doi：10.13413/j.cnki.jdxblxb.2023190

基于可调光焦度器件的变焦内窥物镜光学设计

程洪涛[1]，付小雪[2]，李恒宇[3]

（1. 上海健康医学院 发展规划处，上海 201318；
2. 上海健康医学院 图文信息中心，上海 201318；
3. 上海大学 机电工程与自动化学院，上海 200444）

摘要：针对内镜外科手术中局部病灶图像不易获得的问题，提出一种基于可调光焦度器件的光学变焦内窥物镜光学设计系统. 该系统基于 Gauss 括号法和内窥物镜变焦原理，推导分析可调光焦度器件的变焦内窥镜的一阶光学控制方程. 应用一阶变焦光学理论的解析解和光学设计软件 ZEMAX，对内窥镜 3 个典型变焦位置进行优化设计和成像评价，分析其光学成像能力. 结果表明，基于可调光焦度器件的变焦内窥物镜对人体内壁组织变焦放大后具有辨别能力. 该光学系统具有无组件移动、响应频率快和体积构造小等优点，可提高内窥镜治疗技术在外科治疗诊断的准确率.

关键词：可调光焦度；光学变焦；内窥物镜

中图分类号：O435 **文献标志码**：A **文章编号**：1671-5489(2024)02-0431-06

Optimal Design of Zoom Endoscope Based on Variable Focal Power Lens

CHENG Hongtao[1], FU Xiaoxue[2], LI Hengyu[3]

(1. *Department of Development and Plan, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai* 201318, *China*;
2. *Library and Information Center, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai* 201318, *China*;
3. *School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai* 200444, *China*)

Abstract: Aiming at the problem of difficulty in obtaining images for local examination of potential lesions in endoscopic surgery, we proposed an optical design system for an optical zoom endoscope based on variable focal power lens. This system was based on the Gaussian bracket method and the principle of endoscopic zoom, we derived and analyzed the first-order optical control equation of a zoom endoscope with variable focal power lens. Using the analytical solution of the first-order zoom optical theory and the optical design software ZEMAX, the optimal design and imaging evaluation of three typical zoom positions of the endoscope were performed to analyze its optical imaging capabilities. The results show that the zoom endoscope based on variable focal power lens has the ability to distinguish the inner wall tissue of the human body after zooming and magnifying it. This optical system has advantages such as no component movement, fast response frequency, and small size, which can improve the accuracy of endoscopic treatment technology in surgical treatment and diagnosis.

收稿日期：2023-05-12.

第一作者简介：程洪涛(1983—)，男，汉族，博士，讲师，从事光学设计理论的研究，E-mail：poyanglao@126.com. **通信作者简介**：李恒宇(1983—)，男，汉族，博士，研究员，博士生导师，从事机器视觉的研究，E-mail：lihengyu_shu@126.com.

基金项目：国家自然科学基金(批准号：62073209).

Keywords: variable focal power lens; optical zoom; endoscope

内窥物镜成像技术是外科微创手术进行人体内疾病早期检测和诊断的关键技术之一. 外科医生利用内窥镜检查手术观察人体内部组织的局部放大特征，传统的操作方法是将内窥镜移近潜在病灶进行观察[1-4]，其缺点是重新定位观察将增加手术时间和提升手术复杂程度. 变焦内窥镜光学系统可提高病变组织局部放大区域结构的光学成像能力，内窥镜有两种变焦方法：1) 沿光轴移动透镜组件进行变焦[5-6]，它涉及复杂的大行程驱动机制，导致光学系统体积庞大，该变焦方法操作内窥镜需反复定位；2) 用可调光焦度器件作为变焦元件达到变焦效果[7-8]，可调光焦度器件是将液体密封，内部的流体形状可变，具有性能稳定、动态响应快和器件功耗低等特点[9]，该变焦方法降低了内窥镜反复移动碰伤周围组织的风险，是一种不需内窥镜移近观测组织的光学变焦方法.

目前对于光学系统的三阶像差辅助设计，主要方法是利用光学设计软件 CODEV 和 ZEMAX 优化设计和像差分析[10-11]，本文基于可调光焦度器件的变焦原理，结合 Gauss 括号法和变焦光学系统设计准则，推导出可调光焦度器件的无机械移动光学变焦内窥物镜的一阶光学控制方程，采用 ZEMAX 软件，结合三阶光学像差原理优化设计一种基于可调光焦度器件内窥镜变焦光学系统. 与其他内窥物镜相比，具有无组件移动、响应频率快和体积构造小等优点.

1 可调光焦度器件调焦原理

可调光焦度器件基本原理如图 1 所示，其中含有两种不可混溶液体，一种是绝缘的非极性液体①，另一种是导电的水溶液②. ①和②两种液体均透明，其折射率不同，但密度相同，无论可调光焦度器件的位置如何放置，重力均不会使液-液界面变形. 对电极和导电液体之间施加电压后，液体②表面产生电润湿性，通过调节调压组件Ⓐ的阈值使液体界面从形状Ⅰ变为形状Ⅱ，达到改变光学器件的光焦度目的. 当未施加电压时，若液滴保持形状Ⅰ，则需将与液滴接触的壁表面处理为与图 1 中形状Ⅰ底部对应的圆盘外部亲水性. 当施加电压时，用可变厚度的绝缘膜使液滴保持在光轴中心，厚度梯度是径向的并指向光轴.

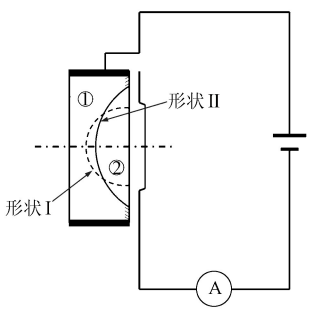


图 1 可调光焦度器件的调焦原理

Fig. 1 Principle of variable focal power lens

可调光焦度器件的可变电润湿效应方程[12]为

$$\cos(\theta)=\cos(\theta_0)-\frac{\varepsilon\varepsilon_0}{2e\kappa}V^2, \tag{1}$$

其中 θ_0 为液体表面的自然接触角(在未施加电压的情况下测量)，ε 为介电层的介电常数，ε_0 为真空的介电系数，e 为介电层的厚度，κ 为界面张力，V 为施加电压的值.

由电润湿方程(1)可知，与非导电侧腔体的接触角随施加电压的增加而增加. 可调光焦度器件的光焦度取决于接触角和施加的电压. 当在电介质层膜的整个表面上施加相同电压时，液体界面在接触线的各处均具有相同接触角，且介质层膜的形状保持球形并以锥形腔的对称轴为中心. 当用多个电极在电介质涂层上施加差分电压时，沿接触线可提供多个接触角，从而改变液体界面形状，根据电压分布实现更复杂的光学功能，该现象具有低滞后性和高度可逆性.

2 变焦内窥镜光学设计一阶光学分析方案

基于一阶光学分析使变焦系统逼近预定的变焦光学性能要求，使变焦内窥镜在近轴光线下满足 Gauss 光学配置方案. 变焦内窥物镜一阶设计方案如图 2 所示. 由图 2 可见，该光学系统由 3 个可调光焦度器件 1,2,3 构成，其光焦度分别为 ϕ_1,ϕ_2,ϕ_3. 沿光轴 oo' 方向，成像目标与第 1 透镜间距为 s，第 1 透镜与第 2 透镜间距为 d_1，第 2 透镜与第 3 透镜间距为 d_2，第 3 透镜与图像接收器间距为 s'.

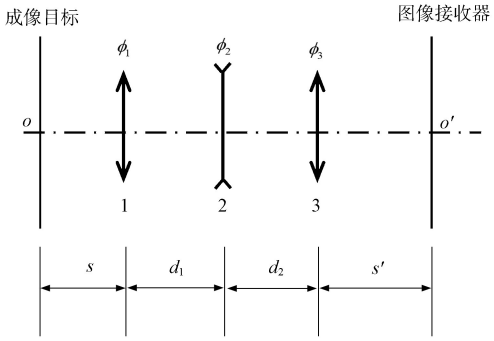


图 2　变焦内窥物镜一阶设计方案

Fig. 2　The first-order design scheme of zoom endoscope

由 Gauss 括号法[13]可得：

$$\alpha=(\beta_2\gamma_2\beta_1\gamma_1), \tag{2}$$

$$\beta=(\beta_2\gamma_2\beta_1), \tag{3}$$

$$\gamma=(\gamma_3\beta_2\gamma_2\beta_1\gamma_1), \tag{4}$$

$$\delta=(\gamma_3\beta_2\gamma_2\beta_1), \tag{5}$$

其中 $\alpha,\beta,\gamma,\delta$ 为光学系统的 Gauss 常数，$\gamma_i=-\phi_i$ $(i=1,2,3)$，$\beta_i=d_i(i=1,2)$. 应用 Gauss 括号法的运算法则，由式(2)～(5)可知：

$$\alpha=1+d_1d_2\phi_1\phi_2-d_2(\phi_1+\phi_2)-d_1\phi_1, \tag{6}$$

$$\beta=d_1+d_2-d_1d_2\phi_2, \tag{7}$$

$$\gamma=d_2\phi_3(\phi_1+\phi_2)+d_1\phi_1(\phi_2+\phi_3)-d_1d_2\phi_1\phi_2\phi_3-\phi_1-\phi_2-\phi_3, \tag{8}$$

$$\delta=1+d_1d_2\phi_2\phi_3-d_2\phi_3-d_1(\phi_2+\phi_3). \tag{9}$$

由广义 Gauss 常数的光学物理意义和式(6)～(9)可得：

$$\phi=-\gamma, \tag{10}$$

$$m=\frac{1}{\delta-s\gamma}, \tag{11}$$

$$s'=-\frac{\beta-\alpha s}{\delta-\gamma s}, \tag{12}$$

其中 ϕ 为光学系统的光焦度值，m 为光学系统的放大率. 由于内窥物镜通过深入体腔观察人体内组织的缩放影像，因此内窥物镜的光学系统需实时均匀改变系统焦距，其光学本质是变焦. 当基于可调光焦度器件的内窥物镜变焦系统的光焦度连续可变时，需获得可调光焦度器件组元在执行变光焦度改变的方程式，将式(6)～(9)代入式(10)～(12)中，并经代数运算可得：

$$\phi_1=\frac{(s-d_1)m^2+(ss'\phi-d_1s'\phi-d_2)m-s'}{(m^2s+ss'm\phi-s')d_1}, \tag{13}$$

$$\phi_2=\frac{m^2s+(s's\phi-d_2-d_1)m-s'}{md_1d_2}, \tag{14}$$

$$\phi_3=\frac{m^2s+(s's\phi+d_2s\phi-d_1)m-s'-d_2}{d_2(m^2s+s's\phi m-s')}, \tag{15}$$

其中 s,s',d_1,d_2,ϕ,m 为变焦系统已知参数，给出这些变焦基本参数的数值即可由式(13)～(15)计算出每个可调光焦度器件组元的光焦度.

3　设计实例

3.1　初始结构和系统参数

将外科微创手术操作内窥物镜用于探测观察人体内部，其结构又长又窄，设计实例给出物镜光学系统的物像共轭距为 53 mm，系统光焦度的范围 ϕ 为 $[0.1,0.25]\,\mathrm{mm}^{-1}$，系统放大率 m 为 $[-0.05,-0.02]$. 考虑到外科手术观测的实际技术要求，物镜系统最大视场角 $\omega=48°$，$F=1:3$. 系统的初始结构参数列于表 1.

表 1　系统初始结构参数

Table 1　Initial structural parameters of system　　mm

s	s'	d_1	d_2
20	3	15	15

将表 1 中数据代入式(13)～(15)中可得：

$$\phi_1=\frac{1}{15}\,\frac{5m^2+15\phi m-15m-3}{20m^2+60\phi m-3}, \tag{16}$$

$$\phi_2=-\frac{20m^2+60\phi m-30m-3}{225m}, \tag{17}$$

$$\phi_3=\frac{1}{15}\frac{20m^2+360\phi m-15m-18}{20m^2+60\phi m-3}, \tag{18}$$

式(16)～(18)是可调光焦度器件1,2,3基于一阶变焦光学理论的解析解. 将系统初始参数的 m 和 ϕ 值代入式(16)～(18)中,可得不同放大率条件下可调光焦度器件的光焦度值.

3.2 设计结果

在一阶光学几何理论基础上应用Gauss括号法和变焦系统的变焦准则,得到可调光焦度器件的光焦度解析值,下面将分析讨论内窥物镜的三阶光学设计和优化过程. 系统放大率和光焦度的关系[14]为

$$\phi=-\frac{(m-1)^2}{m\Lambda}, \tag{19}$$

其中 Λ 为系统物像共轭距. 由表1可得 $\Lambda=53$ mm. 为进一步说明设计原理,根据式(19)用3种不同类型的放大率和光焦度值分析变焦内窥物镜设计结果,通过控制光圈大小固定 F 值,其3种变焦结果列于表2.

表2 设计结果

Table 2 Design results

光学参数	视场1	视场2	视场3
光焦度/mm	0.25	0.2	0.1
放大率	−0.089 603	−0.117 895	−0.337 560

将表2视场1,2,3的 m 和 ϕ 值分别对应代入式(16)～(18)中,通过计算可得变焦内窥物镜的三组元可调光焦度器件的一阶光学Gauss解,结果列于表3.

表3 可调光焦度器件的一阶光学参数

Table 3 The first-order optimal parameters of variable focal power lens mm^{-1}

序号	ϕ_1	ϕ_2	ϕ_3
1	0.031 104	−0.074 173	0.391 376
2	0.024 428	−0.022 615	0.393 900
3	−0.051 626	−0.097 173	0.553 686

为在光学软件ZEMAX中对基于可调光焦度器件的变焦内窥物镜系统进行优化,假设第1个和第3个变焦组元器件的初始状态均为等值双凸透镜,第2个变焦组元器件的初始状态均为等值双凹透镜. 根据表3给出的光焦度设计量约束值,可得三组元变焦内窥物镜的可调光焦度器件初始光学参数,结果列于表4.

表4 可调光焦度器件初始光学参数

Table 4 Initial optical parameters of variable focal power lens mm

序号	折射率	曲率半径1			曲率半径2		
		视场1	视场2	视场3	视场1	视场2	视场3
1	1.516 33	0.030 120	0.023 655	−0.049 993	−0.030 120	−0.023 655	0.049 993
2	1.696 80	−0.053 224	−0.016 228	0.069 727	0.053 224	0.016 228	−0.069 727
3	1.846 66	0.231 129	0.232 620	0.326 982	−0.231 129	−0.232 620	−0.326 982

表4中各参数是变焦内窥物镜进行优化的初始结构,是进行三阶几何光学像差优化设计的出发点. 由于内窥物镜中传输图像光纤直径的大小约为10 μm,因此设计内窥镜物镜光学系统中的三阶像差理论上应尽可能小. 若物镜的三阶像差不能充分消除,则会导致其光学成像质量较差,由于观察的组织图像质量较差,可能导致医生误诊,因此应尽可能地降低内窥镜物镜的三阶像差以提高光学系统的对比度和分辨率,从而获得高质量医学图像. 变焦内窥物镜配置优化的基本原则是充分消除变焦后的三阶像差,将物镜光学系统单个目标点光线网格形成的成像点质心坐标设置为光学优化操作目标,设置7种三阶像差目标值的最小值为评价函数,以有效控制可调光焦度变焦后的三阶像差. 在优化过程中,将可调光焦度器件表面设置为八阶系数曲面,其为变量,这有利于加快系统优化的收敛速度. 图3为优化后3个对应于视场1,2,3系统光焦度为0.25,0.2,0.1的变焦内窥物镜光学追击图,其对

应经过优化后的系统参数值分别列于表 5 和表 6，其中 A_2，A_4，A_6，A_8 分别为第 2，4，6，8 次非球面系数.

表 5　光学系统参数

Table 5　Parameters of optical system　　mm

序号和位置	面型	曲率半径			距离	玻璃模型
		视场 1	视场 2	视场 3		
物面	标准	—	无限	—	20	—
1	偶次非球面	92.720	92.719	92.722	10.084	1.52，64.1
2	偶次非球面	3.573	3.551	3.462	3.73	—
光阑	标准	—	无限	—	0.679	—
4	偶次非球面	5.849	5.756	5.695	7.193	1.70，60.7
5	偶次非球面	−6.319	−6.326	−6.323	2.199	—
6	偶次非球面	11.124	11.111	11.097	6.115	1.85，63.2
7	偶次非球面	−2.188	−1.529	−1.455	3.000	—
像面	标准	—	无限	—	—	—

表 6　可调光焦度器件非球面参数

Table 6　Nonspherical parameters of variable focal power lens

序号	圆锥系数	A_2	A_4	A_6	A_8
1	216.43	3.776×10^{-3}	-3.339×10^{-6}	-6.132×10^{-7}	2.957×10^{-8}
2	−0.111	−0.013	5.977×10^{-4}	-7.975×10^{-6}	8.655×10^{-6}
4	−427.654	-1.332×10^{-4}	7.612×10^{-3}	3.423×10^{-4}	-7.145×10^{-5}
5	−1.31	3.533×10^{-3}	-1.078×10^{-3}	1.875×10^{-4}	-4.167×10^{-6}
6	−3.032	-5.002×10^{-3}	8.348×10^{-4}	-3.284×10^{-6}	1.514×10^{-6}
7	−569.635	0.017	-1.177×10^{-3}	9.203×10^{-6}	2.504×10^{-7}

点列图是评价光学性能的重要参数之一，点列图设计结果如图 4 所示，其中(A)～(C)分别对应于变焦系统视场 1，2，3. 由图 4 可见，点列图 3 个视场下的最大均方根(RMS)半径值分别为 108.823，51.605，174.471 μm，系统成像质量可满足外科手术和观测要求，该内窥物镜变焦系统可在没有移动透镜部件的情况下实现连续倍率变焦.

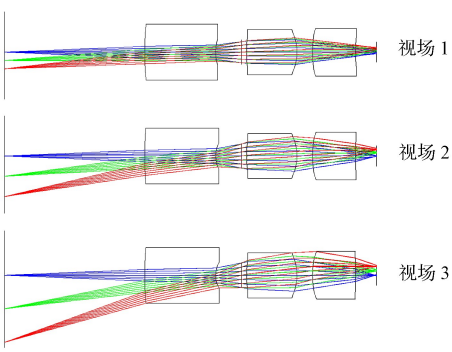


图 3　变焦内窥物镜光学追击图

Fig. 3　Optical pursuit image of zoom endoscope

综上，本文引入可调光焦度器件作为内窥物镜的变焦组元进行光焦度补偿以达到内窥物镜变焦的目的，应用一阶光学理论结合 Gauss 括号法推导了可调光焦度器件的变焦组元的光焦度变焦控制方程，根据该理论进行了系统初始结构设计，在此基础上进行光学优化设计出一种视场为 48°、F 数为 1∶3、变焦比为 2.5 的新型内窥镜. 设计实例为可调光焦度器件应用在内窥镜物镜光学系统提供了一种新的设计路线方案. 与其他类型变焦内窥镜相比，该

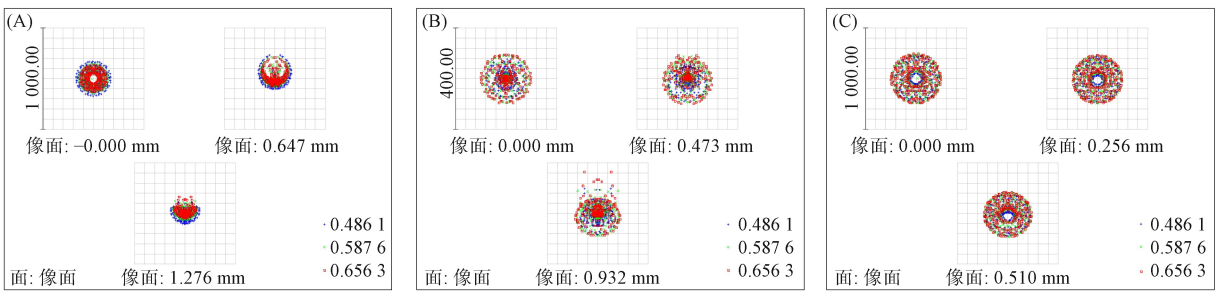


图 4　点列图设计结果

Fig. 4　Design results of spot diagrams

光学系统具有无组件移动、响应频率快和体积构造小等优点.

参 考 文 献

[1] MUTO M, YAO K, KAISE M, et al. Magnifying Endoscopy Simple Diagnostic Algorithm for Early Gastric Cancer (MESDA-G) [J]. Digestive Endoscopy, 2016, 28(4): 379-393.

[2] KANESAKA T, UEDO N, YAO K, et al. A Significant Feature of Microvessels in Magnifying Narrow-Band Imaging for Diagnosis of Early Gastric Cancer [J]. Endoscopy International Open, 2015, 3(6): E590-E596.

[3] 王丽, 林香春, 张蕾, 等. 基于蓝光成像放大结肠镜的JNET分型对结直肠肿瘤性病变诊断价值的研究 [J]. 中华消化内镜杂志, 2020, 37(4): 262-266. (WANG L, LIN X C, ZHANG L, et al. Diagnostic Value of JNET Classification in Blue-Laser Imaging Magnifying Endoscopy for Colorectal Neoplastic Lesions [J]. Chinese Journal of Digestive Endoscopy, 2020, 37(4): 262-266.)

[4] 袁燕文, 叶衬轩, 郭振科. 内镜窄带成像放大技术和色素染色对早期结直肠癌及其癌前病变的诊断研究 [J]. 中外医疗, 2020, 39(23): 42-44. (YUAN Y W, YE C X, GUO Z K. Endoscopic Narrow-Band Imaging Magnification and Pigment Staining in the Diagnosis of Early Colorectal Cancer and Its Precancerous Lesions [J]. China Foreign Medical Treatment, 2020, 39(23): 42-44.)

[5] 张伟, 牛春阳, 游兴海, 等. 高倍率大视场细胞内镜成像系统研究 [J]. 光学学报, 2021, 41(17): 107-115. (ZHANG W, NIU C Y, YOU X H, et al. Endocytoscopic Imaging System with High Magnification and Large Field of View [J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(17): 107-115.)

[6] GOETZ M, MALEK N P, KIESSLICH R. Microscopic Imaging in Endoscopy: Endomicroscopy and Endocytoscopy [J]. Nature Reviews Gastroenterology Hepatology, 2014, 11(1): 11-18.

[7] 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): 179-183. (GUO X, ZHANG W, SU J H, et al. Design of a Focus-Tunable Capsule Endoscope System [J]. Acta Photonica Sinica, 2015, 44(5): 179-183.)

[8] 张薇, 田维坚, 张宏建. 二元变焦内窥镜光学系统设计 [J]. 光子学报, 2010, 39(1): 105-109. (ZHANG W, TIAN W J, ZHANG H J. A Method of Bifocal Zoom Endoscope System Design [J]. Acta Photonica Sinica, 2010, 39(1): 105-109.)

[9] 程洪涛, 郭世俊, 吕杰, 等. 可调光焦度器件的变焦光学系统研究发展趋势 [J]. 激光与光电子学进展, 2016, 53(8): 53-63. (CHENG H T, GUO S J, LÜ J, et al. Research Development Trends of Zoom System with Variable Focal Power Device [J]. Laser and Optoelectronics Progress, 2016, 53(8): 53-63.)

[10] 曹一青, 沈志娟. 大视场角入射平行平面板像差分析方法 [J]. 吉林大学学报(理学版), 2022, 60(1): 155-162. (CAO Y Q, SHEN Z J. Aberration Analysis Method for Plane-Parallel Plate with Large Field of View Incident [J]. Journal of Jilin University (Science Edition), 2022, 60(1): 155-162.)

[11] 全薇, 郝晓明, 孙雅东, 等. 基于实际眼结构的个性化投影式头盔物镜研制 [J]. 吉林大学学报(工学版), 2018, 48(4): 1291-1297. (QUAN W, HAO X M, SUN Y D, et al. Development of Individual Objective Lens for Head-Mounted Projective Display Based on Optical System of Actual Human Eye [J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2018, 48(4): 1291-1297.)

[12] BERGE B, PESEUX J. Variable Focal Lens Controlled by an External Voltage: An Application of Electrowetting [J]. The European Physical Journal E, 2000, 3: 159-163.

[13] 林银森. 高斯括号原理及其应用 [J]. 武测科技, 1985(1): 19-29. (LIN Y S. The Principle of Gaussian Brackets and Its Applications [J]. Journal of Geomatics, 1985(1): 19-29.)

[14] CHENG H T, CAO Y Q, LI H Y. Preliminary Design of a Three-Element Zoom System Based on a Variable-Focal-Power Lens [J]. Optical Review, 2021, 28(3): 271-277.

(责任编辑: 王 健)