

## 一种医用纤维内窥镜综合镜体光效自动检测方法

李壮壮 向阳 安卫东 黄雷 刘林

### Method for automatically detecting light effect of comprehensive mirror body of medical fiber endoscope

LI Zhuangzhuang, XIANG Yang, AN Weidong, HUANG Lei, LIU Lin

引用本文:

李壮壮, 向阳, 安卫东, 等. 一种医用纤维内窥镜综合镜体光效自动检测方法[J]. 应用光学, 2024, 45(5): 1001–1007. DOI: 10.5768/JAO202445.0503002

LI Zhuangzhuang, XIANG Yang, AN Weidong, et al. Method for automatically detecting light effect of comprehensive mirror body of medical fiber endoscope[J]. Journal of Applied Optics, 2024, 45(5): 1001–1007. DOI: 10.5768/JAO202445.0503002

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0503002>

## 您可能感兴趣的其他文章

### Articles you may be interested in

#### 一种简易医用硬性内窥镜相对百分畸变检测系统

Simple medical rigid endoscopic relative percent distortion detection system

应用光学. 2023, 44(4): 756–762 <https://doi.org/10.5768/JAO202344.0401008>

#### 基于光谱图像的森林病虫害自动检测方法

Automatic detection method of forest diseases and insect pests based on spectral images

应用光学. 2023, 44(2): 420–426 <https://doi.org/10.5768/JAO202344.0203009>

#### 无人机对地目标自动检测与跟踪技术

Automatic target detecting and tracking technology based on UAV ground target images

应用光学. 2020, 41(6): 1153–1160 <https://doi.org/10.5768/JAO202041.0601003>

#### 基于光纤传感技术的多股碳纤维复合芯导线隐蔽性缺陷检测

Detection of hidden defects of multi-strand carbon fiber composite core conductor based on optical fiber sensing technology

应用光学. 2024, 45(2): 467–474 <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0208004>

#### 一种2k分辨率内窥镜光学系统设计

Design of endoscopic optical system with 2k resolution

应用光学. 2024, 45(2): 276–281 <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0201001>

#### 一种新型相位-图像复合被动检测调焦机构设计

Design of novel phase-image hybrid passive focusing mechanism

应用光学. 2019, 40(4): 570–574 <https://doi.org/10.5768/JAO201940.0401007>



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

文章编号: 1002-2082 (2024) 05-1001-07

# 一种医用纤维内窥镜综合镜体光效自动检测方法

李壮壮<sup>1</sup>, 向阳<sup>1</sup>, 安卫东<sup>2</sup>, 黄雷<sup>2</sup>, 刘林<sup>2</sup>

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

**摘要:** 医用纤维内窥镜已应用于各种医疗领域, 其综合镜体光效的水平会影响所接收到图像的质量, 从而导致医护人员无法准确判断病灶情况。为快速有效评价纤维内窥镜在临床使用下的综合镜体光效, 提出一种基于图像处理的自动检测方法。通过内窥镜光源照射高反射率标准白板, 对 CCD 相机采集到的内窥镜图像进行图像处理, 提取 90% 视场处和视场中心的灰度值的比值作为边缘各点综合镜体光效, 并进一步计算出内窥镜总体综合镜体光效。根据设计方法对 2 支纤维内窥镜进行了 10 组重复实验, 并与生产商标称值进行对比分析, 同时计算不确定度以及分析误差来源, 验证了所设计方法的可行性。

**关键词:** 医用纤维内窥镜; 综合镜体光效; 图像处理; 自动检测

中图分类号: TN209; TH741

文献标志码: A

DOI: 10.5768/JAO202445.0503002

## Method for automatically detecting light effect of comprehensive mirror body of medical fiber endoscope

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

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

**Abstract:** Medical fiber endoscopes have been applied in various medical fields, and the overall light effect level of fiber endoscopes can affect the quality of the received images, leading to medical staff being unable to accurately judge the condition of the lesion. To quickly and effectively evaluate the comprehensive mirror body light effect of fiber endoscopes in clinical use, an automatic detection method based on image processing was proposed. The high reflectivity standard whiteboard was illuminated by the endoscope light source, and the endoscope images collected by the CCD camera were processed. The ratio of the gray values at 90% of the field of view to the center of the field of view was extracted as the comprehensive body light effect of each edge point, and the overall comprehensive body light effect of the endoscope was further calculated. According to the design method, 10 sets of repeated experiments were conducted on 2 fiber endoscopes, and compared with trademark values of the manufacturer. At the same time, the uncertainty was calculated and the source of error was analyzed, verifying the feasibility of the designed method.

**Key words:** medical fiber endoscope; comprehensive mirror body light effect; image processing; automatic detection

## 引言

随着科学技术的进步, 微创手术已经深入到外

科手术的各个领域, 成为外科手术的首选方式。医用纤维内窥镜是一种通过镜体插入人体部

收稿日期: 2023-10-19; 修回日期: 2023-12-18

基金项目: 吉林省科技厅重点研发项目 (20220204114YY)

作者简介: 李壮壮 (1999—), 男, 硕士研究生, 主要从事光学系统设计研究。E-mail: 974954668@qq.com

通信作者: 向阳 (1968—), 男, 硕士, 教授, 主要从事先进光学系统设计研究。E-mail: xyciom@163.com

位进行检查或手术的一种检测设备,作为微创手术的首要手术器械也正在快速发展。

纤维内窥镜具有成像方式直观、图像实时显示、使用场合广泛、诊断治疗容易结合等优势<sup>[1]</sup>,已在泌尿科、耳鼻喉科、消化科等多个科室及临床领域中广泛应用,逐渐成为主流医用内窥镜类别。纤维内窥镜主要靠镜体前端的物镜以及镜体内部的光纤束传导光线,从而进行图像的输出<sup>[2]</sup>。纤维内窥镜的结构特点使得它更容易进入人体内的狭窄通道,让医生观察到更清晰更准确的组织结构,但也由于纤维内窥镜需要深入人体组织进行观察,所以光效的好坏会直接对图像清晰度产生影响。由于纤维内窥镜本身的结构特点,会导致内窥镜图像亮度呈现由中心向边缘递减的情况<sup>[3]</sup>,并且在使用及消毒过程中也很可能导致镜体的照明及成像能力发生变化,给临床使用造成不利影响。

美国 Lighthouse 公司是目前国际上著名的内窥镜光学性能检测公司,该公司生产的 EndoBenchXTB 内窥镜成像质量检测系统,可以应用图像处理技术进行内窥镜部分参数的自动检测,如内窥镜视场角,视向角,视场中间和边缘的清晰度以及明暗对比度。但是该设备价格昂贵,且检测的参数与国家标准中的要求也有一定差距,并且对纤维内窥镜的适用性还有待考量。

国内对于纤维内窥镜检测还大部分集中于内窥镜光学性能的各项指标,尚没有针对纤维内窥镜综合镜体光效的成熟检测方案。对于内窥镜的综合镜体光效检测,国内的现有检测方法主要依据标准 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》,分别测量照明镜体光效和成像镜体光效后,将两者的数值结果相乘计算综合镜体光效值<sup>[4]</sup>。但是在内窥镜的临床使用中,内窥镜的综合镜体光效通常体现在照明光源发出的光线经过传光系统照射在病灶区,再反射进入内窥镜光学成像系统,最终从内窥镜的出瞳出射,被相机所接收<sup>[5]</sup>。国家标准中的测量方式虽然测量方法比较符合定义,但是却无法准确体现纤维内窥镜在临床应用中的实际综合镜体光效值。并且这种检测方法对于检测装置的光学定位精确度高,检测装置中检测及照明窗口与 90% 视场位置的 4 个正交方位的重合度也难以保证。所以这种方法更适用于内窥镜设计生产阶段,在日常使用及维护保养时使用难度比较大。

本文设计了一种基于图像处理的医用纤维内窥镜综合镜体光效自动检测方法,通过 CCD 相机所接收图像的灰度值来替代光强,使用 8 个 90% 视场处的识别区灰度值与视场中心识别区灰度值之比的算数平均值来计算纤维内窥镜综合镜体光效。通过对 2 支医用纤维内窥镜进行 10 组重复检测并与厂家标称值进行对比,来验证该检测方法的可行性和可重复性。

## 1 检测原理

综合镜体光效  $S_{LeR}$  的定义为内窥镜的传光系统和光学成像系统对边缘光效的贡献总和,由式(1)计算求得<sup>[6]</sup>:

$$S_{LeR} = I_{LeR} \times O_{LeR} \quad (1)$$

式中:  $I_{LeR}$  为照明镜体光效;  $O_{LeR}$  为成像镜体光效。照明镜体光效是单独体现内窥镜照明质量的参数,成像镜体光效是单独体现内窥镜光学成像系统质量的参数,两者独立,互不影响<sup>[7]</sup>,综合镜体光效是由照明镜体光效和成像镜体光效两者累积综合体现内窥镜光效性能的参数。

照明镜体光效是光学镜照明光路和成像系统对边缘光效的贡献总和<sup>[8]</sup>,表征视场边缘相对于中心的照度,其值越大越好。在标准 YY0068.2-2008《医用内窥镜硬性内窥镜 第 2 部分:机械性能及测试方法》中,对于照明镜体光效说明如下:在余弦辐射体贴面照明条件下,光学镜照明光路对边缘光效的贡献,以亮度作为光度量。通过照明光源连接在经内窥镜传光系统上照射物面,在物面选取中心和 90% 视场位置的 4 个正交方位的测试,得到中心亮度值  $L_0$  和 4 个视场 90% 处 4 个正交方位亮度  $L_\omega$  的平均值<sup>[7]</sup>,如式(2)所示:

$$I_{LeR} = \frac{L_\omega}{L_0} \quad (2)$$

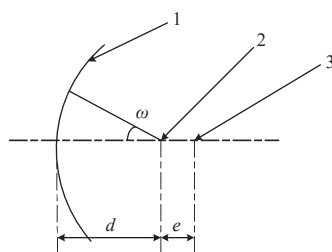
式中:  $L_\omega$  表示视场角  $\omega$  方向亮度均值;  $L_0$  表示中心亮度。

成像镜体光效是指内窥镜的光学成像系统对边缘光效的贡献,用光通量透过率之比表示<sup>[9]</sup>。国家标准中规定测量方法如下:通过在物面设置均匀的平面光源,平面光源前设置小的通光孔,通光孔位置分别在视场中心和 90% 视场位置的 4 个均匀方位上,光线经内窥镜物镜到达目镜端,在目镜出瞳处分别测量中心光通量  $\phi'_0$  和边缘光通量均值  $\phi'_\omega$ ,成像镜体光效通过式(3)获得<sup>[10]</sup>:

$$O_{LeR} = \frac{\tau_{V-\omega}}{\tau_{V-0}} = \frac{\phi'_0}{\phi'_\omega} \quad (3)$$

式中:  $\tau_{V-\omega}$  表示视场角  $\omega$  方向透过率;  $\tau_{V-0}$  表示中心透过率<sup>[11]</sup>。

在综合镜体光效测量中, 特殊情况下还包括综合边缘光效的测量计算。综合边缘光效是内窥镜光能传递的轴外光度量与轴上光度量的相差程度, 一般由轴外光度量与轴上光度量之比表示<sup>[12]</sup>。在国家标准中, 在测量成像镜体光效后, 还需将所测数据除以朗伯体光效得到综合边缘光效值<sup>[13]</sup>。其中朗伯体光效表示平面元向球面体辐射时, 即伯辐射体对受照体的边缘光效, 原理如图 1 所示。其中,  $\omega$  为辐射角,  $d$  为辐射距离,  $e$  为内球面的球心至辐射点的距离。



1. 内球面; 2. 平面元; 3. 内球面的球心

图 1 朗伯体光效示意图

Fig. 1 Schematic diagram of Lambertian light effect

在内窥镜综合镜体光效测量中属于光学镜向球面辐射, 使用式(4)和式(5)进行朗伯体光效计算:

$$L_{L(e-z)} = \left( \frac{\sin w - \sin \varepsilon}{\sin(w - \varepsilon)} \right)^2 \cos w \cdot \cos \varepsilon \quad (4)$$

$$\sin \varepsilon = \frac{z}{1+z} \sin w \quad (5)$$

式中:  $z$  为球面  $z$  的形状参数值;  $\varepsilon$  为内窥镜向球面朗伯体进行辐射时的实际辐射角。在医用纤维内窥镜测量中, 由于内窥镜镜头末端垂直于测量平面, 即  $z$  趋于无穷, 则朗伯体光效表达式为

$$L_{L(e-\infty)} = \cos^4 w \quad (6)$$

即对于不同视场角的内窥镜, 在测量过程中可以直接通过镜体视场角计算出朗伯体光效, 从而进行综合边缘光效的计算<sup>[14]</sup>。

根据国家标准中对于照明镜体光效、成像镜体光效以及综合镜体光效的测量原理, 可以推导出综合镜体光效公式:

$$S_{LeR} = \frac{L_\omega \cdot \tau_{V-\omega}}{L_0 \cdot \tau_{V-0}} = \frac{L_\omega \cdot \phi'_0}{L_0 \cdot \phi'_\omega} \quad (7)$$

根据综合镜体光效及综合边缘光效的定义可以理解, 综合镜体光效主要体现内窥镜照明系统

及成像系统对于边缘光效的贡献, 主要表征的是边缘光效与中心光效的相差程度, 所以可以通过计算边缘光强与中心光强之比来得到综合镜体光效和综合边缘光效, 其中边缘和中心的光强效果又可以由图像的灰度值反映出来。因此, 提出一种基于图像处理的利用灰度值计算纤维内窥镜综合镜体光效的测量方法。

## 2 检测方法流程

所设计的医用纤维内窥镜综合镜体光效自动检测流程如图 2 所示, 使用纤维内窥镜所连接的医用冷光源照射高反射率白板, 并被内窥镜和黑白 CCD 相机接收, 在纤维内窥镜视场 90% 范围设置 8 个识别区域, 通过对识别区得到的图像信息进行滤波及降噪处理后, 在每个识别区内通过采集五点的灰度值并加权平均, 实现对于 8 个识别区域灰度值  $G_{rayi}$  ( $i=1, 2, \dots, 8$ ) 的提取计算, 并同时提取中心灰度值  $G_{ray0}$  作为标准值。

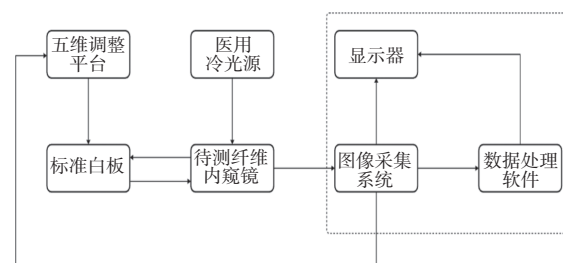


图 2 检测流程框图

Fig. 2 Block diagram of measurement process

通过式(8), 将测量得到的 8 个灰度值  $G_{ray1}, G_{ray2}, \dots, G_{ray8}$  与  $G_{ray0}$  分别计算获得比值, 得到 8 个边缘位置处的综合镜体光效值:

$$S_{Li} = \frac{G_{rayi}}{G_{ray0}} \quad (8)$$

取 8 个边缘位置处的综合镜体光效值的算术平均值作为内窥镜的综合镜体光效值  $S_{LeR}$ 。计算公式如式(9):

$$S_{LeR} = \frac{\sum_{i=1}^8 S_{Li}}{8} \quad (9)$$

在综合镜体光效计算完成之后, 如有测量边缘光效的需要, 可以通过式(6)计算得到镜体的朗伯体光效值, 将两者相除进一步得到综合边缘光效。

值得注意的是, 在检测过程中, 首先要对光源亮度进行测试并控制。因为在照明部分中, 医用冷光源经过内窥镜照明系统将光束照射到高反射



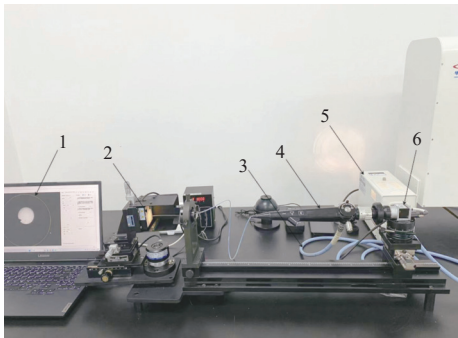
率标准板,再由标准白板反射到纤维内窥镜成像系统接收成像<sup>[15]</sup>,然后在计算机中接收到中心亮且边缘暗的灰度图像进行后续的灰度值提取。但由于灰度图像的灰度值范围在 0~255 之间,当医用冷光源的亮度过高时,所提取到的中心点灰度值就会始终保持在 255 满值,但边缘各点灰度值偏高,出现过饱和现象,导致灰度值提取和后续综合镜体光效值计算错误。所以在检测过程中,必须控制医用冷光源的亮度不能过高。本方法通过控制中心点灰度值的大小来控制光源亮度,如式(10)所示,使图像的中心灰度值接近但小于 255 满值。

$$250 < G_{ray0} < 255 \quad (10)$$

### 3 实验

#### 3.1 实验条件

由于综合镜体光效的测量对于环境中的光线敏感程度高,所以本实验在模拟暗室下进行,并控制室温为 24 ℃,湿度为 30% RH,以减小对于测量结果的影响。实验装置如图 3 所示。

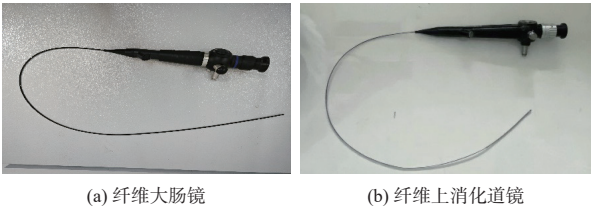


1.图像处理软件;2.标准白板;3.光纤;4.待测医用纤维内窥镜;  
5.医用冷光源;6.CCD 相机

图 3 实验装置图

Fig. 3 Physical drawing of experimental setup

实验所用纤维内窥镜如图 4 所示,是由长春市光泓科技有限公司提供的 2 支不同型号的纤维内窥镜。



(a) 纤维大肠镜 (b) 纤维上消化道镜

图 4 实验所用纤维内窥镜

Fig. 4 Fiber endoscope used for experiment

实验所使用的 2 支内窥镜工作距离均为 15 mm,供应厂家依据相关国家标准所进行测试的相关参

数如表 1 所示。

表 1 内窥镜编号及参数

Table 1 Endoscope number and parameters

编号	种类	视场角/(°)	综合镜体光效值	产商
1	纤维大肠镜	90	0.60	长春市光泓科技公司
2	纤维上消化道镜	95	0.55	长春市光泓科技公司

实验所使用的医用冷光源是由上海纹测光电科技有限公司生产的 XD301 型号医用冷光源,色温 $\geq 3\,200\text{ K}$ ,波长范围为 380 nm~1 100 nm。这款医用冷光源电压调节范围宽,调光电路性好,且在出光口加有中性滤光片,可保证出射光线均匀度达到实验的照明要求。

实验所使用的 CCD 相机为 Basler 公司生产的 acA1300-75gm 型号相机,具体参数如表 2 所示。

表 2 CCD 相机参数

Table 2 CCD camera parameters

传感器类型	像素	像素尺寸/ $\mu\text{m}$	感应区域/mm	像面尺寸	帧率/(frame $\cdot\text{s}^{-1}$ )
CMOS	1280×1024	4.8×4.8	6.14×4.92	1/2	88

#### 3.2 实验过程

首先开启计算机、医用冷光源,并将光源与待测内窥镜连接好,打开检测软件,放置好对准靶板,调整内窥镜前端到靶板平面工作距离为 15 mm,将内窥镜进行调焦并且与靶标平面进行垂直对准,再将高反射率标准白板(尺寸为 60 mm×60 mm,反射率为 99%)放置在靶标平面处,调节光源亮度,观察软件界面灰度值处,使图像中心灰度值保持在式(10)范围内。然后调整综合镜体光效检测识别区,如图 5 实现 8 个采集区和内窥镜 90% 视场区域的对准。

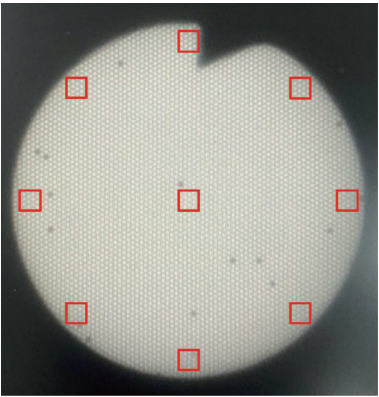


图 5 识别区对准

Fig. 5 Identification area alignment

然后观察软件数据区,如图6所示,可以分别观察到此时内窥镜边缘各识别区和视场中心的灰度值以及待测内窥镜的综合镜体光效数值。



图6 综合镜体光效数据区

Fig. 6 Data area of comprehensive mirror body light effect

3.3 实验结果与讨论

依据上述方法,通过改变医用冷光源亮度,对2支医用纤维内窥镜分别进行了10组重复检测,得到实验数据如表3所示。

表3 综合镜体光效检测实验数据  
Table 3 Experimental data for comprehensive mirror body light effect detection

编号	综合镜体光效分组数据									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1号镜	0.613	0.605	0.589	0.592	0.562	0.584	0.607	0.576	0.603	0.585
2号镜	0.539	0.556	0.558	0.532	0.547	0.545	0.531	0.529	0.543	0.541

从表3中数据进一步计算得到,1号镜综合镜体光效测量平均值为0.592,2号镜综合镜体光效测量平均值为0.542,2支纤维内窥镜与厂家标称值的差距分别为1.4%和1.5%,均符合要求。

医用纤维内窥镜由于结构的特殊性,在生产及使用过程中不可避免会出现各种参数的变化。同样地,虽然本综合镜体光效自动检测方法在一定程度上提高了测量准确性,但是由于标准白板、光源、实验环境以及图像处理等方面无法达到理想情况,也会带来一定的测量误差。本实验采用贝塞尔公式对测量的10组数据进行A类不确定度评定:

$$U(\bar{x}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}}$$

(11)

式中:  $x_i$  为每次实验的测量值;  $\bar{x}$  为10组测量数据的平均值;  $n$  为实验次数;  $U(\bar{x})$  为不确定度。

由上述实验结果及式(10)计算得出本次实验的综合镜体光效的不确定度,如表4所示。

表4 综合镜体光效不确定度  
Table 4 Uncertainty of comprehensive mirror light effect

编号	综合镜体光效不确定度
1	0.005
2	0.004

根据实验测试数据及不确定度计算结果,表明所设计方法对于综合镜体光效的测量准确且稳定。

3.4 实验误差来源分析

本文使用图像处理的方法进行医用纤维内窥镜综合镜体光效的测量,但测量环境和部分实验仪器无法达到理想条件,不可避免地会存在一定的误差,本文的综合镜体光效检测误差主要包括以下几个方面。

1) 光源误差

由于医用卤素冷光源的光线并不均匀,因此会对综合镜体光效中的照明阶段造成一定的影响,进而影响综合镜体光效的测量值。此外,所使用的高反射率白板由于实验次数过多,可能会出现一定程度的污损,导致反射光线出现随机影响。针对该部分问题,考虑将冷光源传导光纤接入积分球内进行照射并更换新的标准白板,可降低一部分测量误差。

2) 图像处理误差

该部分采用的是灰度值提取,但使用的CCD相机及设计软件对于噪声的控制不够严格,降噪水平不好,容易对灰度值产生一定的随机影响,产生测量误差。针对该部分问题,考虑后续进行软件升级,采取更高级别的降噪,进一步提高测量精度。

3) 实验环境误差

由于测量过程需要严格在光学暗室进行,以隔绝外界光线的影响,但实验中模拟暗室的部分环境条件还未达到光学暗室的要求,也会出现一定的测量误差。针对该部分问题,考虑搭建光学暗室进行后续实验。

4 结论

本文主要基于纤维内窥镜的实际临床使用环

境,通过对综合镜体光效的原理分析,提出了一种基于图像处理的纤维内窥镜综合镜体光效自动测量方法,通过用图像灰度值来代替光强效果进行近似计算,实现快速自动测量。通过多组实验对 2 支纤维内窥镜进行测量,并与厂家依据国家标准测量的标称值进行对比,且根据测量结果计算了不确定度,分析了误差来源并提出解决方法,进一步验证了所提出方法的可行性。但由于实验环境、白板、图像处理软件以及光源稳定程度还不够完善,因此测量方法还未达到最佳水平。本方法的实现已经提高了纤维内窥镜综合镜体光效的检测速度和检测精度,同时也为内窥镜检测行业提供了利用灰度图像处理进行光学参数检测的新思路。

#### 参考文献:

- [1] 李景艳,刘德森,刘刚,等. 医用内窥镜光学系统的应用及发展趋势[J]. *医疗装备*, 2005(7): 9-12.  
LI Jingyan, LIU Desen, LIU Gang, et al. Application and development trends of medical endoscopic optical systems[J]. *Medical Equipment*, 2005(7): 9-12.
- [2] 陈庆. 医用内窥镜关键技术的研究[J]. *中国医疗设备*, 2015, 30(4): 68-70.  
CHEN Qing. Research on key technologies of medical endoscopy[J]. *Chinese Medical Equipment*, 2015, 30(4): 68-70.
- [3] 蒋昌松,姬军,黄增跃,等. 医用硬性内窥镜光学性能质控检测技术研究[J]. *中国测试*, 2013, 39(2): 24-26.  
JIANG Changsong, JI Jun, HUANG Zengyue, et al. Research on quality control testing technology for optical performance of medical rigid endoscopes[J]. *China Testing*, 2013, 39(2): 24-26.
- [4] 国家食品药品监督管理局. 医用硬性内窥镜第 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, 2008.  
State Food and Drug Administration. Medical rigid endoscopes-part 1: optical properties and test methods: YY 0068.1-2008[S]. Beijing: China Standards Press, 2008.
- [5] 刘勇,高力,宋春轶,等. 影响内镜成像摄像法图像还原质量的因素分析[J]. *全科医学临床与教育*, 2010, 8(5): 495-497.  
LIU Yong, GAO Li, SONG Chunyi, et al. Analysis of factors affecting the quality of endoscopic imaging and image restoration[J]. *General Practice Clinical and Education*, 2010, 8(5): 495-497.
- [6] XU M F, WANG L Q, YUAN B. Auto white-balance algorithm of high definition electronic endoscope[J]. *Infrared Laser Engineering*, 2014, 43(9): 3110-3115.
- [7] 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, 12(3): 15-18.  
JI Jun, WANG Yunlong, YUAN Qing, et al. Design and research of a qualitative testing device for optical performance of medical endoscope systems[J]. *China Medical Equipment*, 2015, 12(3): 15-18.
- [8] 刘艳珍,孟祥峰,王浩,等. 医用硬性内窥镜光效及检测方法研究[J]. *中国医疗设备*, 2016, 31(6): 53-55.  
LIU Yanzhen, MENG Xiangfeng, WANG Hao, et al. Study on the light efficiency and detection methods of medical rigid endoscopes[J]. *China Medical Equipment*, 2016, 31(6): 53-55.
- [9] 颜青来,贾晓航,马骏. 医用内窥镜光能传递效率的评价方法[J]. *中国计量学院学报*, 2008(3): 256-259.  
YAN Qinglai, JIA Xiaohang, MA Jun. Evaluation method for the efficiency of medical endoscope's light energy transfer[J]. *Journal of China Institute of Metrology*, 2008(3): 256-259.
- [10] 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 hard tube endoscope[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2016.
- [11] 官丽梅. 软性内窥镜质量控制的固定及调节工具的设计[J]. *医疗装备*, 2013, 26(7): 28.  
GUAN Limei. Design of a fixed and adjustable tool for quality control of soft endoscopes[J]. *Medical Equipment*, 2013, 26(7): 28.
- [12] 孟祥峰,王浩,刘艳珍,等. 使用集成装置进行医用硬性光学内窥镜检测的不确定度分析[J]. *中国医疗设备*, 2017, 32(8): 16-19.  
MENG Xiangfeng, WANG Hao, LIU Yanzhen, et al. Uncertainty analysis of medical rigid optical endoscopy detection using integrated devices[J]. *China Medical Equipment*, 2017, 32(8): 16-19.
- [13] 贾晓航,颜青来,马骏,等. 医用硬性内窥镜边缘光效评价方法研究[J]. *光子学报*, 2008(9): 1869-1873.  
JIA Xiaohang, YAN Qinglai, MA Jun, et al. Study on the evaluation method of edge light efficiency of medical rigid endoscopes[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008(9): 1869-1873.

- [14] 刘艳珍, 孟祥峰, 王浩, 等. 医用内窥镜冷光源均匀性测量装置研究[J]. [中国医疗设备](#), 2016, 31(7): 33-35.
- LIU Yanzhen, MENG Xiangfeng, WANG Hao, et al. Research on the uniformity measurement device for cold light sources in medical endoscopes[J]. [China Medical Equipment](#), 2016, 31(7): 33-35.

- [15] 樊翔, 黄志强, 黄德球, 等. 硬性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. Introduction to comprehensive testing equipment for optical performance of rigid endoscopes[J]. [Chinese Medical Device Information](#), 2013, 19(4): 44-47.