

文章编号: 0258-7025(2008)07-1013-04

一维小波变换在时域光学相干层析成像中的应用

张雨东¹ 戴云^{1*} 史国华¹ 丁志华²

(¹ 中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209; ² 浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘要 时域光学相干层析(OCT)系统通常采用短时傅里叶变换(STFT)完成干涉信号的解调和图像重构。短时傅里叶变换算法简单,但是在干涉信号解调时难以获得好的去噪效果,通常还需在二维(2D)图像域对重构图像进行去噪。该方法数据运算量大,集成度不高。将一维(1D)小波变换(WT)应用于时域光学相干层析成像技术,同时实现干涉信号解调、去噪和图像重构。算法将时域光学相干层析的干涉信号分解到各个不同的频率空间,保留包含调制频率的频率空间的小波系数,对保留的小波系数进行滤波去噪后进行逆变换即可实现对干涉信号的解调和去噪,对解调信号等间距采样实现图像重构。该方法数据运算量小,集成度高,结合先进的小波去噪技术可以大大提高重构图像的分辨率,具有良好的应用前景。

关键词 图像处理;时域光学相干层析;小波变换;短时傅里叶变换

中图分类号 O 438

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL20083507.1013

Application of One-Dimensional Wavelet Transformation in Time Domain Optical Coherence Tomography Imaging

Zhang Yudong¹ Dai Yun¹ Shi Guohua¹ Ding Zhihua²

¹Institute of Optics & Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

²State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

Abstract Short time Fourier transform (STFT) is usually used to demodulate the interferometric signal and image reconstruction for time domain optical coherence tomography (OCT). STFT algorithm is simple, but cannot obtain good de-noising performance when the interferometric signal is demodulated. Therefore an additional de-noising in two-dimensional (2D) image domain is needed for reconstructed image. This method is time-consuming and incompact. In this paper, one-dimensional (1D) wavelet transformation (WT) was applied to demodulate signal and image reconstruction, furthermore, de-noise in wavelet domain could be completed at the same time. The interferometric signal was decomposed into different frequency ranges by WT and reconstructed only with these filtered coefficients whose frequency range covers the modulating frequency. After demodulating, tomographic image of sample could be reconstructed. Comparing with STFT followed by image de-noising, this method is more compact and efficient. Combining advanced de-noising technique in wavelet domain, this method has great potential in application.

Key words imaging processing; time-domain optical coherence tomography; wavelet transformation; short time Fourier transform

1 引言

光学相干层析(OCT)以低相干测量为原理实现对散射介质的高分辨率层析成像^[1,2]。目前,光学相干层析成像技术可以分为谱域光学相干层析和时域光学相干层析两大类^[3]。谱域光学相干层析具

有很高的成像速度,但是技术难度大,成像深度有限;时域光学相干层析技术相对简单并且通过动态聚焦可以获得大的成像深度和很高的探测灵敏度。因此,在成像速度要求不高的场合时域光学相干层析具有不可替代的优势。

收稿日期:2007-08-26;收到修改稿日期:2007-11-05

基金项目:中国科学院知识创新工程资助项目。

作者简介:张雨东(1964—),男,福建人,研究员,博士生导师,主要从事自适应光学方面的研究。

E-mail: ydzhang@ioe.ac.cn

* 通信联系人。E-mail: daiyunqq@163.com

为了提高提取干涉信号的信噪比和灵敏度,时域光学相干层析系统一般采用光学外差探测技术,将干涉信号进行调制,在处理软件中完成对干涉信号的解调和图像重构。时域光学相干层析系统通常采用短时傅里叶变换(STFT)完成干涉信号的解调和图像重构^[4]。短时傅里叶变换算法简单,但是其时间-频率分辨率对任何频率都是固定不变的,在干涉信号解调时难以获得好的去噪效果。因此,通常还需在二维图像域对重构图像进行散斑去噪,数据处理运算量大,集成度不高。小波变换继承和发展了短时傅里叶变换局部化的思想,同时克服了时间-频率分辨率固定不变的缺点,具有时间-频率分辨率自动可调的多分辨率的特点,已广泛应用在数据压缩、数据融合、图像增强和去噪等诸多领域^[5]。

本文将一维小波变换应用于时域光学相干层析成像技术,同时实现干涉信号解调、去噪和图像重构。算法将时域光学相干层析干涉信号分解到各个不同的频率空间,保留包含调制频率大小的频率空间的小波系数,并对保留的小波系数进行滤波去噪。有很多种小波域去噪方法可以利用,这里采用简单的小波软阈值方法^[6]。对去噪后的小波系数进行小波逆变换即可实现对干涉信号的解调和去噪,对解调信号进行等间距采样即可重构出图像。

2 时域光学相干层析技术

如图1所示,时域光学相干层析系统的主要结构是一个光纤迈克耳孙干涉仪^[4]。宽带光源超辐射发光二极管(SLD)发出的低相干光经分束器分成参考光 E_r 和样品光 E_s ,分别进入放有反射镜的参考臂和放有被测样品的样品臂。从反射镜反射回来的参考光与样品的背向散/反射光 E'_s ,经光纤耦合器汇合产生干涉信号,被光电探测器接收,信号的强度反映样品的散/反射强度。光学相干层析术利用相干长度极短的光源获得层析分辨。对应参考臂的某

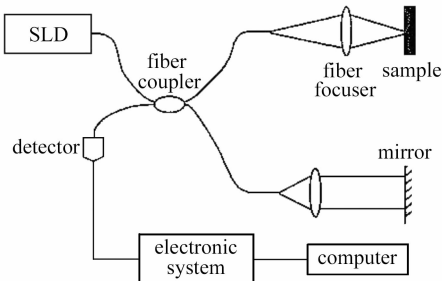


图1 时域光学相干层析原理示意图
Fig. 1 Schematic of time domain OCT

一位置,只有来自样品某一特定深度的散射信号才能与参考光发生干涉。扫描参考臂,便可获得样品的层析图像,其纵向分辨率直接由光源的相干长度确定。

有关时域光学相干层析的基础数学理论可以参考文献^[4],这里直接给出探测器上光电流干涉项的数学表达式

$$I \propto \text{real} \left\{ \exp(-j\omega_0 \Delta\tau_p) \int_{-\infty}^{+\infty} S(\omega - \omega_0) \times \exp[-j(\omega - \omega_0) \Delta\tau_g] \frac{d(\omega - \omega_0)}{2\pi} \right\}, \quad (1)$$

式中 ω_0 为宽带光源中心频率, $\Delta\tau_p$ 为参考臂和样品臂之间的相位延迟, $\Delta\tau_g$ 为参考臂和样品臂之间的群延迟, S 为光源功率谱函数。由于从样品臂返回的信号光通常十分微弱,为了提高探测信号的信噪比,时域光学相干层析系统通常对干涉信号进行高频调制将其载频到较高的频带上,再通过低通滤波以减小低频 $1/f$ 噪声的干扰。在研制的时域光学相干层析成像系统中通过在参考臂增加电光相位调制器进行相位调制,调制频率为500 kHz。

3 一维小波变换

从数字滤波器的角度来看,离散信号 $x(n)$ 的一层小波分解过程如图2所示,其中 H_0 和 H_1 分别对应低通和高通滤波器,它们的输出分别对应离散信号的低频轮廓 c 和细节 d 。

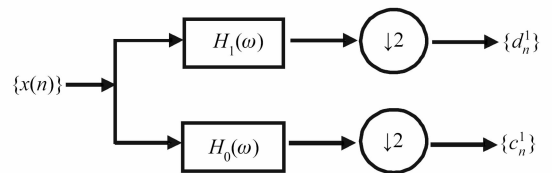


图2 离散序列的一层小波分解

Fig. 2 One level wavelet decomposition of discrete signal

经过多层小波分解后,可以将离散信号分解到不同的频率空间上^[7]。图3给出了三层小波分解后各层小波空间 W_i 和细节空间 V_i 的频带分布,其中 f_s 为信号采样频率。如果已知干涉信号采样频率和调制频率,由小波分解的频带划分特性,可以确定解调干涉信号所需的小波分解层数。按照各层细节空间覆盖的频率范围选取相应的小波系数进行重构即可实现干涉信号的解调。在干涉信号解调的同时,可以对小波系数进行各种滤波处理以提高信噪比。

图4为研制的光纤型时域光学相干层析系统原理图,系统由宽带光源($\lambda_0 = 1305 \text{ nm}$, $\Delta\lambda =$

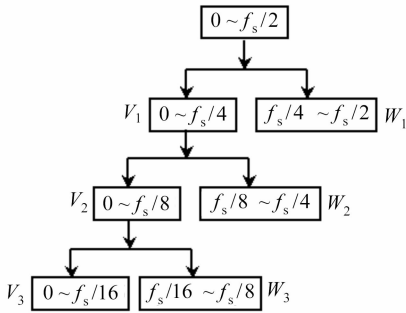
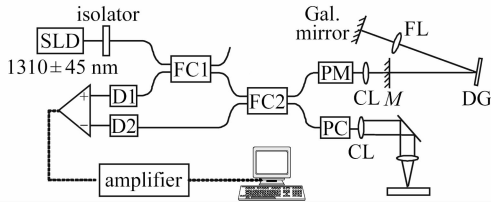


图 3 三层小波分解的频率空间

Fig. 3 Frequency range of three levels wavelet decomposition



SLD; superluminescent diode; CL; collimate lens;

PM; phase modulator; FC; fiber coupler; D; detector;

M; mirror; DG; diffraction grating; FL; Fourier lens

图 4 光纤型时域光学相干层析系统原理图

Fig. 4 Schematic of fiber-based time-domain OCT system

94 nm, $P = 6.9$ mW)、耦合器(分光比 50/50)、电光相位调制器、频域快速扫描延迟线、偏振控制器、横向扫描装置、外差平衡接受装置、前置放大器 and 计算机处理系统组成^[8, 9]。系统中干涉信号的采样频率为 5 MHz, 调制频率为 500 kHz。由图 3 可知第三层细节空间覆盖的频带范围为 $f_s/16 \sim f_s/8$ (312.5~625 kHz), 因此取第三层小波分解的细节系数重构即可实现对干涉信号的解调。采用小波分解进行干涉信号解调的一个优势在于利用其良好的去噪性能在信号解调的同时对干涉进行有效去噪。有关小波域去噪问题是当前研究的一个热点, 将其应用于光学相干层析系统还处在不断完善的过程中^[10, 11], 文中采用较为简单的小波软阈值法对干涉信号进行滤波。

小波函数的选取通常考虑重建误差小, 支集尽量短(计算量小), 但是支集长度应满足分频的要求。在时域光学相干层析干涉信号解调中, 噪声和信号的频率相差较大, 对小波函数的支集长度没有过高的要求。利用 Matlab 软件中的 Wavelet 工具箱对干涉信号进行处理和图像重构, 选用的小波函数为 Morlet 小波。

4 层析成像实验

图 5(a) 为实验采集的离体猪视网膜的一组 A-scan 数据, (b) 为采用一维小波分解解调后的干涉信号幅值。

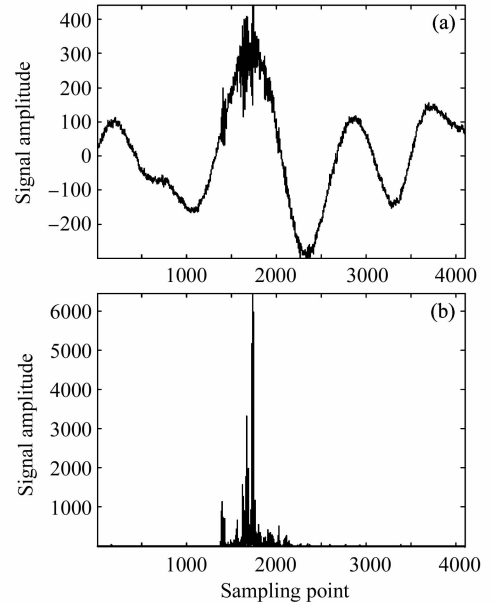


图 5 离体猪视网膜的一组 A-scan 数据(a)和采用一维小波变换解调后的干涉信号(b)

Fig. 5 One set of A-scan data of porcine retina (a) and the demodulated interferometric signal with 1D WT (b)

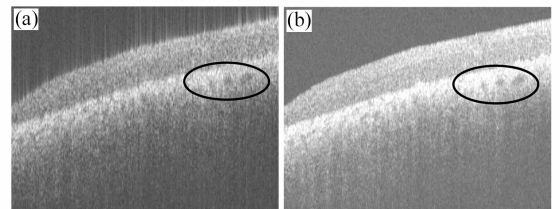


图 6 猪视网膜层析图像。(a) 采用短时傅里叶变换；(b) 采用一维小波变换

Fig. 6 Tomographic retinal image of pig obtained by STFT (a) and 1D WT (b)

图 6 为重构的离体猪视网膜层析图像, 其中 (a) 为采用短时傅里叶变换得到的图像, 可以看到明显的拖尾现象。(b) 为采用一维小波变换方法得到的重构图像, 图像无拖尾现象, 分辨率明显好于 (a), 可以容易地分辨视网膜中的毛细血管(椭圆区域)。

5 结论

将一维小波变换应用于时域光学相干层析成像技术, 在干涉信号解调的同时实现去噪和层析图像重构。相对于传统的短时傅里叶变换算法, 该方法数据处理运算量小, 集成度高, 结合先进的小波去噪

技术可以大大提高重构图像的分辨率,具有良好的应用前景。文献[10]在二维图像空间利用空间自适应小波滤波进行散斑去噪,是否可以在本文提出的一维干涉信号解调的同时实现相干散斑去噪是下一步值得深入研究的问题。

参 考 文 献

- 1 Chen Yuheng, Ding Zhihua, Meng Jie. Reflectance spectrum measurement of multilayer film by spectroscopic optical coherence tomography [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(6): 825~828
陈宇恒,丁志华,孟 婕. 基于光谱光学相干层析技术的膜系反射光谱测量[J]. *中国激光*, 2007, **34**(6):825~828
- 2 Zhou Zhenming, Ding Zhihua, Yang Yaliang. Development of optical coherence tomography based on projected index computed tomography system [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(6):833~836
周振明,丁志华,杨亚良. 基于光学相干层析成像的投影折射率计算机层析成像系统研制[J]. *中国激光*, 2007, **34**(6):833~836
- 3 R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8):889~894
- 4 Brett E. Bouma, Guillermo J. Tearney. Handbook of Optical Coherence Tomography [M]. Marcel Dekker Inc., 2002. 41~49
- 5 Pan Quan, Zhang Lei, Meng Jinli *et al.*. Wavelet Filter Method and Application [M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2005. 1~5
潘 泉,张 磊,孟晋丽 等. 小波滤波方法及应用[M]. 北京:清华大学出版社, 2005. 1~5
- 6 D. L. Donoho, De-noising by soft-thresholding [J]. *IEEE Trans. Inf. Theory*, 1995, **41**(3):613~627
- 7 Yang Fusheng. Engineering Analysis and Application of Wavelet Transform [M]. Beijing: Science Press, 2000. 65~68
杨福生. 小波变换的工程分析与应用[M]. 北京:科学出版社, 2000. 65~68
- 8 Dai Yun, Zhang Yudong, Shi Guohua. Refractive index distribution measurement combining computed tomography with optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11):1666~1670
戴 云,张雨东,史国华. 结合计算层析与光学相干层析测量折射率分布[J]. *光学学报*, 2006, **26**(11):1666~1670
- 9 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2):235~238
俞晓峰,丁志华,陈宇恒 等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. *光学学报*, 2006, **26**(2):235~238
- 10 Desmond C. Adler, Tony H. Ko, James 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
- 11 S. Grace Chang, Bin Yu, Martin Vetterli. Spatially adaptive wavelet thresholding with context modeling for image denoising [J]. *IEEE Trans. Image. Processing*, 2000, **9**(9):1522~1531