

# 前后视场电子内窥镜物镜设计

王立明, 丁红昌\*, 向阳

长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022

**摘要** 目前电子内窥镜仅能观察前方视场,为了消除后方视野盲区给病人带来的误损伤,设计了一个可以同时观察前方和后方视场的电子内窥镜。第一片透镜采用类“双胶合”透镜设计的方法,并在透镜的前表面添加环形反射膜来满足前置物镜透射和反射的需求。系统采用球面设计,以降低成本。运用 Zemax 软件对系统进行优化,并配以 1/10 in(1 in=2.54 cm)电荷耦合器件(CCD)接收成像。设计结果表明,该系统的径向尺寸为 5.5 mm,满足内窥镜对小尺寸的要求,轴上和轴外像面照度均匀,各视场在 100 lp/mm 处的光学传递函数(MTF)值在 0.75 以上,接近衍射极限,满足分辨率的要求。

**关键词** 光学设计; 视场; Zemax 软件; 环形反射膜; 电子内窥镜

**中图分类号** O435.1 **文献标识码** A

**doi:** 10.3788/LOP54.022201

## Objective Lens Design of Electronic Endoscope with Front and Back Fields

Wang Liming, Ding Hongchang, Xiang Yang

*School of Opto-Electronic Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China*

**Abstract** The electronic endoscope can only observe the front field of view. In order to eliminate patients' injury from the blind area in the rear, an electronic endoscope which can observe both the front and rear field of view at the same time is designed. The first lens is designed according to the method similar to double agglutination. Circular reflective film is added to the front surface of the lens to meet the need of transmission and reflection. The endoscope chooses spherical design to reduce the cost. The system is optimized by Zemax stimulation, and equipped with 1/10 in (1 in=2.54 cm) charge coupled device (CCD) to receive image. The results show that the radial dimension of the system is 5.5 mm, which meets the requirement of small size. It also has uniform illumination at image plane on axis and off-axis. The modulation transfer function (MTF) value of this system is greater than 0.75 at the spatial frequency of 100 lp/mm at the whole view, which is close to the diffraction limit and meets the resolution requirement.

**Key words** optical design; field of view; Zemax software; circular reflective film; electronic endoscope

**OCIS codes** 220.3620; 230.1150; 170.3890

## 1 引言

微创外科手术是近现代发展起来的新型手术,它具有创伤小、痛苦小、恢复快等特点<sup>[1]</sup>。然而,微创外科手术并不是“微风险”手术,在临床医学的应用中,后方视野的缺失会导致出血、误损伤等很多医疗事故的发生。

**收稿日期:** 2016-09-18; **收到修改稿日期:** 2016-10-21

**基金项目:** 重点科技攻关项目(2013020607GX)

**作者简介:** 王立明(1991—),男,硕士研究生,主要从事现代光学技术与工程应用方面的研究。

E-mail: 841758266@qq.com

**导师简介:** 向阳(1968—),男,教授,硕士生导师,主要从事光学工程、光学仪器、光电检测和生物医学工程等方面的研究。E-mail: xyciom@163.com

\* **通信联系人.** E-mail: 524356332@qq.com

生。因此,如何利用光学系统实现后方视场的观察成为研究的重点。

目前国内市场上可以消除视野盲区的内窥镜有两种,分别是软性光导纤维内窥镜和胶囊内窥镜。对于软性光导纤维内窥镜而言,虽然它可以消除视野的盲区,但是由于其导光束是由成千上万根光学纤维玻璃组成,故易发生折断,这会造成在观察过程中出现黑点,进而影响对病变部位的观察<sup>[2]</sup>;而胶囊内窥镜一般应用于对人体内部病变部位的检测和观察,并不能应用到微创手术当中<sup>[3]</sup>。所以,基于国内外现状,设计一个结构简单、低成本、可观察后方视场的电子内窥镜,不仅可以填补国内市场的技术空白,而且具有很好的前景和竞争力。

## 2 设计思路与原理

电子内窥镜在微创外科手术的应用中,通常需要在人体开一个 0.5~1 cm 的小孔,所以电子内窥镜尺寸不宜太大。电荷耦合器件(CCD)的尺寸选择决定了电子内窥镜径向尺寸的大小,故采用超小型高分辨率 CCD 接收成像<sup>[4]</sup>。

电子内窥镜的前端探头部分由发光二极管(LED)冷光源、光学系统、CCD 组成。电子内窥镜工作时,由 LED 发光照射到病变部位,经病变部位将光反射后进入光学系统,然后成像在 CCD 上<sup>[5]</sup>。电子内窥镜通过数据线与计算机相连接,将光信号转化为电信号,通过计算机的后期的处理显示在监视器上,也可以将显示图像进行储存并打印出来<sup>[6]</sup>。

由于电子内窥镜具有视场角大、工作距离长的特点,采用负透镜组在前、正透镜组在后的结构。轴外的较大视场的光经过前组透镜发散后,再经过后组透镜时,视场角变小,以此来达到大视场的目的<sup>[7]</sup>。传统的电子内窥镜只能看到前方的视场,并且无法观察到后方视场。为了在不改变内窥镜结构的情况下,采用分步设计的方法,具体如下。

1) 前方视场内窥镜设计:设计一个电子内窥镜,通过 Zemax 软件优化设计使其满足成像质量的要求。

2) 后方视场内窥镜设计:将前方视场内窥镜各参数固定,在不改变前面设计的情况下,在第一片透镜的环形表面镀反射膜。让后方视场的光经过反射膜进入光学系统,最后成像在 CCD 的边缘环带上。通过计算机的后期处理,将图像区分显示在监视器上。采用环形反射膜的目的是保证前方视场和后方视场都可以无阻碍地成像在 CCD 上<sup>[8]</sup>。常见的环形反射系统有以下几种:a) 卡塞格林系统,该系统分为主镜和次镜,两者具有一个共同的焦点,并且次镜为双曲面,双曲面的另一个焦点为卡塞格林系统的焦点。b) 哥利格里系统,其与卡塞格林系统相似,主面均为抛物面,而其次镜为椭球面,均有共同的焦点,另一个焦点为哥利格里系统的焦点。c) 牛顿系统,该系统与其他系统最主要的区别在于次镜为平面镜。本设计运用上述原理,采用的反射系统的主镜为在第一片透镜的环形口径上镀的反射膜。但是并没有次镜,并不需要二次反射,只需要将后方视场的物体反射进入光学系统后成像在 CCD 上即可。

3) 拟采用的第一片透镜的形状如图 1 所示。AB、CD 为所贴的环形反射膜;BC 为内环直径前方视场物体发出的光线,可以通过 BC 孔径成像在 CCD 上;后方视场的物体发出的光线先经过 QX 和 TY 面照射到环形反射膜 AB 和 CD 上,经过反射后通过光学系统成像在 CCD 上。这样的结构满足了前方视场和后方视场同时观察的需求。

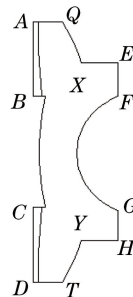


图 1 透镜结构图

Fig. 1 Lens structure

### 3 系统的参数与指标

后方视场是为了保证成像的清晰和获得较好的视野范围,后方视野不是为了对该部位进行手术而是为了医生便于观察后方组织和内窥镜的位置关系,避免发生碰撞。所以后方视场不需要做的特别大,如果后方视场太大就会引入较大的畸变、其他相差和径向尺寸的增加。为了减小上述问题,可以通过添加非球面去降低像差、畸变和径向尺寸,但是这样会增加成本。为了避免成本增加,后方视场选择范围为  $60^\circ \sim 80^\circ$ ,并且物距在有限远处。

选用 1/10 in (1 in = 2.54 cm) 工业 CCD 进行成像,其外形尺寸为 1.8 mm,像元尺寸为  $5 \mu\text{m}$ 。由此可以计算出光学系统调制传递函数(MTF)的截止频率:由公式  $N = \frac{1000}{2 \times a}$  ( $N$  为极限分辨率, $a$  为像元尺寸)可以知道截止频率为  $\frac{1000}{2 \times 5} = 100 \text{ lp/mm}$ 。

现设计一个电子内窥镜的前置物镜,根据实际需要,满足大视场的要求,由于畸变的大小是由视场决定的,为了减小畸变,视场不能太大,所以定义前方视场角为  $2\omega = 60^\circ$ 。对于焦距固定的电子内窥镜设计,为了将病变部位更好地成像在监视器上,光学系统需要较长的景深,即有较大清晰图像的空间深度,可以大大地缩短探头对焦时间,减少探头的移动。传统的摄像物镜的景深表达式为

$$\Delta_1 = \frac{p^2 Z'}{f'^2/F - pZ'}, \quad (1)$$

$$\Delta_2 = \frac{p^2 Z'}{f'^2/F + pZ'}, \quad (2)$$

式中  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  分别表示远景深度和近景深度, $F$  为  $F$  数的取值, $f'$  为系统的总焦距, $p$  为对准平面到系统入瞳的距离, $Z'$  为像平面上的弥散斑大小。由(1)、(2)式可知,相对孔径越大(即  $F$  数越小),景深越大。同时像的照度与相对孔径的平方成正比,相对孔径越小,像面照度越弱。综合考虑两方面因素,定义设计目标为  $F/2.4$ 。

通常对镜头的 MTF 的要求是比较严格的,MTF 曲线值分为低频、中频和高频,分别表示画面轮廓、画面层次和画面细节。在 0.6 线视场,对高频和中频有所要求,MTF 值在中频 50 lp/mm 大于 0.5,在高频 100 lp/mm 大于 0.3,尽量使其达到衍射极限<sup>[9-11]</sup>,具体设计参数如表 1 所示。

表 1 系统设计参数

Table 1 System design parameters

Parameter	Value
Focal length	1.32 mm
Front view angle	$60^\circ$
Rear view angle	$60^\circ \sim 80^\circ$
$D/f$	1/2.4
CCD	1/10 in
Pixel size	$5 \mu\text{m} \times 5 \mu\text{m}$

### 4 初始结构的选取

前后视场电子内窥镜是共轴光学系统,各折反射面都关于光轴旋转对称。为了实现结构紧凑和降低成本,全部采用球面透镜。根据要求的物镜的焦距、视场和  $F$  数来选取初始结构。

为了满足较大视场的需求,第一片透镜用折射率较大的凹透镜,在其后接一个厚透镜,该透镜类似于弯月厚透镜,其作用是辅助校正场曲;第三组透镜采用“双胶合”透镜,为冕牌和火石玻璃,用于校正系统的球差和轴向色差,同时由于“双胶合”透镜是负光焦度,有利于校正像散。光阑放在系统的中间,类似于对称式结构,可以有效地矫正垂轴像差,即彗差、畸变和垂轴色差。采用的前方视场电子内窥镜的初始结构如图 2 所示。后方视场的设计建立在该结构的基础上。

仅一片透镜是无法满足图 1 所示透镜结构要求的,所以在设计的时候采用图 3(c)所示的结构。用图 3(a)透镜和图 3(b)透镜组合成类“双胶合”结构的透镜[图 3(c)],以同时满足透射和反射的要求。

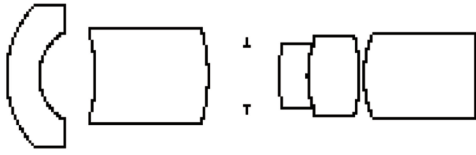


图 2 电子内窥镜初始结构图

Fig. 2 Electronic endoscope initial structure

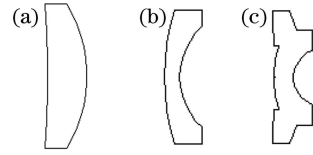


图 3 类“双胶合”镜头(a)凸透镜 (b)凹透镜 (c)类胶合透镜

Fig. 3 Similar to the double agglutination lens.

(a) Convex Lens (b) concave Lens (c) similar agglutination lens

## 5 系统优化设计

在初始结构已经确定的情况下,对于 60°的中等视场用 5 个视场角分别为 0°、9°、15°、21°、30°的视场。首先对前方视场电子内窥镜进行分析校正。图 4 和图 5 分别为系统初始结构的 MTF 曲线和点列图,可以看到,无论在低频和高频 MTF 值都不符合设计要求,点列图的弥散斑也太大,均不符合设计要求,所以需要对其进行优化设计。整个系统需要对前后组透镜分别校正像差,然后再对系统进行评价<sup>[12]</sup>。

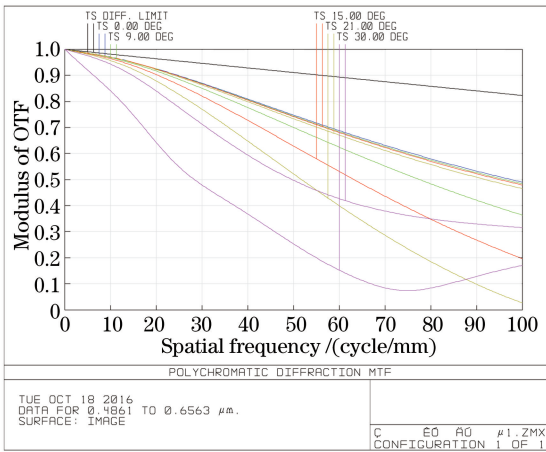


图 4 初始结构的 MTF 曲线

Fig. 4 MTF curves of the initial structure

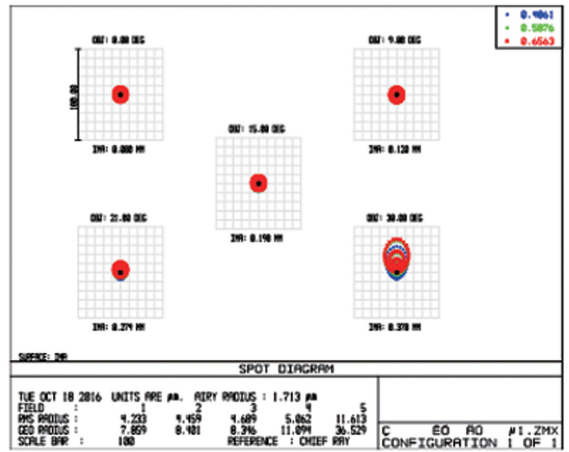


图 5 初始结构的点列图

Fig. 5 Spot diagram of the initial structure

由图 6 赛德尔图可以看出系统的像散场曲和畸变较大。先将曲率半径和厚度设置为变量进行优化。在默认评价函数中首先采用均方根值(RMS)-Spot Radius 进行优化。控制焦距不变,将系统的几何光斑优化到与所选用的 CCD 的像元尺寸相接近。也可以适当地增大权重。然后采用 RMS-Wavefront 进行优化,优

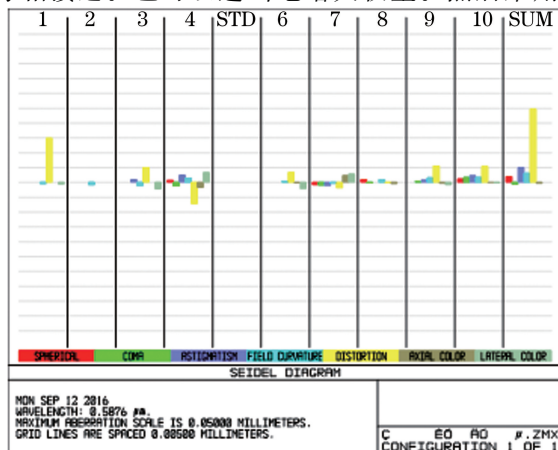


图 6 赛德尔图

Fig. 6 Seidel diagram

化时将焦距控制不变。对于像散和场曲可以通过设置 ASTI 和 FCUR 操作数来进行优化。而对于场曲,必要时可以通过在最后一面添加平凹场镜来进行优化。对于畸变,通过设置操作 DIMX 来观察系统的最大畸变,通过添加操作数 OPLT 让 DIMX 对应的数值小于所要求的畸变数值,但不要直接将其优化到目标值以下,要逐渐地将目标值从大到小缓慢优化,要求过高会使系统的结构发生变化。要反复地优化透镜的曲率和半径,并且适当地修改权重。当结构还不符合设计要求时,通过透镜材料的替换来满足设计要求。通过分析赛德尔图、点列图和 MTF 曲线继续优化。通过设置操作数 MTFT 和 MTF5,让 MTF 曲线从低频逐步向高频优化,使 MTF 曲线无论在低频、中频还是高频都满足设计要求。经过反复分析和优化,直到使像差满足设计要求,获得满足性能指标的系统。

虽然前后视场电子内窥镜是一个结构,但是观察后方视场是在图 2 结构的基础上,添加图 3(a)透镜使第一片透镜满足图 1 所示结构来实现对后方视场的观察。当把前方视场电子内窥镜优化到满足性能指标后,观察后方视场时,系统的成像质量再次变差,所以需要对所添加的图 3(a)透镜的厚度和曲率半径进行优化。优化前要将前方视场优化好的各参数固定,以免在优化后方视场成像质量时影响前方视场的成像质量。优化时采用方法与上述所用方法相同。经过反复优化,使系统满足性能指标。

## 6 像质评价

通过对初始结构的分析,确定初始结构。设置变量及操作数对像差进行控制,不断优化 MTF 和点列图,经过反复地优化得到系统的最终结果如图 7 和图 8 所示,前方视场为  $60^\circ$ ,后方视场为  $60^\circ\sim 80^\circ$ 。由图 8 可以看出,第一片平凸透镜留下了轮廓线,但实际上该轮廓线是不存在的,因为在 Zemax 设计中需要两个透镜相结合以达到设计要求的目,所以留下了该轮廓线。该轮廓线只在后方视场进入系统时参与了折射,在光反射回来后在此处并不会发生折射。相对孔径  $D/f$  为 2.4。前方视场在像面的高度为 0.653678 mm,所以前方视场成像在半径  $R=0.66$  mm 的 CCD 上,后方视场在像面的高度为 0.910 mm,所以后方视场成像在内环半径为 0.66 mm、外环半径为 0.91 mm 的环形 CCD 上。所成像均在给定的 1/10 in 工业 CCD 上。通过后续的计算机处理将图像在监视器上区分成像。系统的公差均根据国际标准确定,以便于生产加工。

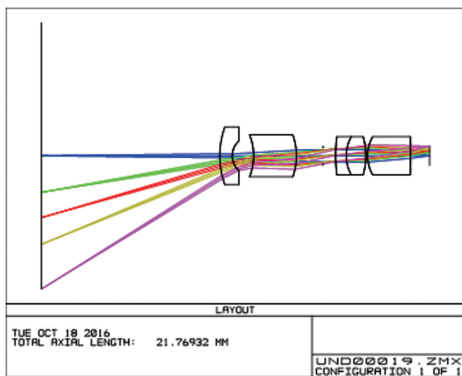


图 7 电子内窥镜前方视场结构

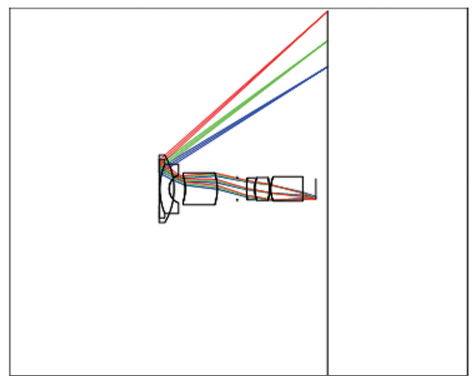


图 8 电子内窥镜后方视场结构

Fig. 7 Front field of view structure of electronic endoscope

Fig. 8 Rear field of view structure of electronic endoscope

从 MTF 的角度出发,前方视场和后方视场电子内窥镜的 MTF 曲线分别如图 9 和图 10 所示。前方视场物镜在 100 lp/mm 空间截止频率处 MTF 值在 0.75 以上且接近衍射极限,满足像质要求。后方视场物镜在 100 lp/mm 空间截止频率处 MTF 值在 0.7 以上,也接近衍射极限,满足成像质量的要求。从图 9 和图 10 可以看到,无论是中频还是高频均符合设计的要求,完全满足 1/10 in CCD 对分辨率的要求<sup>[13]</sup>。

电子内窥镜系统的点列图分别如图 11 和图 12 所示,CCD 的像元尺寸是  $5\ \mu\text{m}$ ,该系统的最大弥散斑半径分别为  $0.403\ \mu\text{m}$  和  $1.615\ \mu\text{m}$ ,其直径均小于  $5\ \mu\text{m}$ ,满足成像质量要求<sup>[14]</sup>。

采用波像差 RMS 对该系统进行成像质量评价。前方视场和后方视场电子内窥镜的波像差峰谷值(PV)分别为  $0.011\lambda$  和  $0.212\lambda$ ,RMS 值分别为  $0.0033\lambda$  和  $0.0675\lambda$ ,均小于 0.257,满足瑞利判断准则<sup>[15]</sup>。

此外,该电子内窥镜的边缘处的前后方视场畸变分别为  $-13.31\%$  和  $-21.94\%$ ,畸变较大,但是并不影

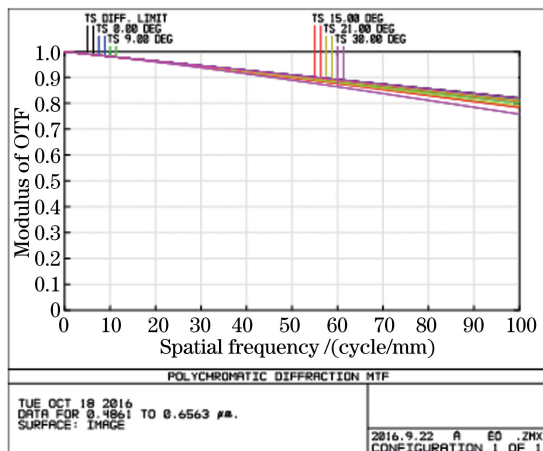


图9 电子内窥镜前方视场的MTF曲线

Fig. 9 MTF curves of electronic endoscope's front field of view

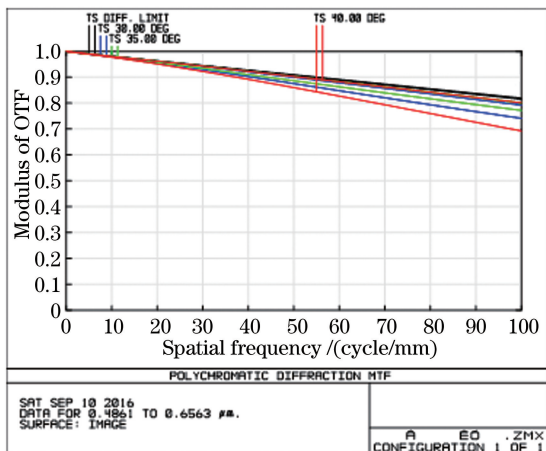


图10 电子内窥镜后方视场的MTF曲线

Fig. 10 MTF curves of electronic endoscope's rear field of view

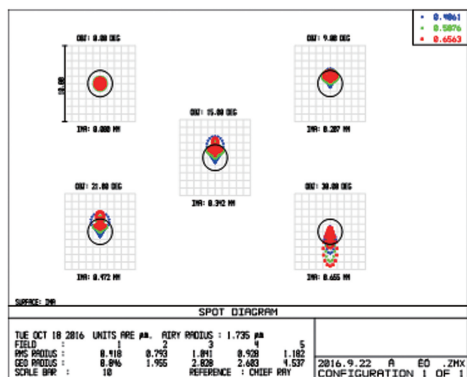


图11 电子内窥镜前方视场的点列图

Fig. 11 Spot diagram of electronic endoscope's front field of view

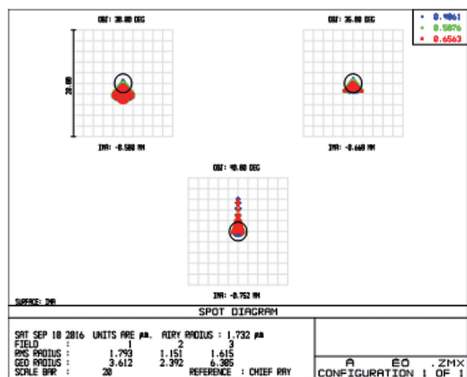


图12 电子内窥镜后方视场的点列图

Fig. 12 Spot diagram of electronic endoscope's rear field of view

响电子内窥镜的成像清晰度<sup>[16-18]</sup>。而且电子内窥镜系统的后期图像处理系统会对畸变进行校正,所以电子内窥镜系统是允许存在一定的畸变的,这并不影响其对病变部位的观察。

## 7 结 论

根据设计要求,结合 Zemax 软件的优化,设计了一个工作波长在  $0.486\sim 0.656\ \mu\text{m}$ ,焦距为  $1.32\ \text{mm}$ , $F$ 数为  $2.4$ ,可观察前方视场  $60^\circ$ 、后方视场  $60^\circ\sim 80^\circ$ 、光学长度为  $12\ \text{mm}$  的前后视场电子内窥镜。该内窥镜径向尺寸为  $5.5\ \text{mm}$ ,满足小孔径的要求。传统的电子内窥镜只能看到内窥镜前方物体,不能观察到内窥镜后方的物体。后方视野的盲区给手术和微创外科带来极大的困难,从而限制了手术过程中的操作范围。前后视场电子内窥镜可以解决后方视场盲区,不仅能为医生提供病变部位的视野和毛细血管的位置,而且能提供内窥镜后方的视野,可以避免在手术的时候碰触到内窥镜两侧的组织,也为内窥镜的探入和取出提供了很多便利。这样可以避免由于视野盲区给病人带来的隐患,为手术降低了风险。

设计结果表明,所设计的电子内窥镜可同时满足前后方物体的观察,具有结构紧凑、尺寸小、便于携带、成像质量好等特点。

## 参 考 文 献

- [1] Vierra M. Minimally invasive surgery[J]. Annu Rev Med, 1995, 46(1): 147-158.
- [2] Lü Ping, Liu Fang, Lü Kunzhang, et al. A developmental history of endoscopy[J]. Chinese Journal of Medical

- History, 2002, 31(1): 10-14.
- 吕平, 刘芳, 吕坤章, 等. 内窥镜发展史[J]. 中华医史杂志, 2002, 31(1): 10-14.
- [3] Ding Qin, Wang Huinan. An imaging technique of microcapsule endoscope using a GRIN lens[J]. Acta Photonica Sinica, 2004, 33(7): 889-892.
- 丁琴, 王惠南. 采用 GRIN 透镜的微胶囊内窥镜成像技术[J]. 光子学报, 2004, 33(7): 889-892.
- [4] Liu Zhongyu, Zhang Xinting, Wu Qianqian. High resolution ultraviolet/visible wide band microscope objective[J]. Journal of Applied Optics, 2013, 34(4): 575-578.
- 刘仲禹, 张欣婷, 吴倩倩. 高分辨率紫外/可见宽波段显微物镜设计[J]. 应用光学, 2013, 34(4): 575-578.
- [5] Yu Daoyin, Chen Dongqing, Zhang Hanqi. Medical electronic endoscope color imaging system[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 1999, 36(s1): 207-211.
- 郁道银, 陈冬青, 张汉奇. 医用电子内窥镜彩色成像系统[J]. 激光与光电子学进展, 1999, 36(s1): 207-211.
- [6] Wang Xinxia. Structure design and procedure analysis of CCD mouth endoscope[J]. Optical Instruments, 2004, 26(6): 47-51.
- 王新夏. CCD 口腔内窥镜结构设计及其工艺分析[J]. 光学仪器, 2004, 26(6): 47-51.
- [7] Liu Chang, Xiang Yang, Liu Bo. Miniaturization design of infrared telephoto optical system[J]. Journal of Applied Optics, 2011, 32(3): 426-429.
- 刘畅, 向阳, 刘波. 等红外反远距光学系统的小型化设计[J]. 应用光学, 2011, 32(3): 426-429.
- [8] Liu Zhiying, Fu Yuegang, Hu Yuan, *et al.* Reflective optical system based on annular diffraction theory[J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(9): 2265-2269.
- 刘智颖, 付跃刚, 胡源, 等. 基于环形衍射理论的反射式光学系统研[J]. 光子学报, 2009, 38(9): 2265-2269.
- [9] Yu Daoyin, Tan Hengying. Engineering optics[M]. Beijing: China Machine Press, 2003.
- 郁道银, 谈恒英. 工程光学[M]. 北京: 机械工业出版社, 2003.
- [10] Xiao Zexin. Optical design engineering[M]. Beijing: Publishing House of Electronic Industry, 2003.
- 萧泽新. 工程光学设计[M]. 北京: 电子工业出版社, 2003.
- [11] Yuan Xucan. Applied optics[M]. Beijing: National Defense Industry Press, 1988.
- 袁旭沧. 应用光学[M]. 北京: 国防工业出版社, 1988.
- [12] Li Xiaotong, Cen Zhaofeng. Geometrical optics, aberrations and optical design[M]. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2003.
- 李晓彤, 岑兆丰. 几何光学·像差·光学设计[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2003.
- [13] Mole A I. A rod-like optical system for endoscopes[J]. Biomed Eng, 1975, 9(4): 206-209.
- [14] Liu Dongyuan, Yan Xiusheng, Zhang Xiaoguang, *et al.* The receiving lens design of image guide fiber bundle[J]. Laser & Infrared, 2005, 35(9): 697-699.
- 李东源, 闫秀生, 张晓光, 等. 传像光纤束的物镜设计[J]. 激光与红外, 2005, 35(9): 697-699.
- [15] 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.
- 佟健, 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.
- [16] Fang Jingwei, Wang Wei. Objective lens design of image guide fiber bundle with large field and low distortion[J]. Journal of Applied Optics, 2012, 33(5): 1002-1005.
- 范经纬, 王伟. 用于光纤传像束的大视场低畸变物镜设计[J]. 应用光学, 2012, 33(5): 1002-1005.
- [17] Zhang Chunming, Xie Yongchun, Wang Li, *et al.* A method of analyzing image distortion based on conjugate nodal point[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(11): 1108001.
- 张春明, 解永春, 王立, 等. 一种基于共轭节面的图像畸变分析方法[J]. 光学学报, 2012, 32(11): 1108001.
- [18] Jia Xiaohang, Yan Qinglai, Wen Yan. Evaluation base and method of medical rigid endoscope distortion[J]. Acta Optica Sinica, 2006, 26(8): 1226-1230.
- 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.