

基于光纤内窥镜图像的标定方法

范庆辉, 欧峰, 袁彪, 文勇

(中国工程物理研究院 总体工程研究所, 四川 绵阳 621000)

摘要: 光纤内窥镜被广泛应用于复杂结构狭小空间里的破坏损伤探测, 但因其固有特性及外界噪声影响致使采集到的图像呈现蜂窝网格状, 且存在 30% 左右的桶形畸变。针对此问题, 提出了一种基于光纤内窥镜图像标定方法, 首先设计了可自由移动的标定系统, 然后采用高斯滤波、二值化处理、mark 点识别、畸变矫正等方法对标定板图像中的光纤束进行处理, 最后使用该标定方法对光纤内窥镜拍摄的不同类型的标定板图像进行标定矫正。试验结果表明, 所提标定方法适合多种场景和不同质量图像的矫正识别, 测量误差仅为 10 μm 。

关键词: 光纤内窥镜; 标定系统; 畸变矫正; 微位移

中图分类号: TN383 **文献标志码:** A **文章编号:** 1002-5561(2023)06-0072-05

DOI: 10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2023.06.015

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Calibration method based on optical fiber endoscope image

FAN Qinghui, OU Feng, YUAN Biao, WEN Yong

(Institute of General Engineering, China Academy of Engineering Physics, Mianyang Sichuan 621000, China)

Abstract: Fiber optic endoscope is widely used to detect damage in small space of complex structures, but due to its inherent characteristics and external noise, the acquired images show a honeycomb grid, and there is about 30% barrel distortion. For this problem, a calibration method based on optical fiber endoscope image is proposed. Firstly, a freely moving calibration system is designed, and then the optical fiber bundle in the calibration plate image is processed by Gaussian filtering, binarization processing, mark point identifying and distortion correcting. Finally, the calibration method is used to calibrate and correct different types of calibration plate images taken by optical fiber endoscope. The experimental results show that the proposed calibration method is suitable for correcting and identifying of various scenes and images of different quality, and the measurement error is only 10 μm .

Key words: optical fiber endoscope, calibration system, distortion correction, micro displacement.

0 引言

光纤内窥镜因其直径小、探头可弯曲等优点被广泛应用在结构复杂的空间(如狭小空间里的裂纹、腐蚀等)探测中^[1]。探测时,通常将光纤内窥镜伸入被测物体内部,并在内窥镜目镜端安装一个高分辨率的数字相机,对光纤内窥镜里的影像进行拍摄存储,利用软件对采集的图像进行实时分析。然而,与常规镜头拍摄的图像相比,相机经光纤内窥镜采集到的图像受外界环境和自身缺陷的影响会产生噪声^[2],出现对比

度明显降低、画质模糊、背景和目标物难以区分等现象,造成图像降质,给后续的分析工作带来困难;同时,由于光纤镜的固有特性,为使拍摄到的靶面尽可能大,光纤内窥镜的物镜采用了小孔径、大视场和大景深的设计原则,因此相机在目镜处采集到的图像会存在 30% 左右的桶形畸变^[3-4]。为了精确提取特征点中心坐标,需要对图像的桶形畸变进行矫正。

目前,常规的图像标定方法难以提取光纤内窥镜拍摄图像的特征点的轮廓,且需要结合光学测量仪器和光学系统结构参数,给标定计算带来较大误差,甚至无法识别计算。为此,本文基于光纤内窥镜图像的特性,提出一种基于光纤内窥镜图像的标定方法。

1 系统设计

本文首先设计了基于光纤内窥镜的图像标定系

收稿日期: 2023-01-18。

作者简介: 范庆辉(1990—),男,四川平昌人,硕士,工程师,主要研究方向为光学测量测试技术。主持了院所级项目 2 项,荣获所创新大赛铜奖 1 次,发表核心文章 3 篇,申请发明专利 4 项。



统,如图1所示。该系统由微位移平台、旋转调节支座、圆点标定板、光纤内窥镜、伺服电机等组成,可以模拟最小 $1\text{ }\mu\text{m}$ 的位移、最小 1° 的旋转和倾斜角度的变化(可手动调节或通过编程驱动伺服电机实现)。系统中适用于光纤内窥镜的高精度圆点标定板的圆点直径为 $0.183\text{ }5\text{ mm}$,圆点之间的圆心距为 0.375 mm 。系统测量误差为 $1\text{ }\mu\text{m}$ 。由于光纤内窥镜的视野小、光线暗淡,传统大小和分辨率的标定板无法拍摄完全,因此这种微型的标定板刚好满足光纤内窥镜的完全拍摄,且误差仅为 $1\text{ }\mu\text{m}$ 。将微型标定板粘贴在倾斜旋转台上,使用标定系统、光纤图像位移测试系统和原理样机,可实现镜头在不同距离和不同角度下的拍摄功能,并采用圆点点阵样板标定的方法对标定板图像进行矫正^[5-7]。

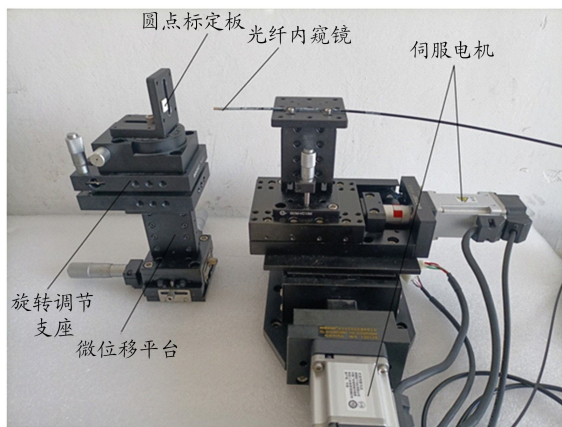


图1 标定系统实物图

2 标定方法

在研究高斯滤波、二值化处理、mark点识别、畸变矫正这些图像处理方法时发现,相比于直线、方形等其它图案,圆点特征更利于确定其在整幅图中的精确位置,为数字位移转换打下基础。因此,本文基于位移的识别和计算选择了圆点作为特征点,并追踪圆点特征点的坐标变化来计算位移。

为了精确识别图像中的圆点特征点,需要采用高斯滤波、二值化处理、mark点识别、畸变矫正等方法对图像中的光纤束进行处理。

本文主要针对复杂结构产品径向与周向位移图像的标定与矫正,其位移示意图如图2所示。图中,圆点特征点相对初始位置的左右移动为周向位移,上下移动为径向位移。

2.1 高斯滤波

光纤镜头由无数根光纤束缠绕聚合而成,相机通

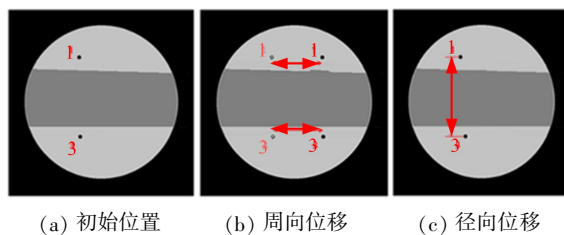


图2 周向和径向位移示意图

过光纤镜拍摄的图像会呈现出蜂窝网格状^[8-10],对特征点的识别产生干扰,因此需要对图像中的蜂窝网格进行滤波。根据该蜂窝网格的噪声类型,本文采用 `gauss_filter(GrayImage, ImageGauss, 7)` 算子对图像进行高斯滤波,滤波前后对比结果如图3所示。可以看出,通过高斯滤波可以将图像中的蜂窝状网格去掉;与滤波前相比,滤波后图像更细腻。

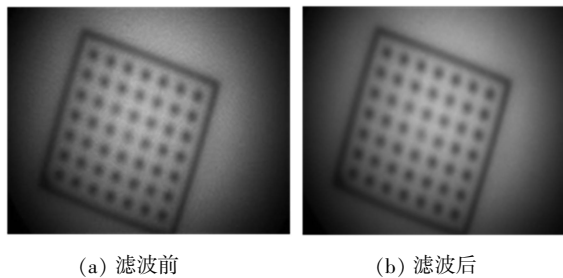
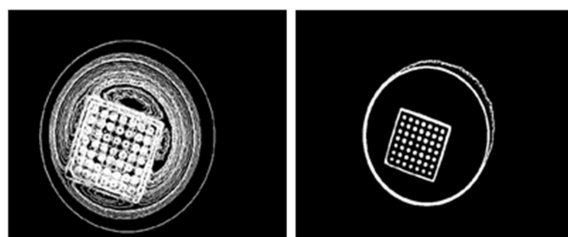


图3 图像滤波前后处理结果

2.2 二值化处理

二值化法可以滤掉图像中的黑色背景和蜂窝网格,从而消除图像中无用的信息,增强感兴趣信息的可检测性,为标定板上的 mark 点和背景的分离提供可靠的保证^[11-12]。常用的二值化法有2种:自动阈值和局部阈值。自动阈值是根据图像局部灰度值的统计特性动态调整每个像素的阈值,然后根据该阈值进行二值化处理;局部阈值是将图像分割为若干个小区域,然后在每个小区域内计算一个阈值,根据该阈值进行二值化处理。虽然自动阈值的二值化法可以显示标定板、mark 点的细节,但是无法提取 mark 点和标定板轮廓的有效特征。2种二值化法处理结果如图4所示。可以看出,采用自动阈值二值化法处理的标定板轮廓淹没在背景中,无法提取;而采用局部阈值二值化法处理的图像标定板轮廓清晰可见,可以轻松提取。因此,本文提出的标定方法采用局部阈值的二值化法来提取标定板轮廓和 mark 点的特征,即运用 `local_threshold()` 函数对高斯滤波后的图像进行局部阈值的二值化操作。

首先,通过调节 `local_threshold()` 函数中的 `mask_`

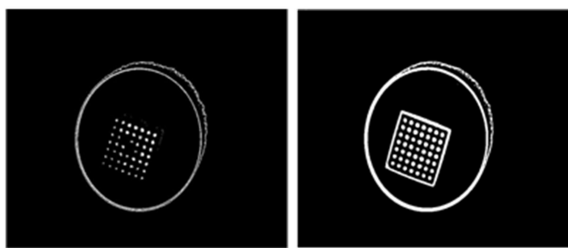


(a) 自动阈值

(b) 局部阈值

图4 2种二值化法的处理结果

size 来设置掩码大小, 即局部阈值二值化法中邻域的大小。mask_size 值越小, mark 点分割得越细, 故必须将 mask_size 设置为大于要分割的 mark 点的当量直径, 一般为奇数; 如果 mask_size 为偶数, 则默认使用下一个较大的奇数值, 对比结果如图 5 所示。可以看出, mask_size=15 时的图像中有些 mark 点若影若现; 而 mask_size=31 时, 图像中的 mark 点都清晰可见。



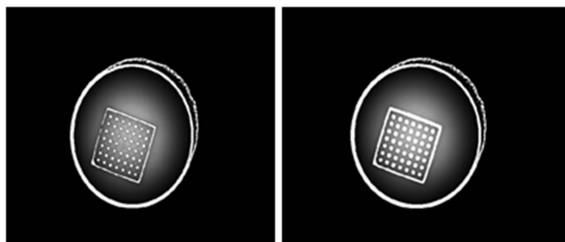
(a) mask_size=15

(b) mask_size=31

图5 不同 mask_size 大小的对比结果

然后, 通过设置 range 标准差 R 的最大假设值来进一步提取 mark 点的细节; 用 min_max_gray() 函数获取图像的灰度值范围, range 取 GrayRange 的 0.5 倍以内, range 值越大, 提取点越细小; range 值越小, 点越粗, 对比结果如图 6 所示。可以看出, 当 range=92.5 时, 提取点过于细小, 难以完全识别; 当 range=20.5 时, 提取点粗细合适, 可以完全识别。因此, 根据经验 range 值, 本文取 range=GrayRange/RangeDev, 其中 RangeDev 为系数, 取值为 9。

最后, 利用 fill_up() 函数对区域进行填充, 将标定板填充成方形, 再通过 select_shape() 算子和标定板的

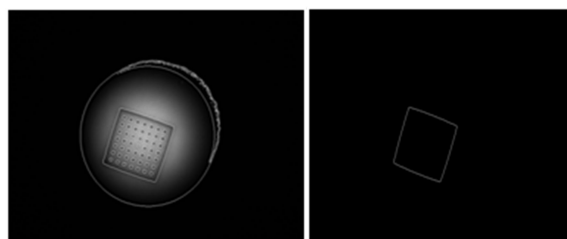


(a) range=92.5

(b) range=20.5

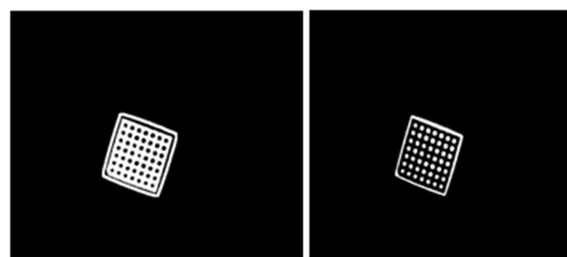
图6 不同 range 值的对比结果

实际长宽参数将标定板矩形区域提取出来, 然后通过 difference 算子, 对提取的标定板矩形区域和原有区域做 2 次减法, 从而成功提取标定板边框和所有 mark 点, 提取过程如图 7 所示。



(a) fill_up

(b) select_shape



(c) difference 第一次

(d) difference 第二次

图7 标定板边框和 mark 点提取过程

在提取出标定板轮廓和 mark 点后, 运用 gen_image_const() 函数生成一张和原图同样大小的空白图像, 再用 paint_region() 将提取的标定板轮廓和 mark 点打印到新图像中, 至此成功提取出标定板轮廓和 mark 点, 过滤掉了光纤蜂窝网格, 如图 8 所示。



(a) 标定板轮廓

(b) mark 点

图8 提取的标定板轮廓和 mark 点

2.3 mark 点识别

本文运用 findCirclesGrid() 函数对二值化标定板图像中的 49 个 mark 点进行识别和提取, 函数中的 detector 是自定义的特征检测算子, 它能对标定板里的 mark 点进行筛选, 提取 mark 点区域, 然后利用重心计算方式获得 mark 点的中心坐标。当最小面积参数 Minarea 值不合适时, 标定板 mark 点的中心坐标则无法正确提取, 对比结果如图 9 所示。可以看出, 当 Minarea=300 时, 标定板上部分 mark 点轮廓淹没在黑

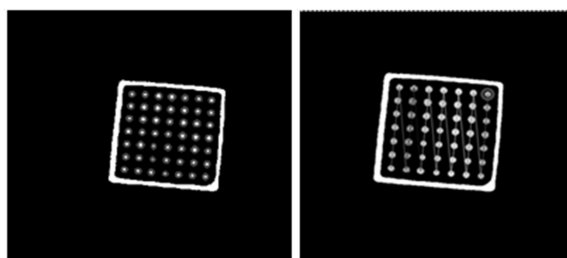


图9 detector 面积参数不同效果对比

色背景中,无法识别中心点坐标;当 $\text{Minarea}=100$ 时所有 mark 点清晰可见,与黑色背景完全分离。

Minarea 值需要根据 mark 点所占像素面积的大小进行设置,只有设置合适的最小面积参数时,标定板 mark 点才能识别成功,并按一定顺序排列,如图 10 所示。



图10 识别成功

2.4 畸变矫正

将标定图像看成一个田字,田字的每一个交叉点代表一个姿态位置,因此至少要求不同姿态和位置的图像 9 张以上^[13-15],以保证精度。本文拍摄了 16 张标定板图像,采用点阵样板标定的方法对这些光纤内窥镜图像进行矫正^[16-18],通过 `calibrate Camera()` 函数得到图像的畸变系数,并运用 `ReadParam()` 函数读取畸变系数。当函数参数 α 为 1 时视场大小不变,小于 1 时需要缩放视场;再运用 `initUndistortRectifyMap()` 函数时根据畸变系数输出得到 `map1` 和 `map2` 这 2 个参数;最后运用 `remap()` 函数获得矫正后图像,如图 11 所示。可以看出,标定板轮廓和 mark 点均清晰可见。因此,本文所提标定方法可消除桶形畸变 95% 左右,误差为 1 个像素。

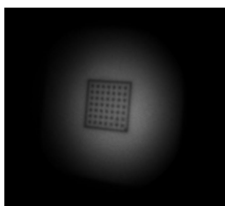


图11 图像矫正

3 试验测试与数据分析

本文利用精密位移平台制造微位移,分析计算位移变化前后特征点的形心坐标,并根据已知的位移值得出像素和位移的对应关系。采用激光位移计与图像位移测试系统在精密位移平台上进行比对验证,通过光纤内窥镜进行特征点图像采集,设计的特征点形状和布局如图 12 所示。特征点当量直

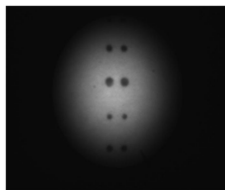


图12 特征点图像

径为 0.5 mm,横向间距为 1 mm,纵向间距为 2 mm,后背胶粘贴。运用所提标定方法对采集的特征点图像进行计算分析,并将由图像位移测试系统得出的位移值与激光位移计测出的值进行对比。

激光位移计的测量误差为 $1\ \mu\text{m}$,表 1 是矫正前激光位移计和图像位移测试系统的位移数据。其中, D_1-D_8 表示通过位移平台制造产生的 8 次微位移, C 表示像素坐标系下特征点形心坐标变化值, E 表示平均像素对应位移值, J 为激光位移计测量的数据, T 为图像位移测试系统数据。图像中,2 个圆点之间的图像距离由像素表示。由表 1 可知,1 像素对应位移约 $15\ \mu\text{m}$ (根据 T/C 计算得出)。图像位移测试系统与激光位移计测量值差距较大,最大偏差值为 $13.5\ \mu\text{m}$ ^[19]。表 2 是矫正后激光位移计和图像位移测试系统的位移数据。通过计算可知,1 像素对应位移约 $10\ \mu\text{m}$ 。激光位移计测量数据和图像位移测试系统数据对比情况如图 13 所示。可以看出,两者基本重合,最大偏差值为

表 1 矫正前激光位移计和图像位移测试系统的位移数据

时间	微位移	C/pixl	$E/\mu\text{m}$	$J/\mu\text{m}$	$T/\mu\text{m}$
2022/7/6T9:46	D_1	1.543	15.2	10.3	23.5
2022/7/6T9:47	D_2	1.376	17.9	11.1	24.6
2022/7/6T9:48	D_3	1.437	14.2	13.5	20.4
2022/7/6T9:58	D_4	1.590	16.1	16.7	25.6
2022/7/6T9:58	D_5	2.058	13.8	21.2	28.4
2022/7/6T9:59	D_6	2.259	14.7	23.1	33.2
2022/7/6T10:00	D_7	1.890	15.5	21.4	29.3
2022/7/6T10:00	D_8	2.521	16.3	30.3	41.1

表 2 矫正后激光位移计和图像位移测试系统的位移数据

时间	微位移	C/pixl	$E/\mu\text{m}$	$J/\mu\text{m}$	$T/\mu\text{m}$
2022/7/6T9:46	D_1	1.136	9.1	10.3	10.7
2022/7/6T9:47	D_2	1.252	8.9	11.1	11.8
2022/7/6T9:48	D_3	1.475	9.2	13.5	13.9
2022/7/6T9:58	D_4	1.762	9.5	16.7	16.6
2022/7/6T9:58	D_5	2.303	9.2	21.2	21.7
2022/7/6T9:59	D_6	2.356	9.8	23.1	22.2
2022/7/6T10:00	D_7	2.526	8.5	21.4	23.8
2022/7/6T10:00	D_8	3.099	9.8	30.3	29.2

范庆辉, 欧峰, 袁彪, 等: 基于光纤内窥镜图像标定方法

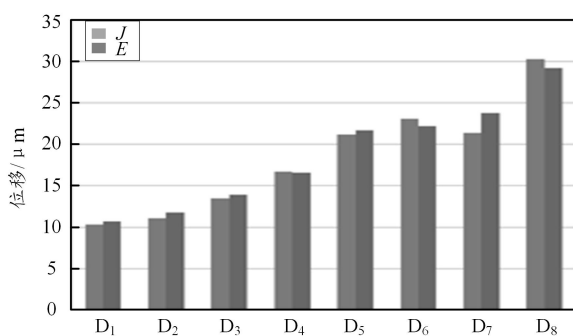


图 13 激光位移计和图像位移测试系统的位移数据比较

2.4 μm , 说明所提标定方法和图像位移测试系统可行, 测试结果真实可靠。

采用本文方法对光纤内窥镜拍摄的不同类型的标定板图像进行标定矫正, 矫正前后对比结果如图 14~图 16 所示。可以看出, 矫正后图像更加清晰, 圆点特征点均可识别, 方便提取中心坐标。

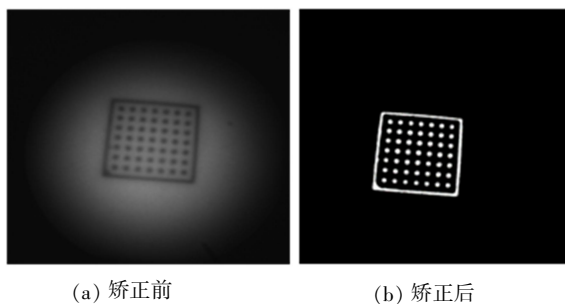


图 14 标定板距离镜头 1 cm, 与镜头平行的标定矫正结果

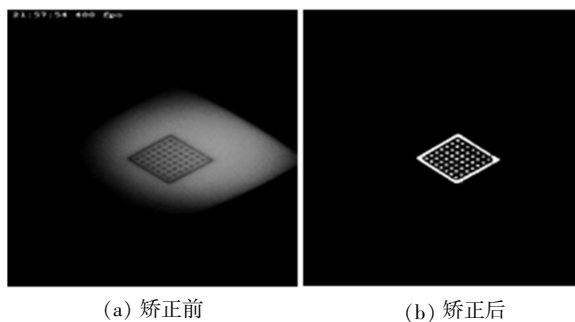


图 15 标定板距离镜头 3 cm, 与镜头平行的标定矫正结果

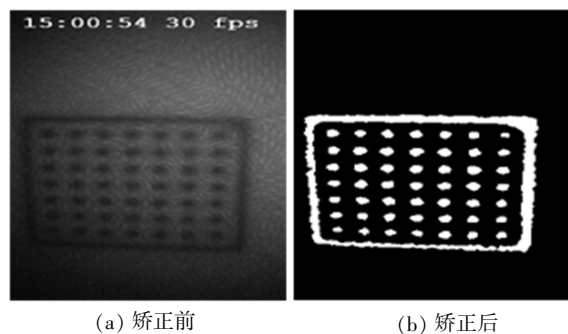


图 16 标定板距离镜头 0.5 cm, 与镜头呈 15° 且有较多噪声干扰的标定矫正结果

4 结束语

本文提出的基于光纤内窥镜图像标定方法可实现光纤内窥镜在不同距离、不同角度和混合多种噪声干扰下拍摄的标定板图像 mark 点的矫正、识别和提取。试验结果表明: 该方法有较好的通用性和鲁棒性; 系统的测量误差仅为 10 μm 。若进一步运用亚像素、分割等处理方法, 误差小于 10 μm 。

参考文献:

- [1] 刘云韬. 基于工业内窥镜的深孔内表面缺陷与粗糙度识别技术研究[D]. 西安: 西安理工大学, 2020.
- [2] 宋璐, 卫亚博, 冯艳平. 医用电子内窥镜图像畸变校正方法的研究[J]. 计算机与数字工程, 2016, 44(12): 2480-2483.
- [3] 胡尚举, 田国法, 申江波. 边缘检测算子的分析比较[J]. 大众科技, 2008(9): 48-49.
- [4] 马增强, 宋子彬, 王永胜, 等. 一种火车轮轨相对横向位移的图像检测方法[J]. 图学学报, 2017, 38(3): 411-417.
- [5] 朱虹. 数字图像处理基础[M]. 北京: 科学出版社, 2005.
- [6] 徐飞鸿, 时明雪, 郑璐. 梯度-曲面拟合法的亚像素位移测量算法[J]. 光学技术, 2015, 41(5): 451-456.
- [7] 孙琰. 基于小波变换的图像边缘检测技术[D]. 西安: 西北工业大学, 2004.
- [8] 陈曦, 钟文琪, 陆勇, 等. 基于光纤内窥镜和高速摄影联用测量喷动床颗粒速度研究[J]. 工程热物理学报, 2013, 34(2): 278-281.
- [9] 范庆辉, 文勇, 周东, 等. 基于微光纤探头及光学成像技术的位移测试系统的研究与设计[J]. 电测与仪表, 2021, 58(9): 152-157.
- [10] 盛振彪. 光纤内窥镜超光谱成像技术与图像处理[D]. 福州: 福建师范大学, 2020.
- [11] 宋寅卯, 赵明珍, 刁智华, 等. 基于 Hough 变换的机器视觉目标检测技术研究[J]. 中国农机化学报, 2015, 36(4): 226-231.
- [12] 李卓潞, 李彦君, 朱旭光. 图像处理技术在农机测试中的应用[J]. 南方农机, 2022, 53(20): 87-89.
- [13] 杨滨, 郝景新, 刘拓宇, 等. 基于 matlab 图像处理的 CLT 木破率测量方法[J]. 西北林学院学报, 2023(1): 199-204.
- [14] 范颖, 冯振清, 蒋君杰, 等. 医用硬性内窥镜光学成像部分校准方法[J]. 现代测量与实验室管理, 2015, 23(4): 19-20.
- [15] 杜新超. 随机介质成像图像重建技术及单光纤成像探索 [D]. 西安: 中国科学院研究生院(西安光学精密机械研究所), 2015.
- [16] 吴炬卓, 牛海清, 张煌, 等. 一种应用小波系数 GSM 模型的混合傅里叶-小波电缆瓷套终端红外图像去噪方法 [J]. 电测与仪表, 2018, 55(4): 113-117.
- [17] WINTER C, RUPP S, ELTER M, et al. Automatic adaptive enhancement for images obtained with fiberoptic endoscopes [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2006, 53(10): 2035-2046.
- [18] 高志帆, 张红平, 吴琼水. AOTF 高光谱成像系统的标定及性能测试[J]. 光子学报, 2015, 44(7): 131-137.
- [19] 高强, 阳武, 李倩. 基于稀疏差异深度信念网络的绝缘子故障识别算法[J]. 电测与仪表, 2016, 53(1): 19-25.