

采用二维频域光学相干层析的透镜曲率半径测量

陈丹阳<sup>1</sup>, 游腾飞<sup>2</sup>, 钟舜聪<sup>2</sup>

(1. 漳州职业技术学院 电子工程系, 福建 漳州 363000;  
2. 福州大学 机械工程及自动化学院, 福建 福州 350108)

**摘要:** 利用自研发的二维频域光学相干层析系统,测量透镜的曲率半径及焦距. 为了提高透镜曲率的测量精度,采用频谱校正技术校正快速傅里叶变换产生能量泄漏而造成的误差. 试验结果表明:研发的二维频域光学相干层析系统具有非接触式无损伤的特点,可以一次采集成像获取透镜的曲率半径和焦距,不需任何机械扫描运动就能获取透镜的曲率轮廓,且测量结果精确.

**关键词:** 透镜; 曲率半径; 二维频域光学相干层析; 频谱校正方法

**中图分类号:** TP 39                      **文献标志码:** A

关于透镜曲率半径测量法的研究受到广泛的关注. 目前,主要的方法有等厚干涉法<sup>[1]</sup>、自准直法<sup>[2]</sup>、差动共焦法<sup>[3]</sup>和球径仪法<sup>[4]</sup>. 二维频域光学相干层析(OCT)成像技术利用宽带弱相干光干涉仪的基本原理<sup>[5]</sup>,通过探测被测样品不同深度层面对入射光的反射或后向散射,得到被测样品的结构信息. 通过扫描被测样品,可获得二维或三维高分辨率的结构图像. Huang 等<sup>[6]</sup>首次提出 OCT 成像技术,并在医学领域得到广泛应用<sup>[7-12]</sup>. 近年来,OCT 成像技术逐渐向非医学领域拓展,如结构振动和热变形<sup>[13-14]</sup>、珍珠识别<sup>[15]</sup>、药片缓释涂层的检测<sup>[16]</sup>和复合材料内部结构的检测<sup>[17]</sup>等. 本文利用自研发的 OCT 系统对透镜的曲率半径进行测量.

1 测量系统及主要参数

二维频域 OCT 系统的光学元器件与一维频域的类似<sup>[13-14]</sup>. 二维频域系统光路由光源、透镜、分光镜、PZT 移相器、线性电动移动平台、光谱仪等器件组成. 二维频域系统使用柱透镜和面阵相机,而一维单点式系统使用线性相机.

二维频域系统原理图,如图 1 所示. 宽带弱相干光源发出的光,被透镜聚焦后进入光纤;从光纤输出的光经过透镜,成为一束平行光. 该束平行光在进入干涉仪之前,要先通过柱透镜,使其聚焦成线. 经过柱透镜聚焦后的光束经分光镜分成两束光,一束为参考光,另一束为样品光. 样品光和参考光反/散射后发生干涉. 干涉光中携带样品在焦线处位置的结构信息. 干涉光经过衍射光栅,将干涉光按波长分散开来,形成干涉光谱. 然后,再利用电荷耦合元件

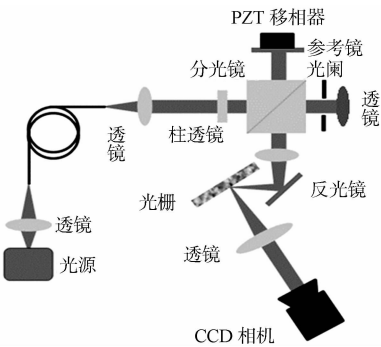


图 1 二维频域 OCT 系统原理图  
Fig. 1 Schematic diagram of a two-dimensional spectral-domain optical coherence tomography system

收稿日期: 2015-07-06

通信作者: 钟舜聪(1976-),男,教授,博士,主要从事光学、太赫兹和无损检测的研究. E-mail:sczhong@fzu.edu.cn.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51005077); 国家卫生和计划生育委员会科研基金资助项目(WKJ-FJ-27); 国家质检总局科研基金资助项目(2011QK216); 教育部高等学校博士学科点科研基金资助项目(20133514110008); 福建省杰出青年基金滚动资助项目(2014J07007); 福建省杰出青年基金资助项目(2011J06020); 福建省质量技术监督局项目(FJQI2009039, FJQI201014)

(CCD)相机采集此干涉光谱. 因此, 一次采集成像就能得到样品的二维结构信息.

参考光可表达为

$$I_R(k) = E_R \times \exp(i2kr). \tag{1}$$

式(1)中:  $E_R$  为参考光的振幅幅值;  $\exp(i2kr)$  为相位,  $2r$  为参考臂的光程长度,  $k$  为波数, 且  $k=2\pi/\lambda$ .

经过样品不同深度层面的反射光可表达为

$$I_S(k) = \int_{-\infty}^{\infty} E_S(z) \exp(i2k(r+nz)) dz. \tag{2}$$

式(2)中:  $E_S(z)$  为对应样品不同的深度层面反射光的幅值;  $n$  为样品的折射率. 如果忽略光在样品中经过多次反射和散射, 则  $2(r+nz)$  为样品在深度  $z$  层面上对应的光程值.

当参考光和样品光发生干涉后, 干涉光谱信号  $I(K)$  可表达为

$$I(K) = S(k) [E_R \times \exp(i2kr) + \int_{-\infty}^{\infty} E_S(z) \exp(i2k(r+nz)) dz]^2. \tag{3}$$

式(3)中:  $S(k)$  为光源的功率密度谱函数. 式(3)还可表达为

$$I(K) = S(k) \{ E_R^2 + 2E_S \int_{-\infty}^{\infty} E_S(z) \cos(2knz) dz + \iint_{-\infty}^{\infty} E_S(z) E_S(z') \exp(i2k(nz - nz')) dz dz' \}. \tag{4}$$

式(4)中: 干涉光谱  $I(K)$  共由 3 项组成, 第一项代表干涉光谱的直流分量, 第二项代表样品不同深度层面反射不同频率的光的叠加, 即不同深度的结构信息, 第三项代表样品不同深度层面的互相干关系. 一般而言, 第三项远小于参考光的强度, 可以忽略. 因此, 式(4)可简化为

$$I(k) = S(k) [E_R^2 + 2E_R \int_{-\infty}^{\infty} E_S(z) \cos(2knz) dz]. \tag{5}$$

对式(5)进行傅里叶变换, 可得

$$F\{I(k)\} = F\{S(k)\} * \{E_R^2 \delta(z) + [E_R + E_S^*(-z)]\}. \tag{6}$$

式(6)中:  $*$  为卷积运算.

对于光学相干层析系统, 一般将光源相干长度的一半定义为系统的纵向分辨率, 可采用半高全宽 (FWHM) 作为衡量指标, 即

$$\Delta I_{FWHM} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left( \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \right). \tag{7}$$

式(7)中:  $\lambda_0$  为光源中心波长;  $\Delta \lambda$  为光源半高全宽的光源带宽. 由式(7)可知: 系统的纵向分辨率与光源中心波长和带宽相关. 当光源的半高全宽一定时, 使用中心波长小的光源可获得系统纵向分辨率提升.

此外, 光学相干层析系统的信噪比表征了系统对探测待测样品后向散射光或反射光的能力. 频域 OCT 系统中, 信噪比可以表达为

$$R_{SN} = 10 \cdot \log \frac{\eta p}{2h\nu NEB}. \tag{8}$$

式(8)中:  $\eta$  为探测器的量子效率;  $p$  为信号功率;  $h\nu$  为光子能量; NEB 为滤波器等效噪声带宽. 由式(8)可知: 频域系统的信噪比跟光源的带宽和探测深度无关; 随着探测深度的增加, 样品对光的吸收增强和散射作用增强, 降低了系统的信噪比.

## 2 测量实验及结果讨论

选用 LA1433 型平凸透镜 (美国 THORLABS 公司) 进行测量. 该透镜的标称焦距为 150 mm, 产商提供的透镜球面曲率半径为 77.3 mm. 对干涉信号进行信号处理和图像重构<sup>[13-14]</sup>, 可得透镜表面的形状信息, 如图 2 所示. 图 2 中:  $D$  为深度;  $P$  为位置.

提取透镜表面信息的曲线, 并对其进行横纵坐标的修正, 使曲线的横纵坐标对应的单位长度一样, 否则拟合出的曲线将发生变形, 得到错误的结果. 利用最小二乘法对曲线进行拟合, 获得透镜的曲率半径. 然而, 在提取曲线时, 得到的结果带有阶梯的曲线 (粗虚线), 如图 3 所示. 这是因为傅里叶变换过程中的频谱泄漏<sup>[18-19]</sup>造成的.

为了提高对透镜曲率的测量精度, 在进行曲线拟合之前, 采用频谱校正技术校正由于能量泄漏而造

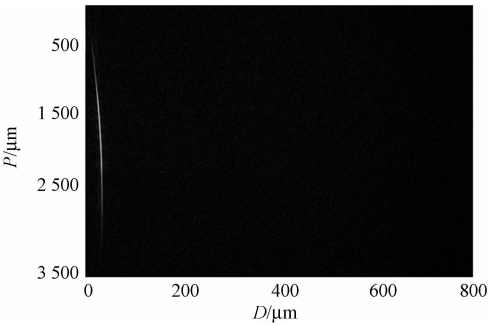


图 2 平凸透镜的表面形状

Fig. 2 Surface shape of a planoconvex len

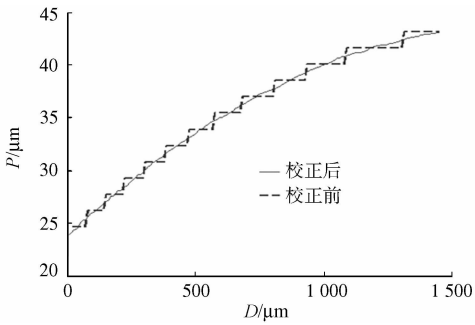


图 3 曲线提取及频谱校正

Fig. 3 Curve extraction and spectrum correction

成的误差<sup>[18-19]</sup>.采用离散频谱时移相位差校正方法对其进行校正,提高对透镜曲率半径的测量精度.利用两段连续的信号经过平移,以及加不同的窗后得到相位差  $\Delta\phi$ ,即

$$\Delta\phi = \phi - \phi_0 = -2\pi a_1 T(f_1 - \Delta f).$$

(9)

式(9)中: $\phi, \phi_0$  为两段信号的相位; $T$  为所加对称窗的长度.连续信号  $x(t)$  平移  $a_1 T$ ,得到信号  $x_0(t)$ .其中: $a_1 > 0$ ;  $f_1$  为校正之前信号的离散频谱峰值频率; $\Delta f$  为频率修正量.由式(9)可得频率修正量为

$$\Delta f = \frac{-2\pi a_1 T f_1 - \Delta\phi}{2\pi a_1 T}.$$

(10)

利用频谱校正技术处理后,曲线较为平滑(细实线),如图 3 所示.这对提高后续的拟合精度具有重要作用.拟合得到的曲率半径为 77.327 mm,与产商给出的透镜球面曲率半径 77.3 mm 基本吻合,精度较高.在获得该透镜的曲率半径后,可算出该透镜的焦距,即

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right).$$

(11)

式(11)中: $f$  为透镜的焦距; $n$  为透镜材料折射率; $R_1, R_2$  分别为透镜两个面的曲率半径.假如为平凸透镜,则其中一个面的曲率半径为无限大,式(11)可以写为

$$f = \frac{R}{n - 1}.$$

(12)

除了 LA1433 型透镜,利用所搭建的二维频域 OCT 系统测量了另外 2 个未镀膜的不同焦距的球面平凸透镜(LA1131, LA1608),其透镜参数和实测结果,如表 1 所示.表 1 中: $f_n$  为标称焦距; $f_r$  为实际焦距; $R$  为曲率半径.由表 1 可知:利用光学相干层析法可以准确测量透镜的曲率半径和焦距.

表 1 透镜参数和实测结果

Tab. 1 Parameters of lens and experimental results

型号	$f_n/\text{mm}$	$f_r/\text{mm}$	$R/\text{mm}$	材料
LA1131	50	$49.8 \pm 1.0\%$	25.8	N-BK7
LA1608	75	$74.8 \pm 1.0\%$	38.6	N-BK7
LA1433	150	$149.5 \pm 1.0\%$	77.3	N-BK7

3 结束语

利用自主研发的二维频域光学相干层析系统测量透镜的曲率半径及焦距.该系统一次采集成像就可以获取透镜的曲率半径和焦距.与一维光学相干层析系统相较而言,二维光学相干层析系统不需任何的机械扫描运动就能获取透镜的曲率轮廓,测量结果精确.所研发的二维频域光学相干层析系统具有非接触式无损伤的优点,在透镜的曲率半径等几何参数测试上具有很好的应用前景.

参考文献:

[1] 王中林,郑丹,孙冬丽.基于白光干涉的光学球面半径测量研究[J].应用光学,2007,28(6):707-711.  
[2] 苏芳珍,杨德甫,曹海玲.用自准直法测薄凸透镜焦距实验中“真”“假”像的判断[J].延安大学学报(自然科学版),2008,27(4):40-42.

- [3] 徐鹏,赵维谦,王方彪,等.光栅尺测长式激光差动共焦曲率半径测量系统[J].应用光学,2014,35(6):1023-1028.
- [4] 娄颖.光学透镜参数现代测量方法研究[J].红外与激光工程,2008,37(增刊1):41-47.
- [5] ZHONG Jianfeng,ZHONG Shuncong,ZHANG Qiukun,et al. Two-dimensional optical coherence tomography for real-time structural dynamical characterization[J]. Optics and Lasers in Engineering,2015,66(3):74-79.
- [6] HUANG D,SWANSON E A,LIN Chanpin,et al. Optical coherence tomography[J]. Science,1991,254(22):1178-1181.
- [7] FILHO C,ROSENFELD P,YEHOSHUA Z,et al. Spectral-domain optical coherence tomography imaging of age-related macular degeneration[J]. US Ophthalmic Review,2011,4(2):113-118.
- [8] FENG Yunwei,VARIKOOTY J,SIMPSON T. Optical coherence tomography of overnight swelling of human cornea and corneal epithelium[J]. Investigative Ophthalmology and Visual Science,2000,41(4):S675.
- [9] 龚雪,刘丽.光学相干层析技术用于早期龋检测的研究进展[J].国际口腔医学杂志,2012,39(5):668-671.
- [10] 石博雅,孟卓,刘铁根,等. OCT 系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究[J].光学学报,2014,34(2):0217001(1-7).
- [11] 南楠,步鹏,王向朝,等.三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J].中国激光,2012,39(7):120-125.
- [12] 任杰,王颖,顾瑛,等.激光散斑成像和光学相干层析成像用于皮肤微血管无创检测的基础研究[J].中国激光医学杂志,2012,21(5):309.
- [13] 陈丹阳,张秋坤,钟剑峰,等.基于频谱校正技术的光学相干振动和热变形层析系统研究[J].南京大学学报(自然科学版),2014,50(2):1-6.
- [14] ZHONG Shuncong,SHEN Hao,SHEN Yaochun. Real-time monitoring of structural vibration using spectral-domain optical coherence tomography[J]. Optics and Lasers in Engineering,2011,49(1):127-131.
- [15] ZENG Nan,HE Yonghong,MA Hui,et al. Pearl detection with optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers,2007,34(8):1140-1145.
- [16] ZHONG Shuncong,SHEN Yaochun,HO L,et al. Non-destructive quantification of pharmaceutical tablet coatings using terahertz pulsed imaging and optical coherence tomography[J]. Optics and Lasers in Engineering,2011,49(3):361-365.
- [17] ZHONG Shuncong,YAN Yongfu,SHEN Yaochun. Non-destructive testing of GFRP materials by Fourier-domain infrared optical coherence tomography[C]//International Conference on Automatic Control and Artificial Intelligence. Xiamen:[s. n.],2012:1407-1410.
- [18] 丁康,朱小勇.离散频谱综合相位差校正法[J].振动工程学报,2002,15(1):114-118.
- [19] 丁康,钟舜聪.通用的离散频谱相位差校正方法[J].电子学报,2003,31(1):1-4.

## Curvature Radius Measurement of Lens Based on Two-Dimensional Spectral-Domain Optical Coherence Tomography

CHEN Danyang<sup>1</sup>, YOU Tengfei<sup>2</sup>, ZHONG Shuncong<sup>2</sup>

(1. Department of Electronic Engineering, Zhangzhou Institute of Technology, Zhangzhou 363000, China;

2. School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China)

**Abstract:** Measurement of curvature radius and focus length of lens using a home-made two-dimensional spectral-domain optical coherence tomography (2DOCT) system was proposed. In order to enhance the measurement precision of curvature radius of lens, spectrum correction method was employed in the system to reduce the energy effect due to fast Fourier transform computation. The experimental results show that the developed 2DOCT has non-contact and non-invasive in nature; the system could measure the radius curvature and focus length of a lens, with high precision, using a single-shot imaging without any mechanical scanning.

**Keywords:** lens; curvature radius; two-dimensional spectral-domain optical coherence tomography; spectrum correction method