像时若组织稍有变动,就会引起光程变化,造成成像模糊.

通过对噪音分析可知,不同的噪音对成像的影响是不同的,在图像的表现也不一样.要从图像中区分不同的组织的细微结构,必须采取措施减弱图像的噪音,提高图像的质量.

## 2 小波变换消噪处理方法

目前提高 OCT 成像分辨率和清晰度的方法大体可以分为两类:一种是改进系统的结构和光源等器件;另一种是对成像后的图像进行去噪处理.改进系统能降低或消除一部分噪音,如边峰效应和扫描噪音,但散斑及系统中的白噪音是不可能消除的,还需要对成像做进一步的处理.目前使用的方法主要有:空域合成法、频率合成法和数字信号处理等<sup>[5~11]</sup>.围绕图像数字信号处理又出现了许多方法,如中值滤波、维纳滤波方法、旋转变换图像增强法、信息延拓法、最小失真法、最大熵法<sup>[11,12]</sup>.但由于不同的噪音其特性不同,采用某一种方法不可能消除所有的噪音干扰,虽然这些方法能去除白噪音,对提高图像质量具有一定的效果,但又有一定的局限性,无法消除散斑等有色噪音,对图像除噪效果不是很理想.与传统的去噪方法相比,小波变换在时间域和频域同时具有良好的局部化性质,而且时窗和频窗的宽度可以调节,对高频成分采用逐渐精细的时域或空域取样步长,从而可以聚焦到对象的任意细节.

对于二维图像,常采用二维离散小波对图像进行多分辨率分析,小波变换就是把图像信号按不同的分辨率或者说不同的频带分解<sup>[13,14]</sup>.小波变换通过一组正交镜像滤波器组,把一幅图像分解到一系列的频带上,小波二级分解如图 2, L、H 分别表示低频或高频,表 1、2 表示一级或二分解.其中  $LL_1$ 、 $LL_2$  为图像的低频成份; $LH_1$ 、 $LH_2$  为垂直方向的高频分量,  $HL_1$ 、 $HL_2$  为水平方向的高频分量.  $HH_1$ 、

HH<sub>2</sub> 为垂直和水平两个方向的高频分量. 由噪音的性质可知, 噪音主要分布在一定的频率尺度上, 因此对于分解后的信号, 不同的噪音将集中在相应的某些分量上. 行噪音分布在 LH<sub>1</sub>、LH<sub>2</sub> 中; HL<sub>1</sub>、HL<sub>2</sub> 上分布有列噪音, HH<sub>1</sub>、HH<sub>2</sub> 中含有高频的随机白噪音. 对于 OCT 图像, 利用小波变换把图像分解为不同频带上一系列图像, 散斑和边峰效应均为有色噪音, 将集中在某些分量上; 扫描噪音频率较低, 集中在二级分解分量上; 其它干扰为白噪音, 随机分布高频分量上. 了解了噪音分布后, 对于分解后的不同图像 HL、LH、HH 分量, 进行软阈值或硬阈值处理, 对高频细节加权或略去一部分, 再对这些图像分量进行重构, 就能降低这些噪音对图像的干扰, 合成较为清晰的图像.

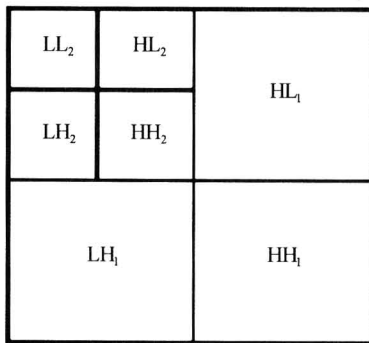


图 2 小波变换  
Fig. 2 Wavelet transforms of image

### 3 实验结果

通过对 OCT 系统噪音源的分析可知, 系统中不同噪音源对图像的影响是不一样的, 表现在图像上的噪音也不同, 如散斑使图像一些象素随机变亮或变暗, 降低图像的清晰度. 紧紧依靠改进系统能降低或消除一部分噪音, 如边峰效应和扫描噪音, 但散斑及系统中的白噪音是不可能消除的, 还需要对 OCT 图像进一步的降噪处理. 经过对图像噪音成份和特性的分析, 采用上述的小波变换方法对 OCT 图像进行消噪处理, 滤除散斑和电路、光源引成的噪音, 提高图像清晰度, 图 3、4 分别给出了处理前后的皮肤和兔子软骨的 OCT 图像. 图 3(a) 为采用中心波长为 1260 nm 和 1300 nm 的两个 SLD 光源合成为中心波长 1280 nm 的光源, 利用放大电路驱动扫描在体获得的皮肤 OCT 图像<sup>[13]</sup>, 纵向分辨率 6 μm, 由于皮肤组织对光的高散射性、皮肤活体变化以及系统采用两个光源的原因, 图像中主要存在着散斑和光源边峰效应有色噪音、以及电路电子噪音和量化误差等白噪音, 使图像清晰度下降, 组织内部细节变得模糊. 图 4(a) 为是采用中心波长为 1300 nm SLD 光源获得的兔子软骨 OCT 图像<sup>[12]</sup>,

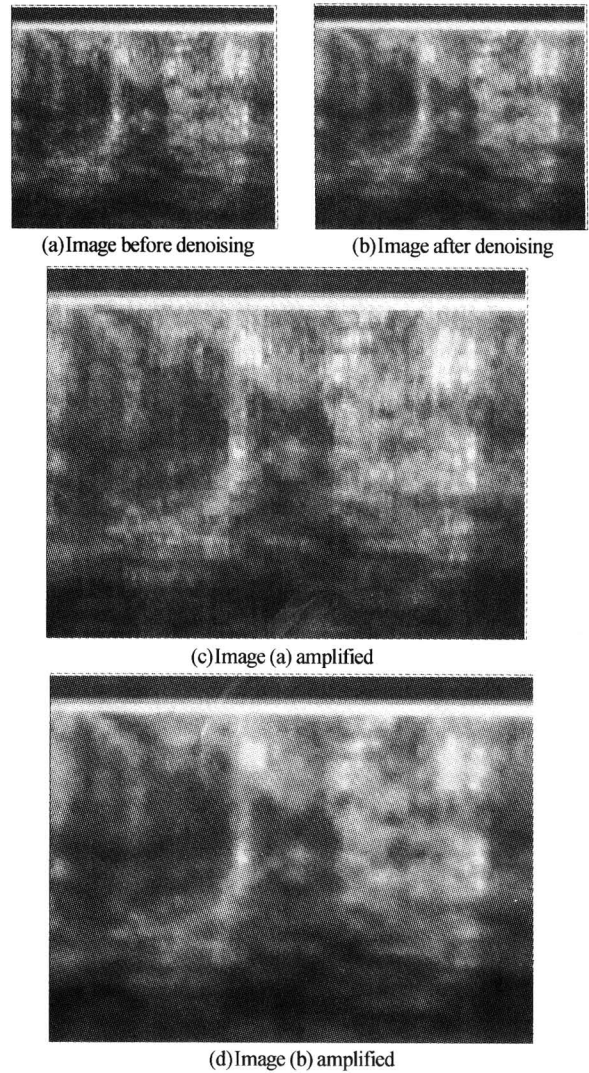


图 3 皮肤的 OCT 图像  
Fig. 3 OCT image of human skin

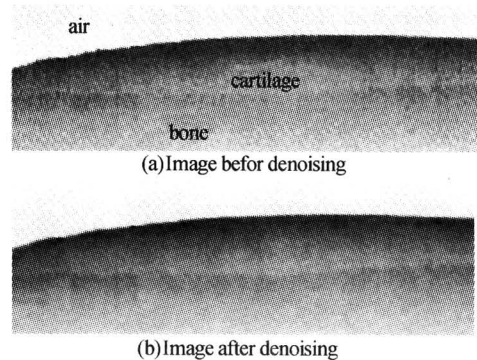


图 4 兔子软骨的 OCT 图像  
Fig. 4 OCT image of the rabbit cartilage

纵向分辨率 15 μm, 系统动态范围是 109 dB. 图像中主要存在散斑有色噪音和电路造成的白噪音, 造成不同组织间的图像边界模糊. 根据以上对两幅图像存在的噪音特点分析, 先采用 biorthogonal4.4 小波对 OCT 图像进行 2 尺度分解, 保留图像低频分量 LL<sub>2</sub>; 再利用软阈值分别对分解得到的 LH<sub>2</sub>、HL<sub>2</sub> 处理, 去除散斑和边峰效应; 由于两幅图像的噪音特性

不同,在对分解后的  $LH_2$ 、 $HL_2$  处理时,阈值选取的也不同,图 3(a)中的边峰效应影响主要分布在上,出现在  $LH_2$  分量上,因此在处理该图时,阈值参量要比处理 4(b)大. 电路及光源在两幅图像中产生的噪音均分布在  $HH_2$ 、 $HH_1$  分量中,对  $HH_2$  进行滤波处理,并把  $HH_1$  加权系数设为 0 处理,滤除白噪音. 散斑分布在分解后的各个图像分量上,在对高频分量滤波处理时就能去除一部分散斑,然后对处理后的图像分量进行小波逆变换获得合成图像. 图 3(b)、图 4(b)为处理后的图像,为便于检查处理效果,给出了图 3(a)、图 3(b)放大后的图像 3(c)、3(d). 通过比较可以看出,经过小波变换处理后,图像变得更加清晰,即使放大图像,也能分辨出图像细节,处理效果比较明显,达到去噪的目的,清晰度和对比度都得到了改善.

## 4 结论

通过对 OCT 成像中存在的噪音分析可知噪音对图像的影响,利用小波变换对图像事后进行处理,能够达到去除噪音的目的,改善图像质量,提高成像的清晰度. 但在实际系统中,一旦扫描不稳导致多普勒频移超过滤波带宽,造成信号缺失,引起图像出现噪音,用此方法就达不到去噪的目的. 另外由于一些噪音如散斑和图像信号是共存的,部分在同一频带,该方法不能彻底消噪.

### 参考文献

- Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254**: 1178~1181
- Swanson E A, Izatt J A, Hee M R, *et al.* In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Opt Lett*, 1993, **18**(21): 1864~1866
- Tearney G J, Bouma B E, Boppart S A, *et al.* Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography. *Opt Lett*, 1996, **21**(17): 1408~1410
- Feldchtein M N, Gelikonov G V, Gelikonov V M, *et al.* In vivo optical coherence tomography of teeth and oral mucosa. *SPIE*, 1998, **3567**: 97~107
- Tearney G J, Boppart S A, Bouma B E, *et al.* Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography. *Opt Lett*, 1996, **21**(7): 543~545
- 陈炜, 薛平, 袁韬, 等. 光学相干层析成像技术的医学诊断应用. *光子学报*, 1999, **28**(11): 970~973  
Chen W, Xue P, Yuan T, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 1999, **28**(11): 970~973
- Schmitt J M, Xiang S H, Yung K M. Speckle in optical coherence tomography. *Biomed Opt*, 1999, **4**: 95~105
- Michael P, Erich G, Rainer L, *et al.* Speckle Reduction in Optical Coherence Tomography by Frequency Compounding. *Bio-Photonics*, 2003
- Hitzenberger C K, Baumgartner A, Fercher A F. Dispersion induced multiple signal peak splitting in partial coherence interferometry. *Optics Communications*, 1998, **154**: 179~185
- Jianguo L, Jiqi C, Cameron B D. Low sidelobe limited diffraction optical coherence tomography. *Proceedings of SPIE*, 2002, **4619**: 300~311
- Kai Y, Ji L, Lei W, *et al.* How to optimize OCT image. *Optics Express*, 2001, **9**(1): 24~35
- Kamyar H. Image Processing Techniques for Noise Removal, Enhancement and Segmentation of Cartilage OCT Images - A Review and Critique. [kamyar\\_hazaveh@ieee.org](mailto:kamyar_hazaveh@ieee.org)
- Schmitt J M. OCT elastography: microscopic deformation and strain of tissue. *Optics Express*, 1998, **3**(6): 199~211
- 林碧森, 金观昌, 姚学峰. 正交小波变换在散斑图像相关计算中的应用. *光子学报*, 2002, **31**(2): 235~240  
Lin B S, Jin G C, Yao X F. *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(2): 235~240
- 李勇量, 倪国强, 陈小梅. 基于尺度相关性的微光图像降噪算法及其硬件实现. *光子学报*, 2003, **32**(6): 749~752  
Li Y L, Ni G Q, Chen X M. *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(6): 749~752
- 屈有山, 田维坚, 李英才, 等. 基于小波双三次插值提高光学遥感图像空间分辨率的研究. *光子学报*, 2004, **33**(5): 601~604  
Qu Y S, Tian W J, Li Y C, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(5): 601~604

## Denoising Process of OCT Image Based on Wavelet Transform

Liu Xinwen, Wang Huinan, Qian Zhiyu

*Department of Biomedical Engineering College of Automation Engineering Nanjing University  
of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016*

Received date: 2005-03-11

**Abstract** Sources and characteristics of noises are analysed in optical coherence tomography (OCT) system, and influences are given on image of these noises, the method of wavelet transform combining soft threshold filtering is introduced for denoising image. The definition of image is enhanced and the image quality is improved after process. It is shown that image noises can be reduced by this method.

**Keywords** Optical Coherence Tomography(OCT); Denoising; Wavelet transform; Image processing



**Liu Xinwen** was born in Henan in 1966. He graduated from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in Nanjing in 1986. Now he is studying for his Ph. D. in Nanjing University of Aeronautics and Astronautics. His research interests include OCT and signal processing techniques.