

# 医用光学变焦消色差内窥镜镜头设计

程洪涛<sup>1</sup>, 李恒宇<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>上海健康医学院发展规划处, 上海 201318;

<sup>2</sup>上海大学机电工程与自动化学院, 上海 200444

**摘要** 医用内窥镜由于空间狭窄,设计难点在于如何进行局部光学变焦并分辨出局部放大人体组织的成像视图,因此物镜要满足低色差、高可靠性、微型化等需求。从分析内窥镜光学变焦存在的技术路线出发,应用阿尔瓦雷斯透镜在内窥镜中实现光学变焦,这种结构变焦简单、结构稳定、快速且成像可靠。进一步以高斯括号法和像差理论为出发点,发展了基于阿尔瓦雷斯透镜内窥镜物镜消色差变焦光学设计理论。然后依据该理论,推导得到消色差物镜系统光学设计初始值。最后应用光学色差理论求解验证了理论的正确性,为进一步应用阿尔瓦雷斯透镜设计内窥镜提供了光学设计理论基础。

**关键词** 医用光学; 镜头; 变焦; 内窥镜; 光学设计

中图分类号 O436 文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP202259.2417001

## Design of Medical Optical Zoom Achromatic Endoscope Objective

Cheng Hongtao<sup>1</sup>, Li Hengyu<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Development and Plan, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China;

<sup>2</sup>School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China

**Abstract** Considering the narrow space, the design difficulty of the medical endoscope objective lies in performing local optical zoom and distinguishing the imaging view of locally enlarged human tissues. Therefore, the objective lens must meet the requirements of low chromatic aberration, high reliability, and miniaturization. From the analysis of the technical route for an endoscopic optical zoom, this study proposes the application of the Alvarez lens in the endoscope to achieve optical zoom. The proposed structure has the advantages of achieving simple zoom, stable structure, fast, and reliable imaging. First, we have developed the achromatic zoom optical design theory of the endoscope objective using the Alvarez lens based on the Gaussian bracket method and aberration theory. Then, we derived the initial optical design value of the achromatic objective lens system using the aberration theory. Finally, the optical chromatic aberration theory is used to verify the correctness of the theory, which provides an optical design theoretical basis for the further application of the Alvarez lens in the design of an endoscope.

**Key words** medical optics; lens; zoom; endoscope; lens system design

## 1 引言

内窥镜在外科医学上广泛应用于人体内检查、诊断、治疗、手术各项过程中,是现代外科微创手术取代传统开放手术的关键设备,已成为执行微创手术的标准器械,如胆囊切除术、阑尾切除术和子宫切除术等<sup>[1-3]</sup>。目前,在外科手术操作内窥镜过程中,需要一名外科医生作为摄像助手将内窥镜前后移动,使内窥

镜能够从大范围视场转换到高分辨率成像的局部组织特写视图,从而得到局部清晰度好、分辨率高的成像。此操作可能会增加手术意外发生的概率,从而损伤周围器官组织。

为内窥镜配备光学变焦功能,能够减少微创外科手术过程中内窥镜的移动、降低手术风险、延迟活检、节省成本、提高手术效率。目前有 3 种研究路线可实现内窥镜光学变焦。第 1 种研究路线基于直接线性驱

收稿日期: 2022-01-12; 修回日期: 2022-01-13; 录用日期: 2022-02-18

基金项目: 国家自然科学基金(62073209, 61625304, 61991415)

通信作者: lihengyu@shu.edu.cn

动传统棒透镜,系统光焦度通过沿光轴移动透镜来改变。这不可避免含有执行机构,会造成变焦内窥镜体积增大<sup>[4]</sup>。第 2 种研究路线是基于液体透镜的可调光焦度器件光学变焦<sup>[5-6]</sup>,这种液体透镜由储存液体光学材料的腔室组成。通过调整腔体中液体的形状或折射率分布来改变光学系统光焦度,然而其容易被外部环境干扰,不稳定且液体封装工艺复杂。上述两种变焦研究路线的原理及结构较为复杂,稳定性也有待提高。第 3 种研究路线是应用阿尔瓦雷斯于 1967 年提出的通过移动垂直于光轴方向的两个光学组件即可实现变焦功能的新型的变焦光学透镜结构来实现变焦内窥镜的功能<sup>[7]</sup>。应用阿尔瓦雷斯透镜的内窥镜光学变焦系统的优点<sup>[7-8]</sup>包括:系统的光焦度可以连续线性变化;原理结构简单;机械控制方便,只需利用现有的技术就可以实现对系统的控制。

基于上述分析,本文依据医用内窥镜的成像关键技术指标,从消色差的几何光学理论出发,应用高斯括号法理论推导出 3 组元光学变焦内窥镜的光焦度初值,从而求解出阿尔瓦雷斯透镜的横向移动距离。并在此基础上设计了一种基于阿尔瓦雷斯透镜的新型超小型消色差光学变焦内窥镜的初始解,其是由 3 片具有自由曲面的阿尔瓦雷斯透镜组成的。色差理论求解验证表明,由光焦度理论初值计算出的变焦系统色差值是可信的,为进一步光学设计优化提供了参考和手段。这种基于阿尔瓦雷斯透镜的超微型变焦内窥镜与同类内窥镜相比,具有响应时间快、体积小等突出优点,在未来的内窥镜系统中有着广泛的应用前景。

## 2 内窥镜物镜初始结构变焦理论

### 2.1 阿尔瓦雷斯透镜工作原理

图 1 为阿尔瓦雷斯透镜的原理示意图,它是由两个透镜对置而成的,通过至少一个透镜在垂直于光轴的方向上的横向移动来实现焦距的改变。当两片透镜没有相对移动时,如图 1(case 1a)所示,其组合等效为平行平板,即图 1(case 1b)的零光焦度透镜;当相对位置逐渐靠近时,如图 1(case 2a)所示,上述位移方式所形成的透镜组合为正光焦度状态,其组合等效为正光焦度透镜,即图 1(case 2b);当位移方向相反时,阿尔瓦雷斯透镜则会组合成负光焦度状态,如图 1(case 3a)所示,其组合等效为负光焦度透镜,即图 1(case 3b)。依据阿尔瓦雷斯组合透镜计算原理,组合透镜等价的球面镜光焦度<sup>[7]</sup>为

$$\phi^* = 4\xi t(n-1), \quad (1)$$

式中: $\phi^*$ 为阿尔瓦雷斯组合透镜的光焦度; $t$ 为两透镜的横向移动距离参数; $n$ 为透镜材料的折射率; $\xi$ 为常数,其取值决定了在 $t$ 位移时光焦度的变化范围。基于上述原理,只需要控制好阿尔瓦雷斯透镜中 $t$ 的变化,就可使阿尔瓦雷斯透镜光焦度线性可调。

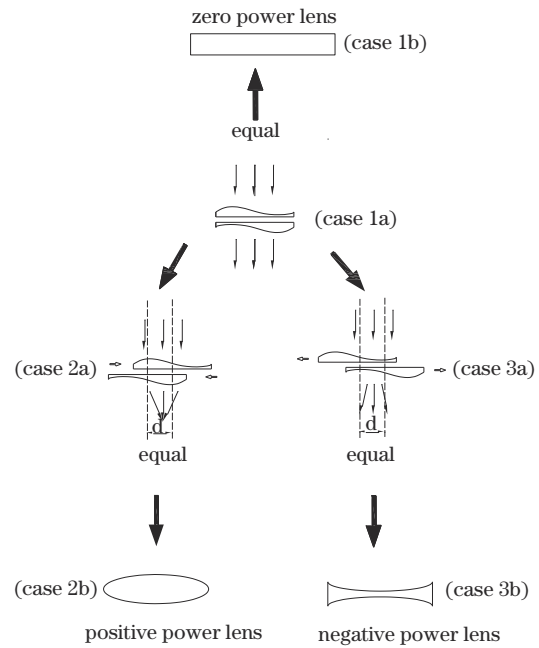


图 1 阿尔瓦雷斯透镜原理示意图

Fig. 1 Principle of Alvarez lens

### 2.2 内窥镜物镜变焦光学理论设计

光学变焦内窥镜由 3 对可调光焦度阿尔瓦雷斯透镜组成, $OM$ 代表物面, $IM$ 代表像面, $d_0$ 是像面 $OM$ 到阿尔瓦雷斯透镜 $L_1$ 的距离, $d_1$ 是前透镜 $L_1$ 到中透镜 $L_2$ 的距离, $d_2$ 是中透镜 $L_2$ 到后透镜 $L_3$ 的距离, $d_3$ 是后透镜 $L_3$ 到的像面 $IM$ 距离,原理如图 2 所示。

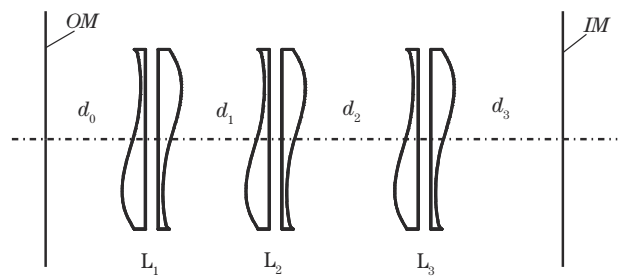


图 2 基于阿尔瓦雷斯透镜的内窥镜物镜结构图

Fig. 2 Endoscope objective based on Alvarez lens

光学元件沿光轴的位置是固定的,光学变焦通过改变前透镜 $L_1$ 、中透镜 $L_2$ 和后透镜 $L_3$ 等 3 个阿尔瓦雷斯透镜的光焦度使物镜处于良好的对焦状态。高斯括号法是处理几何光学的一种最有效工具,依据高斯括号法<sup>[9]</sup>,图 2 的高斯常数表达分别为

$$\alpha = [\phi_1, d_1, \phi_2, d_2], \quad (2)$$

$$\beta = [d_1, \phi_2, d_2], \quad (3)$$

$$\gamma = [\phi_3, d_2, \phi_2, d_1, \phi_1], \quad (4)$$

$$\delta = [\phi_3, d_2, \phi_2, d_1], \quad (5)$$

式中: $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 都是系统结构元素的光焦度和间隔距离的线性函数; $\phi_1$ 、 $\phi_2$ 、 $\phi_3$ 分别是前透镜 $L_1$ 、中透镜 $L_2$ 、后透镜 $L_3$ 的光焦度。考虑到临床安全性和有效性是

变焦内窥镜的设计准则的基本要求。外科医生观测的人体内生物组织颜色接近且变化差别细微,如果内窥镜的色差分辨能力和色彩还原能力有限,那么外科医生误诊或手术失败的风险就会增加。因此,内窥镜的色差辨认能力是衡量其临床安全性和有效性的重要技术指标,本研究以内窥镜的色差校正作为设计的出发点。在高斯光学领域,由于内窥镜系统中存在不同波长的光,色差是必然存在的。因此依据高斯常数的物理意义和 3 组元光学系统消色差的充分必要条件<sup>[9-10]</sup>是

$$\frac{\partial \alpha}{\partial \lambda} \frac{\partial \delta}{\partial \lambda} - \frac{\partial \beta}{\partial \lambda} \frac{\partial \gamma}{\partial \lambda} = 0, \quad (6)$$

$$\frac{1}{s} = \frac{\partial \alpha / \partial \lambda}{\partial \beta / \partial \lambda}, \quad (7)$$

$$\frac{1}{s'} = \frac{\partial \delta / \partial \lambda}{\partial \gamma / \partial \lambda}, \quad (8)$$

式中: $s$ 是系统物距; $s'$ 是系统像距; $\lambda$ 是波长。将式(2)~(5)代入式(6)~(8),有

$$\frac{\partial \phi_1}{\partial \lambda} \frac{\partial \phi_2}{\partial \lambda} d_1^2 + \frac{\partial \phi_1}{\partial \lambda} \frac{\partial \phi_3}{\partial \lambda} [d_1, \phi_2, d_2]^2 + \frac{\partial \phi_2}{\partial \lambda} \frac{\partial \phi_3}{\partial \lambda} d_2^2 = 0, \quad (9)$$

$$\frac{1}{s} = \frac{1}{d_1} [d_1 \phi_1] + \frac{1}{d_1 d_2} [d_2 \phi_2 d_1] \frac{\partial \phi_1 / \partial \lambda}{\partial \phi_2 / \partial \lambda}, \quad (10)$$

$$-\frac{1}{s'} = \frac{1}{d_2} [d_2 \phi_3] + \frac{1}{d_1 d_2} [d_2 \phi_2 d_1] \frac{\partial \phi_3 / \partial \lambda}{\partial \phi_2 / \partial \lambda}. \quad (11)$$

式(9)~(11)给出了内窥镜以消色差为目标的目标方程解析等式。分析其特点可知,需要求出 $\partial \phi$ 的代数表达式。光学系统色差校正一般是可见光,以 C、D、F 光作为参考,又由于光焦度与折射率是线性函数关系,可以用下面的方法等效微分商:

$$\frac{1}{\phi} \partial \phi \sim \frac{\phi_F - \phi_C}{\phi_D} = \frac{n_F - n_C}{n_D - 1} = \frac{1}{v}, \quad (12)$$

式中: $v$ 是阿贝系数; $\phi_F$ 、 $\phi_C$ 、 $\phi_D$ 分别是在 F、C、D 光的

光焦度; $n_F$ 、 $n_C$ 、 $n_D$ 分别是在 F、C、D 光的折射率。由式(12),有

$$\partial \phi = \frac{\phi}{v}. \quad (13)$$

将式(13)代入式(9)~(11)中,可得

$$\frac{\phi_1}{v_1} \frac{\phi_2}{v_2} d_1^2 + \frac{\phi_1}{v_1} \frac{\phi_3}{v_3} (d_1 + d_2 - d_1 d_2 \phi_2)^2 + \frac{\phi_2}{v_2} \frac{\phi_3}{v_3} d_2^2 = 0, \quad (14)$$

$$\frac{1}{s} = \frac{1}{d_1} (1 - d_1 \phi_1) + \frac{1}{d_1 d_2} \frac{\phi_1 v_2}{\phi_2 v_1} (d_1 + d_2 - d_1 d_2 \phi_2), \quad (15)$$

$$-\frac{1}{s'} = \frac{1}{d_2} (1 - d_2 \phi_3) + \frac{1}{d_1 d_2} \frac{\phi_3 v_2}{\phi_2 v_3} (d_1 + d_2 - d_1 d_2 \phi_2), \quad (16)$$

式中: $v_1$ 、 $v_2$ 、 $v_3$ 分别是前透镜 L<sub>1</sub>、中透镜 L<sub>2</sub>、后透镜 L<sub>3</sub>的阿贝系数。由高斯常数可知,3 组元变焦内窥镜系统总的光焦度 $\phi_{123}$ 为

$$\phi_{123} = -\gamma. \quad (17)$$

那么有

$$\begin{aligned} \phi_{123} = & -[\phi_3, d_2, \phi_2, d_1, \phi_1] = \phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - \\ & d_1 \phi_1 (\phi_2 + \phi_3) - d_2 \phi_3 (\phi_1 + \phi_2) + d_1 d_2 \phi_1 \phi_2 \phi_3. \end{aligned} \quad (18)$$

3 组元变焦系统满足

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \phi_{123}, \quad (19)$$

$$m = -\frac{s'}{s}, \quad (20)$$

式中: $m$ 为系统放大率。联立式(19)、(20),可得

$$s = \frac{m-1}{m \phi_{123}}, \quad (21)$$

$$s' = \frac{1-m}{\phi_{123}}. \quad (22)$$

将式(18)、(21)、(22)代入式(15)、(16),有

$$\frac{m [\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - d_1 \phi_1 (\phi_2 + \phi_3) - d_2 \phi_3 (\phi_1 + \phi_2) + d_1 d_2 \phi_1 \phi_2 \phi_3]}{1-m} - \frac{1-d_1 \phi_1}{d_1} - \frac{\phi_1 v_2 (d_1 + d_2 - d_1 d_2 \phi_2)}{d_1 d_2 \phi_2 v_1} = 0, \quad (23)$$

$$\frac{\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - d_1 \phi_1 (\phi_2 + \phi_3) - d_2 \phi_3 (\phi_1 + \phi_2) + d_1 d_2 \phi_1 \phi_2 \phi_3}{1-m} + \frac{1-d_2 \phi_3}{d_2} + \frac{\phi_3 v_2 (d_1 + d_2 - d_1 d_2 \phi_2)}{d_1 d_2 \phi_2 v_3} = 0. \quad (24)$$

联立式(14)、(23)、(24),可以得到消色差 3 组元内窥镜变焦系统 $\phi_1$ 、 $\phi_2$ 、 $\phi_3$ 的计算初值。然后进一步将式(1)代入其中就可以分别求解得到阿尔瓦雷斯透镜的横向移动距离参数。本小节推导出了变焦系统消色差条件下阿尔瓦雷斯透镜的光焦度解析表达式,这些方程的作用在于光学初始值设计,是光学设计初始结构的重要理论依据,这为后续计算机软件进行优化提供了初始参数结构。

### 3 光学系统设计初始值计算

为了进一步说明和验证计算方程,特别地给出了 3 组元阿尔瓦雷斯透镜构成变焦内窥镜的光学初始物理结构参数,具体如表 1 所示,其中 $d$ 为组元间距、Glass 为玻璃牌号、阿贝数为 $v$ 、折射率为 $n$ 、 $\xi$ 为阿尔瓦雷斯透镜的固有常参数。

依据内窥镜消色差光学设计理论和内窥镜的成像特点,将表 1 的变焦系统物理参数代入式(14)~(16),

可得到 3 个变量的约束方程:

$$0.317092\phi_1\phi_2 + 0.459437\phi_1\phi_3 + 0.224015\phi_2\phi_3 - 9.188741\phi_1\phi_2\phi_3 + 45.943703\phi_1\phi_3\phi_2^2 = 0, \quad (25)$$

$$m \left[ \frac{\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - 20\phi_1(\phi_2 + \phi_3) - 20\phi_3(\phi_1 + \phi_2) + 400\phi_1\phi_2\phi_3}{1-m} \right] + \phi_1 - 0.051273 \frac{\phi_1(1-10\phi_2)}{\phi_2} - 0.05 = 0, \quad (26)$$

$$\frac{\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - 20\phi_1(\phi_2 + \phi_3) - 20\phi_3(\phi_1 + \phi_2) + 400\phi_1\phi_2\phi_3}{1-m} - \phi_3 + 0.000906 \frac{\phi_3}{\phi_2} + 0.05 = 0. \quad (27)$$

表 1 光学元件物理参数

Table 1 Physical parameters of optical elements

Lens	$d/\text{mm}$	Glass	$v$	$n$	$\xi$
L <sub>1</sub>	20	LAH66	49.601340	1.772499	0.2
L <sub>2</sub>		TIH6	25.432057	1.805181	0.2
L <sub>3</sub>	30	FSL5	70.210260	1.487490	0.2

应用数值计算理论分析内窥镜消色差条件得到的式(25)~(27)可知,其为非线性方程。因此该组数学方程不能得到精确解,只能用非线性方程的数值方法

表 2 阿尔瓦雷斯透镜的光学参数和物理参数

Table 2 Optical and physical parameters of Alvarez lens

Status	$m$	$\phi_1/\text{mm}^{-1}$	$t_1/\text{mm}$	$\phi_2/\text{mm}^{-1}$	$t_2/\text{mm}$	$\phi_3/\text{mm}^{-1}$	$t_3/\text{mm}$
Wide angle	-3	0.0398	0.0644	-0.2439	-0.3786	0.0582	0.1492
Mid-zoom	-2.5	0.0362	0.0586	-0.1691	-0.2625	0.0591	0.1515
Tele-zoom	-2	0.0347	0.0561	-0.1722	-0.2673	0.0598	0.1533

利用色差定义验证第 2 节的计算理论。那么 3 组元阿尔瓦雷斯透镜的变焦系统组成的轴向色差系数可以写成

$$C_{AC} = -\frac{y_1^2\phi_1}{v_1} - \frac{y_2^2\phi_2}{v_2} - \frac{y_3^2\phi_3}{v_3}, \quad (28)$$

式中: $y_1, y_2, y_3$  是阿尔瓦雷斯透镜  $L_1, L_2, L_3$  边缘轴上光线的高度值; $v_i, \phi_i (i=1, 2, 3)$  的值如表 1 所示。建立 3 组元阿尔瓦雷斯透镜的变焦系统  $y-nu$  光线追迹程序,由于与光轴平行的光线都应该交会在像平面的同一点,所以选择一条特殊的光线  $y_1 = 1 \text{ cm}$  即可。接着进行光线追踪,求得  $y_2, y_3$ , 如表 3 所示。然后将  $y_i, v_i, \phi_i$  代入式(25),可以计算出 3 组元阿尔瓦雷斯变焦系统色差值,结果如表 4 所示。

表 3 阿尔瓦雷斯变焦系统边缘轴上光线高度值

Table 3 Light height value on edge axis of Alvarez zoom system

Status	$y_1$	$y_2$	$y_3$
Wide angle	1	0.9204	1.4745
Mid-zoom	1	0.9276	1.2896
Tele-zoom	1	0.9306	1.3072

由表 4 可知,尽管得到的轴向色差计算值不是 0,原因在于应用 matlab 求解 3 组元阿尔瓦雷斯透镜光焦度中存在计算误差,但是结果满足消色差求解状态评价。这说明第 2 节的理论计算公式是可信的,由其计

求近似解,误差主要来自计算方法误差和计算过程中的舍入误差。进一步令  $m = -3, -2.5, -2$ , 利用 matlab 求解式(25)~(27),得到阿尔瓦雷斯透镜的光焦度近似值  $\phi_i (i=1, 2, 3)$ , 其中相对误差值控制在 0.84% 以内。然后将  $\phi_i (i=1, 2, 3)$  代入式(1),可得到  $t_i (i=1, 2, 3)$ , 其中  $t_i (i=1, 2, 3)$  分别为阿尔瓦雷斯透镜  $L_i (i=1, 2, 3)$  横向移动距离参数。表 2 是应用消色差理论得到的基于阿尔瓦雷斯透镜的变焦内窥镜的一组光学系统的初始设计参数。

表 4 阿尔瓦雷斯变焦系统色差计算值

Table 4 Axial color calculation value of Alvarez zoom system

Status	Axial color
Wide angle	0.005520
Mid-zoom	0.003591
Tele-zoom	0.003709

算得到的光焦度初始值是内窥镜结构的重要几何光学参数,可作为商业软件进行优化设计的出发点。

## 4 结 论

与传统实现变焦功能的方式不同,采用阿尔瓦雷斯透镜作为可调焦器件设计医用光学内窥镜,该透镜通过横向微小位移就可以实现焦距的变化,拥有体积小、变倍比高的特点。应用高斯括号法和消色差理论提出了一种新的无需纵向移动、超紧凑形式即可清晰聚焦的图像光学变焦内窥镜的初值求解手段,是光学系统优化设计的前提。这种光学变焦内窥镜在医疗腔镜系统中具备潜在用途。

## 参 考 文 献

- [1] 鲍玉冬, 齐东博, 魏雯, 等. 医用内窥镜装置的研究进展[J]. 哈尔滨理工大学学报, 2021, 26(5): 25-33.  
Bao Y D, Qi D B, Wei W, et al. Research progress of medical endoscope device[J]. Journal of Harbin University

- of Science and Technology, 2021, 26(5): 25-33.
- [2] 杨立, 祝林, 张楠. 鼻内窥镜下手术与传统手术治疗慢性鼻窦炎鼻息肉的疗效对比分析[J]. 湖南师范大学学报(医学版), 2021, 18(5): 220-222.  
Yang L, Zhu L, Zhang N. Comparative analysis of the curative effect of nasal endoscopic surgery and traditional surgery on chronic sinusitis and nasal polyps[J]. Journal of Hunan Normal University (Medical Sciences), 2021, 18(5): 220-222.
- [3] Hoskison E E, Harrop E, Jufas N, et al. Endoscopic stapledotomy: a systematic review[J]. Otolaryngology & Neurotology, 2021, 42(10): e1638-e1643.
- [4] 王佳楠, 向阳. 变焦电子腹腔镜物镜光学系统的设计[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2018, 41(1): 67-70.  
Wang J N, Xiang Y. Design of optical system for zoom electronic laparoscope objective lens[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2018, 41(1): 67-70.
- [5] 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.
- [6] 程阳, 曹杰, 王莹博, 等. 介电弹性体驱动液体透镜的设计与分析[J]. 光学学报, 2021, 41(5): 0522004.  
Cheng Y, Cao J, Wang Y B, et al. Design and analysis of liquid lens driven by dielectric elastomer[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(5): 0522004.
- [7] Alvarez L W. Two-element variable-power spherical lens: US3305294[P]. 1967-02-01.
- [8] Zou Y C, Chau F S, Zhou G Y. Ultra-compact optical zoom endoscope using solid tunable lenses[J]. Optics Express, 2017, 25(17): 20675-20688.
- [9] 林银森. 高斯括号原理及其应用[J]. 武测科技, 1985, 10(1): 17-27.  
Lin Y S. Application and Principle of Gauss bracket[J]. Journal of Wuhan Measurement Science, 1985, 10(1): 17-27.
- [10] Herzberger B M. Modern geometrical optics[M]. New York: Interscience Publishers, 1958.