

基于环带拼接的电子内窥镜物镜系统的设计

曹鑫¹, 高志山^{1*}, 许宁晏¹, 陈露², 袁群¹, 郭珍艳¹

¹南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094;

²北方信息控制研究院集团有限公司, 江苏 南京 211153

摘要 为了满足电子内窥镜小体积、大视场的成像需求,将双层同心透镜作为初始结构,并在球透镜的最后一面叠加环带拼接面型,实现平场成像,之后进行多环带的面型融合,生成了完整面型。采用 Q-type 非球面表征的连续拼接面型可以保证成像质量,同时可以满足连续性要求。最终优化得到了工作于可见光波段、全视场 90°、系统长度仅为 2.81 mm 且仅由 4 个折射面构成的电子内窥镜物镜系统。该系统的全视场场曲小于 0.1 mm,畸变在 20% 以内,在 72 lp/mm 下的调制传递函数可超过 0.3,全视场相对照度大于 0.5,满足电子内窥镜的成像要求。

关键词 光学设计; 环形拼接面型; 内窥成像; 大视场

中图分类号 TB851.1

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202148.2107003

1 引言

内窥镜是经过人体的天然孔道或微小创口进入体内观察人体内部组织和结构,对病情进行诊断的医疗成像设备,在现代医学中有着广泛的应用^[1-2]。研究人员一直致力于探究对人体伤害更小的技术^[3]。医用内窥镜是一种典型的大视场紧凑型成像光学系统,宽视场和高分辨率可以有效减少诊断所需的时间,提高诊断准确率,而紧凑的小体积系统物镜结构可以有效减轻患者的不适^[4]。传统的宽视场相机需要大量镜头才能将全景场景聚焦到平面图像传感器上,以减小由焦平面之间的强烈不匹配引起的场曲。2015 年,Sheu 等^[5]基于反向摄远的结构形式,设计了一种双视场胶囊内窥镜,其前向视场为 ±45°,由兼顾了折射和反射的 7 片非球面透镜来实现;该系统在 50 lp/mm 下的调制传递函数(MTF)大于 0.35,前向视场畸变为 30%。2016 年,Liu 等^[6]设计了具有全景观察和关键区域局部放大双重功能的内窥镜头,该系统的最大视场为 97.5°,在 70 lp/mm 下的 MTF 大于 0.6,系统总长为 23.5 mm,整体尺寸偏大。目前常见的视场在 90°左右的几种典型的内窥镜物镜系统,在面向轴外像差

的校正需求时,所需的透镜均在 6 片及以上。双层胶合的同心球透镜由 4 个折射面构成,各折射面的曲率中心重合于一点,不存在彗差等轴外像差,仅需校正球差和轴向色差,可应用于小型化、高像质、大视场的光学系统中^[7-8],但同心系统所成的像面是曲面。曲面传感器的加工难度较高,在一定程度上限制了同心球透镜的应用。微透镜阵列等结构可以用分割视场的方式,使不同的视场获得不同的焦距,通过校正场曲可以获得平面成像的效果。Liang 等^[9]设计了曲面微透镜阵列结合半球透镜的相机系统,该系统厚度为 2.7 mm,利用曲面微透镜阵列校正半球透镜带来的场曲后可以实现 116°×72°的单体光成像;但该系统各段独立的不连续面型易引入杂散光,不连续的波前会对成像效果产生不利影响。此外,不连续面型的加工和装配难度也相对较大^[10]。

环带拼接面型是由一个中心区域和若干个围绕中心区域的环带共同构成的一种特殊面型^[11],整体具有旋转对称特性。这种面型在环带边缘连接处不存在突变,各个环带之间光滑拼接,相较于不连续面型具有许多优势。通过对不同分段的环带设计不同的焦距,可以使同心球透镜实现平场成像。在电子内窥镜设计过程中,结合 Q-type 非球面多项式表

收稿日期: 2021-02-08; 修回日期: 2021-03-30; 录用日期: 2021-04-27

基金项目: 国家重点研发计划(2019YFB2005500)、江苏省六大人才高峰项目(RJFW-019)

通信作者: *zhishgao@njust.edu.cn

征,可以带来更多的设计自由度,在保证成像质量的同时获得良好的拼接效果。为了在临床诊断过程中观察到更大范围的组织,同时看清病灶区域的更多细节,本文提出了一种基于双层同心球透镜叠加环带拼接面型设计电子内窥镜的方法。在该方法中,拼接环带面叠加在球透镜的最后一面,而且采用 Q-type 多项式表征,不同分段的光焦度不同。将所有环带拼接融合生成完整面型,即可得到由 4 个折射面构成的电子内窥镜系统。该系统的结构紧凑,可实现大视场成像,验证了拼接融合面型在内窥镜设计中的可行性;而且该系统的重量大大减轻,增强了系统的适用性。

2 电子内窥镜的参数及初始结构

2.1 光学系统参数

本文对适用于腹腔观察的电子内窥镜进行设计,以期获得细小孔径下的大视场成像。在电子内窥镜设计中应重点考虑系统的视场范围、体积、相应的分辨率、成像质量等指标^[12]。考虑到同心物镜会受到中间光阑的渐晕限制,视场过大会产生不均匀的照度,同时综合工业电子内窥镜对广角物镜的要求,本文将视场范围设计为±45°,同时设定系统焦距为 2 mm,工作波段为可见光。结合小口径、小体积的使用环境,同时考虑成像获得的光通量,将电子内窥镜的系统总长定在 3 mm 内,最大像面尺寸小于 3.37 mm,设计中选用 1/4 英寸(1 英寸=2.54 cm)CMOS 图像传感器 OV7962。对于定焦系统,内窥镜的相对孔径同时影响系统的分辨率和景深大小,系统的相对孔径越小,景深越大,但分辨率和光通量会变小。较大的景深可以减少对焦时间,从而减小电子内窥镜在体内的移动。根据实际需要,将系统入瞳直径设为 0.36 mm,将工作距离设为 20 mm,详细参数见表 1。

表 1 电子内窥镜的主要设计参数

Table 1 Main design parameters of electronic endoscope objective lens

Parameter	Specification
Wavelength /nm	F light, d light, and C light (visible light)
Entrance pupil diameter/mm	0.36
Field-of-view (FOV) / (°)	90
Focal length /mm	2
Working distance /mm	20
Total length /mm	<3
Image plane size /mm	<3.37

2.2 初始结构的求解

为了更好地校正系统的球差和位置色差,所设计的内窥镜物镜选取双层胶合同心球结构,如图 1 所示。该结构包含 6 个结构参数,分别为内外两个同心球的曲率半径 r_1 和 r_2 、内外两种玻璃材料的折射率 n_1 和 n_2 以及其对应的阿贝数 ν_1 和 ν_2 。

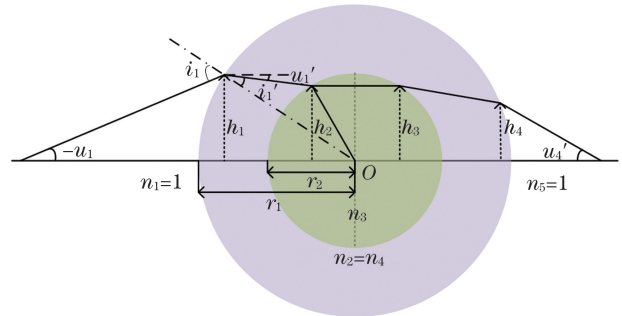


图 1 双层胶合同心球结构

Fig. 1 Structure of double concentric lens

基于近轴光线与光轴夹角的折射公式为

$$n'_1 u'_1 - n_1 u_1 = \frac{n'_1 - n_1}{r_1} \cdot h_1, \quad (1)$$

将 $n'_k = n_{k+1}$ 和 $u'_k = u_{k+1}$ 代入(1)式可得到光线在同心球透镜各折射面的投射高度和角度的递推关系,即

$$u_{k+1} = \frac{n_k}{n_{k+1}} \cdot u_k + \frac{n_{k+1} - n_k}{n_{k+1} \cdot r_k} \cdot h_k, \quad (2)$$

$$h_{k+1} = h_k - u_{k+1} \cdot d_k, \quad (3)$$

式中: d_k 表示第 k 面和第 $k+1$ 面之间的厚度。由同心透镜的性质可知 $d_1 = d_3 = r_1 - r_2, d_2 = 2r_2$ 。当入射光线为平行光时,将 $u_1 = 0$ 代入(2)、(3)式可得双层同心球透镜的焦距为

$$f = \frac{h_1}{n'_4} = \frac{1}{\frac{2}{r_1} \left(1 - \frac{1}{n_2}\right) + \frac{2}{r_2} \left(\frac{1}{n_2} - \frac{1}{n_3}\right)}. \quad (4)$$

要想构建消球差初始结构,需要保证同心球结构的初级球差 $\delta L'_k = 0$ 。消球差的条件为

$$\sum_{l=1}^4 S_l = 0, \quad (5)$$

式中: S_l 为同心系统球差项和数。联立(4)式的焦距公式和(5)式所示的消球差条件可得到双层同心球结构的消球差条件为

$$\frac{1}{f^3} = \frac{2}{r_1^3} \left(1 - \frac{1}{n_1^3}\right) + \frac{2}{r_2^3} \left(\frac{1}{n_3^3} - \frac{1}{n_2^3}\right). \quad (6)$$

要想构建消色差初始结构,则需要通过不同阿贝数材料的组合实现 F 光与 C 光的焦点重合,即

$$f_F - f_C = 0. \quad (7)$$

将(7)式代入(4)式所示的焦距公式,可以得到

$$\left(\frac{1}{r_1} - \frac{2}{r_2}\right)\left(\frac{1}{n_{2C}} - \frac{1}{n_{2F}}\right) = \frac{1}{r_2}\left(\frac{1}{n_{3F}} - \frac{1}{n_{3C}}\right) \quad (8)$$

将同种材料的 F、d、C 光折射率近似关系 $n_d^2 = n_F \cdot n_C$ 以及阿贝数的定义 $v = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C}$ (其中 n_d 为标准折射率, 等同于 n) 代入(8)式可得消色差的条件为

$$\frac{n_2 - 1}{n_2^2 v_1} \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_1}\right) = \frac{n_3 - 1}{n_3^2 v_2 r_2} \quad (9)$$

表 2 电子内窥镜物镜的主要设计参数

Table 2 Main design parameters of electronic endoscope objective lens

Surface type	Radius /mm	Thickness /mm	Material	
			Refractive index	Abbe number
Object				
1	1.023	0.573	1.6	23
2	0.450	0.450	1.5	40
Stop		0.450	1.5	40
4	-0.450	0.573	1.6	23
5	-1.023	0.802		
Image	-1.828			

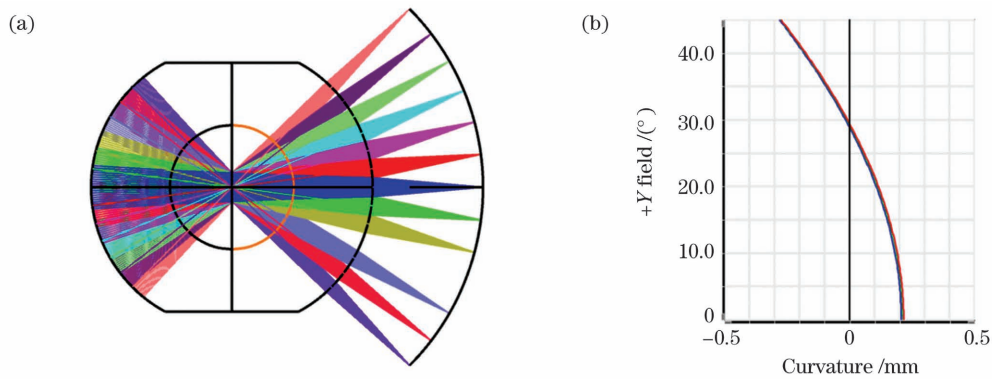


图 2 系统的初始结构及像差。(a) 双层同心透镜的结构; (b) 初始系统的场曲

Fig. 2 Initial structure and aberration of the system. (a) Structure of double concentric lens; (b) curvature of initial system

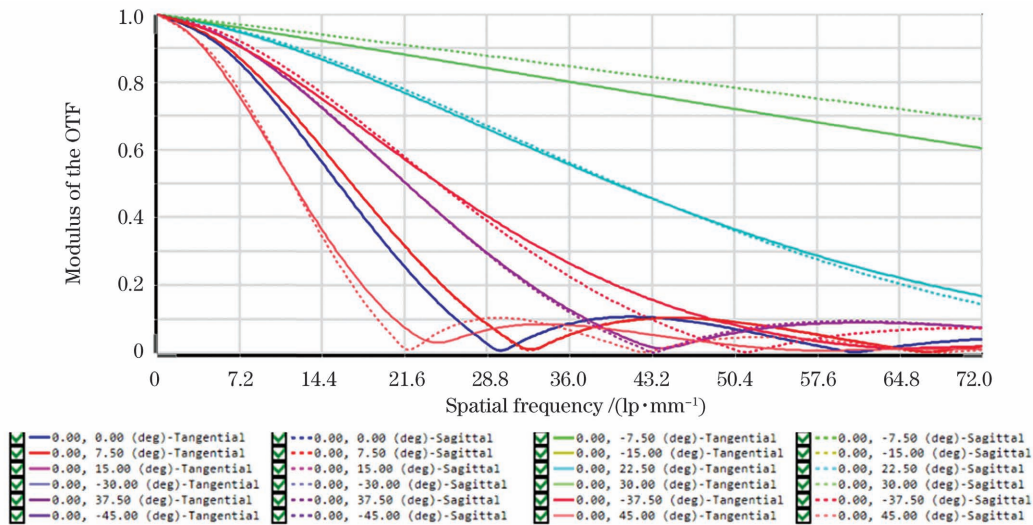


图 3 初始系统的 MTF 曲线

Fig. 3 MTF of initial system

3 环带拼接面设计

为了实现系统场曲的良好校正,在同心结构的

最后一面叠加环带拼接面,然后对不同视场的环带数据分别进行求解。分视场环带面的平场原理如图 4 所示。

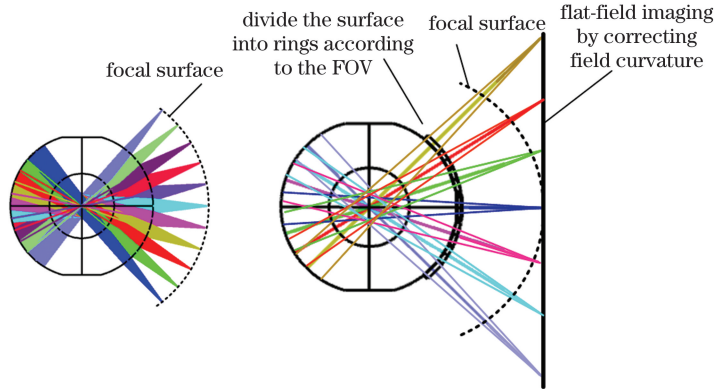


图 4 分视场环带面的平场原理

Fig. 4 Flat-field imaging principle of division of rings

在进行环带拼接设计之前,需要首先得到各环带序列面的初始结构。各环带的初始面型为球面,各分环带面的主要参数包括每一环带的焦距、后截距、球面曲率半径以及环带间的位置关系。各环带均匀分布, YOZ 平面内等间隔的 6 个视场主光线位于各环带的中心位置,分布在面型的不同高度上,如图 5 所示。全视场设计为 $\pm 45^\circ$, 6 个采样视场以 9° 为间隔。越靠近边缘的环带,其曲率半径越大。从中心向边缘,环带分别记为 #1、#2、#3、#4、#5、#6,各视场在光阑处的主光线与系统光轴之间的夹角记为 $\theta_i (i=1, \dots, 6)$ 。与曲面微透镜阵列面型设计时一样,环带拼接面的基底半径设为 1.123 mm,则 6 个采样视场的主光线与各环带面的交点均在基底曲面上。图 5 给出了中间三个环带对应的主光线与环带的相交位置,内同心球的后表面记为 S_3 ,环带拼接面记为 S_4 , S_3 到 S_4 之间的材料

与外同心球的材料相同。

根据光线追迹求解各环带初始结构曲率半径 R_{4i} 的过程如图 6 所示。近似认为各视场主光线经过对应环带 S_4 面时,主光线不发生偏折。已知系统总长为 T ,则各环带的顶点 O 与像点距离 L_i 的计算公式为

$$L_i = \frac{T - d_1 - \frac{d_2}{2}}{\cos \theta_i} - \frac{d_2}{2} - d_3 \quad (10)$$

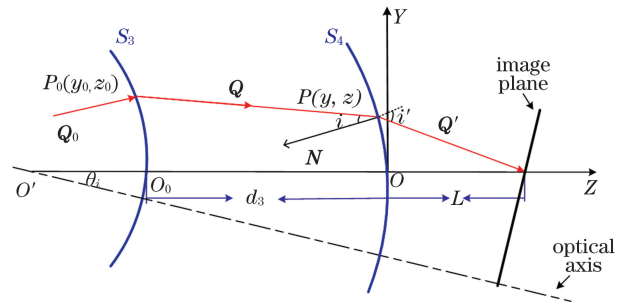


图 6 各环带初始结构的曲率半径 R_{4i} 的求解示意图

Fig. 6 Solution to the curvature radius R_{4i} of the initial structure of each ring

以第 i 环带为例,以该环带的顶点为原点建立坐标系,在二维 YOZ 平面内分析光路及系统参数。该环带对应视场的主光线与系统光轴的夹角为 θ_i ,该视场边缘光线与 S_3 面交于 $P_0(y_0, z_0)$,对应的出射光线的方向余弦为 $Q(m_q, n_q)$, P_0 点坐标及其对应的方向余弦参数 y_0, z_0, m_q, n_q 均为已知量,则可知经 P_0 点的出射光线所在的直线方程为

$$\frac{y - y_0}{m_q} = \frac{z - z_0}{n_q} \quad (11)$$

假设 S_4 的曲率半径为 R_{4i} ,且任意环带的曲率

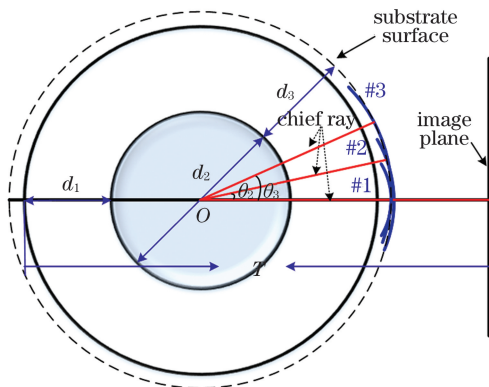


图 5 系统结构及各环带(#1、#2、#3 为例)位置分布示意图

Fig. 5 Diagram of system structure and location distribution (#1, #2, #3 as examples) of each ring

中心均在系统光轴上,则可得位于系统光轴上的球心坐标 $O'(-y_{O_i}, -z_{O_i})$,进而该环带所在的曲面方程为

$$(y - y_{O_i})^2 + (z - z_{O_i})^2 = R_{4i}^2, \quad (12)$$

其中,球心 O' 的坐标参数 y_{O_i} 和 z_{O_i} 均为 R_{4i} 的函数。联立(11)式和(12)式可求得光线与 S_4 的交点坐标 $P(y_p, z_p)$,其中 y_p 和 z_p 均为 R_{4i} 的函数,交点坐标可表示为 $P[y_p(R_{4i}), z_p(R_{4i})]$ 。

已知该环带理想像点与原点 O 之间的距离 L_i ,则近轴像点坐标为 $(0, L_i)$,由此可得经 P 点的出射光线矢量 $Q'[-y_p(R_{4i}), L_i - z_p(R_{4i})]$ 。因此,在 S_4 面上的 P 点处,入射光线矢量为 $Q(m_q, n_q)$,出射光线矢量为 $Q'(-y_p, L_i - z_p)$,该点的表面法向为 $N(-y_{O_i} - y_p, -z_{O_i} - z_p)$ 。在这些参数中, m_q, n_q, L_i 均为已知量, $y_p, z_p, y_{O_i}, z_{O_i}$ 均为环带曲率半径 R_{4i} 的函数。

由矢量运算法则可得 P 点处的入射角 i 和出射角 i' 。同样,二者均为曲率半径 R_{4i} 的函数。同

时,光线在 P 点处发生的偏折应满足折射定律

$$n_1 \sin i(R_{4i}) = n_2 \sin i'(R_{4i}), \quad (13)$$

式中: n_1 为同心球外层的折射率; n_2 为空气折射率。求解此方程即可得到该环带的曲率半径 R_{4i} 。

将环带延长线与坐标原点之间的轴向距离记为 τ_i ,整个系统的坐标原点始终位于光阑中心位置,若求得的曲率半径 $|R_{4i}| = |r_1|$,则 $\tau_i = |r_1|$,其他环带满足

$$\tau_i = |r_2| + |R_{4i}| + (d_3 + |r_2|) \cos \theta_i - \sqrt{R_{4i}^2 - [(d_3 + |r_2|) \sin \theta_i]^2}, \quad (14)$$

式中: r_1, r_2 始终为同心球结构外球和内球的曲率半径。综合考虑结构的连续性和紧凑性需求,结合内窥物镜的成像分辨率和设计视场范围,将各环带的焦距范围定为 $1.2 \sim 2$ mm,选定系统长度 T 以及第三间隔长度 d_3 后,就可以根据(10)~(14)式获得环带球面基底的主要参数,如表 3 所示。图 7 为全局坐标系下 YOZ 平面各环带的的面型轮廓及环带间矢高差。

表 3 各环带的主要参数

Table 3 Main parameters of each ring

Parameter	#1	#2	#3	#4	#5	#6
FOV / (°)	0	9	18	27	36	45
Radius / mm	-0.469	-0.548	-0.687	-0.851	-1.153	-1.225
Focal length / mm	1.189	1.317	1.512	1.697	1.938	2.05
Z coordinate of the vertex of ring / mm	1.081	1.093	1.113	1.115	1.066	1.073

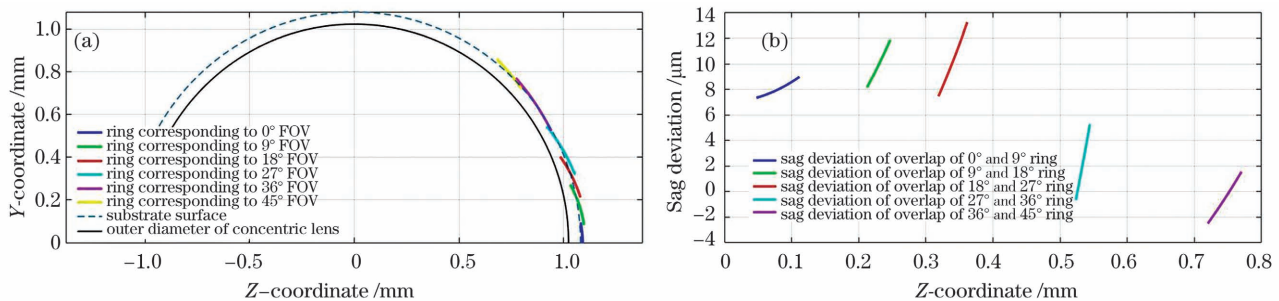


图 7 全局坐标系 YOZ 平面各环带的的面型轮廓及环带间的矢高差。(a)+Y 向各环带的局部轮廓;(b)相邻环带面重叠区域的矢高差

Fig. 7 Surface of each ring and sag deviation between the rings in the YOZ plane of the global coordinate. (a) Profile of each ring in +Y-direction;(b) sag deviation of the adjacent rings

从环带面的初始结构获取结果来看,相邻环带在连接处的矢高差尚未达到连续性要求,而连接处的面型不连续会直接影响面型的融合效果;因此,融合之前需要对环带间的连续性和像质进行控制。接下来,加入优化参量进行进一步优化。

在获取不同视场下各环带焦距分布过程中,可以同时确定各环带的主要参数,利用这些参数在

Zemax 中建立初始模型的同时可以获得初始的环带间矢高差和斜率差值。逐步调整各环带,建立以连续性和像质为指标的约束条件,并将同心结构前表面的曲率半径 r_1 、各环带面的曲率半径 R_{4i} 及其 Qfbs 系数作为优化变量。各环带由独立的变量控制,Qfbs 表征可以提供更多的设计自由度,从而提升优化效率^[13]。

图 8 所示为中间三个环带对应的区域以及它们存在的交叠情况。由里向外框住的分别为 0° 、 9° 、 18° 三个环带对应的区域,分别记为 #1、#2、#3,相应的交点记为 A 和 B。对于环带 #2 与环带 #3 的交点 B 点,该处的连续性限制可以写成

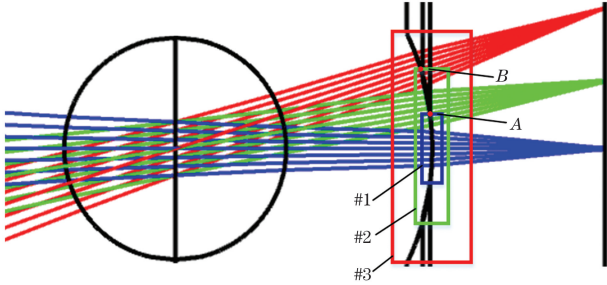


图 8 中间三个环带对应的区域及存在的交叠情况
Fig. 8 Middle three rings and their overlap

$$\begin{cases} \Delta_y = |y_{B-\#3} - y_{B-\#2}| \\ \Delta_z = |z_{B-\#3} - z_{B-\#2}| \end{cases}, \quad (15)$$

$$\begin{cases} \Delta_{N_y} = |N_{y,B-\#3} - N_{y,B-\#2}| \\ \Delta_{N_z} = |N_{z,B-\#3} - N_{z,B-\#2}| \end{cases}, \quad (16)$$

式中: $y_{B-\#3}$ 和 $y_{B-\#2}$ 分别为环带 #3 和环带 #2 上的 B 点在全局坐标系下的 y 坐标; $N_{y,B-\#3}$ 和 $N_{y,B-\#2}$ 分别环带 #3 和环带 #2 上的 B 点在全局坐标系下法向量的 y 分量。 Δ_y 、 Δ_z 和 Δ_{N_y} 、 Δ_{N_z} 与零值的偏离程度可作为相邻环带是否连续且光滑的评判标准。 Δ_y 及 Δ_{N_y} 通常被限制在常规平滑表面加工能力允许的公差范围内。全局坐标系下的其他环带间连续性的约束条件与 #2、#3 环带相同。结合像质指标的优化设计过程如图 9 所示。

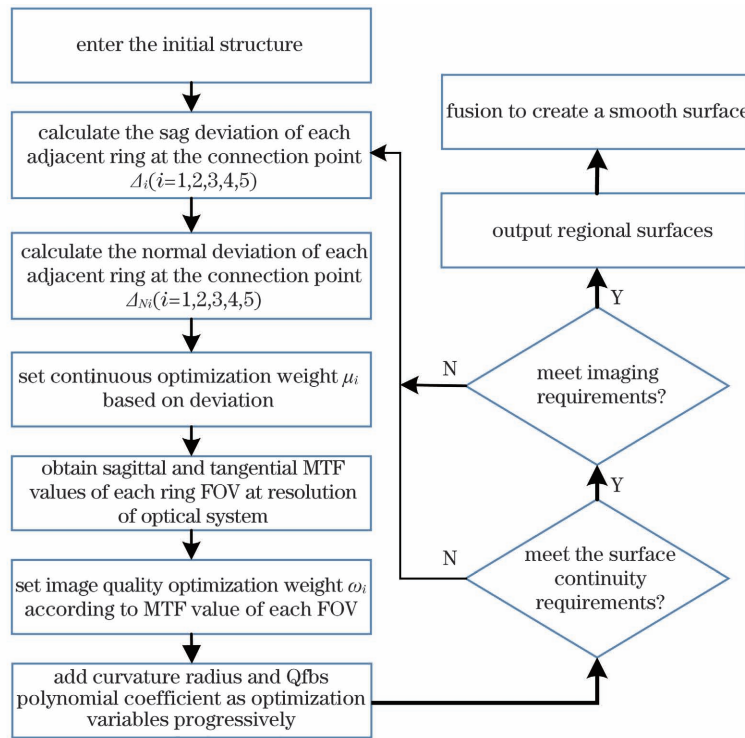


图 9 优化设计流程图
Fig. 9 Flow chart of optimization

4 结果分析与讨论

表 4 给出了中间三个环带连接处的矢高和斜

率差值,矢高差小于测试波长的 1/10(测试波长通常为 632.8 nm),说明环带拼接面型连续,效果理想。

表 4 A 和 B 两个交点上的坐标偏差和法向量偏差

Table 4 Deviation of coordinate and the normal vector on the intersection points of A and B mm

Intersection point	Δ_y	Δ_z	Δ_{N_y}	Δ_{N_z}
A	6.548×10^{-5}	2.888×10^{-6}	9.466×10^{-5}	1.720×10^{-6}
B	1.505×10^{-5}	9.854×10^{-5}	5.394×10^{-5}	7.623×10^{-5}

各环带 Qbfs 非球面矢高方程为

$$z = \frac{c_{\text{bfs}} r^2}{1 + \sqrt{1 - c_{\text{bfs}}^2 r^2}} + \frac{1}{\sqrt{1 - c_{\text{bfs}}^2 r^2}} \times \left[u^2 (1 - u^2) \sum_{m=0}^M a_m Q_m(u^2) \right], \quad (17)$$

式中: u 为归一化半口径, $u = r/r_{\text{max}}$, r_{max} 为非球面

的最大半口径; c_{bfs} 为 Qbfs 非球面最佳拟合球面的曲率; $Q_m(u^2)$ 是一个 m 阶多项式; a_m 为 m 阶多项式各项的系数。接着采集各个环带的矢高点进行拟合, 拟合采用 Zernike 多项式 36 项表征, 最终融合得到的系统如图 10 所示, 可见, 所设计的电子内窥镜实现了大视场的成像效果。

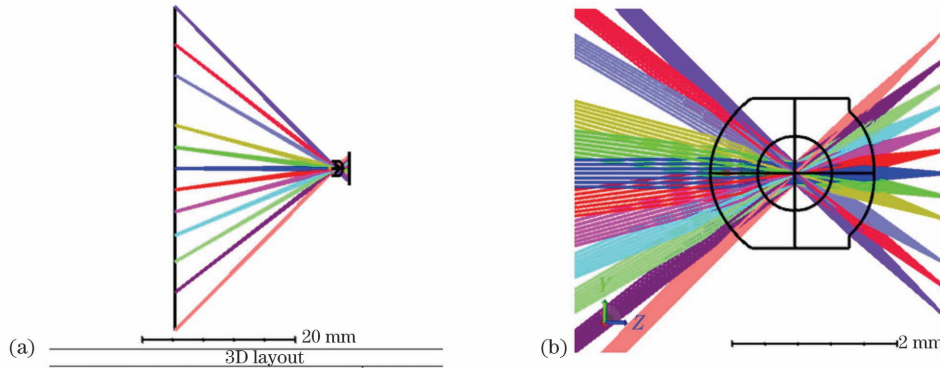


图 10 电子内窥镜的光学结构。(a)整体结构;(b)局部放大

Fig. 10 Optical structure of electronic endoscope optical system. (a) Overall structure; (b) partially enlarged structure

利用环带拼接 Q-type 非球面融合面型的设计, 将电子内窥镜物镜系统的厚度缩至 2.81 mm, 实现了 90°全视场成像, 系统焦距为 2.1 mm, F 数为 5.8, 透镜的最大通光孔径为 1.48 mm, 像面成像直径为 3.37 mm, 光学系统足够紧凑, 各项参数满足要求。此外, 内窥镜工作于封闭且黑暗的环境中, 需要主动冷光源照明才能对体腔内部进行成像。

系统的成像特性如图 11 和图 12 所示。为了评价系统优化后的成像质量, 分别选择 MTF 图、场曲和畸变作为评价标准。在最终的结构中, 各视场的子午和弧矢 MTF 曲线如图 11 所示, 对比图 3 所示的初始结构的 MTF 曲线可以发现, 所设计的物镜系统的全视场 MTF 值在 72 lp/mm 空间频率处超过了 0.3, 可以满足电子内窥镜的成像要求。

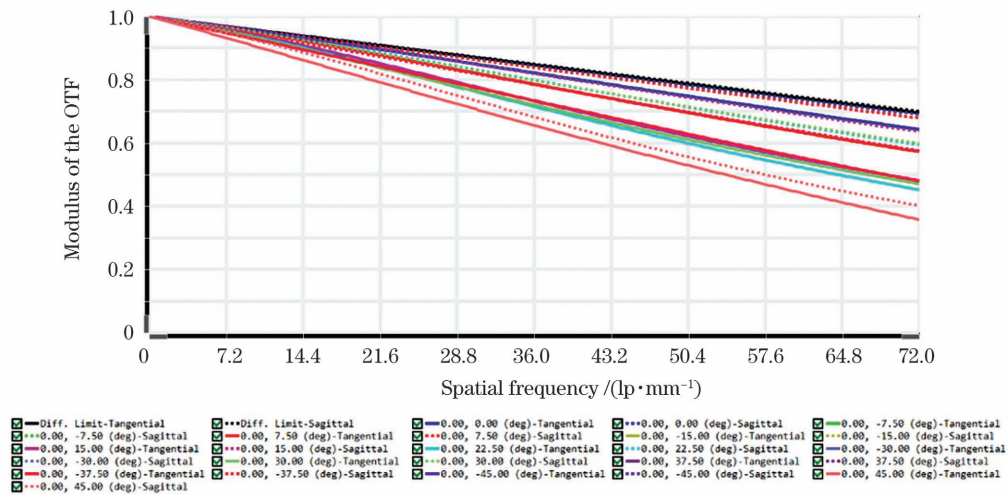


图 11 各视场的子午和弧矢 MTF 曲线

Fig. 11 Tangential and sagittal MTF curves of each FOV

初始的同心球系统具有大场曲特征, 如图 2(a) 所示, 其全视场的场曲在 0.5 mm 以上; 对分环带拼接进行校正之后, 系统的整体场曲小于 0.1 mm。对于电子内窥镜来说, 场曲小于 0.2 mm 即可满足成像要求。与初始结构相比, 系统的场曲得到良好校正, 如图 12(a) 所示。大视场成像系统通常伴

随着大的畸变, 尤其是边缘视场处。系统的畸变随视场的变化如图 12(b) 所示, 整体畸变小于 20%, 相较于同心系统曲面成像时 30% 的最大畸变, 本系统的畸变得到了良好的控制, 并且可以通过图像处理的方法进行进一步校正。图 13 给出了系统的相对照度随视场的变化。可以看出, 相对照度在边缘视

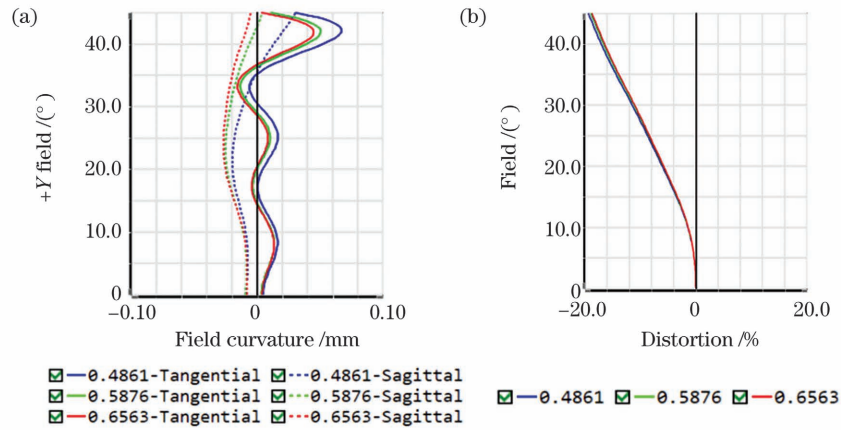


图 12 内窥镜物镜系统的性能。(a)场曲;(b)畸变

Fig. 12 Performance of electronic endoscope objective lens. (a) Field curvature; (b) distortion

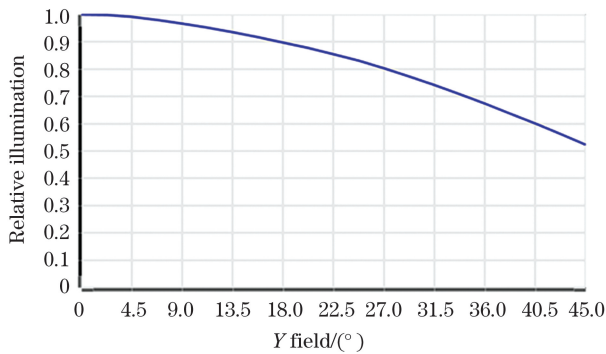


图 13 系统的相对照度

Fig. 13 Relative illuminance

场处下降得较快,系统在全视场位置的相对照度大于 0.5,满足设计要求。

为验证设计结果的可加工性,对所设计的医用内窥镜进行公差分析。采用 Zemax OpticStudio 软件进行反向灵敏度分析,可以得出表 5 所示的容

差数据,这些数据均为目前常规加工条件下须保证的精度范围。其中系统中的第一面和最后一面光学元件对偏心高度敏感。

表 5 公差分析项目及其取值

Table 5 Tolerance analysis items and their values

Item	Specification
Refractive index	0.0007
Abbe number	0.7%
Radius	One fringe
Thickness /mm	0.02
Irregularity	0.2 fringe
Element tilt /(')	3
Element decenter/mm	0.05 for sensitive elements
	0.01 for other elements

采用 200 次蒙特卡罗模拟进行公差分析,使用平均衍射 MTF 作为评价标准,得到的全视场的平均衍射 MTF 分布结果(子午和弧矢方向)如图 14 所示。整个视场范围内,在满足批量生产和装配的

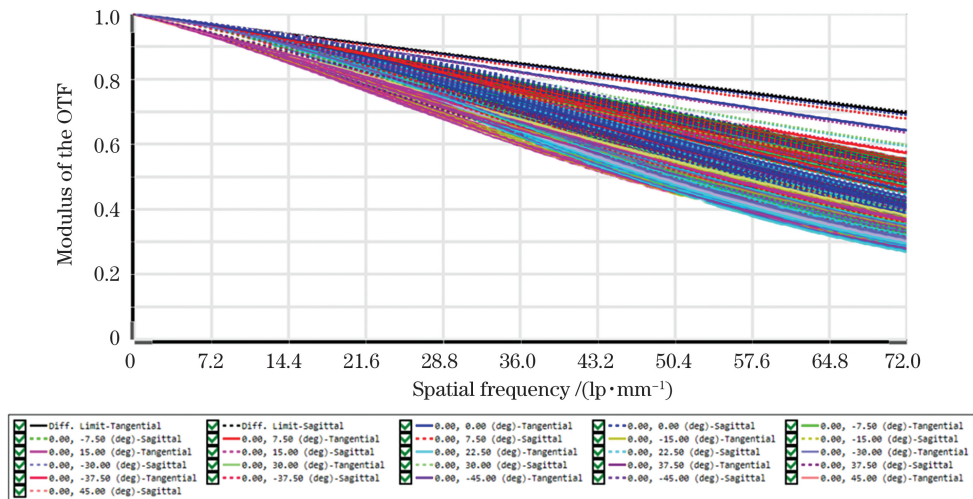


图 14 内窥镜物镜系统的平均衍射 MTF 曲线

Fig. 14 Average MTF graphs of endoscope objective lens

情况下,有 90% 以上的概率能够得到 72 lp/mm 频率处平均衍射 MTF 大于 0.3 的光学系统。

5 结 论

本文在同心结构的基础上,在球透镜的最后一面叠加多个环带(获得不同的光焦度),生成了环带拼接面的初始面型;在优化达到连续条件之后进行多环带的面型融合,生成完整连续的系统结构。在此过程中,利用 Q-type 非球面表征不同的环带,以保证成像质量,同时获得良好的拼接效果。最终优化得到了工作于可见光波段、全视场 90° 、系统长度为 2.81 mm 且仅由 4 个折射面构成的电子内窥镜物镜系统。该系统的全视场场曲小于 0.1 mm,畸变在 20% 以内,MTF 在 72 lp/mm 处可超过 0.3,全视场的相对照度大于 0.5,满足电子内窥镜的成像要求。该系统充分利用了同心物镜大视场、小体积的成像优势,并利用环带拼接原理来校正球透镜带来的场曲,在满足应用需求的同时,结构更加紧凑,易于加工,适合在特殊场景中应用。

参 考 文 献

- [1] Shah J. Endoscopy through the ages [J]. *BJU International*, 2002, 89(7): 645-652.
- [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. 大景深高清晰度内窥镜光学系统的优化设计[J]. *光学学报*, 2013, 33(11): 1122003.
- [3] Fu Y L. Design of high definition endoscope optical system [D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2018: 13-24.
付艳丽. 高清内窥镜光学系统设计[D]. 长春: 长春理工大学, 2018: 13-24.
- [4] Chen L, Yuan Q, Ye J F, et al. Design of a compact dual-view endoscope based on a hybrid lens with annularly stitched aspheres [J]. *Optics Communications*, 2019, 453: 124346.
- [5] Sheu M J, Chiang C W, Sun W S, et al. Dual view capsule endoscopic lens design [J]. *Optics Express*, 2015, 23(7): 8565-8575.
- [6] Liu Q, Bai J, Luo Y J. Design of high resolution panoramic endoscope imaging system based on freeform surface[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2016, 680: 012011.
- [7] Wang Y, Meng X Y, Zhang L, et al. Design of super-wide-angle mobile phone camera based on concentric lens [J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(10): 1022001.
王洋, 孟祥月, 张磊, 等. 基于同心透镜的超广角手机镜头设计[J]. *光学学报*, 2018, 38(10): 1022001.
- [8] Guo Z Y, Li J C, Chen T X, et al. Design of single-center and ultra-wide-angle mobile phone lenses [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(7): 072204.
郭智元, 李建聪, 陈大喜, 等. 单中心超广角手机镜头设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(7): 072204.
- [9] Liang W L, Su G D J. Wide-angle and ultrathin camera module using a curved hexagonal microlens array and all spherical surfaces [J]. *Applied Optics*, 2014, 53(29): H121-H128.
- [10] Cheng D W, Chen X J, Xu C, et al. Optical description and design method with annularly stitched aspheric surface [J]. *Applied Optics*, 2015, 54(34): 10154-10162.
- [11] Atchison D A, Smith G. On the description of zonal aspheric surfaces [J]. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, 1986, 63(2): 156-162.
- [12] Zhu Q M. Portable ENT electronic endoscope technology research [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2015: 1-7.
朱启明. 便携式耳鼻喉科电子内窥镜技术研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2015: 1-7.
- [13] Chen L, Yuan Q, Xu N Y, et al. Compact dual-view endoscope imaging system based on annularly stitched aspheres [J]. *Proceedings of SPIE*, 2020, 11353: 113531M.

Design of Electronic Endoscope Objective Lens Optical System Based on Annularly Stitched Surface

Cao Xin¹, Gao Zhishan¹, Xu Ningyan¹, Chen Lu², Yuan Qun¹, Guo Zhenyan¹

¹ College of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210018, China;

² Northern Information Control Research Institute Group Co., Ltd., Nanjing, Jiangsu 211153, China

Abstract

Objective Given the increased prevalence of digestive diseases in recent years, the endoscope has been widely used for abdominal diagnoses, including those related to the stomach and intestines. Researchers are working to develop more effective and less invasive techniques for patients to benefit from endoscopy. A large field-of-view (FOV) and high resolution will reduce examination time and improve evaluation accuracy. Moreover, a compact endoscope structure is critical for minimising patient discomfort. In conventional wide-field camera lenses, a large panoramic scene needs to be focused onto an image sensor plane, to reduce the field curvature caused by the strong mismatch between the focal planes. The concentric lens consists of four refractive surfaces, and the centres of curvature of each refractive surface coincide at one point. Therefore, off-axis aberration does not exist. Only spherical and axial chromatic aberrations need to be corrected. Therefore, this structure can be applied to optical systems with miniaturisation, high image quality, and a large FOV; however, the image surface formed by the concentric system is curved. In this study, we correct the curvature of the field in the concentric sphere system by designing an annularly stitched aspheric surface to achieve flat-field imaging with a large FOV.

Methods In this study, an optical system with full FOV is regarded as a combination of multiple single- or small-FOV sub-system units, then the sub-field units are solved separately, and the formation of a complete complex surface is optimised to realize the construction of a complete optical system. First, the initial concentric structure is solved with well-corrected spherical and chromatic aberration. Then, based on the FOV, an annularly stitched surface is constructed by dividing the surface into rings and calculating the initial structure parameters of each zone based on the flat-field conditions. The Q-type aspheric surface characterises different annuli to ensure imaging quality while obtaining good splicing results. Simultaneously, the continuity constraint condition of the annularly stitched aspheric surface is derived. Finally, a complete surface is optimized to realize the construction of a complete electronic endoscope.

Results and Discussions The deviation of normal and sag between adjacent rings has been reduced to less than one-tenth of the test wavelength (typically test wavelength 632.8 nm) through optimisation. These rings are then fused after the optimisation. The system diagram is shown in Fig. 10. Compared with the modulation transfer function (MTF) curve of the initial structure in Fig. 3, the MTF of the system after optimisation is more than 0.3 at the spatial frequency of 72 lp/mm (Fig. 11). Thus, the curvature of the full FOV is reduced from 0.5 mm in the initial structure to within 0.1 mm [Fig. 12(a)], the imaging requirements of electronic endoscope objectives are met. To validate the design results' manufacturability, a Monte Carlo simulation analysis was performed 200 times within the tolerance range (Fig. 14). Consequently, in the full FOV, considering mass production and assembly, a probability that an optical system with an average diffraction MTF greater than 0.3 at 72 lp/mm frequency can be obtained is more than 90%.

Conclusions Based on the concentric structure, multiple rings are superimposed on the last surface to obtain different optical powers to generate the initial surface shape of the splicing surface of the rings. The surface shapes of the multiple rings are fused to generate a complete continuous surface after the continuous conditions are optimized. In the design, the Q-type aspheric surface is used to characterise different ring zones to ensure imaging quality. An electronic endoscope objective lens operating in the visible band is designed using this method. The objective comprises only four refractive surfaces, with a total system length of 2.81 mm and FOV of 90°. The field curvature of the system is less than 0.1 mm, the distortion is within 20%, the MTF reaches 0.3 at 72 lp/mm, and the relative illuminance of the full FOV is greater than 0.5, which meets the imaging requirements of electronic

endoscope objectives. The system uses the imaging advantages of the concentric objective lens with a large FOV and small volume. The annularly stitched aspheric surface is used to correct the curvature of the field caused by the spherical lens. Compared with the traditional structure, our electronic endoscope objective lens is more compact and readily manufacturable.

Key words optical design; annularly stitched surface; endoscope imaging; large field-of-view

OCIS codes 220.2740; 220.3630; 220.4830