

一款超小型广角医用内窥镜镜头的设计

朱佳巍 丁桂林

江苏大学机械工程学院, 江苏 镇江 212013

摘要 为了满足现代医疗内窥镜对小型化、便携性以及广角的需求, 结合现代塑胶非球面和注塑成型技术, 使用 Zemax 光学设计软件设计了一款超小型医疗用广角内窥镜镜头。该镜头使用了两片塑胶非球面, 其光学结构为负正结构形式且分别位于孔径光阑的两侧。设计结果显示: 该镜头的 F 数为 6.0, 全视场角为 150° , 系统总长为 3.38 mm, 镜头外径为 2 mm。该设计在 1/2 奈奎斯特频率处, 各视场均大于 0.45。通过对该镜头的测试, 其图像清晰, 能够较好地观察到人体内部组织的细节, 满足医疗使用的要求。

关键词 光学设计; 内窥镜镜头; 广角; Zemax; 塑胶非球面

中图分类号 TB851.1; TN942.2 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/LOP51.092201

Design of an Ultra-Small Wide-Angle Medical Endoscope Lens

Zhu Jiawei Ding Guilin

School of Mechanical Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu 212013, China

Abstract In order to meet the miniaturization, portability and wide-angle needs for modern medical endoscopes, an ultra-small medical endoscope lens with a wide angle is designed combining with modern plastic aspherical and injection molding technology and using Zemax optical design software. The lens uses two plastic aspheric lens, whose optical structure is in the form of a negative-positive construction and are located by the sides of the stop. The design result shows that F number is 6.0, the field of view is 150° , the total length of the lens is 3.38 mm and the lens diameter is 2 mm. The modulation transfer function (MTF) of all fields at half of Nyquist frequency are more than 0.45. Through the test of the lens, the image is clear and the detail of human internal organization can be well observed, which meets the requirement of medical application.

Key words optical design; endoscope lens; wide angle; Zemax; plastic aspheric

OCIS codes 220.3620; 080.3620; 110.2960; 120.4570; 170.0110

1 引言

从 1806 年德国人 Philipp Bozzinni 发明了硬式内窥镜开始, 医用内窥镜经历了从硬性医用内窥镜到光纤内窥镜再到电子内窥镜的转变过程, 其作用主要是用来确定病变组织, 提早诊断等^[1-2]。电子内窥镜的特点是应用 CMOS 器件, 将镜头接收的光信号转换为电信号, 再在显示器上重现高清晰度的图像。现在内窥镜镜头较为普遍的缺点为: 1) 如 2013 年奥林巴斯的一款医用内窥镜镜头(专利 85822217B2)^[3], 该内窥镜光学系统包含五片玻璃透镜和一片复消色差透镜, 其结构复杂, 相对塑胶材料成本过高; 2) 又如 2013 年^[4]奥林巴斯的另一款内窥镜镜头(专利 US2013/0163092 A1), 其包含 4 片高折射率玻璃且视场角相对较小, 全视场角在 90° 左右, 不利于观测。本文旨在减小镜头的尺寸和制造成本并增大视场角范围, 使用 Zemax 光学设计软件设计了一款超小型广角医用内窥镜镜头, 并最终予以生产。

收稿日期: 2014-03-07; 收到修改稿日期: 2014-04-10; 网络出版日期: 2014-08-20

作者简介: 朱佳巍(1989—), 男, 硕士研究生, 主要从事光学系统设计方面的研究。E-mail: jovizhu@foxmail.com

导师简介: 丁桂林(1957—), 男, 博士, 教授, 主要从事光学设计和激光传输与控制方面的研究。

E-mail: 643130017@qq.com

2 设计要点

2.1 镜头和使用芯片的匹配

本设计所匹配的芯片为Omnivision公司OV6930 CMOS芯片,该芯片封装尺寸仅为1.8 mm×1.8 mm,非常适合内窥镜的尺寸需求。该芯片的分辨率为400 pixel×400 pixel,单个像素的大小为3.0 μm×3.0 μm,像面大小为1224 μm×1212 μm,经计算其对角线长度为1.723 mm。

2.2 主要设计指标

表1总结了该超小型广角内窥镜镜头的主要设计指标。

表1 内窥镜镜头的主要技术指标

Table 1 Main specifications of the endoscopes

Items	Specification
Field of view	150°
Effective focal length	0.8~1.2 mm
<i>F</i> number	<8
Distortion	>-80%
Wave band	450~480 nm
Relative illumination	>70%
Working distance	5~30 mm
Total length	<3.5 mm
Lens structure	2 pieces aspheric+IR filter
Chief ray angle	<25°

3 初始结构的建立

3.1 前后组元焦距计算

本文采用负正的结构形式,物方的视场角经过前组后倾角变小,从而使后组的视场负担减小^[6]。场曲像差系数可表示为

$$S_{IV} = J^2 \sum_{l=1}^k \mu^* \phi, \tag{1}$$

式中 J 为拉赫不变量, $\mu = \sum \frac{\varphi}{n} / \Phi_j$, 其中 φ 和 n 分别为单个组元的光焦度和折射率,前后组的光焦度之和为0时,场曲可以得到很好的校正^[6]。因此前后组的焦距需互为相反数,并且此时暂定它们的组合焦距为1 mm,根据光焦度分配公式

$$\phi_1 + \phi_2 - \phi_1 * \phi_2 * d = 1, \tag{2}$$

其中由光学系和尺寸结构要求暂取P1和P2(镜片1和镜片2)之间的间距 $d=0.5$ mm,由(1)、(2)式可解出 $f_1 = \frac{1}{\phi_1} = -0.707$ mm, $f_2 = \frac{1}{\phi_2} = 0.707$ mm。

3.2 实体结构的建立

为了尽可能地降低成本,P1和P2在注塑成型的过程中采用共模生产的方式,即P1与P2的模仁一起组装在同一套模板上成型。本设计中P1和P2均采用日本三井化学开发的一种环烯烃共聚材料APEL5514ML。该材料无色透明,其主要优点在于高折射率($n_d=1.5434$)、低双折射以及较高的流动性。

根据上述该设计采用的结构以及所使用的材料,可以通过透镜的焦距计算公式

$$f' = -f = \frac{nr_1r_2}{(n-1)[n(r_2-r_1)+(n-1)d]} \tag{3}$$

计算透镜的具体参数,经过计算P1的半径为 $r_{1,p2}=0.667$ mm, $r_{2,p2}=-0.667$ mm, P2的半径为 $r_{1,p1}=3.2495$ mm, $r_{2,p1}=0.32495$ mm,实体初始结构如图1所示。

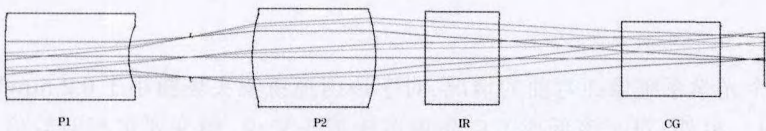


图1 实体初始结构

Fig.1 Initial structure of the entity

4 优化结果及评价

4.1 优化后的结构

优化后的光学系统如图2所示,该光学系总长为3.38 mm,焦距为0.89 mm,视场角度大于等于150°,具体结构参数表和非球面的归一化矢高如表2,3所示。

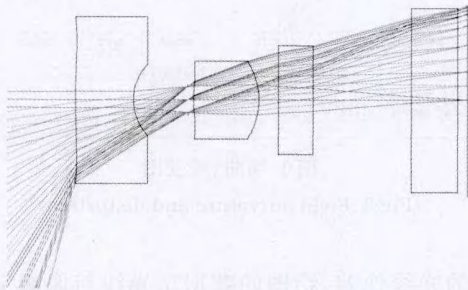


图2 优化后的镜头结构

Fig.2 Structure of lens assembly after optimization

表2 系统结构参数

Table 2 System structure parameters

Surface	Type	Radius /mm	Thickness /mm	Glass	Semi-aperture /mm
Object	Sphere	∞	10		39.77
1	Asphere	5.377	0.498	APL5514ML	0.727
2	Asphere	0.435	0.469		0.31
Stop	Sphere	∞	0.0499		0.111
4	Asphere	1.384	0.563		0.161
5	Asphere	-0.589	1.67	HK9L	0.338
6	Sphere	∞	0.3		0.416
7	Sphere	∞	0.85		0.474
8	Sphere	∞	0.4	HK9L	0.728
9	Sphere	∞	0.057		0.804
Image	Sphere	∞	0		0.84

表3 归一化非球面矢高

Table 3 Normalized aspheric sag

Radius	Ashpere1	Ashpere2	Ashpere4	Ashpere5
0.1R	0.000497	0.001126	0.000101	-0.000999
0.2R	0.001909	0.004511	0.000403	-0.004006
0.3R	0.004021	0.010183	0.000910	-0.009038
0.4R	0.006515	0.018195	0.001625	-0.016115
0.5R	0.008989	0.028635	0.002553	-0.025238
0.6R	0.010956	0.041650	0.003699	-0.036386
0.7R	0.011831	0.057463	0.005067	-0.049507
0.8R	0.010948	0.076386	0.006655	-0.064537
0.9R	0.007660	0.098803	0.008452	-0.081404
R	0.001578	0.125041	0.010419	-0.100054

4.2 像质评价

4.2.1 场曲和畸变

场曲反映了整个光学系统像面弯曲的情况,对于该内窥镜镜头场曲小于0.2 mm即可,从图3可知,场曲校正正在0.1 mm以内。另外,对于该低成本广角内窥镜镜头来说,畸变要求相对较低,需大于-80%。从图3可知,边缘视场畸变在-75%左右,满足设计要求。

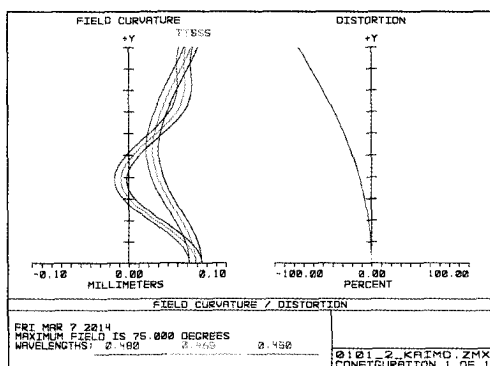


图3 场曲、畸变图

Fig.3 Field curvature and distortion

4.2.2 光扇图与点列图

光扇图是关于光瞳坐标函数的光线像差,绘图的数据是光线与像面交点的坐标和主光线与面交点的坐标之差。它们可以很好地反映像面上光线的实际会聚情况^[7]。如图4和图5所示,弥散斑在中心视场大小为1.28 μm ,在边缘最大视场处为3 μm ,可见镜头的像差得到较好的校正。

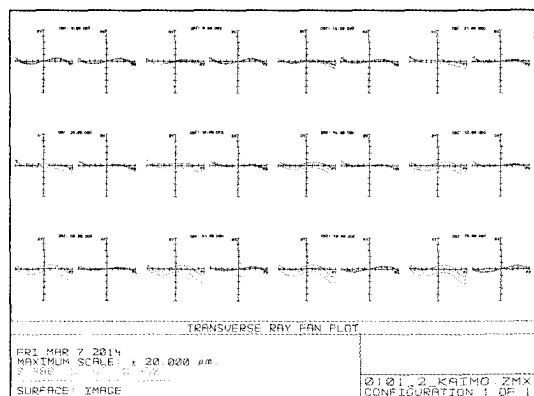


图4 光扇图

Fig.4 Ray fan

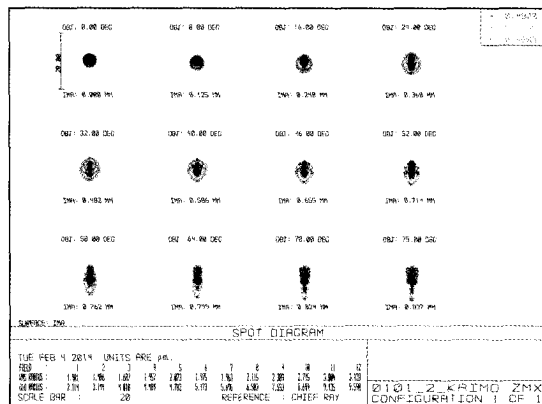


图5 点列图

Fig.5 Spot diagram

4.2.3 调制传递函数

调制传递函数(MTF)是表示各种不同频率的正弦强度分布函数经过光学系统成像后,其对比度(即振幅)的衰减程度。对于目视系统来说人眼的阈值为0.03,对于摄像系统来说其阈值为0.1^[8]。本文使用的芯片对应的奈奎斯特频率为167 lp/mm。如图6所示,在1/2奈奎斯特频率83 lp/mm处所有视场均大于0.45,如图7所示,在3/4奈奎斯特频率125 lp/mm处,所有视场均大于0.2,满足该系统的MTF阈值^[9-10]。

4.2.4 相对照度

相对照度是指视场边缘照度与中心照度的比值,且比值越高边缘越亮。一般而言,相对照度在50%以上便可以接受。由图8可知,该设计相对照度在70%以上,满足要求。

5 结 论

通过建立光学系统的理想初态与实体初始结构,充分利用Zemax光学设计软件对光学系统进行结构和性能上的优化,最终得到了一款可量产的超小型广角内窥镜镜头。该镜头相比其他同类镜头来说其体积

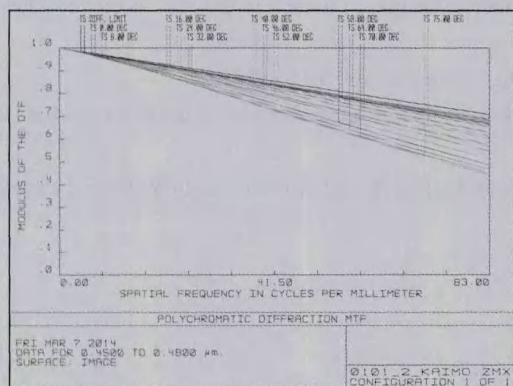


图6 在1/2奈奎斯特频率下的MTF曲线图

Fig.6 MTF curves at 1/2 Nyquist frequency

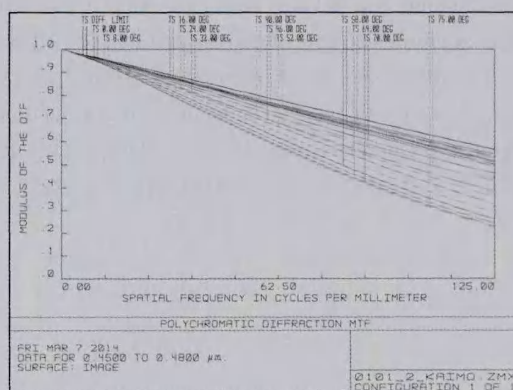


图7 在3/4奈奎斯特频率下的MTF曲线图

Fig.7 MTF curves at 3/4 Nyquist frequency

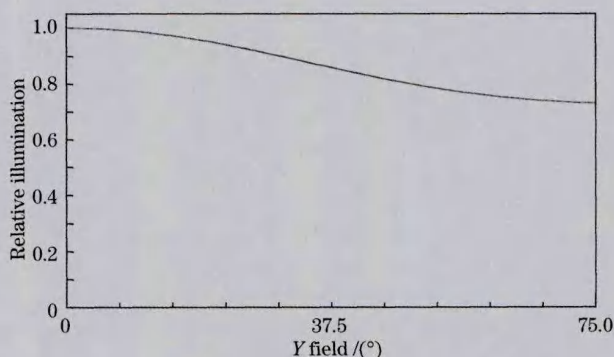


图8 相对照度

Fig.8 Relative illumination

小,镜筒外径仅为2 mm且镜头长度在3 mm以内。同时,该镜头的P1和P2使用同种塑胶材料,采用共模生产的方式进行加工,节约成本。另外,该镜头视场角达到150°,更有利于对病变组织的检测。综上所述,该广角内窥镜头满足了实际医疗检测的需要。

参考文献

- 1 Li Jingyan, Liu Desen, Liu Gang, *et al.*. Application and development of medical endoscope optical system [J]. Medical Equipment, 2005, 18(7): 9-12.
李景艳, 刘德森, 刘 刚, 等. 医用内窥镜光学系统的应用及发展趋势[J]. 医疗装备, 2005, 18(7): 9-12.
- 2 Wang Jie, Lin Feng. Progress of tow-photon laser scanning fluorescence microendoscope based on optical fiber [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2010, 47(8): 081701.
汪 洁, 林 峰. 基于光纤的双光子激光扫描荧光微内窥镜的新进展[J]. 激光与光电子学进展, 2010, 47(8): 081701.
- 3 Masahiro Katakura. Optical system for endoscope. US, 8582217B2[P]. 2013.
- 4 Kazuo Morita. Endoscope objective optical system. US, 2013/0163092[P]. 2013.
- 5 Zhang Yimo. Applied Optics [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2008. 441-448.
张以谟. 应用光学[M]. 北京: 电子工业出版社, 2008. 441-448.
- 6 Wang Junhua, Lu Jinghong, Xu Min. Optical design of the single-chip capsule endoscope with harmonic diffraction surface [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2012, 49(12): 122203.
王军华, 卢景红, 徐 敏. 含有衍射面的单片式胶囊内窥镜光学设计[J]. 激光与光电子学进展, 2012, 49(12): 122203.
- 7 Yang Tianxing, Huang Wei, Shang Hongbo, *et al.*. Effect of material inhomogeneity on the image quality of optical systems with extremely small aberration [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2013, 50(11): 112202.
杨添星, 黄 玮, 尚红波, 等. 材料折射率非均匀性对极小像差光学系统像质的影响[J]. 激光与光电子学进展, 2013, 50(11): 112202.
- 8 Warren Smith. Modern Optical Engineering [M]. New York: McGraw-Hill, 2000. 347-392.

- 9 Yin Zhidong, Xiang Yang, Gao jian, *et al.*. Optical design of a 1300 megapixel phone camera lens optics designs [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2014, 51(1): 012202.
尹志东, 向 阳, 高 健, 等. 1300万像素手机镜头设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2014, 51(1): 012202.
- 10 Dong Jianing, Mu Da, Xu Chunyun, *et al.*. Projection optical system design of infrared scene simulator based on DMD [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2012, 49(12): 122203.
董家宁, 牟 达, 徐春云, 等. 基于DMD的红外景象模拟投影光学系统设计[J]. *激光与光电子学进展*, 2012, 49(12): 122203.