

超细内窥镜光学系统设计

向铮 向阳 袁晓涵 姜伯文 白宁 于璐

Design of ultra-fine endoscope optical system

XIANG Zheng, XIANG Yang, YUAN Xiaohan, JIANG Bowen, BAI Ning, YU Lu

引用本文:

向铮, 向阳, 袁晓涵, 等. 超细内窥镜光学系统设计[J]. 应用光学, 2025, 46(5): 958–965. DOI: 10.5768/JAO202546.0501001

XIANG Zheng, XIANG Yang, YUAN Xiaohan, et al. Design of ultra-fine endoscope optical system[J]. Journal of Applied Optics, 2025, 46(5): 958–965. DOI: 10.5768/JAO202546.0501001

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.5768/JAO202546.0501001>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

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>

小口径大视场工业内窥镜光学系统设计

Optical system design of small-caliber and large-field industrial endoscope

应用光学. 2023, 44(1): 17–23 <https://doi.org/10.5768/JAO202344.0101003>

一次性硬膜外腔内窥镜光学系统设计

Design of optical system for disposable epidural endoscope

应用光学. 2024, 45(5): 896–902 <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0501003>

医用输尿管内窥镜光学系统设计

Design of optical system for medical ureteroscope

应用光学. 2024, 45(5): 916–922 <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0501005>

大孔径长焦距摄远物镜光学系统设计

Optical system design of large aperture and long focal length telephoto objective lens

应用光学. 2020, 41(2): 276–281 <https://doi.org/10.5768/JAO202041.0201007>

超大视场折反射全景光学成像系统设计

Design of catadioptric panoramic optical imaging system with ultra-large field of view

应用光学. 2021, 42(4): 608–613 <https://doi.org/10.5768/JAO202142.0401006>



关注微信公众号，获得更多资讯信息

文章编号: 1002-2082 (2025) 05-0958-08

引用格式: 向铮, 向阳, 袁晓涵, 等. 超细内窥镜光学系统设计 [J]. 应用光学, 2025, 46(5): 958-965.

XIANG Zheng, XIANG Yang, YUAN Xiaohan, et al. Design of ultra-fine endoscope optical system[J]. Journal of Applied Optics, 2025, 46(5): 958-965.



在线阅读

超细内窥镜光学系统设计

向 铮, 向 阳, 袁晓涵, 姜伯文, 白 宁, 于 璐

(长春理工大学 光电工程学院, 吉林 长春 130022)

摘 要: 超细内窥镜的通光口径小, 目前超细内窥镜在传像系统部分大多采用传像纤维, 造价昂贵, 并且所传图像带有摩尔纹等瑕疵。设计了一款超细内窥镜, 传像系统由多个不同的、直径为 0.8 mm、长度为 6 mm 以内的短棒状镜组成, 内窥镜的工作长度为 121 mm、全视场 80°、视向角 0°、在可见光波段工作。整个内窥镜光学系统所用透镜均为球面镜, 像方分辨率的光学调制传递函数 (modulation transfer function, MTF) 在 $113.5 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$ 处大于 0.1, 比采用同直径的传像纤维 (082F1000-7.0) 的内窥镜拥有更高的分辨率, 达到衍射极限, 景深覆盖全工作范围, 各类像差优化良好。经过样机装配测试后, 成像清晰, 分辨率达到设计指标。该设计通过使用棒状镜替代传像纤维, 为解决超细内窥镜使用传像纤维传像时有摩尔纹、成本高等问题提供了一种可行的解决方法。

关键词: 光学设计; 超细内窥镜; 传像系统

中图分类号: TN202

文献标志码: A

DOI: [10.5768/JAO202546.0501001](https://doi.org/10.5768/JAO202546.0501001)

Design of ultra-fine endoscope optical system

XIANG Zheng, XIANG Yang, YUAN Xiaohan, JIANG Bowen, BAI Ning, YU Lu

(Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China)

Abstract: The light aperture of the ultra-fine endoscope is fine, at presents most of the ultra-fine endoscopes in the image transmission system use image transmission fiber, which is expensive, and the image transmission has defects such as moire. An ultra-fine endoscope was designed in this paper. The image transmission system consists of a number of different short rod lens with a diameter of 0.8 mm and a length of less than 6 mm. The working length of the endoscope is 121 mm, the full field of view is 80°, the radial angle is 0°, and it works in the visible light band. The lens used in the entire endoscopic optical system is a spherical mirror, the modulation transfer function (MTF) of image resolution is greater than 0.1 at $113.5 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$, which has a higher resolution than the endoscope with the same diameter image transmission fiber (082F1000-7.0), the diffraction limit could be reached, the depth of field covers the full working range, and all kinds of aberrations are optimized. After the prototype assembly test, the image is clear and the resolution could reach the design index. By using rod lens instead of image transmission fiber, this design provides a feasible solution to solve the problem of moire pattern and high cost when using image transmission fiber for ultra-fine endoscope.

Key words: optical design; ultra-fine endoscope; image transmission system

收稿日期: 2024-09-13; 修回日期: 2024-12-02

基金项目: 吉林省科技发展计划项目 (20240408007FG)

第一作者: 向铮, E-mail: xiangzheng_1998@qq.com

通信作者: 向阳, E-mail: xycom@163.com

引言

超细内窥镜领域包含软镜与硬镜两种类型, 都通过物镜、传像系统、目镜, 将内窥镜前端的像传输到目镜端, 通过小孔观察物体的内部情况。超细内窥镜与常规内窥镜的主要不同之处在于应用场景中, 需要内窥镜通过的小孔直径很小, 因此内窥镜伸入物体的工作长度部分直径也很小。例如, 航空发动机孔探测需要内窥镜在 4 mm 以内的直径才能全面检查^[1], 输尿管镜透镜的通光直径也往往小于 1 mm。

目前硬性内窥镜的传像系统大多采用传像棒镜进行传像, 主流传像系统中棒镜采用三胶合 Hopkins 棒状镜进行传像, 以聂璞等人的研究成果为例^[2], 这种形式的传像系统具有轴向像差小, 数值孔径大等优势。口径更细一些的硬性内窥镜则大多会考虑采用双胶合 Hopkins 棒状镜进行传像, 以王烨菲等人的研究成果为例^[3], 这样的简化在入瞳直径小很多的细径内窥镜中不会引起明显的像质下降, 同时能大幅降低成本。当硬性内窥镜的口径进一步减小时, 所用的传像系统的棒镜口径更小, 这时透镜间的胶合变得困难, 且较长的棒镜很容易出现偏心等加工误差, 使用过程中也因为长度较长, 口径较细, 容易出现棒镜断裂等情况。

为了解决上述问题, 在超细内窥镜领域, 现有技术通常使用传像纤维传递图像, 传像纤维的成像质量相较于使用光学透镜的光学系统较差, 且受限于传像纤维的生产制造技术, 需要采用价格昂贵的进口传像纤维才能实现较好的成像效果。使用传像纤维传像往往会产生摩尔纹等图像瑕疵, 导致了小口径内窥镜不单成像效果较差, 且造价昂贵。

本文采用多棒镜组合的结构, 即在传像系统处采用不同的短棒镜(6 mm)代替传像纤维传递图像, 并且通过更改材料与棒镜结构的方式提高了传像系统的入瞳直径, 使整个内窥镜系统的分辨率更高。设计了一款光学元件直径小于 0.8 mm、工作长度 121 mm、全视场 80°、视向角 0°, 像方分辨率的光学调制传递函数(MTF)在 113.5 lp·mm⁻¹处大于 0.1 的硬性超细内窥镜, 并且组装了样机进行测试, 成像清晰, 基本满足设计指标, 分辨率超越传统使用同直径传像纤维的内窥镜。

1 工作原理及设计指标

在使用时, 传统内窥镜一般需要将视野中的图像通过物镜、传像系统、目镜、适配器传输到电荷耦合器件(charge-coupled device, CCD)上, CCD 将光信号转换为数字信号并输入到图像处理系统中, 经过图像处理后, 最后在显示器上显示图像。具体内窥镜系统结构如图 1 所示。

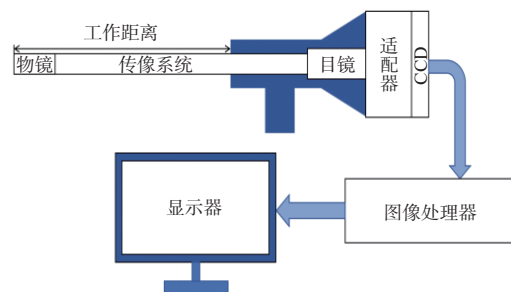


图 1 内窥镜成像系统原理图

Fig. 1 Schematic diagram of endoscopic imaging system

从图 1 中可以看出, 内窥镜进入狭小空间的工作距离部分为物镜与大部分传像系统, 而限制超细内窥镜透镜尺寸的也是物镜与传像系统的口径。内窥镜的分辨率衍射极限由式(1)给出:

$$\Delta\theta = 1.22\lambda/D \quad (1)$$

式中: $\Delta\theta$ 为光学系统的最小分辨角; D 为入瞳直径; λ 为波长。除荧光内窥镜外, 其余的内窥镜均属于可见光系统, 对应的波长在 400 nm ~ 700 nm 之间, 根据实际使用场景采用 486 nm ~ 656 nm 波段设计。由此可见, 细小口径内窥镜的光学系统入瞳直径 D 对内窥镜的分辨率有一定限制。物镜与传像系统的透镜直径受到限制, 对增加入瞳直径影响很大。内窥镜光学系统的成像质量采用角分辨力进行评价, 公式为^[4]

$$r_a(d) = \arctan^{-1} \frac{1}{(a+d) \times r(d)} \quad (2)$$

式中: $r_a(d)$ 为每毫米可分辨线对数; a 为内窥镜前端面与入瞳的距离; d 为内窥镜的工作距离, 根据细径内窥镜的实际工作情况选为 4 mm。细径内窥镜物镜体积较小, 内窥镜前端面与入瞳距离接近, 暂不考虑。为了实现物镜与传像系统的分辨率略高于实际传像纤维的分辨率, 根据查阅资料, 大部分纤维内窥镜均采用进口传像纤维, 以被大量使用的住田公司的主流产品传像束 082F1000-7.0 为例, 其外径为 0.82 mm, 与本文接近, 像素数为 7000, 计算公式为

$$N = 4\pi(r_i y)^2 \quad (3)$$

式中: N 为像素数; r_i 为像方分辨率; y 为半像高。根据透镜直径 0.8 mm, 半像高小于 0.4 mm, 这里选为 0.26 mm, 取像素数为 7000 时, 根据式(3)可得 $r_i = 90.8 \text{ lp} \cdot \text{mm}^{-1}$ 。传像纤维半像高示意图如图 2 所示。

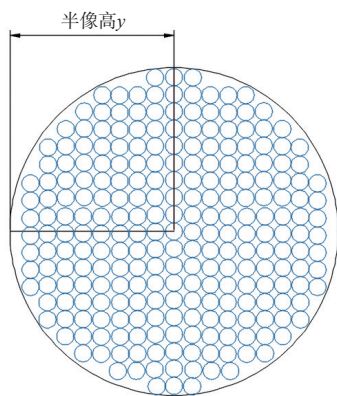


图 2 传像纤维半像高示意图

Fig. 2 Image fiber half image height diagram

本文设计的超细内窥镜本身的入瞳直径很小, 对温差和大部分组装误差不敏感, 再考虑到加工误差与 CCD 芯片的分辨能力, 以 $\text{MTF}=0.1$ 作为截止频率。由于加工误差和部分敏感参数的组装误差存在, 在设计时尽量给出更高的指标, 以留出余量。

实际使用和透镜加工时, 较为细长的棒镜不仅容易出现偏心等问题, 也更容易折断。光学玻璃材料属于脆性材料, 参考李平等^[5]实验研究得到的 BK7 材料在压力载荷 200 gf 条件下断裂韧性值为 $0.85 \text{ Mpa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 与加工经验, 选取 6 mm 作为透镜厚度的极限值。除去分辨率、直径、工作距离等内窥镜参数, 还需确定视场角、工作长度等规格参数, 根据已有内窥镜产品与实际使用场景, 最终确定的内窥镜参数如表 1 所示^[6-7]。

表 1 内窥镜设计参数指标

Table 1 Design parameter index table

参数	指标
光学直径/mm	0.8
$F^\#$	≤ 30
工作波长/nm	486-656
全视场角/(°)	80
视向角/(°)	≤ 30
工作长度/mm	≥ 110
像方分辨率/(lp·mm ⁻¹)	≥ 90.8
像高/mm	0.52
CCD像高/mm	≥ 1.2
CCD处分辨率/(lp·mm ⁻¹)	≥ 39.4

2 光学系统设计

2.1 物镜设计

根据大部分医用内窥镜的物镜需要满足大视场、工作距离近、口径小、结构紧凑等要求, 本文先采用专利库中的物镜初始结构, 又由于入瞳直径与像高较小, 优化各类高级像差需要的透镜数量较少, 只保留一个胶合透镜消除色差^[8-14], 最终得到的物镜初始结构如图 3 所示。



图 3 物镜初始结构图

Fig. 3 Initial structure of objective

2.2 传像系统设计

本文设计的细径内窥镜主要难点在于传像系统的设计, 不仅要求棒镜的直径小于 0.8 mm, 且中心厚度不能超过 6 mm。传统的 Hopkins 棒镜结构为对称结构, 由 2 个对称的三胶合透镜组成, 光阑位于两者中间^[15], 如图 4 所示。



图 4 传统 Hopkins 棒镜结构图

Fig. 4 Traditional Hopkins rod-shaped lens structure diagram

按照传统的 Hopkins 棒镜系统的对称胶合透镜结构, 不仅会因为透镜口径过小胶合困难, 而且造价也更为昂贵。单根棒镜的长度受加工工艺与实际使用的限制不能超过 6 mm, 整个内窥镜光学系统需要至少 9 个棒镜才能使工作长度 $L \geq 110 \text{ mm}$, 棒镜的组数越多, 产生的误差与像差越大。

为了在不增加棒镜长度的情况下, 增加棒镜的数值孔径与传像系统的整体长度, 将原有的胶合透镜拆分开来, 分为 2 个棒状透镜。第一个曲面必须将发散光转为平行光, 以满足棒镜的直径限制, 第二与第三曲面用于平衡棒镜组的轴外像差, 第四曲面用于棒镜组间传像并调整轴向像差。棒镜组初始结构如图 5 所示。

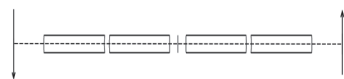


图 5 棒镜组初始结构图

Fig. 5 Initial structure diagram of rod-shaped lens group

初始结构的一组棒镜的总长约为 30 mm, 为满足工作长度 $L \geq 110 \text{ mm}$ 的条件, 需要至少 4 组棒

镜, 为了保证目镜观察成像正像, 采用 5 组棒镜组成中继系统。

2.3 目镜设计

目前, 适配器焦距与 CCD 图像大小的关系为

$$\beta = \frac{f_m}{f_s} = \frac{y_1}{y_2} \quad (4)$$

式中: β 为放大倍率; f_m 为目镜焦距; f_s 为适配器焦距; y_1 为传像系统所传像高; y_2 为 CCD 像高。由于棒镜后方成像较小, 为 0.52 mm, 当放大倍率 β 过大时会出现图像过暗等问题, 因此本文 y_2 取 1.2 mm。细径适配器焦距为 20 mm, 计算得到目镜焦距为 8.5 mm。

用一片双胶合透镜与一片单透镜组合, 通过双胶合透镜进一步校正各项像差, 单透镜为正透镜, 使发散光转为平行光, 以便通过人眼成像。目镜初始结构如图 6 所示。

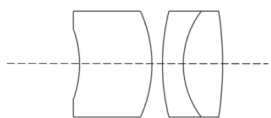


图 6 目镜初始结构图

Fig. 6 Initial structure of eyepiece

2.4 优化设计

首先从物镜开始进行优化。考虑到内窥镜的视场角较大, 物镜第一片负透镜更换为折射率更大的玻璃材料, 以减少曲率, 这样有利于调整畸变等像差, 便于加工。为了达到要求的分辨率, 根据式(1)进一步增大入瞳直径到 0.032 mm, 利用 DMVA, CTGT 等操作数使物镜满足尺寸要求^[16-17], 利用 RAID 操作数提高像方远心度, 便于接入传像系统。初步优化后的物镜结构如图 7 所示。

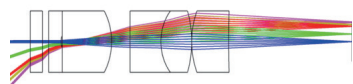


图 7 物镜结构图

Fig. 7 Objective structure diagram

根据初始结构搭建的传像系统初始像差较大, 且口径大于 0.8 mm 限制。通过增加第一块透镜材料的折射率, 可提高其偏折光线的能力, 减小透镜口径, 尽量减小透镜的阿贝数, 以便于物镜消除色差。经过锤型优化和筛选, 确定第一根棒镜选用 H-ZF73 材料, 第二根棒镜选用 H-F4 材料。

此时提高物方空间数值孔径到 0.036, 以满足

分辨率要求, 并加入 LONA, AXCL 等操作数减小轴向像差, 经过优化后直径达到 0.8 mm 要求。但在实际的内窥镜加工组装过程中, 往往要在有效通光口径上增加 0.2 mm 左右来制作光学透镜, 以便在透镜之间加入隔圈来固定透镜, 并保证空气间隔厚度与设计相符, 如图 8 所示。

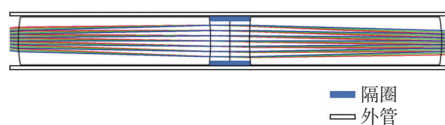


图 8 棒镜间隔圈示意图

Fig. 8 Rod-shaped lens spacer ring diagram

进一步减小透镜有效通光口径到 0.6 mm 十分困难。本文采用去除隔圈, 使通光口径较大处的空气间隔为 0, 通过透镜互相支撑的办法, 在不改变透镜直径的情况下增加有效通光口径, 同时在透镜表面镀涂增透减反膜, 防止出现牛顿环影响成像。此时通光口径较大的为棒镜组组间, 更换第二根棒镜材料为 LaF5, 并优化组间透镜曲面为凸面, 实现空气间隔为 0。重复之前的优化过程, 最终在物方空间数值孔径为 0.04 时, 透镜组间通光口径小于 0.8 mm 限制, 其余中继系统间隔有效通光口径小于 0.6 mm, 仍采用隔圈方式隔开, 如图 9 所示。该结构由于没有采用胶合透镜, 存在一定的轴向像差, 可以通过物镜与目镜在后续的整体结构优化中消除。



图 9 棒镜组结构图

Fig. 9 Rod-shaped lens group structure diagram

目镜通过 AXCL, DIMX, LONA 等操作数优化初始结构, 通过 EFLY 操作数确定焦距 $f=8.5$ mm, 经过优化后目镜结构如图 10 所示。

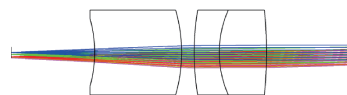


图 10 目镜结构图

Fig. 10 Eyepiece structure diagram

最后对整体结构进行优化。通过 AXCL, LONA 操作数优化轴向像差, 通过 FCGS, FCGT 操作数优化场曲, 通过 COMA 降低 486 nm 波长的彗差, 通过 DIMX 降低畸变。最终的设计结果如表 2 所示。

表2 指标设计结果

Table 2 Design result index table

参数	指标	设计结果
光学直径/mm	0.8	0.8
$F^\#$	≤ 30	28.4
工作波长/nm	486~656	486~656
全视场角/(°)	80	80
视向角/(°)	≤ 30	0
工作长度/mm	≥ 110	121
像方分辨率/(lp·mm ⁻¹)	≥ 90.8	113.5
像高/mm	0.52	0.52
CCD像高/mm	≥ 1.2	1.21
CCD处分辨率/(lp·mm ⁻¹)	≥ 39.4	48.71

3 设计结果分析

本次设计的超细内窥镜光学系统结构图如图11所示。从图11可以看出,整个内窥镜系统由物镜、5组棒镜、目镜组成。物镜包含一片保护玻璃,一片平凹透镜,一片平凸透镜,一片双胶合透镜与一片弯月形透镜组成。每组棒镜由两根不同的Hopkins棒镜构成半组对称放置而成,目镜由一片双胶合透镜与一片弯月型单透镜组成。目镜的机械直径为4 mm,其余透镜的机械直径均为0.8 mm,全部透镜为球面镜,满足设计指标。

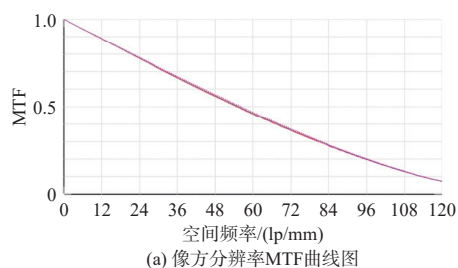


图11 光学系统结构图

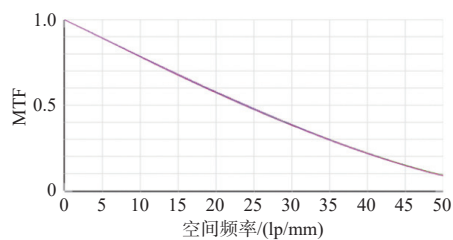
Fig. 11 Optical system structure diagram

3.1 光学调制传递函数

设计的内窥镜的光学调制传递函数如图12所示。从图12可以看出,在MTF=0.1处,像方分辨率达到了113.5 lp/mm, CCD处分辨率达到了48.7 lp/mm。这相当于使用像素数为8134的传像光纤束进行传像,不仅高于住田公司082F1000-7.0传像光纤束的7000像素数,而且内窥镜的外径也比其0.82 mm的外径更小。



(a) 像方分辨率MTF曲线图



(b) CCD分辨率MTF曲线图

图12 光学调制传递函数曲线图

Fig. 12 Optical modulation function curve

3.2 点列图

通过Zemax模拟跟踪射线束经过系统到特定表面,采用点列图显示其射线分布,本文设计的内窥镜的点列图如图13所示。从图13可以看出,从0视场到边缘视场的弥散斑都在艾里斑内,且球差与彗差等像差较小。

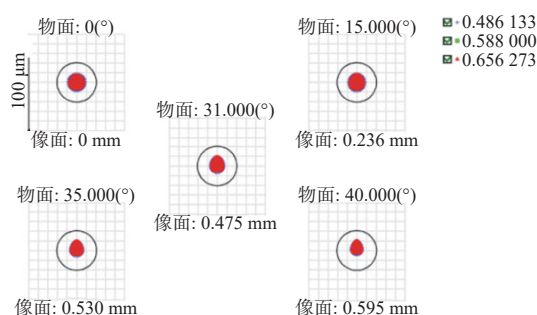


图13 全视场点列图

Fig. 13 Spot diagram of full field of view

3.3 场曲与畸变

Zemax的场曲图显示了从实际像面与近轴图像表面的距离作为视场坐标的函数,观察场曲图可以看到实际像面的位置与弯曲形状。在实际使用时,内窥镜所接收到的像以人体内部组织结构为例,其本身就具有一定的弯曲度,并不是一个平整的平面,场曲只要控制在一个较小的范围内即可。文献资料显示,现有的同视场角球面光学系统内窥镜畸变为23%左右。本文设计结果如图14所示。从图14可以看出,场曲控制良好,最大畸变为22.1%,在可接受范围内。

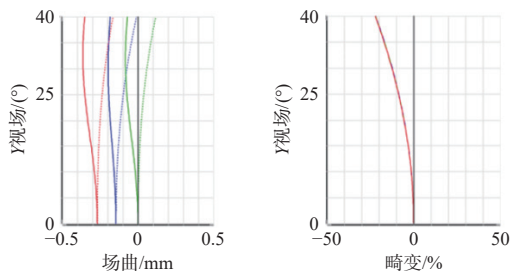


图 14 可见光波段场曲与畸变图

Fig. 14 Curve and distortion diagram of visible band field

3.4 相对照度

相对照度表示的是视场边缘照度与中心照度的比值,一般光学系统相对照度达 50% 以上便可以进行观察^[6]。本文设计的超细内窥镜全视场的相对照度图如图 15 所示。从图 15 可以看出,超细内窥镜的相对照度均在 99% 以上,在实际使用中几乎不会出现边缘发暗等问题。

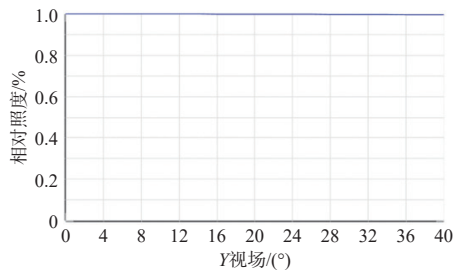


图 15 全视场相对照度图

Fig. 15 Full field relative illuminance

3.5 景深

Zemax 可以在不改变其余参数的情况下,只改变工作距离,根据 MTF 的变化可以得到内窥镜的景深范围,如表 3 所示。由表 3 可以看出,本次设计的内窥镜当 MTF=0.1 时,在 0.6 mm~20 mm 的工作距离范围内分辨率几乎没有下降。当工作距离超过 20 mm 时,由于内窥镜的视场角较大,物方分辨率不足,再讨论的意义不大。

表 3 景深模拟表

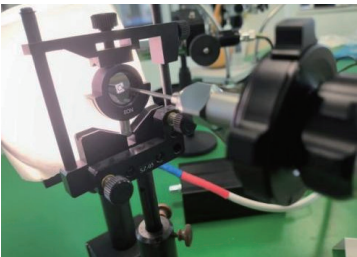
Table 3 Depth of field simulation table

工作距离/mm	分辨率/(lp·mm ⁻¹)
0.6	46.8
1	48.5
2	48.7
3	48.7
4	48.7
6	48.7
8	48.7
10	48.7
12	48.6
16	48.6
20	48.6

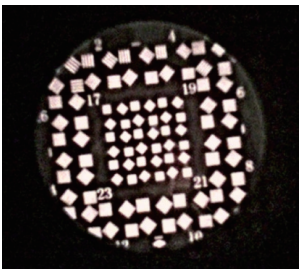
4 组装与测试

本文设计的光学元件直径较小,加工精度要求较高,故采用比加工精度±0.02 mm 更高的公差范围(±0.005 mm)对元件进行筛选。通过平行光管对棒镜的焦距进行测量,利用显微镜检查元件偏心,电子卡尺检测尺寸后,将筛选好的物镜、棒镜、目镜组装好。将目镜与适配器相接,并通过医用内窥镜图像处理器对内窥镜的成像进行测试。

按照不同的工作距离进行分辨率测量,测试系统如图 16 所示。图 16 中包含工作距离分别为 5 mm 与 1.9 mm 时 A3 分辨率板的图像,如图 16(b)和图 16(c)所示。工作距离为 5 mm 时,刚好可以分辨第 1 组的图像,此时线间距为 40 μm;工作距离为 1.9 mm 时刚好可以分辨第 19 组的图像,此时线间距为 14.1 μm。将线间距换为线对数,带入式(3)后得到工作距离为 5 mm 时像素数为 7 657 像素,工作距离为 1.9 mm 时像素数为 7 204 像素,可见像素数低于设计值 8 134 像素,这是由于组装与加工误差导致的。样机在工作距离附近分辨率还是大于住田公司 082F1000-7.0 传像光纤束的 7000 像素。



(a) 测试装置图



(b) 工作距离 5.0 mm 分辨率板图像



(c) 工作距离 1.9 mm 分辨率板图像

图 16 分辨率测试图

Fig. 16 Resolution test chart

5 结论

通光口径在 1 mm 以内的超细内窥镜通常采用传像纤维作为中继系统, 造价昂贵, 并且有摩尔纹现象, 本次设计采用直径 0.8 mm、长度小于 6 mm 的短棒镜组成中继系统, 比传像纤维成本更低, 也没有摩尔纹, 并且在分辨率方面高于传像纤维。本次设计还有许多不足之处, 没有进行完整的机械结构设计, 组装的样机由于各种误差导致分辨率低于设计值, 并且尽管采用了短棒镜, 在耐弯折方面仍不如采用传像纤维的内窥镜。

参考文献:

- [1] 邓沛洲, 武晓东. 航空发动机孔探技术探索与研究[J]. 机械工业标准化与质量, 2023(8): 33-36.
DENG Peizhou, WU Xiaodong. Exploration and research of aero engine hole exploration technology[J]. Machinery Industry Standardization & Quality, 2023(8): 33-36.
- [2] 聂璞, 张志坚, 王森, 等. 一款细径腹腔荧光内窥镜的光学系统设计[J]. 激光与光电子学进展, 2024, 62(9): 1-16.
NIE Pu, ZHANG Zhijian, WANG Miao, et al. Optical system design of intraperitoneal fluorescence endoscopy[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2024, 62(9): 1-16.
- [3] 王烨菲. 小口径高分辨率 30° 视向角耳内窥镜设计[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2019.
WANG Yefei. Design of small-caliber high-resolution OTO-endoscope with 30° viewing angle[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2019.
- [4] 全国医用光学和仪器标准化分技术委员会. YY 0068.1-2008 医用内窥镜—硬性内窥镜 第 1 部分—光学性能及测试方法[S]. 北京: 中国标准出版社, 2008.
National Medical Optics and Apparatus Standard Chemical-sub-committee. YY 0068.1-2008 medical endoscope—rigid endoscope—part1: optical properties and test methods[S]. Beijing: Standards Press of China, 2008.
- [5] 李平. 脆性光学材料高效精密低损伤磨削加工机理、工艺及工程应用研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2017.
LI Ping. Research on mechanism, technology and engineering application of high efficiency, precision and low damage grinding of brittle optical materials[D]. Changsha: Hunan University, 2017.
- [6] 王卉, 向阳, 张良, 等. 高清内窥镜适配器光学系统设计[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2018, 41(1): 75-78.
WANG Hui, XIANG Yang, ZHANG Liang, et al. Optical system design of high-definition endoscope adapter[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2018, 41(1): 75-78.
- [7] 吕思航, 向阳, 刘永坤, 等. 一次性口腔内窥镜光学系统设计[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2021, 44(5): 32-37.
LYU Sihang, XIANG Yang, LIU Yongkun, et al. Optical design of disposable oral endoscope[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2021, 44(5): 32-37.
- [8] 葛玉德, 吴海滨, 胡明勇, 等. 一种长工作距广角工业内窥镜头的设计[J]. 量子电子学报, 2021, 38(6): 815-822.
GE Yude, WU Haibin, HU Mingyong, et al. Design of a long working distance wide-angle industrial endoscope lens[J]. Chinese Journal of Quantum Electronics, 2021, 38(6): 815-822.
- [9] 张树青, 王庆晨, 智喜洋, 等. 30° 视向角硬质内窥镜光学设计[J]. 光学学报, 2018, 38(2): 314-319.
ZHANG Shuqing, WANG Qingchen, ZHI Xiyang, et al. Optical design of rigid endoscope with 30° viewing angle[J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(2): 314-319.
- [10] 史天翼, 杨磊, 刘泽武, 等. 小口径大视场工业内窥镜光学系统设计[J]. 应用光学, 2023, 44(1): 17-23.
SHI Tianyi, YANG Lei, LIU Zewu, et al. Optical system design of small-caliber and large-field industrial endoscope[J]. Journal of Applied Optics, 2023, 44(1): 17-23.
- [11] 黄锦媛, 贺艳芳, 林峰. 基于 Zemax 的双视场胶囊内窥镜设计[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(18): 376-381.
HUANG Jinxuan, HE Yanfang, LIN Feng. Dual-field capsule endoscope design based on Zemax software[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(18): 376-381.
- [12] 佟建, 向阳, 董萌, 等. 双波段光纤内窥镜物镜设计[J]. 应用光学, 2014, 35(5): 779-784.
TONG Jian, XIANG Yang, DONG Meng, et al. Objective design of dual-waveband endoscope with image fiber bundles[J]. Journal of Applied Optics, 2014, 35(5): 779-784.
- [13] CHEN Z P, JIANG Z H, GUI W H, et al. A novel device for optical imaging of blast furnace burden surface: parallel low-light-loss backlight high-temperature industrial endoscope[J]. IEEE Sensors Journal, 2016, 16(17): 6703-

- 6717.
- [14] KIM D, CHANG S, KWON H S. Wide field-of-view, high-resolution endoscopic lens design with low F-number for disposable endoscopy[J]. *Photonics*, 2021, 8(4): 89.
- [15] 高丰. 全高清腹腔镜系统设计[D]. 长春: 长春理工大学, 2019.
- GAO Feng. Design of full HD laparoscopic system[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2019.
- [16] 吴丹磊, 冯丽爽, 王爱民. 高收集效率双光子内窥镜的光学设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2018, 55(7): 400-405.
- WU Danlei, FENG Lishuang, WANG Aimin. Optical design of two-photon endoscopy objective with high collection efficiency[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2018, 55(7): 400-405.
- [17] YANG L, CHEN M, ZHU Q, et al. Development of a small-diameter and high-resolution industrial endoscope with CMOS image sensor[J]. *Sensors and Actuators: A Physical*, 2019, 296: 17-23.