

# 基于微透镜阵列的电子内窥镜光学系统设计

王丹艺, 薛常喜, 李闯, 杨红芳

长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022

**摘要** 为了满足现代医疗领域中对内窥镜小型化、大视场的需求,采用反远距光学结构作为初始结构,利用 Zemax 光学设计软件在原有结构中加入  $5 \times 5$  微透镜阵列,得到了一种工作于可见光波段、全视场为  $110^\circ$ 、焦距为 1.55 mm、 $F$  数为 4.2、最大通光口径为 3.15 mm、系统总长为 7.99 mm 的高清电子内窥镜物镜光学系统。该系统由 6 片透镜组成,以光阑面为界分为前组和后组,其中前组包括一片前后两面均为阵列面的镜片,后组包含一组双胶合透镜。整个系统的光学调制传递函数在 120 lp/mm 处达到 0.36,接近衍射极限,满足医疗使用的要求。设计结果表明,微透镜阵列在不改变口径的条件下对增大内窥镜光学系统视场有明显优势,在医疗领域具有广阔的应用前景。

**关键词** 光学设计; 内窥镜光学系统; 微透镜阵列; 大视场

中图分类号 TB851.1

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0222003

## Design of Electronic Endoscope Optical System Based on Microlens Array

Wang Danyi, Xue Changxi, Li Chuang, Yang Hongfang

*School of Optoelectronic Engineering, Changchun University of Science and Technology,  
Changchun, Jilin 130022, China*

**Abstract** In order to meet the needs of miniaturization and large field-of-view (FOV) of endoscopes in modern medical field, by using the retrofocus optical structure as initial structure, a high definition electronic endoscope objective optical system with  $5 \times 5$  microlens array in the visible spectrum designed by Zemax software is presented. The optical system has a FOV of  $110^\circ$ , a focal length of 1.55 mm,  $F$  number of 4.2, a maximum clear aperture of 3.15 mm and a total length of system of 7.99 mm. The optical system is composed of 6 pieces of lens, which are divided into the front lens group and the rear lens group. The front lens group includes one lens with two-array surfaces. The rear lens group includes one double cemented lens. The modulation transfer function value of the whole system is 0.36 at the spatial frequency of 120 lp/mm, which is approaching to the diffraction limit, and meets the use of medical treatment. The design results show that the microlens array has obvious advantages in increasing the field of view of the endoscopic optical system without changing the aperture, and has a wide application prospect in medical treatment.

**Key words** optical design; endoscope optical system; microlens array; large field-of-view

**OCIS codes** 220.2740; 220.3620

## 1 引 言

医用内窥镜是细长结构的医疗器械,大部分由光源、小孔径镜头、弯曲部分和传感器组成,内窥镜可以经过人体的天然孔道以及微小创口进入体内,

观察人体内部组织和结构,对病情进行诊断,在现代医学中有着广泛的应用<sup>[1-2]</sup>。由于光学系统的结构以及精密制造技术的发展,医用内窥镜经历了从硬性内窥镜到光纤内窥镜再到电子内窥镜的转变过程<sup>[3]</sup>。电子内窥镜的特点是应用互补金属氧化物半

收稿日期: 2017-09-11; 收到修改稿日期: 2017-09-30

基金项目: 吉林省自然科学基金(20150101062JC)

作者简介: 王丹艺(1992—),女,硕士研究生,主要从事光学系统设计方面的研究。E-mail: wangdanyi0123@163.com

导师简介: 薛常喜(1979—),男,教授,博士生导师,主要从事衍射光学、光学设计与超精密光学加工等方面的研究。

E-mail: xc272479@sina.com(通信联系人)

导体(CMOS)或者电荷耦合元件(CCD)器件,将采集到的图像重现在液晶屏上,为医生的诊断提供便利。与其他内窥镜相比,电子内窥镜不仅具有高成像分辨率的优点,同时可以将图像和视频保存下来,方便医生对比观察<sup>[4]</sup>。电子内窥镜的使用效果受视场角、成像清晰度以及结构紧凑程度等因素的直接影响,上述因素同时也制约着电子内窥镜的发展水平<sup>[5]</sup>,因此,电子内窥镜光学系统部分的设计尤为重要。当前国内外关于电子内窥镜的设计研究工作仍处于球面阶段,视场范围多在 $90^\circ$ 左右,球面的光学系统若想在实现大视场的同时获得高质量的成像效果,就要增加镜片数量,这使得系统结构繁重,不利于对人体病灶进行检查判断。随着集成电路和光学制造技术的发展,人们模拟生物复眼结构研制出微透镜阵列,微透镜阵列因具有体积小、质量轻、集成度高等优点被广泛应用于光学系统中。尤其是在成像系统中,在保证成像清晰度、扩大视场角的前提下,微透镜阵列大大缩小了光学系统的质量,提高了光学系统的应用<sup>[6]</sup>。本文将微透镜阵列应用于电子内窥镜物镜光学系统中,设计出一款全新的电子内窥镜光学系统。该系统由6片透镜组成,结构紧凑,系统总长为7.99 mm,透镜的最大通光口径为3.15 mm,满足小口径的应用要求,调制传递函数(MTF)值在120 lp/mm处达到0.36,满足光学系统成像要求。

## 2 成像理论基础

### 2.1 微透镜阵列的特性

微透镜阵列源于人类对生物仿生复眼的研究<sup>[7]</sup>。自其发展以来,已广泛应用于成像与照明等光学系统当中,尤其是大视场光学系统<sup>[8]</sup>。对于在同一片透镜上集成多个相同阵列单元的微透镜阵列来说,每一个阵列单元有自己独立的光轴,其光学性能一样;但是对于阵列整体来说,由于微透镜阵列存在一个主光轴,每一个阵列单元还有一个次光轴,因而微透镜阵列存在着区别于单个阵列单元的光学性能<sup>[9]</sup>。首先微透镜阵列的并行性增加,每一个阵列单元可以单独地传输光学图像,相当于多个微光路分别对光信息进行传输、变换、成像;其次是独立性发生变化,尽管微透镜阵列的阵列单元之间可以无干扰地对光学信息进行成像,但是就整体而言,各阵列单元之间的光学信息存在着交叉、重叠,独立性可能发生巨大变化。

### 2.2 微透镜阵列的光线传输理论

对于以平面为基底的微透镜阵列来说,各阵列

单元的光轴相互平行,与微透镜阵列的系统光轴方向一致,并且每个阵列单元对光学信息的传输变换与分立的单轴透镜相同。因此,可以用物面和像面上的两次坐标变换和经过任意阵列单元的结构变换来表示微透镜阵列的光学性质。

选择系统光轴 $O_1O_2$ 为微透镜阵列坐标系的 $z$ 轴建立如图1所示的坐标系,同时该轴也是微透镜阵列的中心轴。图2为阵列单元的物像关系示意图。

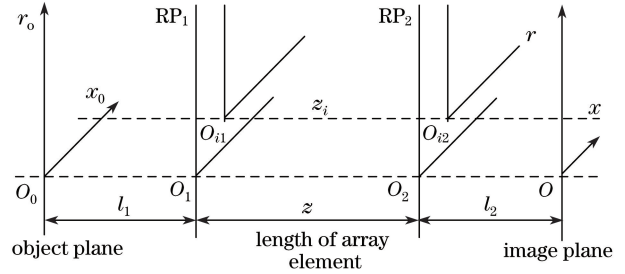


图1 微透镜阵列系统坐标系

Fig. 1 Coordinates of microlens array system

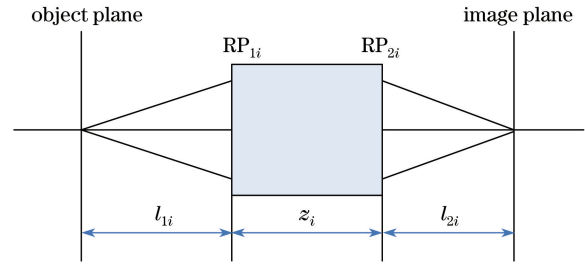


图2 微透镜阵列单元成像关系

Fig. 2 Imaging relationship of a microlens array element

图1中 $RP_1$ 和 $RP_2$ 分别为阵列光学系统的前端面和后端面, $l_1$ 和 $l_2$ 分别为光学系统的物距和像距, $O_1O_2$ 的长度即为阵列光学系统的长度,用 $x, y$ 和 $x', y'$ 表示微透镜阵列物面和像面上的坐标;阵列单元 $i$ 的光轴为 $z_i$ ,为了方便研究光轴平行性微透镜阵列近轴成像特性,首先分析如图2所示的一个阵列单元的近轴成像特性。其前后端面分别为 $RP_{1i}$ 和 $RP_{2i}$ , $l_{1i}$ 和 $l_{2i}$ 分别为阵列元 $i$ 的物距和像距。 $x_i, y_i$ 和 $x'_i, y'_i$ 分别为阵列单元 $i$ 坐标系物面和像面上的坐标。阵列单元 $i$ 的传输矩阵为 $\mathbf{N}_i = \begin{bmatrix} a_i & b_i \\ c_i & d_i \end{bmatrix}$ ,阵列单元的成像矩阵 $\mathbf{N}_s$ 可以表示为:

$$\mathbf{N}_s = \begin{bmatrix} A_i & B_i \\ C_i & D_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & l_{2i} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{N}_i \begin{bmatrix} 1 & l_{1i} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_i + c_i l_{2i} & a_i l_{1i} + b_i + l_{2i}(c_i l_{1i} + d_i) \\ c_i & d_i + c_i l_{1i} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

根据成像条件 $B_i = 0$ 可以算出:

$$l_{2i} = -\frac{a_i l_{1i} + b_i}{c_i l_{2i} + d_i} \quad (2)$$

假设物高为  $y_{1i}$ , 像高为  $y_{2i}$ ,  $p_{1i}$  和  $p_{2i}$  分别为光线在入射面和出射面的斜率, 则:

$$\begin{bmatrix} y_{2i} \\ p_{2i} \end{bmatrix} = \mathbf{N}_s \begin{bmatrix} y_{1i} \\ p_{1i} \end{bmatrix}, \quad (3)$$

所以:

$$y_{2i} = (a_i + c_i l_{2i}) y_{1i}, \quad (4)$$

线性放大率是:

$$M_i = \frac{y_{2i}}{y_{1i}} = a_i + c_i l_{2i}, \quad (5)$$

利用成像矩阵的特性, 将(2)式代入(5)式得:

$$M_i = \frac{1}{c_i l_{1i} + d_i}, \quad (6)$$

因此, 可以表示出像面上的坐标为:

$$\begin{cases} x'_i = M_i x_i = \frac{x_i}{c_i l_{1i} + d_i}, \\ y'_i = M_i y_i = \frac{y_i}{c_i l_{1i} + d_i} \end{cases}, \quad (7)$$

通过坐标变换, 将阵列单元  $i$  用阵列光学系统坐标系来表示:

$$\begin{cases} x = x_i + \epsilon_i \\ y = y_i + \gamma_i \\ x' = x'_i + \epsilon_i \\ y' = y'_i + \gamma_i \end{cases}, \quad (8)$$

式中  $\epsilon_i$  和  $\gamma_i$  分别是阵列单元  $i$  的第一和第二参考面中心在透镜阵列坐标系中的坐标, 将(7)式代入  $x'$ ,  $y'$  得:

$$\begin{cases} x' = M_i x + \epsilon_i (1 - M_i) \\ y' = M_i y + \gamma_i (1 - M_i) \end{cases}, \quad (9)$$

对不同的阵列单元  $i (i = 1, 2, 3, \dots, n)$  反复进行上述分析, 就可以得到一束光经过阵列光学系统的成像情况。

### 3 光学系统设计

#### 3.1 光学系统参数设计

所设计的电子内窥镜的物镜系统是为了在临床诊断过程中能够观察到更大范围的组织特性, 同时看清病灶区域的更多细节。因此视场范围、分辨率、成像质量以及横向尺寸是电子内窥镜设计的重要指标, 同时对于提高光学系统的工作效率、促进其在医学上的应用有重要意义<sup>[10]</sup>。综合考虑电子内窥镜的小尺寸和大视场的使用要求, 将其全视场提高至  $110^\circ$ , 透镜最大通光孔径小于 3.2 mm, 内窥镜物镜

总长控制在 8 mm 以内。为保证原始成像清晰度, 选择像面尺寸为  $2.76 \text{ mm} \times 2.05 \text{ mm}$ 、像元尺寸为  $4.2 \mu\text{m} \times 4.2 \mu\text{m}$  的 CMOS 传感器, 由此可以计算出光学系统的分辨率为  $N = 1000 / (2 \times 4.2) = 119 \text{ lp/mm}$ 。根据得到的视场大小以及选择的传感器尺寸, 可以得出焦距为 1.55 mm, 同时根据成像要求, 工作距离设置为 20 mm, 工作波段为可见光波段。

为了减少电子内窥镜探头在人体内部的移动, 减少对焦的时间, 所设计的光学系统要有较大的景深, 即具有较大的成像清晰深度, 传统成像物镜的景深和  $F$  数成正比, 即  $F$  数越大, 景深越大。然而成像光学系统的像面照度却与  $F$  数成反比, 即  $F$  数越大, 像面照度越低, 不利于形成高清晰度的像, 综合以上考虑, 设计将系统的  $F$  数定为 4.2。具体设计参数见表 1。

表 1 电子内窥镜物镜系统主要设计参数  
Table 1 Main design parameters of the electronic endoscope objective system

Parameter	Specification
Wavelengths /nm	486, 588, 656
Effective focal length /mm	1.55
$F$ number	4.2
Field of view /( $^\circ$ )	110
MTF /( $\text{lp} \cdot \text{mm}^{-1}$ )	$\geq 30\% @ 120$
Working distance /mm	20
Maximal clear aperture size /mm	$\leq 3.2$
Overall length /mm	$< 8$

#### 3.2 初始结构的选取

基于所设计的光学系统小孔径、大视场的要求, 设计采用反远距光学结构。反远距光学结构前组具有负光焦度, 物方的视场角经前组后倾角变小, 使后方的视场变小; 后组具有正的光焦度, 可以用来校正系统的剩余像差, 实现大相对孔径<sup>[11]</sup>, 符合电子内窥镜的设计要求。选用文献[12]给出的光学系统作为电子内窥镜的初始结构, 其光路如图 3 所示。

所选文献[12]中光学系统的初始视场为  $80^\circ$ , 焦距为 1.5 mm, 系统总长为 7.04 mm, 初始结构采用全球面透镜组成, 如图 3(a) 所示。MTF 曲线如图 3(b) 所示, 远不符合成像要求。在优化的过程中, 选择在适当的位置加入微透镜阵列来扩大视场, 根据前文所述的理论要求, 设计选择在第二个透镜表面加入微透镜阵列。控制系统的焦距保持不变, 总体长度在 8 mm 以内, 口径小于 3.2 mm, 逐步加入优化参数, 总体达到设计要求。

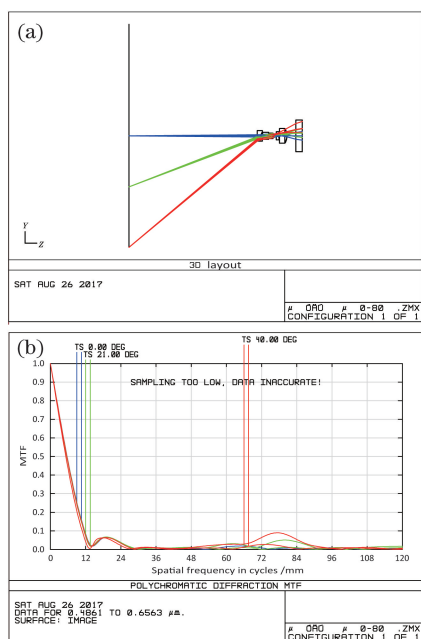


图 3 初始系统。(a)电子内窥镜初始结构；  
(b)初始系统 MTF 曲线

Fig. 3 Initial system. (a) Initial layout of electronic endoscope;  
(b) MTF curves of initial system

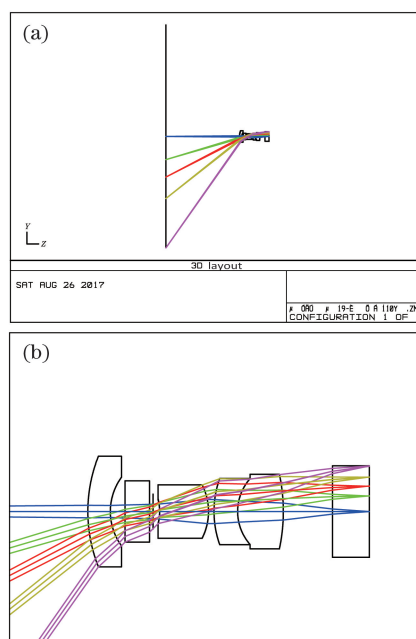


图 4 电子内窥镜光学系统结构。(a)整体结构；  
(b)局部放大结构

Fig. 4 Optical layout of electronic endoscope.  
(a) Overall structure; (b) partial enlarged structure

### 3.3 设计结果与像质评价

通过对结构参数的修改,对操作数进行适当的设计以完成优化过程,最终获得如图 4 所示的整体结构。该电子内窥镜物镜系统由 6 片透镜组成,其中第二片透镜为微透镜阵列,前后两个面均为阵列面,最后一个表面为像面,其余面都为球面。系统的视场角为  $110^\circ$ ,与初始结构  $80^\circ$  视场角相比有大幅度提高,焦距为 1.55 mm,  $F$  数为 4.2,透镜的最大通光口径为 3.15 mm,系统总长为 7.99 mm,光学系统结构紧凑,各参数均满足要求。

电子内窥镜系统的成像特性如图 5 所示,为了评价系统优化后的成像质量,分别选择 MTF 图、点列图以及场曲和畸变作为评价标准。图 5(a)显示的是系统的光学 MTF 曲线,MTF 表示不同频率的正弦强度分布函数经过光学系统后的振幅衰减程度。对于目视系统来说,人眼的阈值为 0.3;对于摄影系统来说,其阈值为 0.1;所设计系统的 MTF 值在奈奎斯特空间频率 120 lp/mm 处达到 0.36,完全符合成像要求。图 5(b)为系统的点列图,除边缘视场外,其余各视场的点列图均方根(RMS)半径较小,均小于艾里斑的尺寸( $2.989 \mu\text{m}$ ),边缘视场的均方根半径为  $5 \mu\text{m}$ ,虽然大于艾里斑尺寸,但是系统的成像范围较大,在可接受的范围内,满足成像要求。光学系统的场曲和畸变如图 5(c)所示,场曲反应

了光学系统像面弯曲情况,系统场曲小于 0.05 mm,对于内窥镜光学系统来说,场曲在 0.2 mm 以内即可,因此满足成像条件。除此之外,系统在边缘视场处有最大的畸变(42.5%),由于畸变对成像清晰度并不产生影响,只是控制成像的形状,可以通过后续图像处理方法进行校正,所以对于大视场的系统来说,畸变要求较低,符合成像要求。系统具体残余像差值如表 2 所示,参考波长为  $0.588 \mu\text{m}$ 。

表 2 电子内窥镜光学系统残余像差  
Table 2 Residual aberrations of the electronic endoscope optical system

Aberration	Value /mm
Spherical aberration	$1.2 \times 10^{-3}$
Coma	$7.2 \times 10^{-4}$
Astigmatism	$3.5 \times 10^{-3}$
Field curvature	$2.5 \times 10^{-3}$
Axial chromatic aberration	$-1.9 \times 10^{-4}$
Lateral chromatic aberration	$-1.8 \times 10^{-3}$

为进一步说明微透镜阵列在设计电子内窥镜物镜光学系统时的优势,在相同的参数下对原有的初始结构进行扩大视场角的优化设计,优化结果如图 6 所示,结果表明,在视场角、半口径以及系统总长都符合要求的条件下,系统的 MTF 值只能达到 0.15,远不及加入微透镜阵列的成像效果,说明了微透镜阵列在光学系统中具有优势。

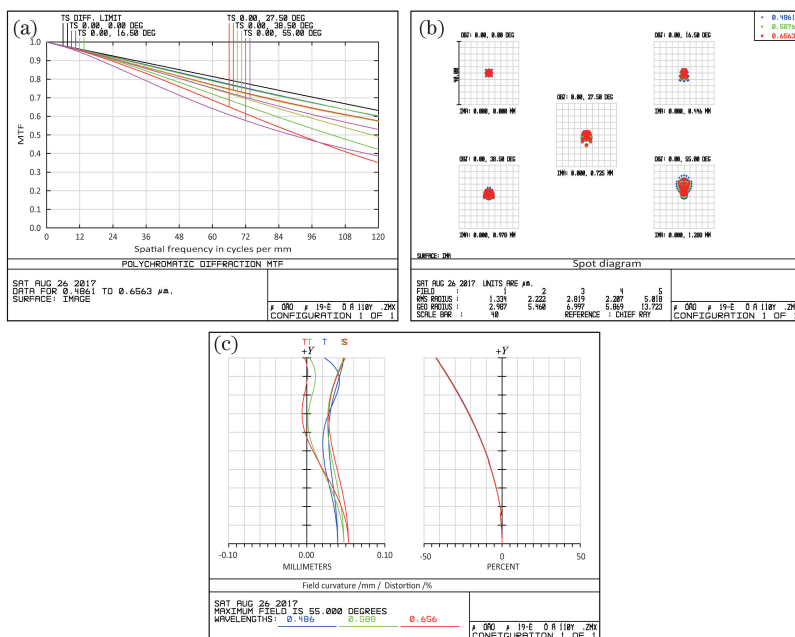


图 5 电子内窥镜光学系统成像性能。(a) MTF 曲线;(b)点列图;(c)场曲和畸变

Fig. 5 Imaging performance of the electronic endoscope optical system. (a) MTF curves; (b) spot diagram; (c) field curvature and distortion

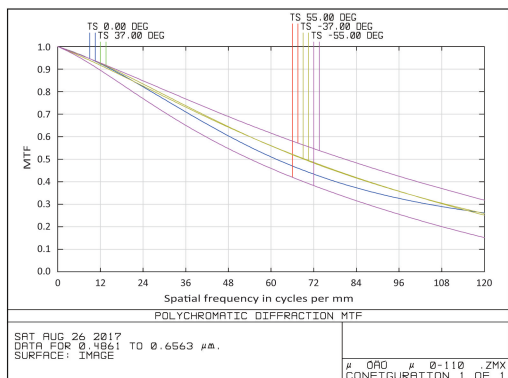


图 6 无微透镜阵列时的 MTF 图

Fig. 6 MTF curves without microlens array

## 4 结 论

采用微透镜阵列设计了一种大视场、高清成像的电子内窥镜光学系统,其全视场角为  $110^\circ$ ,  $F$  数为 4.2, MTF 值在 120 lp/mm 处达到 0.36, 接近衍射极限, 系统的总长为 7.99 mm, 结构紧凑, 最大通光口径为 3.15 mm, 具有较小的横向尺寸。设计结果表明利用微透镜阵列设计电子内窥镜光学系统具有一定的优越性, 有利于获得高成像质量、结构紧凑、大视场角的光学系统。

## 参 考 文 献

[1] Jia X H, Yan Q L, Wen Y, *et al.* 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, 等. 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.

[2] Yu L, Cheng D W, Zhou W, *et al.* Optimization design of rigid endoscope with high definition and large depth of field[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(11): 1122003.

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): 1122003.

[3] Zou Y C, Zhang W, Chau F S, *et al.* Miniature adjustable-focus endoscope with a solid electrically tunable lens[J]. Optics Express, 2015, 23(16): 20582-20592.

[4] Kemper B, Dirksen D, Avenhaus W, *et al.* Endoscopic double-pulse electronic-speckle-pattern interferometer for technical and medical intracavity inspection[J]. Applied Optics, 2000, 39(22): 3899-3905.

[5] Li C, Xue C X, Yang H F, *et al.* Optical system design of electronic endoscope objective with Q-type aspheres[J]. Acta Optica Sinica, 2017, 37(6): 0622001.

李闯, 薛常喜, 杨红芳, 等. 基于 Q-type 非球面的电子内窥镜物镜光学系统设计[J]. 光学学报, 2017, 37(6): 0622001.

[6] Li L, Yi A Y. Design and fabrication of a freeform microlens array for a compact large-field-of-view

- compound-eye camera[J]. *Applied Optics*, 2012, 51(12): 1843-1852.
- [7] Sanders J S, Harford C E. Design and analysis of apposition compound eye optical sensors[J]. *Optical Engineering*, 1995, 34(1): 222-235.
- [8] Liang W L, Shen H K, Su G J. Wide-angle camera with multichannel architecture using microlenses on a curved surface[J]. *Applied Optics*, 2014, 53(17): 3696-3705.
- [9] Liu D S. *Micro optics and micro lens array*[M]. Beijing: Science Press, 2013: 319-322.  
刘德森. 微小光学与微透镜阵列[M]. 北京: 科学出版社, 2013: 319-322.
- [10] Zhu J W, Ding G L. Design of an ultra-small wide-angle medical endoscope lens[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2014, 51(9): 092201.  
朱佳巍, 丁桂林. 一款超小型广角医用内窥镜镜头的设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2014, 51(9): 092201.
- [11] Zhang J Y, Huang Y Q, Xiong F B, *et al.* Optical lens design with short-focus and ultra-wide FOV[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2013, 50(10): 102202.  
张继艳, 黄元庆, 熊飞兵, 等. 短焦距超广角镜头的光学设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2013, 50(10): 102202.
- [12] Nasu S. Endoscope and objective lens for the same: US8164839B2[P]. 2012-4-24.