

文章编号: 1001-5078 (2006) 09-0878-02

检测工程聚合物材料新方法研究

邵永红, 何永红, 马 辉, 王淑霞

(清华大学深圳研究生院光学成像与传感实验室, 广东 深圳 518055)

摘 要:利用宽带光源 (SLD) 实现了纵向分辨率为 $8\mu\text{m}$ 的光学相干层析成像系统。将该系统用于工程聚合物结构检测, 分别获得了正常材料和瑕疵材料的清晰结构, 为工程聚合物材料检测提供了一种无损伤高清晰的光学无损检测方法。

关键词:光学相干层析; 聚合物; 成像检测

中图分类号: TN206

文献标识码: A

Research of a Novel Method to Inspecting Engineering Polymer

SHAO Yong-hong, HE Yong-hong, MA Hui, WANG Shu-xia

(Laboratory of Optical Imaging and Sensing, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China)

Abstract: An optical coherence tomography system with depth-resolution $8\mu\text{m}$ by using broadband source (SLD) is implemented. An opaque engineering polymer is checked by the OCT system. And the clarity structure images of normal and un-normal polymers are achieved respectively. It is provided that a new optical method for checking polymer is un-invasive and high clear.

Key words: optical coherence tomography; polymer; image checking

1 引 言

光学相干层析 (OCT) 技术是一种快速、实时显示生物组织的深层显微结构的无创断层成像技术^[1-2], 其成像原理与超声成像相似, 且具有将光学相干技术与激光扫描共聚焦技术相结合的特点, 其分辨率可达微米量级^[3], 最早被用于视网膜成像^[4], 目前, 已经被广泛应用于角膜^[5-6]、皮肤^[7]和牙齿^[8]等检测中。最近 OCT 作为非接触无损高分辨率的光学检测手段, 在材料检测方面越来越受青睐, Karin Wiesauer 等^[9]利用该技术进行了半导体基片检测研究。

本文设计了纵向分辨率为 $8\mu\text{m}$ 的光学相干层析成像系统, 其在空气中成像深度为 3.5mm 。利用该系统对工程聚合物材料结构进行无损成像检测, 其缺陷清晰可见。

2 实验原理

OCT 技术是利用 Michelson 干涉原理, 结合光学外差探测技术对样品的弱反射光信号进行探测, 利

用傅立叶变换原理重构样品结构。其原理结构如图 1 所示^[6]。SLD 发出的弱相干光经 50/50 光纤耦合器分成两束, 一束经准直透镜准直, 由反射镜沿原路返回到分束器, 另一束经透镜聚焦到样品内部后向散射后, 再经透镜耦合进光纤, 在分束器处和先前那束叠加。如果光源的相干长度很短, 那么只有两束光的光程差在相干长度以内时, 探测器探测到的光强达到极值点, 极值点大小与样品内该点域后向散射光强弱成正比。也就是说, 系统的纵向分辨率是由光源的相干长度决定的, 即 $\Delta z = 2 \ln(2) \lambda_0^2 / (\pi \Delta \lambda)$, 其中 λ_0 为中心波长, $\Delta \lambda$ 为光源半峰值谱全宽。当反射镜沿光轴移动, 此过程探测器探测到的强度变化, 就对应样品内部不同深度处的光信号, 因此对探测到的强度信号进行处理, 图象重构, 就反映了样品的结构信息。如果在反射镜周期移动过程

作者简介: 邵永红 (1972 -), 男, 清华大学博士后, 主要从事光学相干层析成像技术及其应用研究。E-mail: yhszz@163.com

收稿日期: 2006-02-06; 修订日期: 2006-03-13

中,样品在垂直光轴方向按一定速度移动,通过对探测的强度信号处理及图像重构就能够获得样品的二维切片结构图。反射镜的移动另一个贡献是使两路干涉光产生一个频差,实现信号外差探测,其频差 $\Delta f = 2v/\lambda$, v 为振镜移动速度, λ 为光波长。

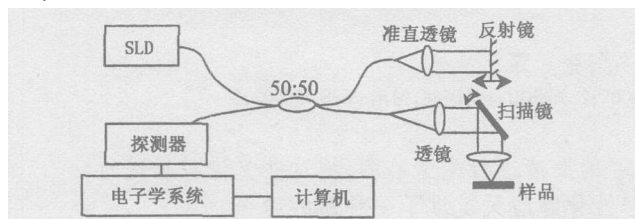


图 1 OCT系统示意图

Fig 1 schematic of the OCT system

3 系统设计

实验中,我们采用 Q-phonic公司的 SLD 宽带光源,中心波长为 845nm,谱宽 45nm,在空气介质中对应理论纵向分辨率约为 $7\mu\text{m}$ 。扫描振镜频率为 60次/s,扫描光程为 3.5mm。提高扫描振镜频率能够继续提高扫描速率,但对扫描振镜的性能要求也更高。使用 NI公司的 16位数据采集卡采集数据,采样速率为 1MHz,设定每幅图由 160次 A-扫描图像构成。为了减少多次散射光子对图像对比度的影响,采用均衡探测技术,使系统噪声降为最低。

实验系统的纵向分辨率的测试,将 $150\mu\text{m}$ 厚的盖玻片作为样品,获得盖玻片上表面任一次 A-扫描能量数据如图 2所示,图中每采样点代表深度延迟 $0.2\mu\text{m}$,并根据瑞利判据计算出系统实际深度分辨率为 $8\mu\text{m}$,接近于理论分辨率。横向分辨率由测量光斑大小决定,该系统中设计光斑半径为 $10\mu\text{m}$ 。

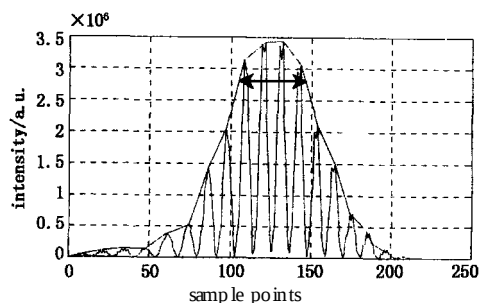


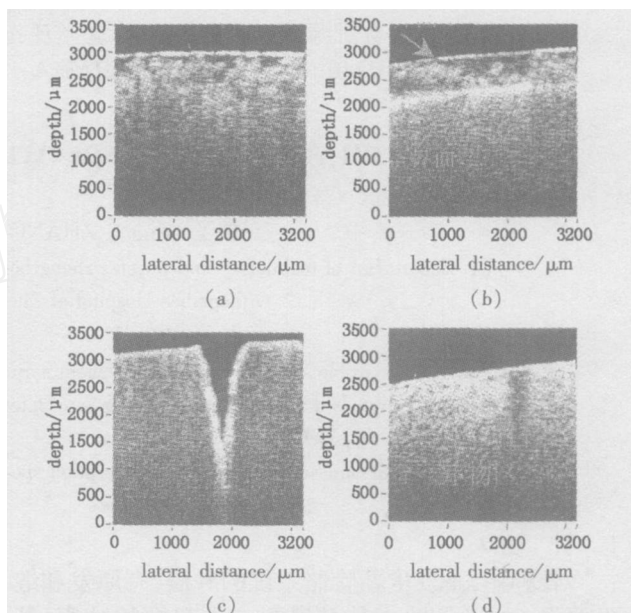
图 2 在镜面处探测强度与采样点关系曲线

Fig 2 the curve of intensity changing with sample points at mirror

4 实验结果

工程聚合物现有检测方法有超声检测和显微镜表面检测,前者分辨率低为亚毫米量级,而后者只能对表面高精度检测,看不到材料生产过程中所关心的内部结构信息。图 3为 OCT检测结果,图中亮度代表光强。(a)为正常材料截面 OCT图,在约 1.5

mm左右范围内材料结构信息清晰可见。(b)为出现表面分层的材料 OCT图,图中出现明显的分层界面,两界面间存在高反射材料。(c)为材料端面出现裂痕情况下 OCT图,由图中可知,裂痕呈楔状,深度约为 3mm。(d)为外观完好的材料端面 OCT图,但从中可以看出,材料内部存在一个明显暗区,可能是空隙,也可能是透光材料,但可以肯定的是这部分材料有别于其它部分。比较图 3中各图,可以看出该工程聚合物材料断面和正面结构是不同的,断面结构更致密,材质均匀,比正面结构丰富些。



(a)为正常工程用聚合物 y-轴切 OCT图, (b)为分层情况下聚合物 y-轴切 OCT图, (c)为带有楔形裂痕聚合物 x-轴切 OCT图, (d)为带有异物的聚合物 x-轴切 OCT图。

图 3 正常和非正常正用聚合物的结构 OCT图

(a) represents a y-axis OCT image of normal polymer (b) represents a y-axis OCT image of delaminating polymer (c) represents an x-axis OCT image of un-normal polymer with a wedge crack (d) represents an x-axis OCT image of un-normal polymer with different material in that rectangle

Fig 3 the OCT images of the normal and un-normal polymer structures

4 结论和讨论

OCT已被用于生物组织检测研究,并取得了高分辨(微米量级)的组织结构信息。本文针对 OCT的功能特点,将其应用于工程聚合物结构检测,获得了 $8\mu\text{m}$ 分辨率的结构图像,能够对材料作出直观评定。实际测得的系统分辨率比理论值略低,材料本身的色散特性能够降低系统分辨率^[10];提高参考臂扫描频率也会使系统分辨率得到一定的提高。系统的噪声主要包括电噪声和光噪声,电噪声由系统电路部分决定;光噪声主要来源于多次散射光子。由

(下转第 885页)

参考文献:

- [1] D L Singleton, G Paraskevopoulos, R S Taylor, et al Excimer laser angioplasty: tissue ablation, arterial response, and fibers optics delivery[J]. IEEE J. Quant Electron, 1987, QE-23(10): 1772 - 1782
- [2] Y IKouichi, K Kunitomo, M Obara, et al High-power KrF laser transmission through optical fibers and its application to the triggering to gas switches[J]. J. Appl Phys, 1983, 54(6): 2956 - 2961
- [3] R S Taylor, K E Leopold, R K Brinacimbe, et al Fiber optical delivery system for the excimer recanalization of human coronary arteries in open heart surgery[A]. Proc SPIE, 1988, 906: 225 - 230
- [4] Anderson RR, et al The optics of human skin[J]. J. Invest Dermatolgy, 1981, 77(1): 13
- [5] 石中玉. 紫外线光源及应用[M]. 北京: 轻工业出版社. 1984, 12: 11.
- [6] Brian K Jennison, Jan P Allebach Direct binary search computer-generated holograms: an accelerated design technique and measurement of wavefront quality[A]. Proc SPIE 1989, 1052: 2
- [7] 周光亚, 侯西运, 杨国光. 微透镜的衍射成像分析[J]. 光子学报, 1994, 23(2): 157.
- [8] Rick K Nubling, James A Harrington Launch conditions and mode coupling in hollow glass waveguides[J]. Optics Engineering, 1998, 37: 2454 - 2458
- [9] 陆来平. 光纤在什么部位容易损坏为什么如何防止[J]. 激光医学, 1995, 5(3): 112 - 114
- [10] 杨臣华, 梅遂生, 林钧挺. 激光与红外技术手册[M]. 北京: 国防工业出版社. 1990, 5
- [11] 国月. 能传送准分子激光的中空铝光纤[J]. 激光与光电子学进展, 1999, 10(总 406): 46
- [12] 刘颖, 李福田. 紫外-真空紫外波段的 Al + MgF₂ 膜[J]. 激光医学, 1995, 5(3): 112 - 114
- [13] 林永昌, 卢维强. 光学薄膜原理[M]. 北京: 国防工业出版社. 1990, 5
- [14] Yuji Matsura, Mitsunobu Miyayai Flexible hollow waveguides for delivery of excimer-laser light[J]. Optics letters, 1998, 23(15): 1226 - 1228
- [15] Rebecca, Kozodoy, James A Harrington Sol-Gel alumina coating for hollow waveguide delivery of CO₂ laser radiation[J]. Applied, optics, 1995, 34(34): 7840 - 7849
- [16] Croitoriu, et al Hollow fiber waveguides and method of making same[P]. U. S Patent, 1990, 4, 930, 863

(上接第 879页)

于后向散射光包括三部分: 弹道光子、蛇行光子和多次散射光子。弹道光子直接由介质反射回来, 保留了相干性, 并带有散射介质内部大量的信息, 散射光子被多次散射仅带有散射介质的少量信息, 丢失了光子的初始特性, 特别是相干性; 蛇形光子经历少数几次散射, 在以入射方向为轴的小角度范围内传输, 保留了入射光子的大部分特点, 带有一部分介质结构的信息。因此, OCT技术以相干门技术提取了弹道光子和蛇行光子所携带的介质结构的信息, 而多次散射光子由于失去了原有的相干性, 对系统的噪声产生贡献, 影响系统的信噪比。

参考文献:

- [1] Andrew M Rollins, Manish D Kulkarni, et al In vivo video rate optical coherence tomography[J]. Opt Express, 1998, 3(6): 219 - 229
- [2] E A Schuman, C A Puliafito, J G Fujimoto In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 1993, 18(4): 1864 - 1866
- [3] J M Schmitt, A Knüttel, R F Bonner Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry[J]. Appl Opt, 1993, 32(30): 6032 - 6041
- [4] D Huang, E A Swanson, C P Lin, et al Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(11): 1178 - 1181
- [5] 陈炜, 薛平, 等. 新型成像技术的实验系统研究[J]. 光学技术, 2000, 26(3): 217 - 219
- [6] 邵永红, 等. 鼠眼睛前段光学相干层析成像[J]. 激光与红外, 2006, 36(8): 694 - 695
- [7] Michael Pircher, Erich Goetzinger, et al Three dimensional polarization sensitive OCT of human skin in vivo[J]. Opt Express, 2004, 12(14): 3236 - 3244
- [8] Bennett T Amaechi, et al Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries[J]. Journal of Biomedical Optics, 2003, 8(4): 642 - 647
- [9] Karin Wiesauer, Michael Pircher En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation[J]. Opt Express, 2005, 13(3): 1015 - 1024
- [10] A Ceyhan Akcay, Kye-sung Lee, et al Dispersion manipulation in optical coherence tomography with Fourier-domain optical delay line[A]. Proc. of SPIE, 2005, 5690: 512 - 522