

谱域光学相干层析成像系统的实验研究

陈玉平, 赵宏, 杨琦, 王昭, 张璐

(西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 为改善光学相干层析成像(OCT)技术图像的获取速度和灵敏度,搭建了一套基于光谱干涉法的谱域光学相干层析成像系统(SD-OCT). 该系统采用宽带光源照明,通过光纤迈克尔逊干涉仪产生物体的干涉图形并被光谱仪采集,物体内部结构图像则由干涉图形的傅里叶变换获得. 研究表明,SD-OCT的数据获取速度比传统的OCT系统提高了将近40倍,达到了16 000/s的轴向扫描速率,其灵敏度也改善了20~30 dB. 因此,SD-OCT可实现工程和生物材料内部结构的实时三维图像重构.

关键词: 光学相干层析成像; 光纤迈克尔逊干涉仪; 光谱干涉法

中图分类号: TH744.3; O439 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)07-0815-03

Experiment Research on Spectral-Domain Optical Coherence Tomography

CHEN Yuping, ZHAO Hong, YANG Qi, WANG Zhao, Zhang Lu

(State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: To improve the image acquisition rate and sensitivity of optical coherence tomography (OCT) technique, a spectral-domain optical coherence tomography (SD-OCT) system based on a spectral interferometric is constructed, where a broadband light source is chosen as the illumination source and a Michelson fiber interferometer is employed to generate interference pattern of object collected by a spectrometer. The object inner structure is obtained from the interference pattern by a Fourier transform. It is theoretically stated and experimentally verified that SD-OCT system outperforms the conventional OCT system in acquisition rate and sensitivity. The acquisition rate gets 16 000 axial scans per second and 40 times the conventional OCT; the sensitivity is enhanced by 20-30 dB. As a result, the SD-OCT system enables to realize near real time three dimensional imaging reconstructions of internal structure of engineering and biological materials.

Keywords: optical coherence tomography; fiber Michelson interferometer; spectral interferometric

光学相干层析成像技术(OCT)具有极高的探测灵敏度与噪声抑制能力,分辨率高且无损伤,在体检测上对活体组织无辐射,并且具有造价低、结构简单等优点^[1],因此在材料科学和生物医学等领域的无损检测方面得到了应用^[2],特别是在生物组织活体检测和成像方面具有广泛的应用前景^[3].

目前,OCT技术是所谓的时域OCT(TD-OCT)系统,它在图像获取率和灵敏度方面存在着明显的不足^[4].近年来,一种新颖的OCT系统——

谱域OCT(SD-OCT)正成为研究的热点^[5],该系统不仅改善了灵敏度,同时还提高了对样品的采样速度^[4].在SD-OCT中,全部的深度结构被同步获得而不需要深度扫描,同时SD-OCT信号在光谱密度中被采样,且作为一个傅里叶重构的结果,改善了信噪比^[5].本文针对SD-OCT研究,设计和构建了一套实验系统,同时在后续的数据处理中,用3次样条插值技术进行重采样,并提出了一种新的有关非高斯光源的修正算法.

1 SD-OCT 原理和方法

SD-OCT 的原理依赖于 Fercher 的结论,即后向散射光场的复振幅扰动等于反映样品纵向结构的散射势函数的傅里叶变换^[6]

$$\left. \begin{aligned} E_s(P, k) &= C \int_0^T F(z) e^{-ikz} dz \\ F(z) &= \frac{1}{4\pi} k^2 (n^2(z) - 1) \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: $E_s(P, k)$ 为探测点 P 处散射光场的复振幅; C 为比例常数; k 为波数; z 为探测样品对应的轴向深度; $n(z)$ 表示样品媒质折射率函数; $F(z)$ 为样品散射势函数, 它反映了样品结构。

对探测到的样品后向散射光强的功率谱密度进行傅里叶逆变换, 由式(1)得到样品的散射势函数的自相关函数, 一般很难从自相关函数中解出原函数。为此, 用一束高反射率表面(参考镜)的反射光与相同光源照明的样品的后向散射光叠加, 将参考镜置于距样品的光程 z_1 处, 对其功率谱密度进行傅里叶逆变换, 得到

$$F_T(I(k)) = C_F(z) + RF^*(z_1 - z) + RF(z_1 + z) + R^2\delta(z) \quad (2)$$

式中: $I(k)$ 为光功率谱密度的分量; C_F 是散射势函数的自相关函数; R 为参考镜的反射率; F^* 是散射势函数的镜像即复共轭函数; δ 为参考镜引起的峰值。由式(2)可知, 第3项就是样品的散射势函数, 其中心在 $z = -z_1$ 处。为避免与其他项混叠, 测量中样品和参考镜需保持一定的光程差, 但不可过大以免超出测量范围^[6]。

SD-OCT 技术可设计成采用宽带光源和光纤迈克尔逊干涉仪构造的, 并由光谱仪接收干涉信号的系统^[5], 它由低时间相干度光源、迈克尔逊干涉仪、光谱仪、参考镜和横向扫描装置构成, 其核心部件是迈克尔逊干涉仪和光谱仪。光谱仪由准直透镜、衍射光栅、成像透镜和 CCD 线扫描照相机组成, 光源发出的光耦合进 2×2 光纤耦合器, 并分别进入有反射镜的参考臂和放有被测样品的样品臂。反射镜反射回来的光(参考光)与样品的后向散射光(信号光)经过光纤耦合器重新汇合后产生干涉信号, 此时可把耦合的光看成是从样品后向散射光的各个单色波分量与从参考镜返回的相应分量相干涉后的叠加, 干涉信号从光纤耦合器的另一端输出, 被光谱仪接收并经光谱仪中的衍射光栅展开, 由 CCD 采集并转换为电信号和数字化后输入计算机。然后, 将所得数据

进行傅里叶逆变换, 即可得到样品的 $F(z)$ 或一维深度信息。在此基础上, 通过横向扫描, 就可重构样品的二维层析图像, 从而获得被测物体的结构。

根据 SD-OCT 的原理和方法, 设计和搭建了一套以光纤迈克尔逊干涉仪为核心的谱域 OCT(SD-OCT) 实验系统, 如图 1 所示。

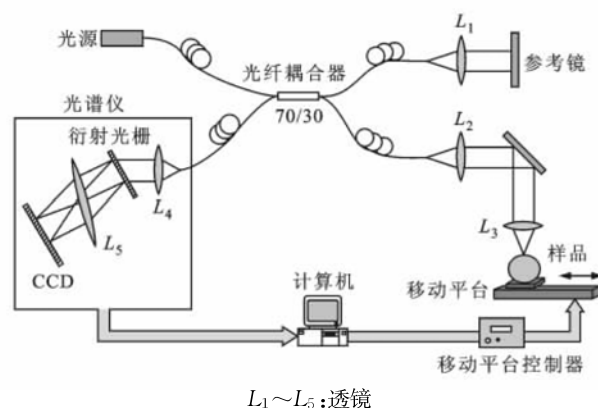


图1 谱域 OCT 装置的原理

2 SD-OCT 的数据处理

2.1 信号的非线性重采样

由 SD-OCT 的原理可知, 为了重构图像需对采集到的光强频谱信号进行傅里叶逆变换, 光强应是波数的函数并等间隔分布, 而光谱仪所采集到的数据则是波长的函数, 因此在逆变换之前必须把波长的相关数据 $I(\lambda)$ 转换成与波数相关的数据 $I(k)$ 。由 $k = 2\pi/\lambda$ 可知, 在干涉信号经离散傅里叶变换之后, 非线性可引起干涉包络图的扩展, 除了 λ 和 k 的关系, 衍射光栅的色散、CCD 阵列前透镜的成像错误、未对准和有限 CCD 像素的大小, 以及非理想性的光学元件表面, 都有可能引起干涉图像的扩展^[5]。因此, 需要对光功率谱数据用 3 次样条插值算法(以 k 为变量)进行重采样, 以产生所有的等间隔中间点, 然后用重采样得到的新数据, 通过离散傅里叶逆变换获得轴向一维的样品散射势函数(样品结构), 并在此基础上经二维扫描, 以灰度图方式绘制出样品的层析图像。

2.2 非理想光源的修正补偿算法

由于在非高斯分布的光谱曲线(非理想光源)下存在着一些问题, 从而使测量结果产生误差, 因此需对测量数据进行修正补偿。假设由最小二乘法确定的实测光源光谱密度函数为

$$S_r(\lambda) = a\lambda^3 + b\lambda^2 + c\lambda + d \quad (3)$$

而理想的高斯光源光谱密度为

$$S_g(\lambda) = \frac{2(\ln 2/\pi)^{1/2}}{\Delta\lambda} e^{-4(\ln 2)((\lambda-\lambda_0)/\Delta\lambda)^2} \quad (4)$$

$$\theta = S_g(\lambda)/S_r(\lambda) \quad (5)$$

根据谱域 OCT 的原理,CCD 所获得的干涉信号为

$$I(\lambda) = S(\lambda) \left(E_R^2 + 2E_R \int_{-\infty}^{\infty} \alpha(z) \cos(2\pi r z/\lambda) dz \right) \quad (6)$$

式中: λ 为波长; E_R 为参考光的幅值; $\alpha(z)$ 是样品的后向散射幅值; a, b, c, d 为最小二乘法的多项式系数. 设 $I_g(\lambda)$ 为采用理想的高斯光源照明获得的干涉信号,而 $I_r(\lambda)$ 为实际获得的干涉信号,则

$$I_g(\lambda) = \theta I_r(\lambda) \quad (7)$$

3 SD-OCT 实验

实验系统采用美国海洋光学公司提供的 DT-1000 连续光谱光源,其中心波长为 600 nm 左右,带宽约为 250 nm,输出功率为 6.5 W. 光纤迈克尔逊干涉仪采用的是上海瀚宇光纤通信技术有限公司的 X 型 2×2 光纤耦合器,以及与其匹配的光纤准直器(自聚焦透镜),样品臂聚焦透镜为焦距 4 cm 的显微物镜. 实验系统使用美国海洋光学公司 S2000 微型光纤光谱仪,通过串行接口和计算机相连接,并配有相应的光谱分析软件. 扫描装置采用 ortental motor 公司的 K162-50 步进电机移动平台和 SURUGA SEIKI 公司的 D92 步进电机控制器,并由计算机指令控制.

首先测量了光源的相干长度,从而获得了 OCT 系统的轴向分辨率,其结果如图 2 所示. 随后对一个二层膜反射镜进行了测量,并在数据处理和 100 次横向扫描之后得到了层析灰度图(见图 3). 最后,测量了多层膜反射镜,其结果如图 4 所示.

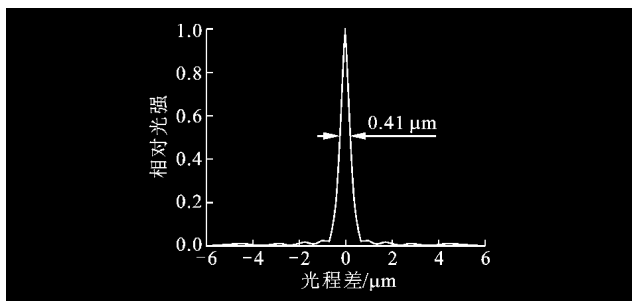


图2 SD-OCT 系统点扩散函数图

4 实验结果分析和讨论

通过测量 2 层和多层膜反射镜,对该系统进行了基本的原理性实验验证,得到了一些基本的样品内部结构图像,从而证明了此系统的可行性. SD-



图3 二层膜反射镜层析灰度图

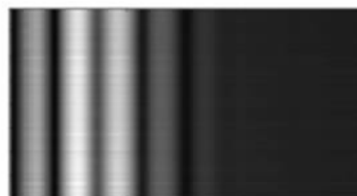


图4 多层膜反射镜层析灰度图

OCT 的主要优势在于它的获取速度,在操作中,光学频谱分析仪以 100 μ s 的照明时间设置快速记录干涉信号,显示出极快的轴向扫描速度,使采样速度提高了很多倍(文献[4]报道可达 16 000/s 的轴向扫描速率,甚至可比时域 OCT 快 40 倍). 当原始数据获得后,由 Matlab 进行处理和分析,由于 Matlab 程序强大的数据和图像处理功能,所以 OCT 技术可朝着高获取速度和三维图像方面发展.

与 TD-OCT 相比,SD-OCT 还拥有较大的灵敏度优势. TD-OCT 的轴向分辨率随光源带宽的增加而增加,但它的信噪比却与光源带宽的增加成反比. 在频谱领域光学相干层析(SD-OCT)中,光源带宽不影响 SD-OCT 的信噪比,因此 SD-OCT 提供了超越 TD-OCT 的灵敏度,据文献[5]描述,可提高 20~30 dB. 本文所引入和呈现的 SD-OCT 完全能胜任测量样品内部结构的任务,但因受实验条件和实验方法的限制,实验结果并不理想,这主要是由于光源为白光光源,不具有很好的短时间和高空间相干性. 对于 OCT 技术,应选用近红外宽带光源,由于所选步进电机扫描平台的精度只有 2 μ m,因此对于干涉信号的测量也是不够精确的.

5 结 论

本文在 SD-OCT 的原理基础上,设计和搭建了一套 SD-OCT 实验系统,并进行了相应的实验. 通过测量二层膜反射镜和多层膜反射镜等样品,对 SD-OCT 进行了基本的原理性操作,并得到了一些基本的样品内部结构图像,从而验证了该系统的可行性. 同时,本文还呈现了包括 3 次样条重采样技术

在内的后续数据处理程序,并提出了在非高斯光源照明条件下对原始数据的修正算法.本文还进一步论证了SD-OCT具有比TD-OCT更高的灵敏度和图像获取速度,因此SD-OCT可以实现工程和生物材料内部结构的实时三维图像重构.

参考文献:

- [1] 邵永红,何永红,马辉,等.光学相干层析成像技术用于裸鼠皮肤霉菌感染研究[J].激光生物学报,2006,15(5):536-539.
SHAO Yonghong, HE Yonghong, MA Hui, et al. Study on mildew infecting skin of naked mouse by optical coherence tomography [J]. Acta Laser Biology Sinica, 2006,15(5):536-539.
- [2] 朱永凯,赵宏,王昭,等.旋转式扫描方法在光学相干层析成像系统的应用[J].西安交通大学学报,2004,38(9):913-915.
ZHU Yongkai, ZHAO Hong, WANG Zhao, et al. Rotary scanning method applied to optical coherence tomography system [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2004,38(9):913-915.
- [3] 王淑霞,何永红,曾楠,等.光学相干层析用于牙齿病变的检测[J].激光生物学报,2007,16(3):355-358.
WANG Shuxia, HE Yonghong, ZENG Nan, et al. Tooth structure imaging with optical coherence tomography[J]. Acta Laser Biology Sinica, 2007,16(3):355-358.
- [4] WOJTKOWSKI M, SRINIVASAN V J, KO T H, et al. Ultrahigh-resolution, high-speed Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation [J]. Optics Express, 2004, 12(11): 2404-2422.
- [5] LEITGEB R A, DREXLER W, UUTERHUBER A, et al. Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2004, 12(10): 2156-2165.
- [6] FERCHER A F, HITZENBERGER C K, KAMP G, et al. Measurement of intraocular distances by back-scattering spectral interferometry [J]. Optics Communications, 1995, 117(1/2): 43-48.

(编辑 管咏梅)