

无机械扫描谱域光学相干层析术研究

忽满利¹ 孙创伟¹ 高爱华¹ 张群喜²

(1 西北大学物理系, 陕西 西安 710069; ²陕西省历史博物馆, 陕西 西安 710061)

摘要 为提高光学相干层析术(OCT)系统成像速度, 借助成像光谱仪, 以钨灯为非相干光源, 采用柱面镜聚焦, 搭建了迈克耳孙干涉仪结构的无扫描装置谱域 OCT 系统。介绍了系统结构和工作原理, 对待测样品进行了层析成像实验, 分析了系统的成像特性, 利用中值滤波的方法消除背景噪声, 获得了样品的二维层析图像, 与点扫描光纤型 OCT 的成像速度进行了比较。研究表明, 无扫描装置谱域 OCT 系统在 8 mm 宽度范围成像时, 其数据采集速度比传统点扫描方式约快 2 个数量级。

关键词 谱域光学层析成像; 无机械扫描; 线聚焦; 中值滤波平均

中图分类号 TN247 OCIS 110.4850 100.4145 文献标识码 A

Research on Non-Mechanical Scan Spectral-Domain OCT Technique

Hu Manli¹ Sun Chuangwei¹ Gao Aihua¹ Zhang Qunxi²

(¹Department of Physics, Northwest University, Xi'an, Shaanxi 710069, China)
²Shaanxi History Museum, Xi'an, Shaanxi 710061, China)

Abstract In order to overcome the disadvantage of slow mechanical scan of optical coherence tomography (OCT), a non-mechanical scan frequency-domain OCT system with imaging spectrometer and Michelson interferometer was set up. The tungsten lamp was used as a non-coherent broadband light source. The focused line was obtained by using cylinder lens. The system structure and work principle were introduced respectively. The experiment to get optical tomography imaging of a sample was carried out. The imaging characteristic of the system was analyzed. The background noise is reduced by using the method of median filtering average. The result shows that the data collecting speed of the system is one hundred times as fast as that of time-domain tomography imaging in scope of 8mm, although the image quality is not as good as that of time-domain OCT due to the light source.

Key words spectral-domain optical coherence tomography; non-mechanical scan; line-focused; median filtering average

1 引言

光学相干层析术(OCT)是利用宽带光源的低相干性,通过测量样品后向散射光的干涉信号,经过数字图像处理获取样品内部微观结构层析像的无损探测技术。相对于相干层析术(CT)、超声波、X 射线等成像方法, OCT 具有超高分辨、实时性强等特点。D. Huang 等^[1]首次将 OCT 应用于人眼视网膜的细微结构和冠状动脉壁的结构成像,目前光学相干层析在临床诊断、材料检测等方面得到应用^[2~6]。

以干涉光信号采集的不同, OCT 有谱域和时域之分,相对于后者,前者无需参考镜的纵向扫描,可以获得深度信息,但要获得横断面内的层析像,样品臂或者样品仍然要有横向机械扫描装置,这降低了探测

收稿日期: 2009-08-02; 收到修改稿日期: 2009-10-19

基金项目: 陕西省教育厅专项科研项目(04JK238), 西北大学研究生创新基金(07YJC08)资助课题。

作者简介: 忽满利(1959—), 男, 博士, 教授, 主要从事信息光学与光电检测等方面的研究。E-mail: huml@nwu.edu.cn

速度。为此，我们用线光源代替点光源，借助成像光谱仪，搭建了线聚焦无机械扫描谱域 OCT 系统，将传统的点聚焦改变为线聚焦成像模式，无需横向机械扫描就可以呈现二维的扫描图像，可以提高获取 OCT 图像的速度。本文介绍了线聚焦谱域 OCT 系统的结构和工作原理，通过实验获得载玻片/玻璃片的层析成像。对测量结果进行了分析，对降低背景噪声的方法进行了研究。

2 谱域 OCT 的原理

与时域 OCT 结构有所不同，谱域 OCT 通过光谱仪将信号采集到计算机，其原理如图 1 所示。从样品臂返回的信号光可以看成是多个不同深度后向散射光波的叠加，与参考光干涉产生的干涉信号被光谱仪以干涉光谱的形式存储于计算机中。干涉光谱的频率编码中有深度信息，通过计算机傅里叶变换后就得到了样品不同深度处的信息。

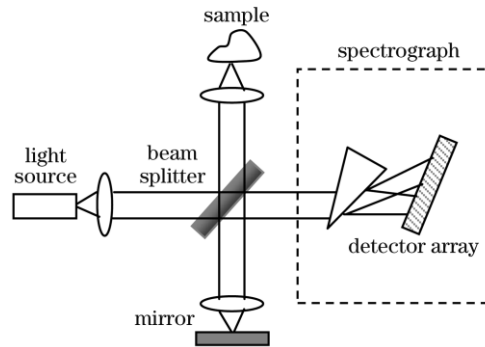


图 1 谱域 OCT 结构图

Fig.1 Schematic of spectral-domain OCT systems

光源发出的光被分成参考光和信号光两部分。参考光可表示为 $E_R \exp(i2kr)$ ，式中 E_R 为参考光的幅值， k 为波数， r 为参考臂的长。信号光是来自样品不同深度处的后向散射光，故可以表示为 $\int_{-\infty}^{\infty} a(z) \exp[i2k(r+nz)] dz$ ，式中 $a(z)$ 为样品深度 z 处的后向散射光的幅值， n 为样品折射率， $2(r+nz)$ 为样品深度 z 处对应的光程大小。

样品后向散射光与平面镜反射回来的参考光叠加后产生干涉，干涉信号用光谱仪接收，转换为光谱，干涉光谱 $I(k)$ 可以表示为

$$I(k) = S(k) \left\langle E_R \exp(i2kr) + \int_{-\infty}^{\infty} a(z) \exp[i2k(r+nz)] dz \right\rangle^2 = S(k) \left\{ E_R^2 + 2E_R \int_{-\infty}^{\infty} a(z) \cos(2knz) dz + \iint_{-\infty}^{\infty} a(z) a(z') \exp[i2k(nz - nz')] dz dz' \right\}, \quad (1)$$

式中 $S(k)$ 为光源的光谱密度。(1)式又可表示为

$$I(k) = S(k) \left\{ E_R^2 + 2E_R \int_{-\infty}^{\infty} a(z) \cos(2knz) dz + \iint_{-\infty}^{\infty} a(z) a(z') \exp[i2k(nz - nz')] dz dz' \right\}, \quad (2)$$

式中第一项是固定值，即光源光谱；第二项是余弦函数的叠加，余弦函数的幅值 $a(z)$ 与深度 z 处后向散射幅值，深度信息在余弦函数中；第三项描述了样品光中不同成分的互相干函数，一般此项可忽略。对干涉光谱 $I(k)$ 做傅里叶变换

$$\mathcal{F}\{I(k)\} = \mathcal{F}\{S(k)\} * \left\{ E_R^2 \delta(z) + E_R [a(z) + a^*(-z)] + \mathcal{F}(X) \right\} = A * (B + C + D), \quad (3)$$

式中*表示卷积运算。第一项 $A*B$ 代表对光源光谱的傅里叶变换，即光源谱线的自相关函数，位于两臂光程差等于零附近；第二项 $A*C$ 中含有 $a(z)$ ，它代表样品的一定深度的后向散射光强幅值。可见，在域谱 OCT 系统中，纵向的深度信息 $a(z)$ 是同时采集的，这与时域 OCT 的数据采集方式不同。实际上摄谱、采集和傅里叶变换过程由光谱仪和计算机自动完成，再由计算机处理得到傅里叶变换结果给出样品的层析图像^[2]。

3 无扫描谱域 OCT 系统

3.1 线聚焦方式

在自由空间 OCT 的基础上采用线聚焦方式是提高 OCT 成像速度的一种有效途径。图 2 为两种常见的线聚焦光路。第一种方法是在参考臂和样品臂加入相同规格的柱面镜进行聚焦，由于要求两个柱面镜的子午面互相平行，实验过程中光路调节有一定难度。第二种方法是利用柱面镜对准直后的平行光进行聚焦，形成线光源，从而达到线聚焦的目的，实验中光路调节相对容易。采用线聚焦方式可将横向逐点扫描转换为并行扫描，简化了扫描的过程，缩短了成像时间，同时具有点扫描的优点。这种共焦扫描结构，还可以有效抑制杂散光。

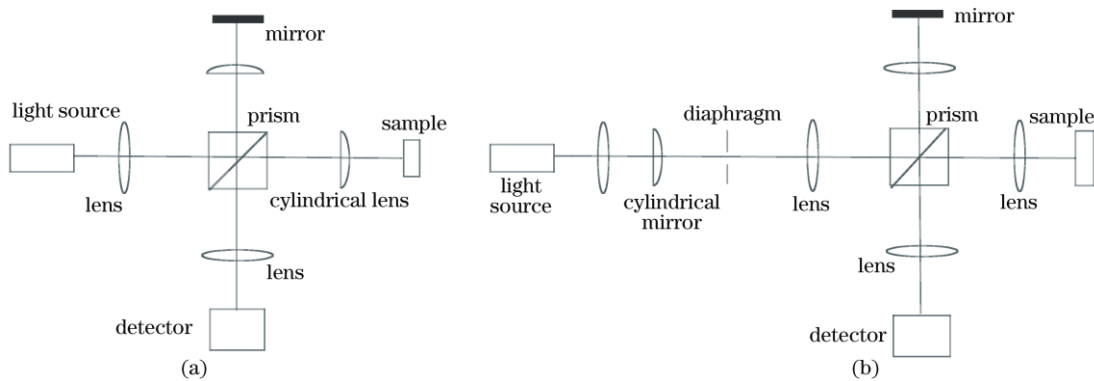


图 2 两种线聚焦 OCT 系统光路
 Fig.2 Schematic of two types of line-focused OCT systems

3.2 线聚焦谱域 OCT 的成像分辨率与测量深度

尽管线聚焦谱域 OCT 将横向逐点扫描转换为并行扫描，但其轴向信息的获取和点扫描谱域 OCT 相同，所以轴向分辨率与测量深度和点聚焦的相同，取决于光源的相干长度和光谱仪的分辨率^[3]。轴向分辨率

$$\Delta z_{\text{FWHM}} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\bar{\lambda}^2}{\Delta \lambda_{\text{FWHM}}}, \tag{4}$$

式中 $\bar{\lambda}$ 为平均波长， $\Delta \lambda_{\text{FWHM}}$ 为光源的光谱宽度。测量深度

$$z_{\text{max}} = \frac{1}{4n} \left(\frac{\bar{\lambda}^2}{\delta(\bar{\lambda})} \right), \tag{5}$$

式中 $\delta(\lambda)$ 为光谱仪的分辨率， \bar{n} 为平均折射率。

线聚焦谱域 OCT 横向分辨率 Δx 与光束的数值孔径及探测器表面像敏单元的距离有关。如图 3 所示，一束发散角为 θ ，光束直径为 d 的激光束，经过焦距为 f 的透镜聚焦后，在焦平面上的光斑直径 Δx (或称横向分辨率) 和焦深 b 分别为

$$\Delta x = \frac{2\lambda_0}{\pi n_a} = \frac{4\lambda_0}{\pi} \frac{f}{d}, \quad b = \frac{\pi(\Delta x)^2}{2\lambda} \tag{6}$$

式中 n_a 为光束的数值孔径。如果理论所计算出的点扫描的横向分辨率 Δx 的值大于探测器光敏单元的距离, 那么线聚焦 OCT 系统的横向分辨率就是 Δx 的值。如果 Δx 远小于探测器像敏单元的间距, 则线聚焦 OCT 系统的理论横向分辨率就是探测器像敏单元纵向的尺寸大小, 线聚焦 OCT 系统的横向分辨率不会高于线阵 CCD 像敏单元纵向的尺寸^[3]。

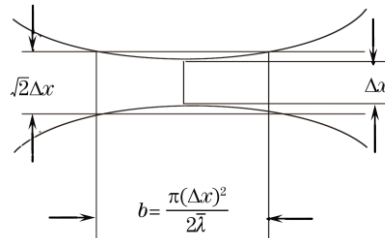


图3 焦深和束腰

Fig.3 Depth of focus and beam waist

4 实验装置

实验原理如图 4 所示, 光源为低相干光源如大功率发光二极管(LED)或钨灯等。采用 B. Grajciar 等^[4]提出的光路, 利用柱面镜 L1 和光阑使光源的出射光束转换成线光束。光束通过 L2(L2, L3, L4 均为相同参数的消色差透镜), 在水平方向准直, 经过宽带消偏振 5:5 分光棱镜(大恒 GCC-402122)分别进入参考臂和样品臂。参考臂 L3 将光汇聚到反射镜上, 反射镜固定于高精度平移台上, 实验装置如图 5 所示。样品臂 L4 将光聚焦为几十至百微米宽的细线, 在允许的测量范围内样品臂不需要横向扫描, 实验中使用的聚焦线长度为 4~8 mm。检测单元为法国 JY 公司 iHR320 成像光谱仪, 其核心部件为衍射光栅和面阵 CCD, 当选用 1200 g/mm 光栅时光谱仪分辨率为 0.062 nm, CCD 像素 1024 pixel×256 pixel, 最小积分时间为 1 ms。

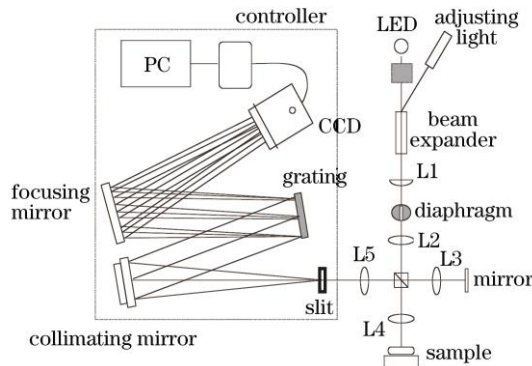


图4 基于成像光谱仪的谱域 OCT 结构图

Fig.4 Scheme of spectral-domain OCT with imaging spectrometer

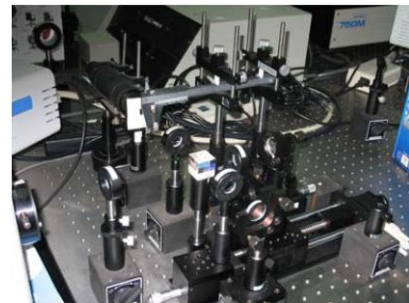


图5 实验装置实物图

Fig.5 Picture of experiment device

由于线聚焦谱域 OCT 系统无需任何扫描装置, 所以每次成像时间缩短为 CCD 的积分时间, OCT 系统对光源的高稳定性要求降低, 可采用大功率 LED 或钨灯代替超辐射激光二极管(SLD)和飞秒激光器光源。若采用白光光源(选取光谱范围为 854~904 nm), 根据(4~6)式计算得: 轴向分辨率 $\Delta z_{\text{FWHM}} \approx 13.6 \mu\text{m}$, 探测深度取 $\bar{n}=1.02$, 理论探测深度 $z_{\text{max}} \approx 3.02 \text{ mm}$, 实际情况中探测深度还受物镜焦深的影响; 横向分辨率理论值 $\Delta x \approx 5.6 \mu\text{m}$, Symphony CCD 纵向光敏单元的距离为 26 μm , 所以该系统的横向分辨率为 26 μm 。

5 载玻片/玻璃片的层析成像实验

采用 10 W 的钨灯, 选取波长范围为 854~904 nm, 样品为 1 mm 厚的玻璃片上叠加约 160 μm 厚的载玻片。由成像光谱仪探测器获得的样品的原始干涉信号如图 6(a)所示, 其中包含了背景噪声。由于成像光谱

仪的探测器为 $1024 \text{ pixel} \times 256 \text{ pixel}$ 面阵 CCD, 采集到的原始干涉信号以矩阵的数字形式存储在计算机内, 通过数据处理软件 Oringin 和 Matlab 对矩阵数据剔除边沿信号, 并利用中值滤波方法对原始数据进行处理, 得到如图 6(b)所示的干涉信号。利用 Matlab 处理软件分别对原始干涉信号和滤波后的干涉信号进行傅里叶变换, 获得样品的层析图如图 7 所示, 可见滤波有效地改善了层析图的质量。

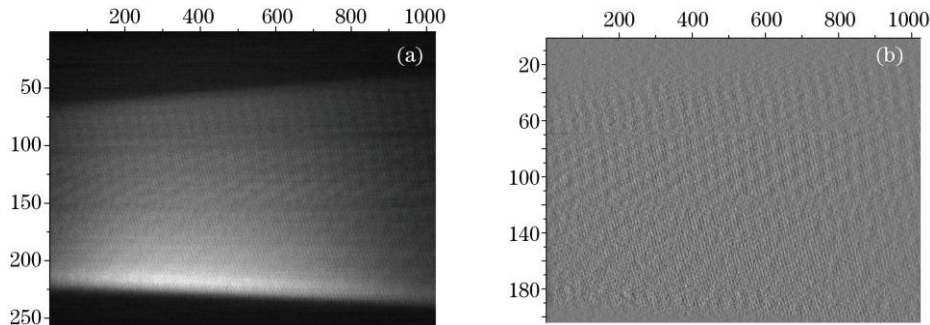


图 6 原始干涉信号(a)和滤波后的干涉信号(b)
Fig.6 Primary interference pattern (a) and interference pattern by filtering (b)

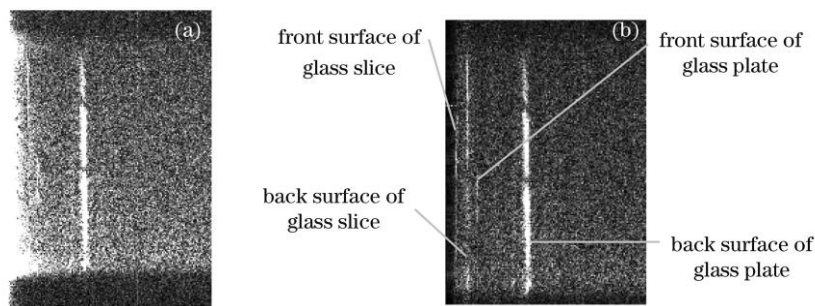


图 7 原始信号(a)和除噪场后(b)得到的层析图
Fig.7 Tomographic image from the primary pattern (a) and filtered pattern (b)

实验中发现, 光束经过准直扩束镜等元件后, 光强衰减很大, 所以样品臂后向散射光很弱。待测的载玻片/玻璃片的层界面比较光滑, 当平行光垂直入射一个界面时会沿原路返回, 如果不垂直入射, 部分或全部失去干涉信号, 从而造成层析信息丢失。图 7(b)中样品几个层面并不都平行, 个别界面也不平滑, 这也是图 7(b)中部分界面不能够探测到的原因。为了验证分析的正确性, 将载玻片/玻璃片在竖直方向改变一个小角度, 重新进行测量, 结果只能得到前三个界面的部分信息, 玻璃片后表面的信息丢失, 如图 8 所示。样品聚焦线上某一点的层析信号如图 9 所示。

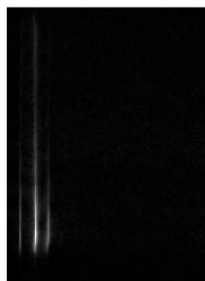


图 8 改变样品竖直方向后的层析图
Fig.8 Sample tomographic image after changing an angle

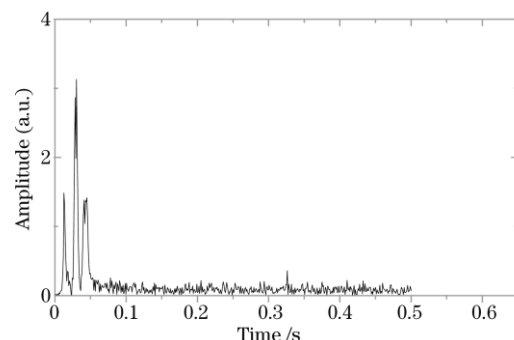


图 9 样品聚焦线上某一点的层析信号
Fig.9 Tomographic signal of one point on the focused sample line

复杂结构的样品如生物组织、艺术品^[6]等对光的散射很低, 由于实验条件的限制, 采用钨灯或 LED 光源不易得到样品的干涉图样, 所以很难获得层析图, 故实验中选择载玻片/玻璃片作为样品, 好的光源是获

得高质量层析像的关键。

6 结 论

借助成像光谱仪, 搭建了一种无机械扫描的谱域 OCT 系统, 对载玻片/玻璃片样品进行了层析成像, 分析了系统的成像分辨率、噪声来源以及光源对层析成像的影响, 采用中值滤波对改善了层析像的质量。由于成像光谱仪 CCD 的采样时间约 1 ms, 一次可以对平行入射光成像最大达到 10 mm, 选择 8 mm 中间区域进行实验。按照横向扫描间隔 40 μm 计算, 线聚焦的数据采集速度可以达到 $2 \cdot 10^5$ line/s, 要得到层析图像虽然还受到数据传输和处理速度的影响, 但系统在数据采集速度上比光纤 OCT 点扫描速度 100 line/s 快 2 个数量级。并行谱域 OCT 系统能达到的成像速度受面阵 CCD 帧频限制, 所以要建立无扫描实时层析成像系统还有一定难度, 但单次层析成像时间比常规谱域 OCT 大大节省。尽管实验中由于光源的限制, 不能对复杂结构的样品进行层析成像, 但采用 SLD 等光源有效改进系统的性能后, 该技术将在文物鉴别与保护以及医学诊断等方面具有良好的应用前景。

致谢: 特别感谢陕西省博物馆文保室的支持!

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 Jing Zhijun, Jiang Jingying, Zhang Fan *et al.*. Design of CCD grating spectrometer with refrigeration and application in Fourier-domain OCT[J]. *Science Technology and Engineering*, 2006, **24**(6): 3820~3822
经志军, 蒋景英, 张帆等. 带制冷的 CCD 光栅光谱仪设计及其在频域 OCT 中的应用[J]. *科学技术与工程*, 2006, **24**(6): 3820~3822
- 3 Li Gang, Ren Zhao, Lin Ling *et al.*. Study on the feasibility and optical imaging properties of high speed line-focused OCT[J]. *Chin. J. Biomed. Eng.*, 2007, **26**(1): 89~93
李刚, 任钊, 林凌等. 高速线扫描 OCT 的可行性与光学成像特性的研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2007, **26**(1): 89~93
- 4 B. Grajciar, M. Pircher, A. F. Fercher *et al.*. Parallel Fourier domain optical coherence tomography for in vivo measurement of the human eye[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(4): 1131~1137
- 5 Haida Liang, Borislava Peric, Michael Hughes. Optical coherence tomography for art conservation & archaeology[C]. *SPIE*, 2007, **6618**: 661805
- 6 Lin Ling, Li Gang, Zhang Taishi *et al.*. Calibration of depth-coordinate of spectral domain OCT image[J]. *Chin. J. Sci. Instrum.*, 2008, **29**(3): 466~471
林凌, 李刚, 张泰石等. 频域 OCT 图像的深度坐标标定[J]. *仪器仪表学报*, 2008, **29**(3): 466~471