

大景深胶囊内窥镜光学系统设计

阳结根, 胡枫, 丁伟, 邹林儿*

南昌大学物理与材料学院, 江西 南昌 330031

摘要 小肠肠道发病原因隐匿并且小肠存在大量褶皱, 大景深光学系统有利于在诊断过程中获得更多的病理信息, 而目前市面上的胶囊内窥镜光学系统景深较小。所提胶囊内窥镜光学系统在保证一定分辨率的同时, 还可在 7~100 mm 大景深范围内有效成像。该系统视场角为 100° , F 数为 5, 在全视场范围内调制传递函数均大于 0.35 (在 125 lp/mm 频率处), 在与之搭配的 OV9734 成像芯片上能够满足成像要求。并对该光学系统进行了公差分析, 结果表明其在可加工范围内能满足常规生产与装调。

关键词 成像系统; 内窥镜成像; 医用光学; 大景深; 光学设计

中图分类号 TH773

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP222593

Design of a Capsule Endoscope Optical System with a Large Depth of Field

Yang Jiegen, Hu Feng, Ding Wei, Zou Liner*

School of Physics and Materials Science, Nanchang University, Nanchang 330031, Jiangxi, China

Abstract The pathogenesis of the small intestine, with several folds, is hidden. Generally, optical systems with a large depth of field (DOF) are conducive to obtaining abundant pathological information during diagnosis. However, current capsule endoscope optical systems that are available in the market have a small DOF. In this study, we propose a capsule endoscope optical system that can effectively produce images in the range of 7–100 mm DOF while ensuring a certain resolution. The field of view (FOV) angle of the proposed system is 100° . Additionally, its F-number is 5 and the modulation transfer function is greater than 0.35 (at 125 lp/mm frequency) in the full FOV, thereby meeting the imaging requirements of the matched OV9734 imaging chip. Furthermore, the tolerance analysis of this optical system shows that it can satisfy the requirements of conventional production and assembly within the machinability range.

Key words imaging systems; endoscopic imaging; medical optics; large depth of field; optic design

1 引言

消化道疾病日益成为困扰人类健康的难题。而其中, 由于小肠是人体消化道最长的器官, 小肠的发病原因隐匿并且病变部位较深, 因此传统的肠镜检查操作难度大并且检查效果较差。为有效观察肠道黏膜的病变, 出现了无线胶囊内窥镜这一新型检测手段^[1]。检查过程中, 病人只需吞服一颗胶囊, 后续消化道的蠕动使胶囊在体内运动, 医生可实时观察所拍摄的图像, 从而诊断病情。

在消化道的蠕动下, 镜头不能准确对焦。另一方面, 小肠肠道发病原因隐匿并且小肠存在大量褶皱, 所以近年来, 拥有大景深的胶囊内窥镜光学系统逐渐引

起人们的兴趣。郭鑫等^[2]提出一种可变焦的胶囊内窥镜, 采用液态透镜技术, 实现了 3~100 mm 工作范围内的清晰成像, 但其结构较为复杂。Yang 等^[3]提出一种相位掩膜的方法, 该方法扩大了内窥镜的景深, 但没有说明原始结构是否达到要求的景深。

本文设计了一款定焦式胶囊内窥镜光学系统, 该系统在工作距离为 12 mm 时清晰成像的同时, 在 7~100 mm 大景深工作范围内具有良好的成像质量。

2 工作原理及设计指标

诊疗过程中常见的胶囊内窥系统包括胶囊内窥镜、外界的磁定位系统和接收系统。胶囊内窥镜外面是由一层医疗高分子材料制成的保护壳, 形状似胶

收稿日期: 2022-09-21; 修回日期: 2022-11-11; 录用日期: 2022-12-12; 网络首发日期: 2023-01-05

基金项目: 江西省自然科学基金(20212ACB201007)

通信作者: *Linerzou@ncu.edu.cn

囊,故称为胶囊内窥镜^[4]。胶囊内窥镜内部组成较复杂,包含多个模块,具体结构如图 1 所示,包括光学

系统、电源、无线传输模块、照明 LED 和磁套模块^[5]。

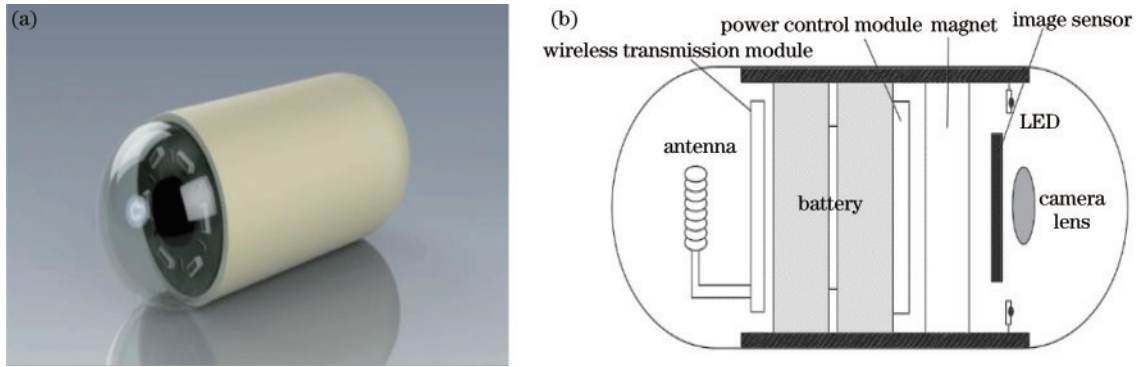


图 1 胶囊内窥镜原理图。(a)整体外观图;(b)内部结构图

Fig. 1 Schematic of capsule endoscope. (a) Overall appearance drawing; (b) internal structure diagram

对于一个定焦系统,其景深^[6]为

$$\Delta L = \frac{2f^2 F \delta L^2}{f^4 - F^2 \delta^2 L^2}, \quad (1)$$

式中: f 为镜头焦距; F 为近轴工作下的 F 数; δ 为容许弥散圆直径; L 为对焦距离。由式(1)可知,为获得大景深,光学系统需要较大的 F 数,但 F 数增大时进入光学系统的光通量会减少,分辨率降低。为此设置不同的 F 数进行对比,结果如表 1 所示,其中,MTF 为调制传递函数的缩写。考虑到内窥镜光学系统工作景深的需求和成像质量,所设计的光学系统 F 数设为 5。

表 1 不同 F 数下的优化结果

Table 1 Optimization results with different F numbers

| F/# | MTF(125 lp/mm) | Depth of field /mm |
|-----|----------------|--------------------|
| 4 | >0.5 | 7-30 |
| 5 | >0.35 | 7-100 |
| 6 | >0.25 | 6-100 |

人体小肠直径一般在 20~30 mm 之间,要求所设计光学系统能够对前方 12 mm 处的目标良好成像,则镜头的视场角 w 为

$$w = 2\arctan \frac{y}{2x} = 2 \times \arctan \frac{30}{2 \times 12} \approx 100^\circ, \quad (2)$$

式中: x 是物距; y 是 x 处的水平视场宽度。

为使胶囊内窥镜在肠道内自由蠕动,光学系统应具有小型化的特点^[7],所设计的光学系统的光学总长小于 5 mm,可以为其他模块(如电源模块、无线传输模块、照明模块)节约空间。采用 OmniVision 公司的 OV9734 成像芯片,该款芯片具有体积小和分辨率高等特点,其主要参数如表 2 所示。

表 2 成像芯片参数

Table 2 Parameters of imaging chip

| Optical size / inch | Pixel size / ($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$) | Effective area / ($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$) | Resolution |
|---------------------|---|---|------------|
| 1/9 | 1.4×1.4 | 1820×1033 | 1280×720 |

角分辨率是内镜的一个重要指标,在临床应用中,若内镜分辨细节的能力较低,则会影响医师对病变部位的判断。角分辨力 $r_a(d)$ 是指光学镜的入瞳中心对给定的光学工作距处的最小可辨等距条纹宽的极限分辨角的倒数,以 C/(°) 表示,C 表示周。

$$r_a(d) = 1 / \arctan \left[\frac{1}{(d+a) \times r(d)} \right], \quad (3)$$

式中: $r(d)$ 为每毫米极限可辨线对数; a 为内窥镜末端到入瞳的距离; d 为光学工作距。

综合以上要求,给出总体设计指标,如景深达到 7~100 mm,F 数为 5 等,具体如表 3 所示。

表 3 系统设计参数指标

Table 3 System design parameters

| Parameter | Data |
|--------------------|---------------------|
| Depth of field /mm | 7-100 |
| Field of view /(°) | 100 |
| F/# | 5 |
| MTF | 125 line pairs>0.35 |

3 胶囊内窥镜光学系统设计结果

3.1 优化过程

所设计的内窥镜光学系统采用负正结构形式,物方光线经过前组后倾角变小,从而降低后组的光线偏转角,有利于消像差^[8]。通过 FCGT、FCGS 操作数优化透镜组中镜片的厚度、曲率半径,并对像质较差的视场增加权重,以此来优化场曲。后续增加多重组态,优化光学系统中镜片的厚度、曲率半径、非球面面型参数和空气间隔,以平衡不同工作距离下的光斑均方根大小和 MTF 值。在每一次优化后,针对系统结构和像质,对相应的约束条件进行增删,对各参数权重进行相应的更改,最终得到一个较为理想的光学系统。

3.2 优化结果

图 2 是在理想工作距离(12 mm)下,最终优化后

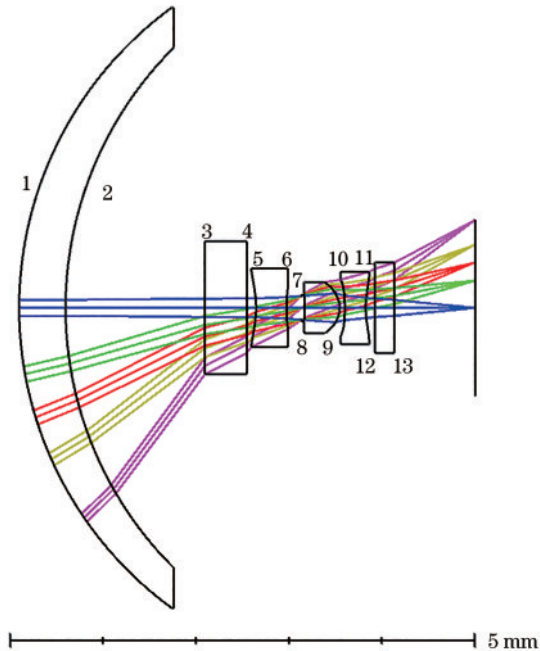


图 2 光学系统结构图

Fig. 2 Optical system structure diagram

的光学系统结构。本实验的工作距离是指第 0 面(物面)到第 3 面的距离。该光学系统从左往右依次为光学窗口、前置保护玻璃、3 片非球面透镜和后置滤光片。光学窗口采用医用级聚碳酸脂(PC)材料注塑而成,透射率能够达到 90%,厚度为 0.5 mm,曲率半径为 4 mm,其中,第 2 面到第 3 面的距离为 1.5 mm。前置保护玻璃采用厚度为 0.45 mm、耐磨性比较好的 SAPPHERE。3 片非球面透镜的面型均为偶次非球面,其中,第 1、2 片非球面透镜采用 Apel 的材料,第 3 片非球面透镜采用 EP5000 的材料,最后一块镜片采用厚度为 0.21 mm 的 H-K9L 材料,起消除杂光的作用。

3.3 像质分析

图 3 是在工作距离为 12 mm 下的 MTF 曲线,可以看出,在 125 lp/mm 处各视场 MTF 值均在 0.35 以上,且中心视场 MTF 接近衍射极限,满足成像要求。

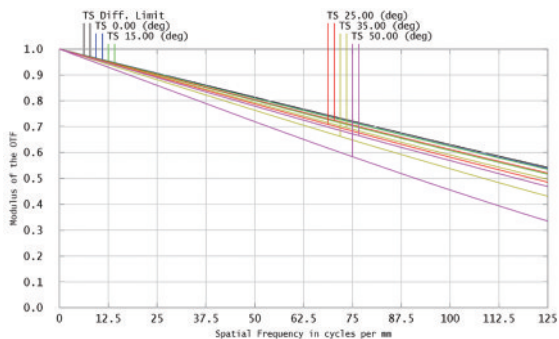


图 3 工作距离为 12 mm 时系统的 MTF 曲线

Fig. 3 MTF curve at a working distance of 12 mm

图 4 是工作距离在 12 mm 时,也即该光学系统在理想工作距时的点列图,点列图中光斑半径单位是 mm。可以看出,各视场的点列图均方根(RMS)半径均小于艾里斑的尺寸 $3.7 \mu\text{m}$,这表明该光学系统在理想工作距下,成像质量良好。

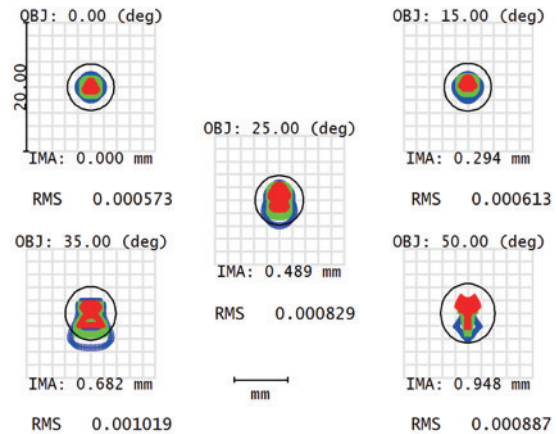


图 4 在 12 mm 工作距离下的点列图

Fig. 4 Spot diagram at a working distance of 12 mm

图 5 是工作距离偏离理想工作距下的光学系统结构图和点列图,其中,图 5(a)、(b)、(c)、(d) 分别是工作距离在 7 mm、20 mm、50 mm、100 mm 时的光学系统结构图和点列图。通常将弥散斑直径的 60%~65% 作为影响分辨率的亮核,即弥散斑半径不能超过 $1.5/N_a^{[9]}$,其中, N_a 为图像传感器截止频率。所用 OV9734 传感器的截止频率为 178 lp/mm^[10],则弥散斑半径最大不能超过 $8.4 \mu\text{m}$ 。由点列图可以看出,不同物距下全视场的弥散斑半径都小于 $8.4 \mu\text{m}$,这表明该光学系统在 7~100 mm 景深范围内能较好地满足成像要求。

图 6(a)、(b) 分别是该光学系统的场曲和畸变。图 6(a) 表明,全视场的场曲校正到了 0.1 mm 以内,符合成像要求。图 6(b) 表明,在边缘视场处最大畸变为 -29%,为桶形畸变,后续可以通过图像处理算法进行校正^[11]。

为了更加直观评价系统的成像效果,采用 ZEMAX 自带的图像模拟功能,通过对原始图像与镜头点扩散函数的卷积来仿真成像像质,该像质综合了衍射、几何像差、畸变及图片位置取向等的影响。图 7(a) 是专业标准 JB/T 9328-1999 中 A3 分辨率板第 12 单元图样,对应的分辨率为 23.6 lp/mm,根据式(3)得到对应的角分辨力为 $5.35 \text{ C}/(^{\circ})$ 。将图样放置于该光学系统 12 mm 工作距离处进行仿真,得到中心和边缘视场仿真图像,分别如图 7(b)、(c) 所示。从图 7(b)、(c) 可以清晰分辨图样中各条纹,这证明该光学系统可以高分辨成像,尽管边缘视场有一定畸变,但不影响清晰度。

图 8(a) 是采用上述标准下第 9 单元图样的分辨率板,在该分辨率板下设置物距为 7 mm 时得到的中心和边缘视场的仿真图像分别如图 8(b)、(c) 所示。图 8(d) 是采用上述标准下第 8 单元图样的分辨率板,在该分辨

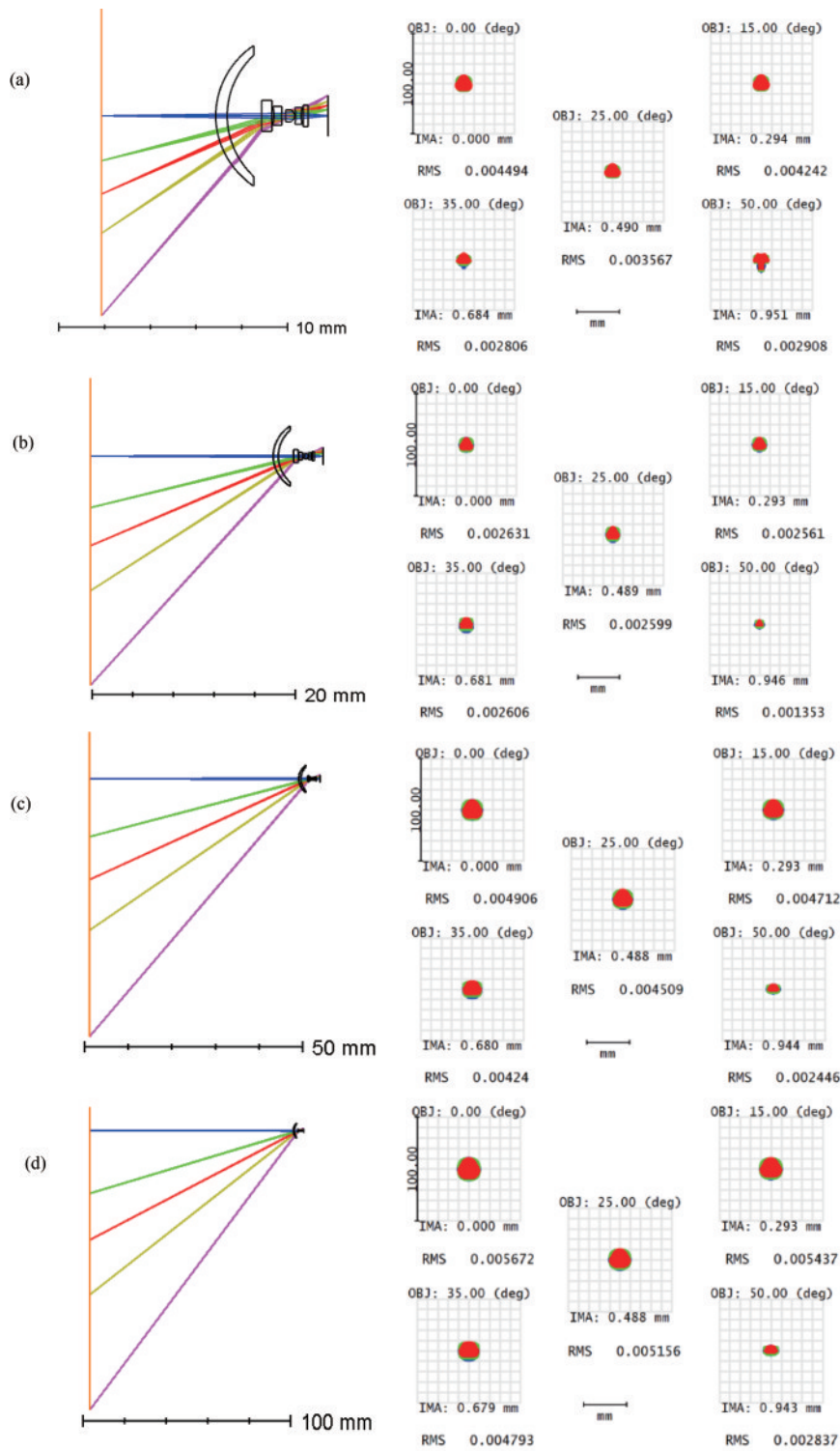


图 5 不同工作距离下的光学系统结构图和点列图。(a) 7 mm; (b) 20 mm; (c) 50 mm; (d) 100 mm

Fig. 5 Optical system structure diagrams and spot diagrams at different working distance. (a) 7 mm; (b) 20 mm; (c) 50 mm; (d) 100 mm

率板下设置物距为 100 mm 时得到的中心和边缘视场的仿真图像分别如图 8(e)、(f) 所示。结果表明,该光学系统在 7~100 mm 景深范围内具有良好成像效果。

为进一步判断该光学系统的景深,分别设置该系统的物距为 7 mm、20 mm、50 mm、100 mm,得到的 MTF 图如图 9 所示。从图 9 可以看出,随着工作距离偏离理想工作距,各视场 MTF 值出现下降,但各视场

MTF 曲线基本保持同步变化,各视场相对清晰度并未出现较大改变。根据《医用内窥镜、胶囊式内窥镜》医药行业标准的景深要求界定,视场中心的角分辨率应不低于设计工作距角分辨率的 80%。依据式(3),物距为 7 mm 处视场中心角分辨率为 4.49 C/(°),物距为 100 mm 处视场中心角分辨率为 4.25 C/(°),满足景深要求界定,即所提设计满足定焦下的大景深要求。

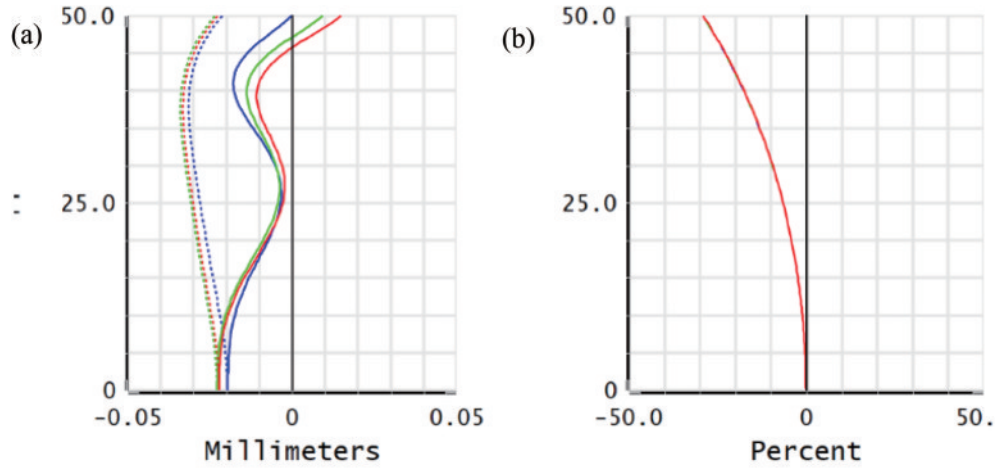


图 6 场曲和畸变。(a)场曲;(b)畸变

Fig. 6 Field curved and distortion. (a) Field curved; (b) distortion

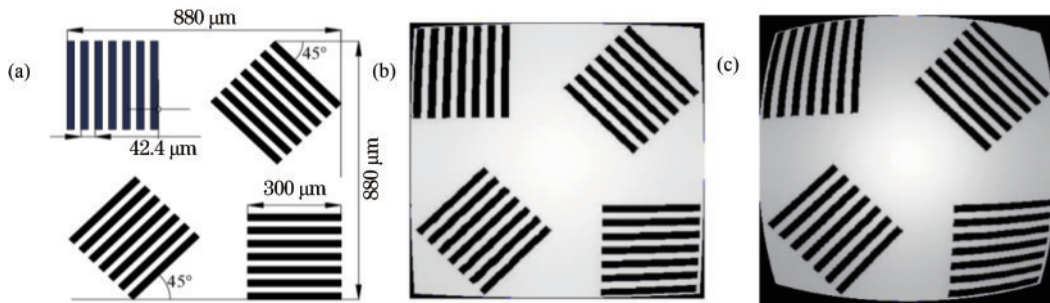


图 7 仿真图像。(a) JB/T 9328-1999 A3 分辨率板第 12 单元图像;(b)中心视场的仿真图像;(c)边缘视场的仿真图像
Fig. 7 Simulated images. (a) 12th unit image of JB/T 9328-1999 A3 resolution board; (b) simulated image of the center field; (c) simulated image of the edge field

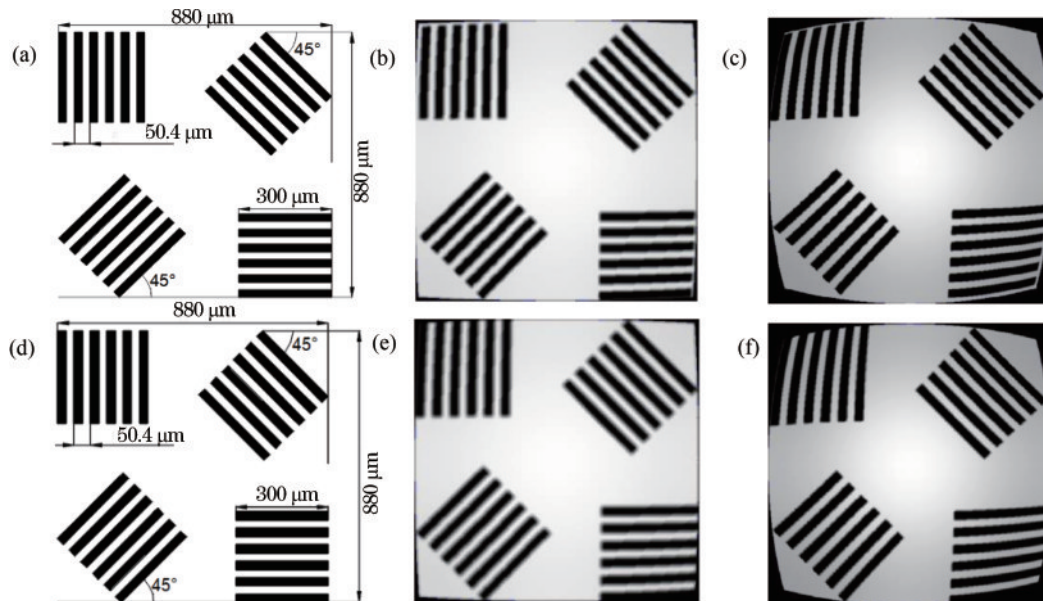


图 8 仿真图像。(a)第 9 单元图像;(b)中心视场的仿真图像;(c)边缘视场的仿真图像;(d)第 8 单元图像;(e)中心视场的仿真图像;
(f)边缘视场的仿真图像

Fig. 8 Simulated images. (a) 9th unit image; (b) simulated image of the center field; (c) simulated image of the edge field; (d) 8th unit image; (e) simulated image of the center field; (f) simulated image of the edge field

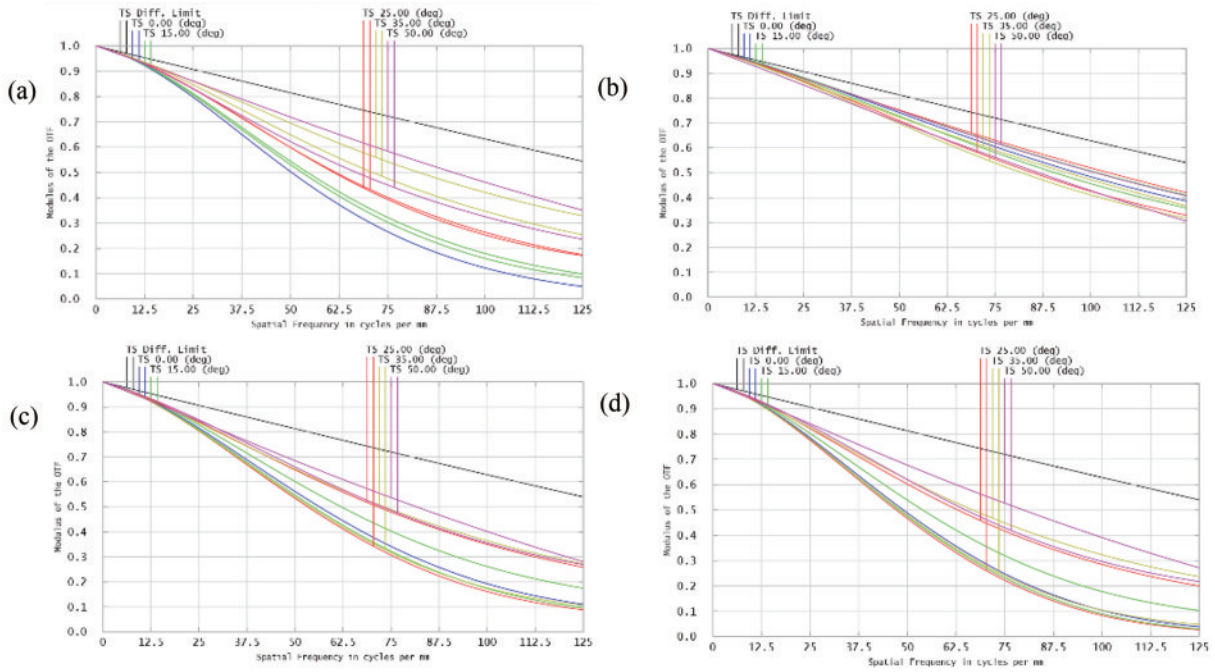


图9 不同工作距离下系统的MTF曲线。(a) 7 mm; (b) 20 mm; (c) 50 mm; (d) 100 mm
 Fig. 9 MTF curves at different working distance. (a) 7 mm; (b) 20 mm; (c) 50 mm; (d) 100 mm

4 公差分析

光学设计完成后,在后续的加工与装配过程中,不可避免地会引入误差:材料折射率和阿贝数的偏差;加工过程中表面曲率和厚度的偏差;装配过程中出现的偏心 and 倾斜。通过公差分析,可以判断出透镜各参数的允许误差值。该光学系统的公差设定值如表4所示,其中,TFRN表示曲率公差,TTHI表示厚度公差,TSDY表示表面Y方向上偏心,TSTY表示表面Y方向上倾斜,TEDY表示元件Y方向上偏心,TETY表示元件Y方向上倾斜。

表4 系统公差设定值

Table 4 Tolerance values of the systems

| Item | Value |
|----------------------|--------|
| TFRN /fringe | 2 |
| TTHI /mm | 0.006 |
| TSDY /mm | 0.005 |
| TSTY /($^{\circ}$) | 0.0167 |
| TEDY /mm | 0.005 |
| TETY /($^{\circ}$) | 0.005 |

表5是该光学系统各视场在对比度为0.3时(所对应的频率172 lp/mm)蒙特卡罗公差分析结果,结果显示90%的镜头MTF大于0.2,一般认为,90%的镜头MTF大于0.15,即可满足量产^[12]。

表6是该光学系统公差分析中最敏感的公差项,从表6可以看出,第8、9面和10、11面即非球面第2片、

表5 蒙特卡罗公差分析结果

Table 5 Monte Carlo results of the tolerance analysis

| Percentage /% | The value of MTF at 172 lp/mm |
|---------------|-------------------------------|
| 90 | > 0.20801540 |
| 80 | > 0.22677880 |
| 50 | > 0.26245544 |
| 20 | > 0.27872328 |
| 10 | > 0.28508444 |

表6 公差分析中最敏感的公差项

Table 6 Most sensitive items of tolerance analysis

| Type | Surface | Value | Criterion | Change |
|------|---------|-------|-----------|------------------------|
| TEDY | 9 | 9 | -0.005 | 0.25053151 -0.05128430 |
| TEDY | 9 | 9 | 0.005 | 0.25053151 -0.05128430 |
| TEDY | 10 | 10 | 0.005 | 0.25432082 -0.04749499 |
| TEDY | 10 | 10 | -0.005 | 0.25432082 -0.04749499 |
| TEDY | 11 | 11 | -0.005 | 0.25969552 -0.04212030 |
| TEDY | 11 | 11 | 0.005 | 0.25969552 -0.04212030 |
| TEDY | 8 | 8 | 0.005 | 0.26965158 -0.03216423 |
| TEDY | 8 | 8 | -0.005 | 0.26965158 -0.03216423 |
| TFRN | 10 | | -2 | 0.27928139 -0.02253443 |
| TEDY | 6 | 6 | 0.005 | 0.28033010 -0.02148572 |

非球面第3片元件Y方向上偏心0.005 mm后,MTF值减少量较明显,以及第10面曲率改变两个光圈后,MTF值也下降较明显。因此,在制造加工时,需要严格管控非球面第2片、非球面第3片镜片Y方向上偏心和非球面第3片镜片第1面的曲率。

5 结 论

设计了一种胶囊式内窥镜光学系统,采用 3 片非球面镜片的结构。相较于以往的胶囊内窥镜光学系统,体积更小、景深更大,实现了在 7~100 mm 物距范围内的有效成像。光学系统视场角达到 100°,MTF 曲线保持集中,像散、场曲等得到有效的控制,调制传递函数在频率为 125 lp/mm 时均大于 0.35。光学结构简单,有效降低了生产装配难度,且有两片透镜为相同的常规材料,使得成本大幅度降低,公差合理,满足常规生产装调。

参 考 文 献

- [1] 张艳辉, 黄战华. 胶囊内窥镜技术的研究进展[J]. 现代仪器, 2006, 12(4): 4-7.
Zhang Y H, Huang Z H. The progress of capsule endoscope technology[J]. Modern Instruments, 2006, 12(4): 4-7.
- [2] 郭鑫, 张薇, 速晋辉, 等. 可调焦胶囊内窥镜光学系统设计[J]. 光子学报, 2015, 44(5): 0522004.
Guo X, Zhang W, Su J H, et al. Design of a focus-tunable capsule endoscope system[J]. Acta Photonica Sinica, 2015, 44(5): 0522004.
- [3] Yang L, Chen M, Wang J, et al. Extended depth-of-field of a miniature optical endoscope using wavefront coding[J]. Applied Sciences, 2020, 10(11): 3838.
- [4] Fischer D, Schreiber R, Levi D, et al. Capsule endoscopy: the localization system[J]. Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America, 2004, 14(1): 25-31.
- [5] 张欣婷, 亢磊, 吴倩倩. 基于 Forbes 非球面的胶囊内窥镜光学系统设计[J]. 激光与红外, 2019, 49(5): 589-592.
Zhang X T, Kang L, Wu Q Q. Capsule endoscope optical system design based on Forbes aspheric surface[J]. Laser & Infrared, 2019, 49(5): 589-592.
- [6] Smith W J. Modern lens design[M]. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 2005.
- [7] Valdastrì P, Simi M, Webster R J. Advanced technologies for gastrointestinal endoscopy[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2012, 14: 397-429.
- [8] 李闯. 基于 Q-type 多项式的自由曲面表征函数及其在成像光学系统中的应用研究[D]. 长春: 长春理工大学, 2017: 28-34.
Li C. Studies on the Q-type characterization function of free-form surface and its application in imaging optical systems[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2017: 28-34.
- [9] 郁道银, 谈恒英. 工程光学[M]. 3 版. 北京: 机械工业出版社, 2011: 212-228.
Yu D Y, Tan H Y. Engineering optics[M]. 3rd ed. Beijing: China Machine Press, 2011: 212-228.
- [10] 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): 181701.
Huang J X, He Y F, Lin F. Dual-field capsule endoscope design based on Zemax software[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(18): 181701.
- [11] 徐丁天, 李海峰, 徐良. 基于人眼跟踪的 360° 悬浮显示系统及其畸变校正方法[J]. 光学学报, 2022, 42(9): 0922002.
Xu D T, Li H F, Xu L. 360° floating display system based on human eye tracking and its distortion correction method[J]. Acta Optica Sinica, 2022, 42(9): 0922002.
- [12] 王鑫, 向阳, 冯大伟, 等. 鼻黏膜纤毛显微内窥镜光学系统设计[J]. 光学学报, 2023, 43(4): 0417001.
Wang X, Xiang Y, Feng D W, et al. Design of optical system for nasal mucociliary microendoscope[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(4): 0417001.