

## 一种简易医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统

刘林 向阳 刘立欣 安卫东 黄雷

### Simple medical rigid endoscopic relative percent distortion detection system

LIU Lin, XIANG Yang, LIU Lixin, AN Weidong, HUANG Lei

引用本文:

刘林, 向阳, 刘立欣, 等. 一种简易医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统[J]. 应用光学, 2023, 44(4): 756–762. DOI: 10.5768/JAO202344.0401008

LIU Lin, XIANG Yang, LIU Lixin, et al. Simple medical rigid endoscopic relative percent distortion detection system[J]. Journal of Applied Optics, 2023, 44(4): 756–762. DOI: 10.5768/JAO202344.0401008

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.5768/JAO202344.0401008>

## 您可能感兴趣的其他文章

### Articles you may be interested in

#### 基于超连续光源的InGaAs探测器相对光谱响应度定标技术

Relative spectral responsivity calibration technology of InGaAs photodetector based on super-continuum light source

应用光学. 2021, 42(4): 709–716 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0403003>

#### 基于改进模板匹配及图像差分法的PCB板缺陷多级检测方法

Multi-level detection method for PCB board defects based on improved template matching and image difference

应用光学. 2020, 41(4): 837–843 <https://doi.org/10.5768/JAO202041.0409806>

#### 通用型数字鱼镜头检测系统的设计

Design of universal digital fish-eye lens testing system

应用光学. 2018, 39(2): 169–173 <https://doi.org/10.5768/JAO201839.0201002>

#### 基于局部图像分割与多特征滤波的自适应桥梁露筋检测算法

Self-adaptive bridge bare rebar detection algorithm based on local image segmentation and multi-feature filtering

应用光学. 2020, 41(3): 508–515 <https://doi.org/10.5768/JAO202041.0302004>

#### 基于非制冷红外探测技术的军用车辆驾驶员视觉增强系统研究

Vision enhancement system research for military vehicle drivers based on uncooled infrared detection technology

应用光学. 2019, 40(6): 1033–1038 <https://doi.org/10.5768/JAO201940.0601016>

#### 批量高速二维码视觉检测识别系统

Identification system for batch of two-dimensional code with high speed based on machine vision

应用光学. 2021, 42(2): 276–282 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0202004>



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

文章编号: 1002-2082 (2023) 04-0756-07

# 一种简易医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统

刘林<sup>1</sup>, 向阳<sup>1</sup>, 刘立欣<sup>1</sup>, 安卫东<sup>2</sup>, 黄雷<sup>2</sup>

(1. 长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022; 2. 吉林省计量科学研究院 吉林省计量测试仪器与技术重点实验室, 吉林 长春 130103)

**摘要:** 医用硬性内窥镜作为诊治医疗器械, 其畸变直接影响医生对手术位置判断的准确性, 因此内窥镜相对百分畸变的测量是一个亟需解决的问题。设计了一种基于图像处理的相对百分畸变检测系统, 通过 CCD 相机采集校准靶板图像, 对内窥镜视轴和目标靶板的板面进行垂直校准后, 更换畸变靶板采集图像, 计算机将得到的图像进行滤波、感兴趣区域提取和尺寸统计, 最终获得相对百分畸变。以 30° 腹腔镜内窥镜为测量模型, 实验得到设计的校准系统在待测内窥镜全视场 70% 位置所测量的相对百分畸变值优于未垂直校准系统 2.2%。结果表明, 系统的检测结果一致性较高, 且准确度高于未垂直校准系统。

**关键词:** 计量学; 检测系统; 图像处理; 相对百分畸变

中图分类号: TN98

文献标志码: A

DOI: 10.5768/JAO202344.0401008

## Simple medical rigid endoscopic relative percent distortion detection system

LIU Lin<sup>1</sup>, XIANG Yang<sup>1</sup>, LIU Lixin<sup>1</sup>, AN Weidong<sup>2</sup>, HUANG Lei<sup>2</sup>

(1. Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China; 2. Jilin Key Laboratory of Metrology and Testing Instruments and Technology, Jilin Institute of Metrology, Changchun 130103, China)

**Abstract:** As a medical device for diagnosis and treatment, the distortion of medical rigid endoscopes directly affects the accuracy of the surgeons judgment of the surgical position. Therefore, the measurement of endoscopic relative percent distortion is an urgent problem to be solved. A relative percent distortion detection system based on image processing was designed, and the images of the calibration target plate were acquired by a CCD camera. After vertical calibration of endoscope visual axis and target plate, the distortion target plate was replaced to collect images. The computer filtered the obtained image, extracted the region of interest and carried out the size statistics, and the relative percent distortion was finally obtained. Using a 30° laparoscope as the measurement model, the experiments show that the relative percent distortion value measured by the designed calibration system at 70% of the full field of view of the endoscope to be measured is better than that of the system without vertical calibration by 2.2%. The results show that the system has higher consistency of detection results and higher accuracy than the system without vertical calibration.

**Key words:** metrology; detection system; image processing; relative percent distortion

## 引言

医用硬性内窥镜技术的发展, 让越来越多的患者不再需要大面积的皮肤创口便可以完成手术, 降低了手术风险, 因而在许多病症中得到广泛应

用。随着人们生活质量的提高, 对内窥镜微创手术安全有效性的认识也在逐渐深化<sup>[1]</sup>。硬性内窥镜的设计受到人体腔孔尺寸的限制, 镜体的直径一般不超过 10 mm, 但仍需在有限的腔孔内尽可能

收稿日期: 2022-10-27; 修回日期: 2023-01-18

基金项目: 吉林省科技发展规划项目 (20220204114YY); 吉林省计量科学研究院基金资助项目 (GYZX-2021-01)

作者简介: 刘林 (1998—), 男, 硕士, 主要从事光学工程研究。E-mail: 1477409856@qq.com

通信作者: 向阳 (1968—), 男, 硕士, 教授, 主要从事光学设计研究。E-mail: xyciom@163.com

多地观察病灶区域组织。所以内窥镜一般会设计成广角结构, 易产生畸变<sup>[2]</sup>。

畸变虽然不影响图像的清晰程度, 但会影响图像的位置信息, 因此对于内窥镜的畸变检测具有重要临床意义。目前, 国内对内窥镜畸变的检测方法主要是基于棋盘格板、点阵板等标准样板, 这些样板图案一般用于畸变校正, 也适用于畸变检测<sup>[3]</sup>。

行业标准 YY0068.1-2008《医用内窥镜硬性内窥镜第 1 部分: 光学性能及测试方法》规定, 在待测内窥镜全视场的 70% 位置测量其相对百分畸变值, 通过实际的像元尺度与理论的像元尺度的差值计算<sup>[4]</sup>。国内外有诸多学者研究可以检测相对百分畸变的内窥镜光学性能检测系统, 但文献 [5-13] 中相关研究机构研制的医用内窥镜检测装置有各自的不足之处, 因此急需研制一种简易可靠的医用内窥镜畸变检测系统。

为解决上述相对百分畸变检测系统存在的技术问题, 实现内窥镜相对百分畸变的准确测量, 本文研制出一种基于垂直校准的医用内窥镜相对百分畸变检测系统。通过测量视场内 5 个不透明方块的实际像的位置与理想像的位置之差, 来计算视场区域的相对百分畸变值。该系统满足医用硬性内窥镜相对百分畸变值的测量要求, 并有效提高了准确性。

## 1 内窥镜结构及参数

医用硬性内窥镜光学系统主要由物镜、棒镜和目镜三部分组成。内窥镜是一个特殊光学系统, 其结构特点是视场大、孔径小、焦距短和景深大, 既不同于望远系统, 也不同于显微系统<sup>[14]</sup>。硬性内窥镜包括腹腔镜、关节镜、输尿管镜等多种, 其中腹腔镜主要分为 0°腹腔镜和 30°腹腔镜两种, 30°腹腔镜其结构主要区别在于物镜前端设有一个可实现光轴与视轴 30°偏折的视向棱镜, 如图 1 所示。



图 1 30°腹腔镜

Fig. 1 Schematic diagram of 30° laparoscope

使用 ZEMAX 软件仿真该内窥镜系统, 其全视场角为 110°, 如图 2 所示为计算获得内窥镜的相对百分畸变曲线图, 横坐标表示相对百分畸变值, 纵

坐标表示内窥镜半视场角, 在 70% 视场处的相对百分畸变的设计值为 -21.5%, 在全视场处的最大相对百分畸变值为 -43.4%。

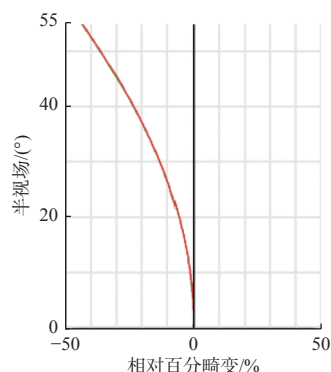


图 2 内窥镜的相对百分畸变曲线图

Fig. 2 Relative percent distortion curve of endoscope

## 2 测量原理及检测系统设计

### 2.1 基本原理

畸变定义为实际像高与理想像高之差, 而在实际应用中经常使用该值与理想像高之比的百分数来表示畸变, 称为相对百分畸变, 用  $D_{ist}$  表示:

$$D_{ist} = \frac{Y'_i - y'_i}{y'_i} \times 100\% \quad (1)$$

式中:  $Y'_i$  表示 70% 视场各个方块的实际像高;  $y'_i$  表示 70% 视场各个方块的理想像高。

畸变又分为正畸变和负畸变。主光线交点高度比理想像高低, 视场越大低得越多, 这种类型的畸变称为负畸变, 又称桶形畸变<sup>[15]</sup>。硬性内窥镜一般属于典型的桶形畸变。

为提高测量数据的准确性, 设计系统时应首先考虑内窥镜视轴与靶板的板面垂直, 所以本文设计的硬性内窥镜相对百分畸变测量过程主要包括两个部分: 校准部分和测量部分。校准部分目的是使内窥镜视轴垂直于检测靶板面, 进而才可以进行相对百分畸变的准确测量。

#### 2.1.1 校准原理

校准过程所使用的靶板图案由中心十字线和两个同心圆环组成, 如图 3 所示。校准过程采用动态对准, 在计算机图像采集区域内同样设置一个中心十字线和合适半径的圆形, 通过调整达到保持其他方向装置不动的情况下, 仅前后方向动态移动靶板时, 图像中心十字线与靶板的十字线始终重合, 同时图像圆形图案与靶板同心圆先后均可重合, 此时说明靶板的移动方向是沿着待测内

窥镜视轴方向,证明待测内窥镜视轴与靶板板面已经垂直。其校准原理可以简化成如图4所示的等腰三角形模型。

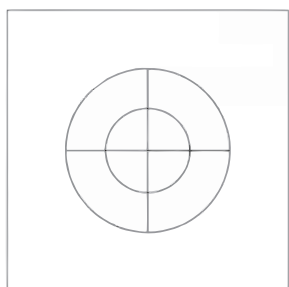


图3 校准靶板图案

Fig. 3 Pattern of calibration target plate

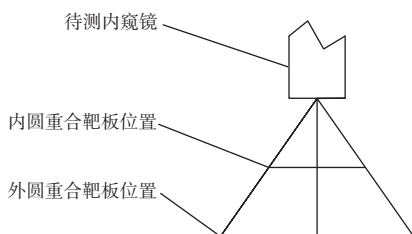


图4 校准原理图

Fig. 4 Schematic diagram of calibration

### 2.1.2 畸变测量原理

相对百分畸变测量的靶板可以根据国家标准 YY0068.1.2008《医用内窥镜硬性内窥镜第1部分:光学性能及测试方法》设计成如图5所示图案,由1个圆形及5个相同大小的方块组成。

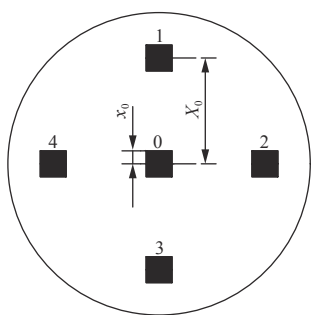


图5 畸变靶板

Fig. 5 Distortion of target plate

通过畸变靶板的设计参数可以得知畸变靶板的中心方块与70%视场4个方块之间的位置关系。以0方块和1方块为例,假设0方块与1方块的中心距 $X_0$ 是0方块的半边长 $x_0$ 的 $\alpha$ 倍关系:

$$X_0 = \alpha x_0 \quad (2)$$

如果系统为无畸变的理想光学系统,畸变靶板图案经过该系统等比例缩小,图像中0方块和1方

块的中心距,也就是理想像高 $y'_1$ ,与0方块的半边长 $y'_0$ 的倍率在理论上仍满足式(2)中的 $\alpha$ 倍关系。

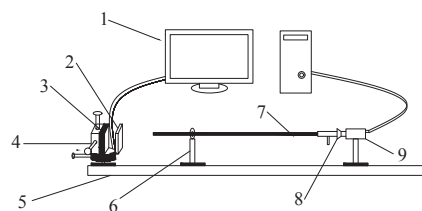
内窥镜成像时存在畸变,但在视场中心区域相对百分畸变几乎为0,因此可把中心的0方块视为无畸变的成像区域,图像中心0方块径向像素数一半作为理想像高 $y'_0$ ,通过式(2)中的靶板实际位置倍率代入式(3)求出图像1方块中心点的理想像高 $y'_1$ :

$$y'_1 = \alpha y'_0 \quad (3)$$

在内窥镜实际成像时,如图2所示,随着视场的增大,相对百分畸变也随之增大。因此通过获取图像中1方块和0方块的中心像素距离,可以得到实际像点高度 $Y'_1$ ,最终通过式(1)可求得1方块的相对百分畸变值。同理可求各个方块的相对百分畸变值。

### 2.2 系统设计

系统整体架构示意图如图6所示,主要设计工作包括硬件选型、工装设计和软件设计三部分。其中硬件和工装设计主要包括:计算机、靶板、白色背光源、五维调整台、基座滑轨、夹具、待测硬性内窥镜、光学卡口、CCD相机等。



1.计算机;2.靶板;3.白色背光源;4.五维调整台;5.基座滑轨;6.夹具;7.待测硬性内窥镜;8.光学卡口;9.CCD相机。

图6 系统整体架构示意图

Fig. 6 Schematic diagram of overall system design

系统的基本工作流程如图7所示。首先将校准靶板放置在已调整至合适亮度白色背光源前,调整位置控制系统,实现内窥镜视轴与靶板面的垂直后,将校准靶板替换成畸变靶板,此时靶板的图像经待测硬性内窥镜、光学卡口、CCD相机采集后,传输至计算机进行图像处理,并输出相对百分畸变的测量结果。

#### 2.2.1 硬件装置设计

图8为医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统。其中校准靶板和畸变靶板均由50 mm×50 mm的透明玻璃板制成,并刻有直径为35 mm的分划圆。校准靶板如图3所示,分划圆内再有一个圆心十字线和一个直径为18 mm的分划圆;畸变靶板



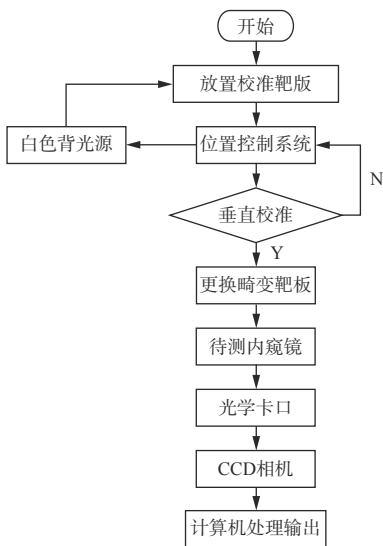


图7 系统工作流程图

Fig. 7 Flow chart of system work

如图6所示,分划圆内有5个边长为3 mm的方块,1个方块中心位于分划圆心处,其余4个方块中心分别位于分划圆70%正交位置上;白色背光源选用的是6 500 K色温的可调节亮度的面光源;光学卡口采用调焦镜头;相机芯片选用的是具有灵敏度高、噪声低、响应速度快、图像畸变小等优点的CCD。

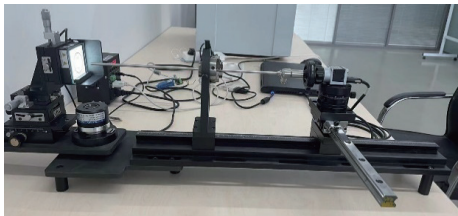


图8 整体检测装置实物图

Fig. 8 Physical image of overall testing device

2.2.2 系统软件设计

软件搭配的CCD相机是Basler公司的acA1300-30 μm型黑白CCD相机。该款相机的图像传感器帧速率为30 帧/s,与帧速率高的彩色相机相比可以大大降低图像的数据处理量,提高检测效率。

系统的软件设计主要使用Visual Studio集成开发环境进行开发,采用通用性好的C++语言编写。软件界面如图9所示,分为图像测量区、参数控制区和结果输出区三部分。

其中图像测量区域设置5个与靶板方块相同位置的感兴趣区域(ROI),中心ROI仅大小可调,其余正交位置4个ROI可调节位置与大小;参数控制区主要实现打开相机、调节白色背光源亮度、

修改串口和调节感兴趣区域位置面积等操作;结果输出区主要显示正交4个位置的相对百分畸变和各个感兴趣区域像素坐标等信息。

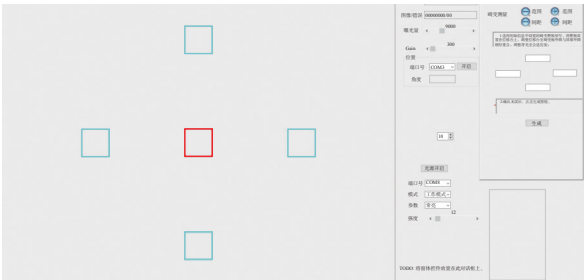


图9 软件界面图

Fig. 9 Diagram of software interface

3 实验过程及结果

3.1 实验过程

畸变测试的实验过程由两部分组成,分别是校准过程和畸变测量过程。下面分别就实验的两个过程进行详细说明。

3.1.1 校准过程

校准部分通过观察图像测量区域的圆和中心十字线,调整装置与采集到的校准靶板图像进行对准。具体校准过程操作步骤如下:

- 1) 将待测硬性内窥镜的镜体固定在三爪卡盘上,将待测内窥镜目镜端与光学卡口连接,观察计算机图像调整待测内窥镜图像中心出现在CCD相机中心;
- 2) 将校准靶板固定放置在五维调整台的白色面光源前,并调整待测内窥镜至合适角度和距离;
- 3) 打开检测软件,通过观察计算机屏幕中的图像,调整五维调整台各个方向和待测内窥镜位置至如图10(a)的位置;锁紧除前后调整台外的4个方向保持不动,当仅移动前后调整台时,可实现如图10(b)的位置。

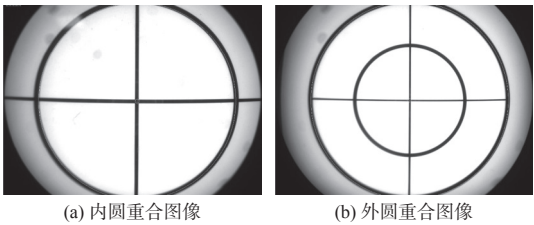


图10 校准靶板重合图像

Fig. 10 Coincidence images of calibration target plate

如果不满足以上条件,需重新调整位置直至满

足,反复移动前后调整台均可达到图像边缘的圆形图案与靶标的同心圆环重合的状态,此时说明待测内窥镜视轴与检测靶标板面垂直,校准完成。

### 3.1.2 畸变测量过程

在校准后,将校准靶板更换为畸变靶板,使外圆与待测内窥镜的视场边缘重合。通过 CCD 相机采集畸变靶板图像,将采集到的图像首先经过高斯滤波进行降噪处理,调整 ROI 区域大小和位置,使方块完全处于 ROI 区域中,再统计 ROI 区内的各方块的亚像素尺寸及位置坐标<sup>[16]</sup>,最终获得各个方块的位置关系计算相对百分畸变值,相对百分畸变测量图像如图 11 所示。

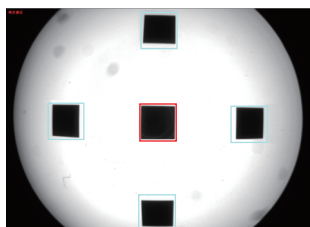


图 11 校准的相对百分畸变测量图像

Fig. 11 Calibrated relative percent distortion measurement image

### 3.2 实验结果

实验分别采用经过垂直度校准和未校准两种方式测量同一 30°腹腔内窥镜的相对百分畸变。为了保证实验的可信性,选择两位均有过内窥镜检验经验的计量操作人员使用同一装置在同一环境下进行测量。一位操作员采用垂直校准的方式采集畸变图像进行检测,采集图像如图 11 所示;另一位操作员直接采集畸变图像进行检测,也就是未经过垂直校准的方式,采集图像如图 12 所示。

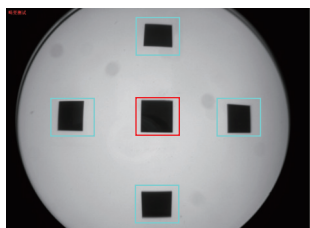


图 12 未垂直校准的相对百分畸变检测图像

Fig. 12 Relative percent distortion detection images without vertical calibration

实验表明,未经过垂直校准的畸变检测图像,很难甚至无法保证靶板圆形边缘与视场边缘重合的前提下,靶板的中心及边缘方块与检测感兴趣区域刚好重合,也就是说图像定位会发生一定的

偏移,这就造成了图像的位置尺寸测量不准确,因此带来一定的测量误差。

本文对同一 30°腹腔内窥镜分别使用校准方法和未校准方法各进行 3 次实验检测,每次实验测量获取上、下、左、右 4 个位置处的相对百分畸变值,并求取相对百分畸变的平均值、标准差,结果如表 1 所示。

表 1 内窥镜相对百分畸变测量结果  
Table 1 Measurement results of relative percent distortion of endoscope %

次数	方式	方块位置				平均值	方差
		上	下	左	右		
1	校准	24.1	24.8	24.3	23.2	24.1	0.6
2	校准	24.4	24.3	24.5	23.9	24.3	0.2
3	校准	23.8	24.4	24.3	23.6	24.0	0.3
4	未校准	24.7	27.1	28.8	23.6	26.1	2.0
5	未校准	27.2	24.5	24.1	29.8	26.4	2.3
6	未校准	24.1	28.1	29.2	24.8	26.6	2.2

已知 30°腹腔内窥镜的相对百分畸变在 70% 视场处的理论设计值为 -21.5%。从表 1 结果可知,经过垂直度校准的相对百分畸变的测量值  $D_{ist1}$  由式(4)计算:

$$D_{ist1} = \frac{24.1\% + 24.3\% + 24\%}{3} \approx 24.1\% \quad (4)$$

未经过垂直度校准的相对百分畸变的测量值  $D_{ist2}$  由式(5)计算:

$$D_{ist2} = \frac{26.1\% + 26.4\% + 26.6\%}{3} = 26.4\% \quad (5)$$

虽然校准系统的检测结果与设计值略有偏差,但测量方差明显比未垂直校准的效果好,考虑内窥镜生产安装过程的影响,经过垂直度校准的相对百分畸变的测量值具有更高的准确性。

## 4 误差分析

虽然本系统经过垂直校准,在一定程度上提高了畸变检测的测量精度,但是由于靶板、光学硬件和软件等因素导致无法达到理想的测量要求,不同的内窥镜的视场、放大率等光学参数也不尽相同,必然带来测量误差。本系统根据本次使用的待测内窥镜相关数据进行误差来源分析和计算,其中靶板中心和边缘方块在 CCD 传感器中的中心距为 350 个像素,CCD 相机的像元尺寸 3.75  $\mu\text{m}$ 。

操作人员在操作校准过程中,由于校准靶板图

案具有 1 mm 的线宽, 在图像中占用 3~5 个像素之间, 而屏幕中心采用的是单像素十字线和圆形对准图案, 对准图案会在线宽的 3~5 个像素区间内小范围移动, 这就会带来一定的对准误差。最大误差可由式(6)计算得出:

$$\delta_1 = \frac{5}{350} \times 100\% = 1.43\% \quad (6)$$

本系统图像处理采用的是亚像素尺寸统计, 理论上讲, 整像素的边缘定位最大误差为 0.5 个像素, 对相对百分畸变值的误差影响可由式(7)计算得出:

$$\delta_2 = \frac{0.5}{350} \times 100\% = 0.14\% \quad (7)$$

本系统将中心方块作为无畸变区域, 但内窥镜畸变实际情况如图 2 所示, 除 0°视场外均有畸变产生。根据图 12 的感兴趣区域顶点像素坐标, 中心方块在图像中竖向为 97 个像素, 这一区间的平均相对百分畸变值为 1% 计算, 会带来不超过 1 个像素的误差。对测量结果误差的影响可由式(8)计算得出:

$$\delta_3 = \frac{1}{350} \times 100\% = 0.29\% \quad (8)$$

## 5 结论

本文提出的视轴垂直度校准方法和相对百分畸变算法, 以及设计的一种简易医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统, 解决了医用硬性内窥镜相对百分畸变检测的问题。对同一 30°腹腔内窥镜, 分别经过垂直度校准和未垂直度校准的方法进行对比实验, 未经过垂直度校准的系统测量的相对百分畸变数值, 明显比经过垂直度校准的系统差。校准后的系统不仅提高了测量的准确度, 也降低了各位置数值的离散程度。

### 参考文献:

- [1] 王云龙. 医用内窥镜光学性能质量控制定性检测技术研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2016.  
WANG Yunlong. Study on qualitative detection technology of optical performance quality control of medical endoscope[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2016.
- [2] 贾晓航, 颜青来, 文燕. 医用硬性内窥镜畸变的评定基础和方法[J]. 光学学报, 2006, 26(8): 1226-1230.  
JIA Xiaohang, YAN Qinglai, WEN Yan. Evaluation base and method of medical rigid endoscope distortion[J]. Acta Optica Sinica, 2006, 26(8): 1226-1230.
- [3] 侯蕊, 赵越, 俞云逸, 等. 基于定位图像质心的内窥镜相对畸变率检测方法研究[J]. 光学技术, 2020, 46(4): 438-442.  
HOU Rui, ZHAO Yue, YU Yunyi, et al. Method for detecting the relative distortion rate of endoscope based on locating the centroid of image[J]. Optical Technique, 2020, 46(4): 438-442.
- [4] 国家食品药品监督管理局. 医用内窥镜硬性内窥镜第 1 部分: 光学性能及测试方法: YY 0068.1—2008[S]. 北京: 中国标准出版社, 2009.  
State Food and Drug Administration of the People's Republic of China. Medical endoscopes—rigid endoscope—part 1: optical properties and test methods: YY 0068.1—2008[S]. Beijing: Standards Press of China, 2009.
- [5] 樊翔, 黄志强, 黄德球, 等. 硬管内窥镜光学性能综合测试工装介绍[J]. 中国医疗器械信息, 2013, 19(4): 44-47.  
FAN Xiang, HUANG Zhiqiang, HUANG Deqiu, et al. The introduction of optical properties test device for rigid endoscope[J]. China Medical Device Information, 2013, 19(4): 44-47.
- [6] 姬军, 王云龙, 袁青, 等. 医用内窥镜系统光学性能定性检测装置的设计研究[J]. 中国医学装备, 2015(3): 15-18.  
JI Jun, WANG Yunlong, YUAN Qing, et al. An optical performance of the qualitative detection device of medical endoscope system[J]. China Medical Equipment, 2015(3): 15-18.
- [7] 孟祥峰, 王权, 李宁, 等. 医用硬性内窥镜测试装置的设计与研究[J]. 中国医疗设备, 2013(8): 1-4.  
MENG Xiangfeng, WANG Quan, LI Ning, et al. Research and design of rigid endoscope measurement device[J]. China Medical Devices, 2013(8): 1-4.
- [8] 赵治翔, 刘白林, 白万民, 等. 一种基于椭圆拟合的内窥镜畸变率检测方法[J]. 西安工业大学学报, 2018, 38(3): 293-297.  
ZHAO Zhixiang, LIU Bailin, BAI Wanmin, et al. Method for detecting the distortion rate of endoscope based on ellipse fitting[J]. Journal of Xi'an Technological University, 2018, 38(3): 293-297.
- [9] 姬军, 蒋昌松, 王云龙, 等. 医用硬性内窥镜光学性能检测系统的设计与研究[J]. 中国医学装备, 2013, 10(11): 11-13.  
JI Jun, JIANG Changsong, WANG Yunlong, et al. Intro-

- duction of optical performance testing device for medical rigid endoscope[J]. China Medical Equipment, 2013, 10(11): 11-13.
- [ 10 ] 蒋昌松. 医用硬性内窥镜光学性能质量控制检测技术研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2014.
- JIANG Changsong. Research on quality control and detection technology of optical performance of medical rigid endoscope[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2014.
- [ 11 ] 王亚坤. 医用硬管内窥镜光学性能检测系统设计[D]. 北京: 北京理工大学, 2016.
- WANG Yakun. Design of optical performance testing system for medical rigid tube endoscope[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2016.
- [ 12 ] 翟小皓. 硬管内窥镜光学参数测量系统设计[D]. 北京: 北京理工大学, 2016.
- ZHAI Xiaohao. Design of optical parameter measurement system for rigid tube endoscope[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2016.
- [ 13 ] 张超, 顾加雨, 高前山, 等. 基于LabVIEW图像处理的医用内窥镜光学性能自动检测系统[J]. 计量技术, 2020(1): 18-20.
- ZHANG Chao, GU Jiayu, GAO Qianshan, et al. Automatic detection system of optical performance of medical endoscope based on LabVIEW image processing[J]. Measurement Technique, 2020(1): 18-20.
- [ 14 ] 向阳, 姜会林, 胡家升. 目视医用硬性内窥镜光学系统初始结构设计[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2007, 30(3): 5-6.
- XIANG Yang, JIANG Huilin, HU Jiasheng. Design on rigid medical endoscope optical system structure[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2007, 30(3): 5-6.
- [ 15 ] BAXTER D, GOMA S R, ALEKSIC M. Applying image quality in cell phone cameras: lens distortion[C]//Proceedings of Image Quality and System Performance VI. San Jose: SPIE, 2009, 7242: 389-399.
- [ 16 ] 姜淑凤, 柯寅峰, 张然, 等. 基于Opencv2的零件轮廓图像自动检测法研究[J]. 齐齐哈尔大学学报(自然科学版), 2022, 38(1): 39-43.
- JIANG Shufeng, KE Yinfeng, ZHANG Ran, et al. Research on automatic detection method of part contour image based on Opencv2[J]. Journal of Qiqihar University (Natural Science Edition), 2022, 38(1): 39-43.