

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2108224

基于多光谱图像融合的光学表面疵病检测

向江华 刘缠牢

(西安工业大学光电工程学院 西安 710021)

摘要:为了实现对精密光学元件表面疵病的高精度测量,提出了一种基于多光谱图像融合的光学元件表面疵病检测方法。通过使用不同波长的光源入射到光学表面,在显微暗场成像系统中获得了450、532、650 nm单波长光源照明时光学表面疵病的检测结果,并将采集到的图片通过加权平均法、拉普拉斯金字塔变换法和小波变换法3种方法进行图像融合后,再进行图像处理获取疵病尺寸信息。由实验结果对比可知,相较于单波长原始图像的疵病检测结果,多光谱融合图像的检测结果更加精确,并且通过对比3种融合方法结果,其中以拉普拉斯金字塔变换融合的效果最佳。

关键词:图像融合;多光谱;光学表面疵病;疵病检测

中图分类号: TH741 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 510.4050

Optical surface defect detection based on multispectral image fusion

Xiang Jianghua Liu Chanlao

(School of Optoelectronic Engineering, Xi'an Technological University, Xi'an 710021, China)

Abstract: In order to achieve high-precision measurement of surface defects of precision optical elements, a surface defect detection method of optical elements based on multispectral image fusion is proposed. By using light sources of different wavelengths incident on the optical surface, the detection results of optical surface defects illuminated by single wavelength light sources of 450, 532 and 650 nm are obtained in the micro dark field imaging system. After the collected images are fused by three methods: weighted average method, Laplace pyramid transform method and wavelet transform method, then image processing is performed to obtain the defect size information. By comparing the experimental results, compared with the defect detection results of single wavelength original image, the detection results of multispectral fusion image are more accurate, and by comparing the results of three fusion methods, the Laplace pyramid transform fusion has the best effect.

Keywords: image fusion; multispectral; optical surface defects; defect detection

0 引言

光学元件表面因为制造加工等原因会产生表面疵病,从而影响光学元件的表面质量以及光学系统传输光束的能量减少^[1-3]。在过去人们由于仪器的限制,大多使用目视法对表面疵病进行检测和分类,但由于人为因素影响大等原因逐渐被淘汰。现在人们常用光学法对其进行检测,例如滤波成像法^[4]、虚像叠加法^[5]、暗场成像法^[6]和频谱分析法^[7]等。其中基于白光照明的显微暗场成像法是目前使用最为广泛的疵病检测方法。文献[8]中就提出使用卤素灯作为标准光源,并搭建了传统的表面疵病显微散射成像系统。而文献[9]中提出了采用LED代替卤素灯,作为疵病检测系统中照明光学系统组件的光源部分,促进了大口径

精密光学元件表面疵病检测。但由于白光光源不仅自身存在着发热量高,发光功率低,光束发散,准直性差等缺点,而且白光光源照射得到的检测结果实际上是不同波长和不同强度的表面散射光相互叠加的结果,很容易掩盖掉疵病的细节信息。

因此一些学者开始研究多光谱技术在疵病检测中的可行性。罗茂等^[10]提出基于多光谱技术,使用不同波长的光入射到光学元件表面,结合多光谱图像技术与显微暗场成像系统,利用滤光片进行分光,实现单一波长入射的方法进行疵病检测。但其受到可用滤波器件的限制,传统的多光谱检测方法的检测效率远不能满足高效准确的光学元件疵病图像检测要求,且其不能根据疵病类型快速准确地选择不同类型的滤波器件。而且使用单一波长的入射光,不能

满足不同尺寸、不同特性的疵病对不同波长的光谱反射率，也会导致疵病细节信息被忽略掉，从而降低表面疵病的检测质量。后来杨言若等^[11]提出采用光谱估计与多光谱技术结合的疵病检测方法，将白光采集的图像进行单光谱图像提取，然后再利用多光谱技术合成新的多光谱疵病图像，解决了物理分光带来的限制。但该方法中算法复杂，计算量大，耗时长，不能实现高效快速的疵病检测。而图像融合技术^[12-14]则可以用来将在不同入射条件下，采集到的同一视场范围内的图片进行两两组合或者多张图像进行组合，同时利用每幅图像的特征信息综合，使得融合后的图像不仅得到了之前每个图像的独有信息，又不会丢掉其共同信息，增大图像信息量，提高图像的可信度。因此可以利用图像融合来弥补白光或者单波长光作为入射光源造成的不足之处。

结合上述各种方法，本文提出采用图像融合技术，先通过搭建的显微暗场成像系统，进行单波长光源入射的光学元件表面疵病检测，将获取结果进行图像融合以及算法处理和提取图像疵病信息，得到高精度的疵病检测结果，从而提升光学表面疵病的检测能力。

1 多光谱光学元件表面疵病检测系统

基本的显微暗场成像系统是由光源照明、显微成像、数字图像处理、以及 X-Y 精密移动导轨这 4 部分组成的。检测系统如图 1 所示，将光学元件放置在平移台上，光源通过斜入射到光学元件表面，此时光学表面疵病产生的散射光经过显微成像系统，被放大后呈现在 CCD 上的就是一幅暗背景亮疵病的图像。还可以通过 X-Y 平移台实现精准定位，观察不同位置的表面疵病。最后通过计算机对 CCD 采集到的图像进行处理，就可以获得光学元件表面疵病信息。本文中通过在照明光源部分更换不同波长的光源，从而实现多光谱的疵病检测。

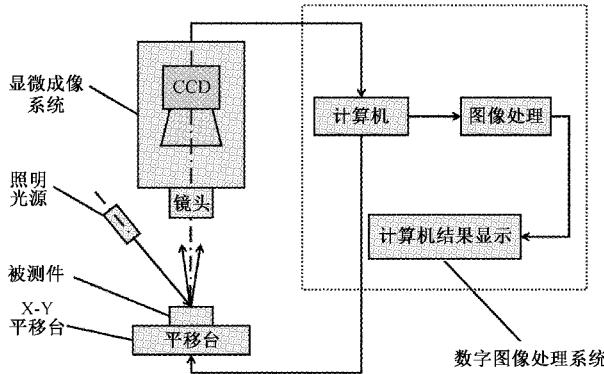


图 1 检测系统示意图

2 实验与分析

实验中使用一块经过精密加工的平板玻璃作为待测光学元件。光源部分选择了 3 种波长分别为 450、532、650 nm 的激光光源进行检测实验。因为所采用的显微物

镜数值孔径为 0.26，计算可知在不同波长时，它们的系统分辨率分别为 1.06、1.25、1.53 μm。且为了避免不同光源本身强度差异带来的误差，开始前先通过参数调节，保证入射光功率相同，使得不同波长光入射时 CCD 接收到的光强强度保持一致。

2.1 实验结果

在不同单一波长的光源入射时，保持同一视场、同一固定的区域，进行表面疵病的图像采集。如图 2 所示，分别是入射波长为 650、532、450 nm 的实验结果采集图。

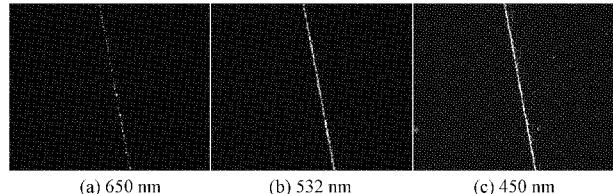


图 2 实验采集结果

2.2 图像融合及质量评价

1) 图像融合方法

(1) 加权平均法

加权平均法属于空间域的图像融合方法，就是直接将原图像的像素值全部进行加权平均。除此之外，在很多基于变换域的低频子带也常常使用这种融合方法作为融合策略，其数学表达式为：

$$F(i, j) = \omega_1 A(i, j) + \omega_2 B(i, j) \quad (1)$$

式中： $F(i, j)$ 表示融合图像， $A(i, j)$ 和 $B(i, j)$ 为原始图像， (i, j) 是像素点的坐标值， ω_1 和 ω_2 为加权系数，其和满足 $\omega_1 + \omega_2 = 1$ 。根据式(1)可知，将加权系数乘以源图像中的相应像素点的灰度值，然后求和即为加权平均融合法基本流程。利用加权平均融合法融合的结果如图 3 所示。其中图 3(a)表示的是 650 和 532 nm 的融合图，图 3(b)表示的是 650 和 450 nm 的融合图，图 3(c)表示的是 532 和 450 nm 的融合图。

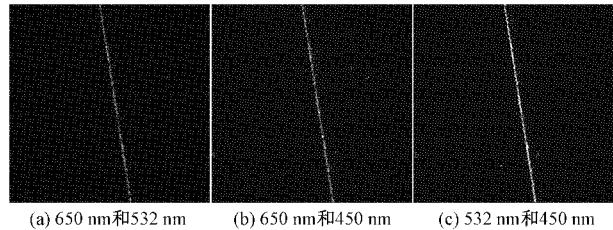


图 3 加权融合图

(2) 小波变换法

小波变换法^[15]可以将信号分解为具有不同频率和空间分辨率的子信号，同时提供信号在时域和频域中的信息。小波变换的原理为：

$$W_f(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \phi_{a,b}(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{1/\omega_a} f(t) \phi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2)$$

其逆变换为:

$$f(t) = \frac{1}{C_\phi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} a^{-2} W_f(a, b) \phi_{a,b}(t) da db \quad (3)$$

$$C_\phi = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\phi(t)|^2}{\omega} d\omega < \infty \quad (4)$$

式(4)中 $\phi(t)$ 称为小波母函数或基本小波。利用小波变换融合法融合的结果如图 4 所示。

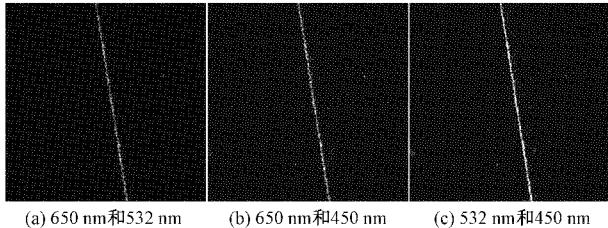


图 4 小波变换融合图

(3) 拉普拉斯金字塔变换法

拉普拉斯金字塔变换^[16] 属于变换域融合, 将图像看成是一层层金字塔, 融合的时候, 将对应层次的金字塔进行融合后, 再进行图像重构就可以得到融合图像了。设 LA_i 和 LB_i 分别为原图像经过拉普拉斯金字塔分解后的第 i 层图像, LF_i ($0 \leq i \leq N$) 为融合后第 i 层的图像结果。则通过式(5)和(6), 可得第 i 层图像的区域能量为:

$$ARE(i, j) = \sum_p^p \sum_q^q \omega(p, q) |LA_N(i+p, j+q)| \quad (5)$$

$$BRE(i, j) = \sum_{-p}^p \sum_{-q}^q \omega(p, q) |LB_N(i+p, j+q)| \quad (6)$$

当 $p=1, q=1$ 时, $\omega = \begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix}$, 其他层次图像的

融合结果为:

$$LF_i(i, j) = \begin{cases} LA_i(i, j), & ARE(i, j) > BRE(i, j) \\ LB_i(i, j), & ARE(i, j) < BRE(i, j) \end{cases} \quad (7)$$

得到金字塔各个层次的融合图像 LF_1, LF_2, \dots, LF_N 后, 还需要对各个层次的图像进行重构, 通过下面的式(8)即可得到融合图像。对图像进行 4 层分解:

$$\begin{cases} G_N = LP_N, & l = N \\ G_l = LP_l + G'_{l+1}, & 0 \leq l \leq N \end{cases} \quad (8)$$

利用拉普拉斯变换融合法融合的结果如图 5 所示。

2) 图像质量评价

现今, 图像质量评价方法^[17] 主要由观测者直接对图像观察, 最后根据其自身经验来做出判断结果的主观评价, 这种方法虽然快捷直观, 但是评价的结果受观察者个人和环境的影响, 容易造成误差。而客观评价指标就是根据灰度均值、标准差、信息熵、平均梯度、空间频率等指标, 通过数

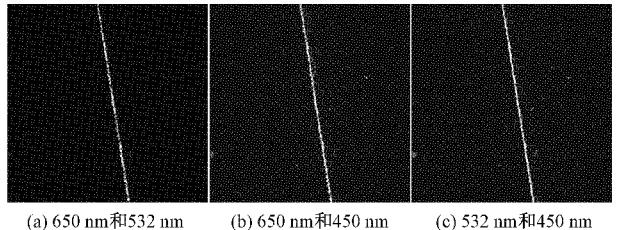


图 5 拉普拉斯变换融合图

值计算, 直接评判图像质量。

(1) 灰度均值

灰度均值其实质就是图像的平均亮度, 所以灰度均值越大, 融合效果越好。可表示为:

$$\bar{F} = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N F(i, j) \quad (9)$$

式中: M 和 N 分别为图像的行和列的数量。

(2) 标准差

标准差 (standard deviation, SD) 表示着图像中的像素值是如何进行分布的, 其值越大, 说明融合的图像越好。可表示为:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [F(i, j) - \bar{F}]^2} \quad (10)$$

(3) 信息熵

图像中包含的信息量大小以及丰富程度可以用信息熵 (information entropy, IE) 来表示。图像的信息熵越大, 说明包含的信息量越大, 融合质量越好。可表示为:

$$IE = - \sum_{i=1}^L \rho_i \log_2 \rho_i \quad (11)$$

式中: L 为总的灰度级数, ρ_i 表示像素点的灰度级数为 i 时, 它在整个图像中出现的概率。

(4) 平均梯度

平均梯度 (average gradient, AG) 作为反映图像清晰度和纹理细节变换特征的一个指标, 它的值越大, 代表融合质量越好。可表示为:

$$AG = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sqrt{\frac{\Delta x F(i, j)^2 + \Delta y F(i, j)^2}{2}} \quad (12)$$

式中: $\Delta x F(i, j)$ 和 $\Delta y F(i, j)$ 表示在 x 和 y 两个方向上像元 (i, j) 的一阶差分。

(5) 空间频率

空间频率 (spatial frequency, SF) 包含了图像的行和列共同频率, 它的计算是通过将图像的行频率 RF 以及列频率 CF 的平方再开根号。空间频率的值代表了图像像素的总体活跃程度, 即 SF 越大, 融合质量越好。公式如下:

$$SF = \sqrt{RF^2 + CF^2} \quad (13)$$

$$RF = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=2}^N [F(i, j) - F(i, j-1)]^2} \quad (14)$$

$$CF = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \sum_{j=1}^N \sum_{i=2}^M [F(i, j) - F(i-1, j)]^2} \quad (15)$$

通过对评价指标进行计算,得出数据如表 1 所示。在表 1 中,序号 1、2、3 项数据代表 650、532、450 nm 时的未融合原图,序号 4、5、6 项数据分别代表加权融合后的 650 和 532 nm 的融合图,650 和 450 nm 的融合图,以及 532 和 450 nm 的融合图。序号 7、8、9 项数据代表小波变换融合后的 3 种融合图,序号 10、11、12 项数据代表拉普拉斯变换融合后的 3 种融合图。

表 1 图像质量评价

序号	灰度均值	标准差	信息熵	平均梯度	空间频率
1	11.840 7	7.840 4	2.838 9	0.005 7	4.707 0
2	17.246 8	16.487 8	3.466 0	0.010 0	7.667 2
3	37.088 1	17.578 4	3.732 8	0.010 3	8.068 8
4	15.043 2	10.833 4	2.939 5	0.006 6	4.796 2
5	24.965 2	11.593 9	3.147 5	0.006 9	5.119 4
6	27.666 9	16.578 2	3.350 6	0.008 7	7.135 8
7	15.664 9	11.421 2	2.987 1	0.006 4	5.053 1
8	28.065 2	13.297 7	3.293 2	0.007 3	5.814 6
9	30.735 6	18.000 7	3.464 3	0.009 0	7.717 1
10	17.439 7	17.642 7	3.550 9	0.011 3	8.404 8
11	37.204 3	18.296 6	3.790 7	0.011 5	8.605 3
12	37.148 2	18.961 8	3.900 7	0.013 0	9.188 7

表 1 中列出了融合结果图与融合前原图对比的实验结果,通过加权平均法和小波变换法融合后的图像,其评价指标均位于原来未融合两个图像的评价指标值之间,相对于其中一个原图像有所提高,相对于另一个原图像有所降低。但拉普拉斯变换法融合后的图像,其评价指标的值相对于原来的两张图像的这 5 个评估指标均是有所提高,可以看出融合后图像在灰度均值、标准差、信息熵、平均梯度以及空间频率这 5 个指标上均优于未融合原图,达到了融合的目的后的图像信息更加完整,细节方面有了增强。

2.3 疣病精度检测结果与分析

对实验采集到的单波长图像和经过融合之后的图像进行一系列处理。过程中包括进行图像预处理和疣病信息提取两部分。先将图像进行中值滤波,在去除噪声等因素影响的同时尽可能保留图像中的疣病信息不被丢失,然后通过阈值法对图像进行二值化处理,使得带有疣病信息的部分像素值为 1,其余背景部分像素值为 0,更好的将疣病与背景区分开来。再进行形态学操作,将图像进行膨胀腐蚀处理,填充好图像空洞部分和剔除掉噪声因素。最后进行疣病的几何特征信息提取,利用最小外接矩形法,通过不断旋转选择合适的矩形,提取出疣病的长宽信息,最后通过与疣病标准尺寸对比,对本文采用的检测方法进行误差分析。

实验前先通过高精度的仪器,测量得出该样本上的划痕疣病的横向尺寸,即划痕宽度为 10.593 μm。将这个值作为疣病的标准尺寸,之后与图像处理得到的测量值进行对比,其结果如表 2 所示,表 2 中各序号代表含义和表 1 相同。

表 2 疣病几何特征信息

序号	测量尺寸/μm	标准差/μm	相对误差/%
1	11.820	1.227	11.59
2	9.553	-1.040	-9.82
3	10.149	-0.445	-4.20
4	10.187	-0.406	-3.83
5	10.231	-0.362	-3.42
6	10.187	-0.406	-3.83
7	10.975	0.382	3.60
8	10.876	0.283	2.68
9	10.790	0.197	1.86
10	10.342	-0.251	-2.37
11	10.387	-0.206	-1.95
12	10.489	-0.104	-0.98

表 2 中给出了划痕宽度的测量值、以及它与标准值两者之间的误差及相对误差。可以看出,单波长光入射时,波长为 650 nm 的图像测量误差最大,随着波长减小时,分辨率相对越高,测量误差也跟着减小。总体来说,经过图像融合后的图像其标准差和相对误差大致在 -0.406~0.382 μm 和 -3.83%~3.60% 范围左右,而单波长照射下光学元件表面疣病测量误差均大于图像融合前的测量误差。所以经过图像融合后的测量误差减小,并且采用拉普拉斯变换法融合的图像测量误差是最小的,其次是小波变换法,加权平均法的测量误差虽然大于上述两种方法,但也小于单波长照射下光学元件表面疣病测量误差。总之不管采用哪一种方法进行图像融合,都可以在一定程度上减小疣病的测量误差。

3 结 论

本文将图像融合技术应用在基于多光谱技术的光学元件表面疣病检测上。实验结果表明,相比于简单的单波长图像,不同波长的图像融合不仅增强了疣病信息,还可以明显提高对光学元件疣病的检测能力。并通过对比分析,相较于小波变换法和加权平均法的融合效果,采用拉普拉斯变换法融合的图像测量误差是最小的。此外,该技术只需要通过计算机编程实现,而也不受到物理分光和多光源入射的条件限制,还能降低疣病检测的成本。但由于实验仪器的限制,未能进行更多波长图像的融合对比,从而找出检测疣病的最佳波长组合,在这一点上还有待改进。

参考文献

- [1] 陆敏,王治乐,高萍萍,等.光学元件的疵病检测及现状[J].光学仪器,2020,42(3):88-94.
- [2] 王玄洋,陈光.超光滑光学元件表面疵病检测与控制[J].光学与光电技术,2018,16(4):52-57.
- [3] 黄梦涛,连一鑫.基于改进 Canny 算子的锂电池极片表面缺陷检测[J].仪器仪表学报,2021,42(10):199-209.
- [4] 王贵林,朱俊辉,李嘉祥,等.大口径光学元件表面疵病在位检测与评价研究[J].应用光学,2019,40(6):1167-1173.
- [5] 黄聪,张科鹏,王翔,等.基于总散射测量的表面质量检测新方法[J].光学学报,2019,39(7):150-157.
- [6] 陈晨,王红军,王大森,等.基于稀疏矩阵的光学元件表面疵病检测[J].中国激光,2019,46(4):182-190.
- [7] 张晓,杨国光,程上彝,等.光学表面疵病的激光频谱分析法及其自动检测仪[J].仪器仪表学报,1994(4):396-399.
- [8] 杨雨英,陆春华,梁蛟,等.光学元件表面缺陷的显微散射暗场成像及数字化评价系统[J].光学学报,2007(6):1031-1038.
- [9] 王科,刘缠牢.球面光学元件表面疵病检测技术研究[J].光学仪器,2013,35(2):7-10,14.
- [10] 罗茂,步扬,徐静浩,等.基于多光谱技术的光学元件表面疵病检测[J].中国激光,2017,44(1):204-213.
- [11] 杨言若,步扬,徐静浩,等.基于光谱估计与多光谱技术的光学元件表面疵病检测[J].中国激光,2019,46(9):161-169.
- [12] 白家铭.多光谱图像融合系统的设计与实现[D].成都:电子科技大学,2020.
- [13] 陈海永,杨佳博,陈鹏,等.非均匀纹理复杂表面缺陷多光谱图像显著性融合[J].北京工业大学学报,2020,46(1):10-16.
- [14] 刘承裕.基于特征融合的脑部图像多级分类[J].国外电子测量技术,2020,39(11):28-33.
- [15] 王园园,张娜,韩美林.基于 Canny 算子边缘检测的小波变换多聚焦图像融合方法[J].电子测量技术,2019,42(17):148-151.
- [16] 冯贺,李立,赵凯.基于拉普拉斯分解耦合亮度调节的可见光与红外图像融合算法[J].电子测量与仪器学报,2020,34(10):91-97.
- [17] 陈晓,唐诗华.基于 Matlab 的图像融合方法及性能评价[J].地理空间信息,2014,12(6):84-86,3.

作者简介

向江华,硕士研究生,主要研究方向为光学测试计量技术及仪器。

E-mail:1766990545@qq.com

刘缠牢,教授,主要研究方向为光电测试计量技术。

E-mail:xatulcl@163.com