

用于分子测量的光学相干法的信号处理

孙逸飞 朱永凯 王海涛

(南京航空航天大学自动化学院, 江苏 南京 210016)

摘要 放大自发辐射(ASE)光源是非高斯型光谱光源,干涉时不可避免地产生旁瓣信号,特别在测量大小与分辨率相差不大的细胞分子时影响尤为明显。利用小波变换去噪功能,采用 Daubechies 10 小波对干涉信号进行 3 层分解,各层频率信号分别采用不同阈值进行去噪,不仅可大大减少旁瓣影响,还能保留大部分主瓣信号,结果表明该方法有利于提取有用信息。通过对颗粒样品的测量表明,测量样品厚度大约为 30 μm ,证明了该系统具有分辨率高的优点。

关键词 相干光学; 分子测量; 小波变换; 放大自发辐射

中图分类号 O436 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS200828s2.0072

Signal Processing of Optical Coherence Method Used to Measure Molecular

Sun Yifei Zhu Yongkai Wang Haitao

(College of Automation, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, Jiangsu 210016, China)

Abstract The spectrum of amplifier spontaneous emission (ASE) is non-Gaussian, sidelobe appears inevitably and it will infect the measurement of molecular which is more or less the same as the coherence length seriously. In this paper, the denoising function of wavelet transform is used, and the coherence signal is processed with Daubechies 10 making three layer wavelet decomposition, different frequency signals are denoising by different threshold values. It can not reduce the influence of sidelobe greatly, but remain most of the mainlobe signal. The result shows that wavelet transform is good for extracting the useful information. A particle specimen is used to simulate the measurement of molecular and the diameter is about 30 μm . The results of the experiments demonstrate this system has the advantage of high resolution.

Key words coherence optics; molecular measurement; wavelet transform; amplifier spontaneous emission

1 引 言

光学低相干层析法由于其高分辨率、非侵入式测量及实时性高等优点,避免了取样活检及平均测量的缺点,越来越受到广大研究者的关注,其应用也越来越广泛^[1~8]。光学低相干层析法的样品散射光一般都非常微弱,易受到各种噪声的干扰,特别是光源本身的干扰非常明显。光源不仅决定了系统的分辨率,而且其波长稳定性也决定测量结果的准确性。超辐射发光二极管光源虽然光谱谱型比较好,但波长稳定性较差,不利于长时间测量,且光源功率不是很高,信噪比一般也不是很高。而放大自发辐射

(ASE)光源不仅具有微米级的轴向分辨率,更具有高稳定输出、谱线宽、偏振相关损耗小、使用寿命长及光源功率高等优点,但由于其光源光谱是非高斯分布,干涉时会产生旁瓣信号。利用数字光谱整形技术^[9]可以减少旁瓣效应,主要从光源本身入手,将光源光谱强行整形成高斯型分布,但与实际光源仍有所差别。在样品臂中加入光瞳滤波器^[10],可在一定程度上消除旁瓣信号,但前提条件是旁瓣信号不能在相干门之内。

本文利用小波变换对干涉信号进行处理,采用 Daubechies 10 小波对干涉信号进行 3 层分解,每层

基金项目: 南京航空航天大学科研创新基金(Y0803-033)和南京航空航天大学引进人才科研基金(S0633-033)资助课题。

作者简介: 孙逸飞(1980—),男,硕士研究生,主要从事生物医学成像仪器方面的研究。E-mail: kammy.sun@yahoo.com.cn

导师简介: 朱永凯(1975—),男,博士,硕士生导师,主要从事生物医学成像仪器方面的研究。E-mail: zykjiansu@163.com

频率信号再通过选择不同的阈值去噪及去旁瓣, 不仅可去除大量旁瓣信号及噪声信号, 还能保留绝大部分的主瓣信号, 大大减少旁瓣效应对真实结果的影响。

2 低相干层析系统工作原理

低相干层析系统的工作原理类似于超声成像, 其核心是一个光纤型迈克尔孙(Michelson)干涉仪, 整个系统结构如图 1 所示, 该系统采用单模光纤连接。宽带光源(中心波长 $\lambda=1550$ nm)所发出的低相干光经过四端光纤耦合器(50/50 分束)后, 一路经样品臂返回, 另一路经参考臂返回。利用步进电机进行纵向扫描, 从参考臂反射镜返回的参考光与从样品返回的后向散射光之间产生光程差, 如果此光程差在光源的相干长度之内, 则在光纤耦合器处汇合并发生干涉。产生的干涉信号经由光电探测器及前置放大器后输入到数据采集卡, 由计算机进行后续处理和图像重构。由于使用宽带光源, 光源本身所具有的低相干性使得当两臂光程不匹配时, 干涉信号迅速下降, 只有在等光程差点附近才能发生干涉, 从而实现了高分辨率测量。

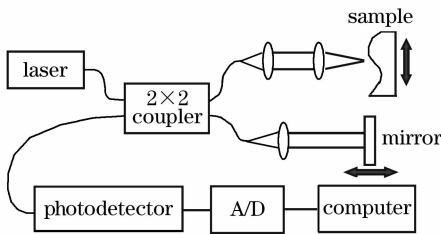


图 1 光学低相干系统框图

Fig. 1 Schematic of optical coherence system

由 Wiener-Khinchin 定理可知光源时间相干函数与光源功率谱密度函数之间互为傅里叶变换关系, 因此光源的谱型决定了相干信号的形状。由于 ASE 光源是非高斯型光谱光源, 产生的干涉信号都具有明显旁瓣效应。图 2 为光源干涉信号, 明显可见旁瓣信号的存在。



图 2 ASE 光源的干涉信号

Fig. 2 Interferential signal of ASE source

3 小波变换

小波变换具有良好的时频分析特性, 因其具有多分辨率分析特点, 能够聚焦到信号的任何细节进行多分辨率的时频域分析, 因而被誉为“数学显微镜”。其中, Mallat 算法是正交小波基的构造方法以及正交小波的快速算法, 经过 Mallat 算法分解, 信号的不同频率被分在不同的频带内。可见, 利用小波变换的多尺度分解可以提取信号的频率特征, 其分解示意图如图 3 所示。其中, S 为原始信号, a_1 为第一层低频信号, a_2 为第二层低频信号, a_3 为第三层低频信号, d_1 为第一层高频信号, d_2 为第二层低频信号, d_3 为第三层低频信号。由于信号和噪声在不同尺度下进行小波分解时, 具有不同的传递特性和特征表现, 采用小波分析就可以通过选择不同的小波基, 使得在相应坐标系内的信号和噪声的重叠尽可能地小, 实现信噪分离, 从而可以提高信噪比。因此, 利用小波变换进行消噪具有非常重要的意义。

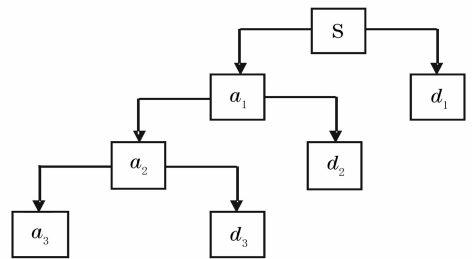


图 3 小波 Mallat 分解示意图

Fig. 3 Sketch map of wavelet Mallat decomposition

本文的干涉信号通过采样得到, 属于一维信号, 对其进行小波去旁瓣处理一般可按以下三个步骤进行:

- 1) 先将干涉信号进行小波多层分解。选择一个小波并确定分解的层数 N , 然后对干涉信号进行 N 层小波分解, 得到不同层次的小波分解系数;
- 2) 对小波分解高频系数进行阈值量化。对第一层到第 N 层的每一层高频系数选择一个单独的阈值进行软阈值量化处理, 这样可最大限度地保留有用信号, 去除旁瓣信号及噪声信号;
- 3) 一维小波的重构。根据小波分解的第 N 层的低频系数和经过量化处理后的第一层到第 N 层的高频系数进行一维信号的小波重构。

为了减少频谱的泄漏和混叠, 要求小波函数具有良好的频域特性。Daubechies N 小波是工程中应用较多的小波函数, 它的特点是随着序号 N 的增大, 时间局部性变差; 同时, 正规性增加, 频域局部性变好。本文经过 Daubechies 10 小波与其他小波的使用表明, Daubechies 10 小波适合本实验中干涉信

号的去旁瓣处理^[11]。

4 实验结果与分析

自行设计颗粒状分子样品,实际测得系统分辨率约为 $12\ \mu\text{m}$,因此选择的颗粒样品大小至少大于此分辨率,否则可能由于测量信号的重叠产生较大误差。取一些等大聚乙烯颗粒均匀放置在反射镜表面,再用盖玻片盖住,轻轻压实即可测量,这样可减少由不完全接触引起的空隙对测量结果的影响,测量示意图如图 4 所示,选用盖玻片是由于其具有透明度高和累叠方便的优点。测量过程中,应注意测量点附近避免出现杂质,保持光路不发生偏转。

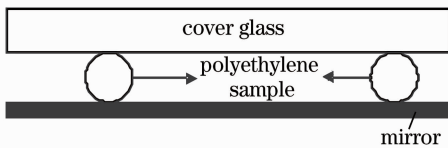


图 4 聚乙烯颗粒样品测量示意图

Fig. 4 Measurement schematic of polyethylene sample

下面就其中一次测量结果进行分析处理,如图 5(a)所示,需要测量的结果是盖玻片下表面与反射镜表面之间的位置,即为颗粒样品大小;而盖玻片上下表面的距离代表盖玻片的厚度。

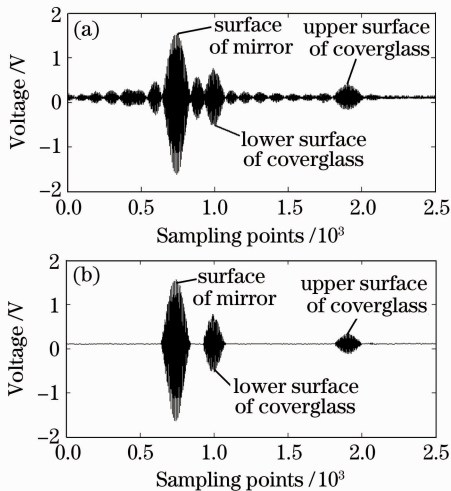


图 5 直接测量结果(a)及小波去噪后结果(b)

Fig. 5 Results of measurement directly (a) and wavelet denoising (b)

由于 ASE 光源自身的问题,产生的旁瓣效应显而易见。从图 5(a)可见,反射镜表面左边次主峰比右边次主峰幅值小,是由于盖玻片下表面处有干涉现象,使得反射镜两边的次主峰幅值不等;盖玻片下表面处峰值与其左边的旁瓣信号幅值相差不大;盖玻片上表面处峰值相对反射镜表面和盖玻片下表面

位置处的幅值都要小得多,自身两边也存在不少次主峰。这些在图像重构中,会因为图像对比度不足的原因,不仅可能丢失有用信号,而且伪信号的产生更会扰乱对结果的分析判断。因此,必须要对信号进行噪声的消除及旁瓣信号的去除。

按照小波去除旁瓣信号的步骤,先利用 Daubechies 10 小波对原始干涉信号进行 3 层分解,结果如图 6(a)所示。原始信号被分解为低频信号 a_3 及三层高频信号 d_3, d_2 和 d_1 。可见,高频信号 d_3 和 d_2 中噪声非常多,即使在反射镜位置有干涉信号存在,但由于存在大量噪声,也会带来许多不良结果,因此需去除这些噪声。而高频 d_1 中整个信号受噪声影响较小,但由于存在大量旁瓣信号,给后续处理带来许多影响,特别是在图像重构中将带来许多伪图像,将直接影响到对结果的分析判断,因此旁瓣信号也需剔除。

在去噪处理过程中阈值的选择至关重要,阈值的选取直接影响结果。由于不能采用统一阈值对信号直接去噪,因此采用每层信号分别选用不同的阈值进行处理。信号 d_3 和 d_2 可选择全部去除,即将阈值设置为各自最大值,可去除所有噪声;而 d_1 则必须保留有用信号,剔除旁瓣信号,对反射镜位置和盖玻片上下表面处干涉信号选择全通,其他位置选择全不通,这样可达到目的。最后进行小波重构,得到处理后的结果,经过小波去噪及去旁瓣后信号的小波分解如图 6(b)所示,基本达到消除噪声和旁瓣信号的目的。虽然也有低频信号的存在,只要将小波的低频信号全部设置为零,即可达到消除低频信号的目的。这样,反射镜表面与盖玻片下表面可很好分离,盖玻片上表面也不会由于自身幅值小而受太大影响。经过小波变换处理之后,可保留绝大部分有用信号,又能有效去除旁瓣信号,这对于图像重构非常有利,增加了图像的对比度及信噪比。

在小波重构后发现信号虽然很连贯,但仍然不是很光滑,因此对结果再进行拟合处理。由于干涉信号是类余弦曲线,常用的多项式拟合方法不适合,而插值法可充分发挥其优势。之所以在小波去噪后进行插值处理,主要是因为直接采集到的信号中含有噪声,假如直接拟合就会把噪声也拟合进来,这样拟合处理就失去意义了。本文采用的拟合方法是三次样条插值,选取图 5(b)中盖玻片表面峰值位置处信号局部放大,结果如图 7 所示,通过拟合可使信号更加平滑。

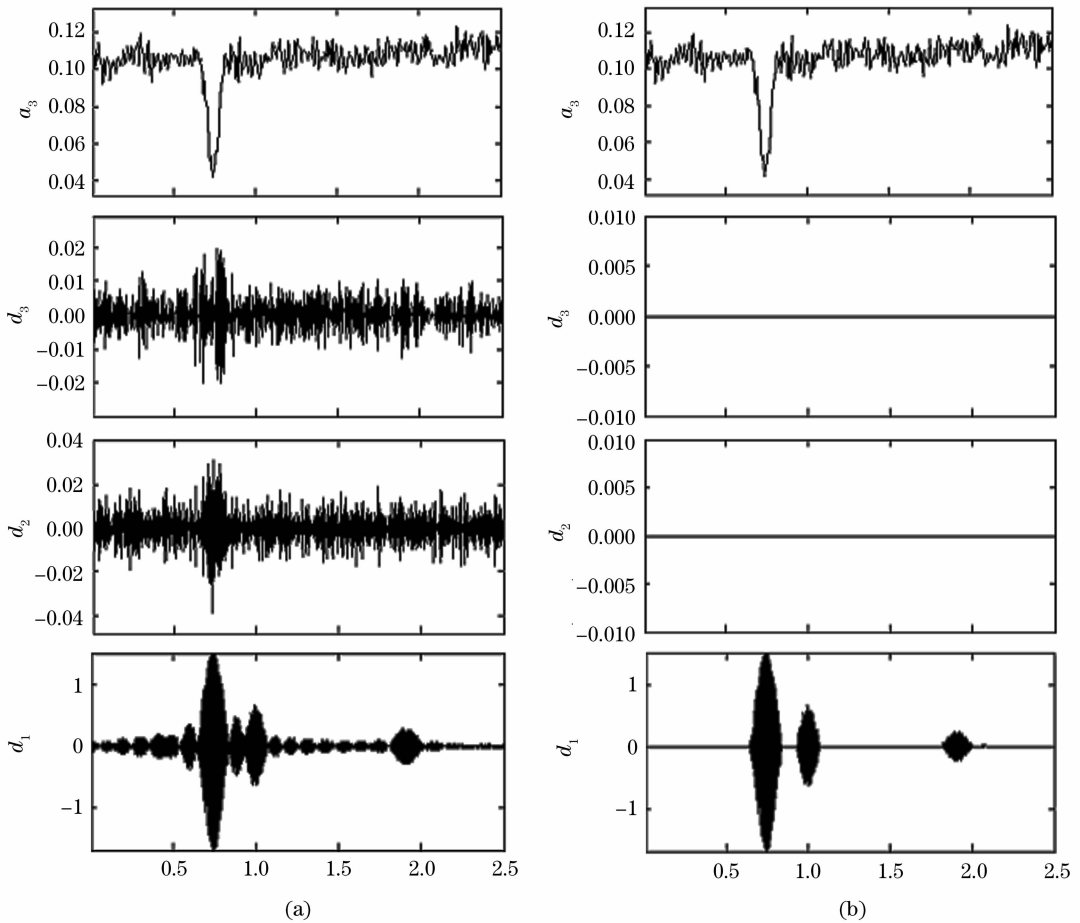


图 6 原始干涉信号(a)和小波去噪后信号(b)的小波分解

Fig. 6 Wavelet decomposition of original signal (a) and signal after wavelet denoising (b)

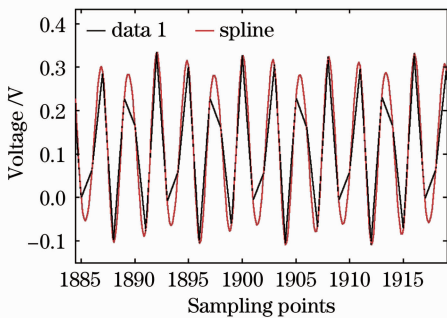


图 7 拟合结果

Fig. 7 Result of fitting

经过多点多次测量计算得到,颗粒样品大小约为 $34 \mu\text{m}$,盖玻片厚度大约为 $142 \mu\text{m}$ 。

5 结 论

建立了一套光学低相干测量系统,基于光纤型 Michelson 干涉仪和中心波长为 1550 nm 的 ASE 光源,测得系统轴向分辨率大约为 $12 \mu\text{m}$ 。利用小波去噪功能,通过选择不同阈值进行旁瓣信号的消

除,可达到保留有用信号,去除绝大部分旁瓣信号。通过对颗粒样品的测量表明,该系统适合测量一些大分子,同时具有分辨率高的优点。

参 考 文 献

- 1 E. A. Swanson, J. A. Izatt, M. R. Hee *et al.*. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(21): 1864~1866
- 2 B. Povazay, A. Unterhuber, B. Herman *et al.*. Ultrahigh resolution optical coherence tomography of human skin [C]. *SPIE*, 2005, **5861**: 58610R
- 3 F. Feldchtein, V. Gelikonov, R. Iksanov *et al.*. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity [J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 239~250
- 4 Y. Chen, P. R. Herz, P. L. Hsiung *et al.*. Ultrahigh resolution endoscopic optical coherence tomography for gastrointestinal imaging[C]. *SPIE*, 2005, **5690**: 4~10
- 5 D. A. Humphreys, M. Wicks. Editorial: Selected papers from the optical fiber measurement[C]. *Optoelectronics*, 2005, **153** (5): 215~216
- 6 M. D. Dunean, M. Bashkansky. Subsurface defect detection in materials using optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 1998, **2**(13): 540~545
- 7 Song Guiju, Ren Hongwu, Zhang Lianying *et al.*. Experimental research on optical coherence tomography [J]. *Acta Optica*

- Simica*, 2000, **20**(4): 509~513
宋桂菊,任宏武,张莲英等. 光学相干层析成像的实验研究[J]. 光学学报, 2000, **20**(4): 509~513
- 8 Zeng Nan, He Yonghong, Ma Hui *et al.*. Pearl detection with optical coherence tomography [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(8): 1140~1145
曾楠,何永红,马辉等. 应用于珍珠检测的光学相干层析技术[J]. 中国激光, 2007, **34**(8): 1140~1145
- 9 R. Tripathi, N. Nassif, J. S. Nelson *et al.*. Spectral shaping for non-Gaussian source spectra in optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27**(6): 406~408
- 10 Meng Jie, Ding Zhihua, Zhou Lin. Axial superresolution in optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(3): 533~536
孟婕,丁志华,周琳. 光学相干层析成像轴向超分辨研究[J]. 光子学报, 2008, **37**(3): 533~536
- 11 Gao Cheng, Dong Changhong, Guo Lei *et al.*. The Application and Wavelet Analysis of Matlab[M]. Beijing: National Defense Industry Press, 2007. 154~166
高成,董长虹,郭磊等. Matlab小波分析与应用[M]. 北京: 国防工业出版社, 2007. 154~166