



一种2k分辨率内窥镜光学系统设计

何旭舟 林峰 谢忠鑫 陈威 王康生 林丽瑜 林俊杰

Design of endoscopic optical system with 2k resolution

HE Xuzhou, LIN Feng, XIE Zhongxin, CHEN Wei, WANG Kangsheng, LIN Liyu, LIN Junjie

引用本文:

何旭舟,林峰,谢忠鑫,等.一种2k分辨率内窥镜光学系统设计[J].*应用光学*,2024,45(2):276–281. DOI: 10.5768/JAO202445.0201001

HE Xuzhou, LIN Feng, XIE Zhongxin, et al. Design of endoscopic optical system with 2k resolution[J]. *Journal of Applied Optics*, 2024, 45(2): 276–281. DOI: 10.5768/JAO202445.0201001

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.5768/JAO202445.0201001>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

90° 视向角内窥远心测量仪的光学设计

Optical design of endoscope telecentric measuring instrument with 90° visual angle

应用光学. 2017, 38(6): 890–895 <https://doi.org/10.5768/JAO201738.0601006>

微型光纤传像束内窥镜的物镜设计

Objective lens design of subminiature endoscope with image fiber bundles

应用光学. 2018, 39(3): 418–422 <https://doi.org/10.5768/JAO201839.0305003>

高分辨率微型星载相机光学系统的设计及应用

Design and application of optical system for high-resolution micro space-borne camera

应用光学. 2020, 41(2): 235–241 <https://doi.org/10.5768/JAO202041.0201001>

高分辨率超低畸变航天光学成像系统设计

Design of aerospace optical imaging system with high-resolution and ultra-low distortion

应用光学. 2019, 40(3): 363–368 <https://doi.org/10.5768/JAO201940.0301001>

高分辨率长焦广角低畸变光学成像系统设计

Design of optical imaging system with high resolution, long-focus, wide angle and low distortion

应用光学. 2017, 38(5): 725–731 <https://doi.org/10.5768/JAO201738.0501008>

CCD航空相机动态分辨率检测系统设计

Dynamic resolution detection system design of CCD aerial camera

应用光学. 2018, 39(5): 683–686 <https://doi.org/10.5768/JAO201839.0503001>



关注微信公众号，获得更多资讯信息

文章编号:1002-2082(2024)02-0276-06

一种 2k 分辨率内窥镜光学系统设计

何旭舟, 林 峰, 谢忠鑫, 陈 威, 王康生, 林丽瑜, 林俊杰

(福建师范大学 光电与信息工程学院, 医学光电科学与技术教育部重点实验室,
福建省光子技术重点实验室, 福建福州 350007)

摘要: 随着光学技术以及现代医学的发展, 人们对基于内窥镜的微创手术接受度日益提高, 医生通过观察由内窥镜获取的病变组织图像进行诊断, 因此其光学系统的成像质量至关重要。目前市场上大多数内窥镜图像清晰但细节不够锐利, 该文基于 Zemax 设计了一款分辨率达到 2k 的内窥镜光学系统, 使得最终成像质量更佳。通过提高物镜的相对孔径, 并提供一种新的中继硬管棒镜模块及与之匹配的转接光学模块, 其入瞳直径为 0.6 mm, 总长为 388.7 mm, 视场角为 $\pm 37.5^\circ$, 物距为 26 mm 时物方分辨率为 32 lp/mm, 物方角分辨力为 17/ c/(°)。考虑加工以及装配误差, 进行公差分析后可知, 设计的系统满足实际使用要求。

关键词: 光学设计; 内窥镜; Zemax; 角分辨力

中图分类号: TN202

文献标志码: A

DOI: [10.5768/JAO202445.0201001](https://doi.org/10.5768/JAO202445.0201001)

Design of endoscopic optical system with 2k resolution

HE Xuzhou, LIN Feng, XIE Zhongxin, CHEN Wei, WANG Kangsheng, LIN Liyu, LIN Junjie
(Fujian Provincial Key Laboratory of Photonics Technology, Key Laboratory of Optoelectronic Science and
Technology for Medicine (Ministry of Education), College of Photonic and Electronic Engineering,
Fujian Normal University, Fuzhou 350007, China)

Abstract: With the development of optical technology and modern medicine, the public acceptance of endoscope-based minimally invasive surgery is increasing. Doctors diagnose by observing the images of diseased tissues obtained from endoscopes, so the imaging quality of endoscopic optical systems is crucial. Most of the endoscopes currently on the market have clear images, but the details are not sharp enough. An endoscopic optical system with 2k resolution based on Zemax was designed to achieve better final image quality. By increasing the relative aperture of the objective lens, providing a new relay rigid lens optical system and matching adapter optical system, the entrance pupil diameter is 0.6 mm, the total length is 388.7 mm, the field of view is $\pm 37.5^\circ$, the objective resolution is 32 lp/mm at an objective distance of 26 mm, and the objective angular resolution is 17/ c/(°). After considering the processing and assembly errors, the results of the tolerance analysis meet the actual use requirements.

Key words: optical design; endoscope; Zemax; angular resolution

引言

内窥镜是现代医学诊断以及临床应用上不可或缺的工具, 随着现代科技的进步和微创手术的

丰富发展, 内窥镜深入发展到外科手术的各种领域中, 即使如此, 在我国微创手术的渗透率仍然不足 20%, 还有广阔的市场空间亟待发展。内窥镜是

收稿日期: 2023-06-05; 修回日期: 2023-08-28

基金项目: 福建省重大专项专题 (2021YZ040012)

作者简介: 何旭舟 (1997—), 男, 硕士研究生, 主要从事光学设计研究。E-mail: 530880751@qq.com

通信作者: 林峰 (1968—), 男, 高级工程师, 硕士生导师, 主要从事序列成像光学系统设计和非序列光学系统仿真研究。

E-mail: lfeng127@163.com

微创手术的关键器件, 目前在市场上占据主导地位的是卡尔史托斯、奥林巴斯、以及史赛克等国际知名厂商的产品, 国产内窥镜发展起步较晚, 要在激烈的竞争下脱颖而出, 需要向高分辨率、低耗材化等方向发展, 在多个技术领域并行推动相关产业蓬勃发展^[1]。为此, 本文设计了一款内窥镜, 具有成像分辨率高、成像效果好, 比传统内窥镜相对孔径更大、工艺成本更低等优点, 在实现内窥镜国产化道路上做出了一些探索。

1 光学系统设计

1.1 设计指标

本文设计的内窥镜适用于腹腔镜手术, 属于硬式内窥镜。其光学结构分为三部分, 分别为成像物镜模块, 传递图像的中继硬管棒镜模块和将图像输出到数字传感器的转接光学模块^[2]。首先由内窥镜光学系统的物镜成像, 再通过中继模块进行3次图像传递, 最终输出到数字传感器。该内窥镜光学系统可等效为传统的照相物镜光学系统, 因此可用焦距 f' , 相对孔径 D/f' 以及视场角 2ω 等参数进行表征^[3]。此外, 对于硬式内窥镜光学性能有严格分辨率要求, 其理论中心分辨率公式为

$$r(d) = \frac{D}{1.22\lambda d} \quad (1)$$

式中: D 为系统入瞳直径; d 为系统光学工作距离; λ 为系统工作波长。提高系统的光学孔径可以提高成像分辨率, 但是考虑内窥镜应用的场景环境, 对于内窥镜光学系统的外观孔径进行严格限制, 进而光学孔径也被严格限制, 这也是设计高分辨率内窥镜光学系统的难点所在。在本设计中, 内窥镜物镜及中继棒镜转像模块最大镜片外径不大于 6.4 mm, 与之相匹配的转接光学模块镜片最大外径不大于 8 mm。

内窥镜光学系统的成像质量采用角分辨率 $r_a(d)$ 进行评价, 其公式为^[4]

$$r_a(d) = 1/\left[\arctan \frac{1}{(d+a) \times r(d)}\right] \quad (2)$$

式中: $r_a(d)$ 为每毫米极限可分辨线对数; a 为内窥镜前端面到入瞳的距离; d 为系统光学工作距离, 根据《硬性内窥镜光学性能及测试方法》国家医药行业标准其值取为 26 mm。

本设计选用 IMX265LQR 传感器, 其尺寸为 14.11 mm(1/1.8 inch), 分辨率达 315 万 pixels, 像素

数为 2 048(H)×1 536(V), 像元尺寸为 3.45 μm(H)×3.45 μm(V), 根据奈奎斯特频率计算公式可知, 当光学传递函数(modulation transfer function, MTF)>0.1@145 lp/mm 时, 即可得到 2k 清晰度。

在符合医药行业关于硬性内窥镜实用标准的前提下, 根据客户提出的设计要求, 综合评估现有工业生产技术, 给出内窥镜的系统参数, 如表 1 所示。

表 1 内窥镜系统参数

Table 1 System parameters of endoscope

参数	指标
F^*	<8
工作波长/nm	486~656
全视场角/(°)	75
视向角/(°)	≤30
系统总长/mm	<400
物方分辨率/lp·mm ⁻¹	≥30
物方角分辨率/c/(°)	>14
像高/mm	8.9

1.2 初始结构的选取与优化设计

传统优化方法有两种: 一是将内窥镜系统各部分分别选型, 搭建成一个完整系统, 再对整体系统进行优化。该方法优点是根据参数所选结构能快速找到一个优解, 缺点是难以遍历寻找出符合设计指标的系统架构更优解; 二是将内窥镜系统各部分选型后进行优化, 在优化完成后将各部分光学结构搭建成完整系统, 对于搭建好的完整系统不再进行优化。其理论依据是子光学系统成像完善, 由各部分子光学系统搭建的完整系统也成像完善。该优化方法优点是对子光学系统优化相较于对整体光学系统优化速度更快, 同时也更容易找到符合设计指标的光学架构更优解, 缺点是忽略了各个子光学系统的像差叠加, 尤其是轴向像差会加倍叠加, 导致整体光学系统成像质量不佳。

本文选择的优化方法是, 对内窥镜系统各部分分别选型, 满足设计指标基本参数后, 对各部分光学结构进行单独优化, 将优化后的各部分光学结构沿光线入射方向从左至右依次搭建并逐步优化, 最后对整体的内窥镜系统进行优化^[5]。该方法的优点是, 某个部分光学结构所产生的像差可由另外一个光学结构补偿, 对像差的校正效果更好, 缺点是优化过程复杂, 所需工作量更大。

1.2.1 物镜结构选择

物镜采用反远距系统结构, 该结构由前组的负

透镜组和后组的正透镜组组合而成, 其简化的结构理想模型^[6]如图 1 所示。

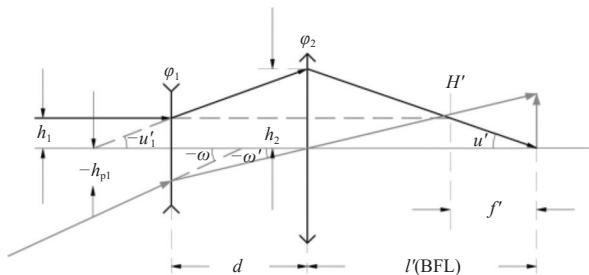


图 1 反远距物镜结构理想模型

Fig. 1 Ideal optical model for simplified anti-telescopic objective structure

图 1 中 ω 为系统最大半视场角; ω' 为后组最大半视场角; 其比值 A 为前组的角放大率:

$$A = \frac{\omega}{\omega'} \quad (3)$$

前组的负透镜组对轴外光线起发散作用, 通过减小轴外光线对后组正透镜组的视场角来达到广角的目的。设主光线在第一透镜的高度为 h_{pl} , 根据光焦度计算公式和多光组焦距公式可得前组焦距 f_1' 和后组焦距 f_2' :

$$\begin{cases} f_1' = \frac{h_{pl}}{\omega' - \omega} = \frac{d}{1 - A} \\ f_2' = \frac{A}{1/f' - 1/f_1'} \end{cases} \quad (4)$$

通过反远距物镜结构简化的理想光学模型可以看出, 前组的负透镜组将系统的最大半视场角放大了 A 倍, 入射高度 h_1 放大 A 倍后变成 h_2 , 使得物镜具有长后截距。根据光焦度计算公式可得前组光圈数 F_1 和后组等效光圈数 F_2 为

$$\begin{cases} F_1 = \frac{f_1'}{2h_1} = \frac{Fd}{(1-A)f'} \\ F_2 = \frac{Fd}{d + (A-1)f'} \end{cases} \quad (5)$$

因此, 可以对反远距物镜结构的前后组分别进行选型, 满足预先给定的焦距值、光圈数以及视场角即可。由于反远距物镜结构要求后组的相对孔径大于整体光学系统的相对孔径, 即后组需要承担更多的光学偏角, 这会导致孔径的高级像差增大, 为了校正高级像差, 本文采用分散光焦度的办法, 即增加后组的透镜数目, 使结构复杂化。综所述, 根据预先指定的设计指标以及相关光学理论, 选择的物镜初始结构如图 2 所示。

在优化设计过程中, 在光学设计软件 Zemax

中引入操作数 EFL、TOTR、RAID 以限制光学结构焦距、总长、主光线角等基本参数, 引入操作数 TTHI、MNGT、MNET、DIVI 限定物镜模块总长, 透镜直径与厚度比在一定范围以及保证棱镜有一定的长度补足光程差^[7], 此外还需要引入 COVA、RECI、DIVI 复合操作数以控制系统结构在一定范围内进行优化, 避免对像差过校正或校正不足。

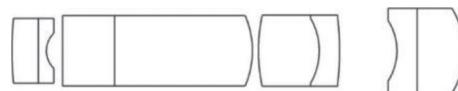


图 2 物镜初始结构

Fig. 2 Initial structure diagram of objective lens

1.2.2 中继系统选择

中继模块的光学放大倍率为 -1 倍, 采用奇数组柱状透镜组来完成转像。柱状镜材料选用光学玻璃, 同时要满足内窥镜工作长度大于 300 mm 的设计指标。综合评估后采用 3 组具有相同机械参数的透镜组, 其中一组透镜组初始结构如图 3 所示。



图 3 中继系统初始结构

Fig. 3 Initial structure diagram of relay system

该中继硬管棒镜模块与传统的 Hopkins 光学系统相比, 均是采用对称结构, 但是 Hopkins 光学系统所包含的 2 个棒镜组均采用的是 2 个弯月负透镜与 1 个双凸厚透镜胶合, 其加工工艺成本高。本文所选中继模块初始结构不采用棒镜与薄透镜胶合的方式^[8], 优化系统结构以降低生产成本, 可将其沿光线入射方向自左向右分为前、中、后 3 组, 前组和后组主要负责校正 2 个波长之间的轴向色差, 中间组主要负责校正 2 个波长与另外一个波长之间的轴向色差。

在优化设计过程中, 在光学设计软件 Zemax 中引入操作数 TOTR、PMAG, 以保证中继结构的工作长度以及放大倍率, 引入复合操作数 TTHI、SUMM、OPGT、OPLT, 以保证中继模块在转像处所成中间像锐利。

1.3 设计结果

优化后光学系统物镜模块结构如图 4 所示。在原有基础结构上添加了一片透镜, 并对后组光焦度重新分配, 使结构复杂化, 提高成像高度, 满足角分辨力计算要求^[9]。

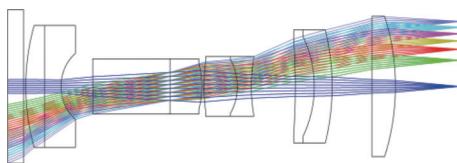


图 4 最终设计的物镜模块 2D 结构图

Fig. 4 2D structure diagram of final designed objective module

优化后光学系统中继模块结构如图 5 所示。在原有基础结构上将中间组四胶合镜组分离, 添加镜片, 改变镜组结构, 增大外观口径, 以便增大光学口径, 相比原有光学结构具有更大的相对孔径。

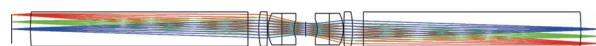


图 5 最终设计的中继系统 2D 结构图

Fig. 5 2D structure diagram of final designed relay system

将优化完成后的光学系统物镜模块与中继模块沿光线入射方向自左向右搭建成一个完整光学系统, 根据所选用的传感器相关像高参数设计一个放大倍率为 1.6 的转接镜光学模块^[10-11], 并进行整体系统优化, 最终优化完成的内窥镜系统 2D 结构示意图如图 6 所示。

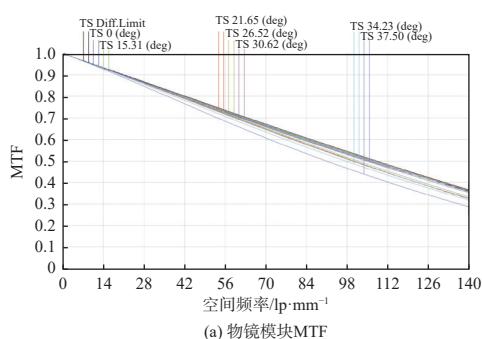


图 6 最终设计的内窥镜系统 2D 结构图

Fig. 6 2D structure diagram of final designed endoscopic system

2 像质评价

根据前文所述优化方法, 物镜模块 MTF 曲线图以及 3 次转像的 MTF 曲线图如图 7 所示。根据图 7 可知, 物镜模块 MTF 在 140 lp/mm 处除边缘视场外均大于 0.3, 经过中继模块 3 次转像, 由于光学系统存在像差, MTF 曲线有所下降, 但整体结果仍满足设计指标要求^[12]。



(a) 物镜模块 MTF

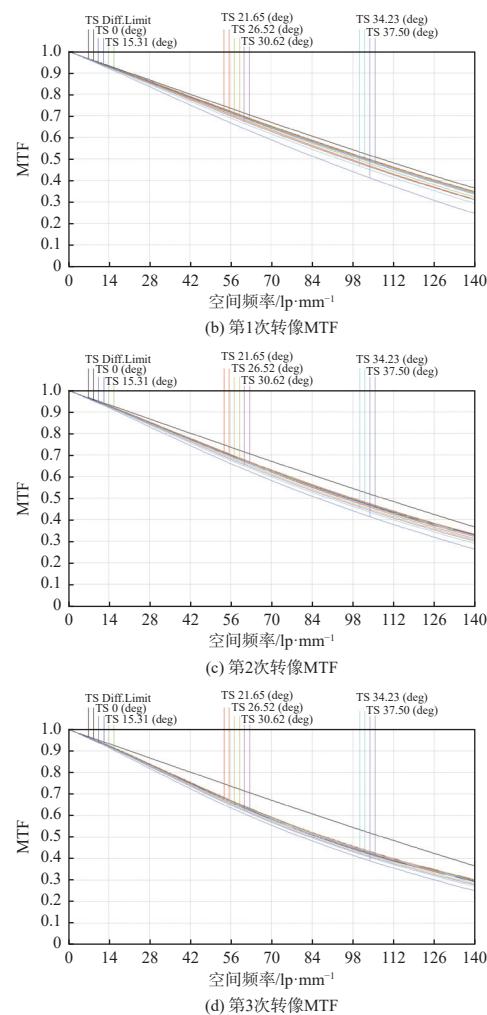


图 7 MTF 曲线图

Fig. 7 MTF curves

内窥镜系统点列图如图 8 所示。由图 8 可知, RMS 均方根半径均小于 1 倍传感器像元尺寸, 且艾里斑半径为 4.566 μm, 大部分能量集中在艾里斑

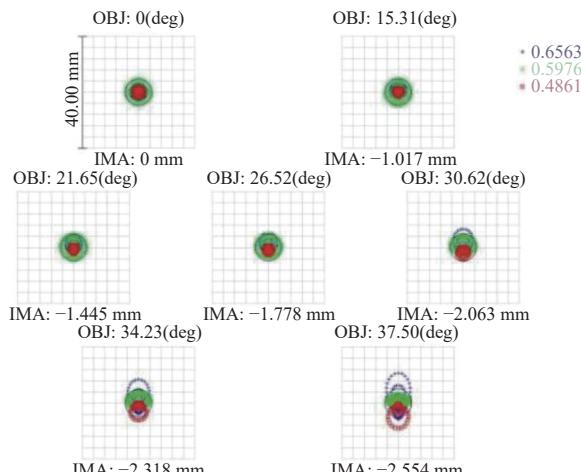


图 8 点列图

Fig. 8 Spot diagram

范围内^[13]。内窥镜系统畸变如图 9 所示,最大畸变为 12%,满足设计指标^[14]。

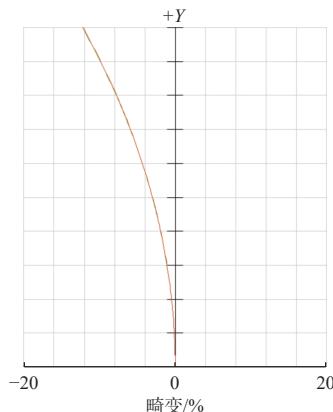


图 9 畸变

Fig. 9 Distortion diagram

此外,已知入瞳直径为 0.6 mm,工作距离为 26 mm,根据前文所述理论中心分辨率公式以及角分

辨力公式,计算可得物方分辨率率为 32 lp/mm,优化完成的内窥镜系统中内窥镜前端面到入瞳的距离为 4.5 mm,计算可得角分辨率为 17 c/(°)。

3 公差分析

利用 Zemxa 软件的公差分析功能,以衍射 MTF 平均值为标准,选用 DLS 全局优化补偿,以总长 1 mm,间隔 0.2 mm 为一个隔圈建立补偿器,在特征频率为 140 lp/mm 处进行 100 次蒙特卡洛分析^[15]。初始阶段最敏感的参数为中继结构中间组的厚度值,对其缩紧公差再次进行公差分析,敏感参数为透镜表面偏心以及透镜元件偏心,对理论设计优化并对公差进行多次调整,最终分析结果如表 2 所示,满足工业生产良率要求。具体零件允许公差如表 3 所示。查询相应公差等级表,可知公差分配合理,符合实际工业生产要求。

表 2 蒙特卡罗公差分析结果

Table 2 Results of Monte Carlo tolerance analysis

蒙特卡洛样本百分比/%	各视场平均值	0°	15.3°	21.7°	26.5°	30.6°	34.2°	37.5°
90	0.1047	0.1223	0.1301	0.1204	0.1084	0.0927	0.0844	0.0510
80	0.1331	0.1440	0.1631	0.1569	0.1469	0.1353	0.1114	0.0862
50	0.1847	0.2091	0.2329	0.2232	0.2066	0.1860	0.1723	0.1280
20	0.2199	0.2588	0.2678	0.2583	0.2442	0.2344	0.2244	0.1648
10	0.2381	0.2820	0.2822	0.2752	0.2605	0.2469	0.2308	0.2013

表 3 零件允许公差

Table 3 Allowable tolerances for parts

公差	数值
曲率半径公差/rings	2
厚度公差/mm	±0.03
X方向表面偏心公差/mm	±0.02
Y方向表面偏心公差/mm	±0.02
X方向元件偏心公差/mm	±0.02
Y方向元件偏心公差/mm	±0.02
X方向表面倾斜公差/(°)	±0.05
Y方向表面倾斜公差/(°)	±0.05
X方向元件倾斜公差/(°)	±0.05
Y方向元件倾斜公差/(°)	±0.05
折射率公差	0.001
阿贝常数公差	1

4 结论

本文设计了一款 2k 分辨率的内窥镜光学系

统,其工作波长为 486 nm ~ 656 nm,入瞳直径为 0.6 mm,总长为 388.7 mm,视场角为 ±37.5°,最大视向角为 30°,物距为 26 mm 情况下物方分辨率为 32 lp/mm,物方角分辨率为 17 c/(°)。重点介绍了内窥镜系统中物镜模块以及中继硬管棒镜模块的设计,根据像差理论进行分析,多次优化,使得最终成像质量达到设计指标,并对公差进行合理分配,满足生产工艺标准。在高清内窥镜国产替代化方面做出了一些探索,具有良好的应用前景。

参考文献:

- [1] 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.

- [2] 陈冲. 医用硬性内窥镜光学系统设计[D]. 长春: 长春理工大学, 2010.
- CHEN Chong. Medical rigid endoscope optical system design[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2010.
- [3] 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.
- [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] 禹璐, 程德文, 周伟, 等. 大景深高清硬性内窥镜光学系统的优化设计[J]. 光学学报, 2013, 33(11): 221-229.
- YU Lu, CHENG Dewen, ZHOU Wei, et al. Optimization design of rigid endoscope with high definition and large depth field[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(11): 221-229.
- [6] 宋菲君, 陈笑, 刘畅. 近代光学系统设计概论[M]. 北京: 科学出版社, 2019: 297-305.
- SONG Feijun, CHEN Xiao, LIU Chang. Introduction to modern optical system design[M]. Beijing: Science Press, 2019: 297-305.
- [7] 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.
- [8] Olympus Medical Systems Corp. Optical system for rigid scope and rigid endoscope: US2013194667A1[P]. 2013-08-1.
- [9] 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.
- [10] TOMKINSON T H, BENTLEY J L, CRAWFORD M K, et al. Rigid endoscopic relay systems: a comparative study[J]. Applied Optics, 1996, 34(5): 6674-6683.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 谈进. 耳内窥镜系统的设计[D]. 福州: 福建师范大学, 2015.
- TAN Jin. The design of oto-endoscope system[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2015.
- [14] 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(8): 1226-1230.
- JIA Xiaohang, YAN Qinghai, WEN Yan. Evaluation base and method of medical rigid endoscope distortion[J]. Acta Optica Sinica, 2006(8): 1226-1230.
- [15] 罗锐, 梁秀玲. 大孔径宽光谱变焦镜头设计[J]. 应用光学, 2022, 43(5): 839-845.
- LUO Rui, LIANG Xiuling. Design of large aperture and wide spectrum zoom lens[J]. Journal of Applied Optics, 2022, 43(5): 839-845.