

大景深高清硬性内窥镜光学系统的优化设计

禹 璐¹ 程德文¹ 周 伟¹ 王涌天¹ 刘小华¹ 金国藩²

(¹ 北京理工大学光电学院, 北京 100081
² 清华大学精密测试技术及仪器国家重点实验室, 北京 100084)

摘要 设计了一种高清成像的硬性内窥镜。通过控制特征光线在中继透镜表面上的入射高度和出射角,可保证有效视场和通光孔径内所有的光线在口径为 2.7 mm 的透镜组中正常传播。将入瞳直径提高到 0.3 mm,使物方分辨率优于 21 lp/mm,角分辨率为 8.45 C/(°)。同时有效避免棒镜内壁的全反射杂光导致像质下降。系统成像质量达到了衍射极限,调制传递函数值在空间频率 120 lp/mm 处大于 0.3;通过将系统设置为多重物距的结构实现大景深设计。加入目镜优化设计后,整体系统的调制传递函数值在空间频率 3 lp/mrad 处为 0.1,达到了人眼的分辨极限。测试验证表明,完成研制的内窥镜系统分辨率达到设计值。

关键词 光学设计;医学成像;硬性内窥镜;高清;景深

中图分类号 TH744 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.1122003

Optimization Design of Rigid Endoscope with High Definition and Large Depth of Field

Yu Lu¹ Cheng Dewen¹ Zhou Wei¹ Wang Yongtian¹ Liu Xiaohua¹ Jin Guofan²

(¹ School of Optoelectronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China
² State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract A rigid endoscope with high definition is designed. In order to ensure the effective field of view and normal transmission path in the limited lenses with diameters of 2.7 mm, the incident height and exit angle on the relay lens of feature rays are controlled during the optimization. As a result, an entrance pupil of 0.3 mm is achieved, with a resolution of higher than 21 lp/mm and an angular resolution of 8.45 C/(°) in the object space. Stray light caused by total reflection on the inner wall of the rod lens is avoided at the same time. The modulation transfer function (MTF) reaches diffraction limit and the values of all fields are higher than 0.3 at 120 lp/mm. By taking consideration of large depth of field (DOF), a system with multiple object distance configurations is set up before the optimization. After optimization with an eyepiece added, the MTF values of all fields are 0.1 at 3 lp/mrad, close to the resolution limit of human eye. Test results show that the resolution of fabricated system reaches theoretical design values.

Key words optical design; medical imaging; rigid endoscope; high definition; depth of field

OCIS codes 220.3620; 170.2150; 080.2740

1 引言

医用内窥镜是细长结构的医疗器械,可以经人

体的天然孔道或微小创口进入体内,观察腔体内部组织和结构,对病灶进行诊断,实现微创治疗,在临

收稿日期: 2013-05-13; **收到修改稿日期**: 2013-06-25

基金项目: 国家自然科学基金(61178038, 61205024)、国家 973 计划(2011CB706701)、教育部新世纪优秀人才支持计划(NCET-12-0043)

作者简介: 禹璐(1989—),女,硕士研究生,主要从事成像光学系统设计方面的研究。E-mail: yulu_doris@hotmail.com

导师简介: 程德文(1982—),男,博士,副教授,主要从事新型光学系统设计、光学 CAD/CAE、三维成像显示技术等方面的研究。E-mail: cdwlxk@bit.edu.cn(通信联系人)

本文电子版彩色效果请详见中国光学期刊网 www.opticsjournal.net

床医学中有着广泛的应用^[1]。根据光学系统的结构,内窥镜可分为硬性内窥镜、柔性内窥镜和胶囊内窥镜三类,主要由物镜组、中继系统和目镜(或传感器)三部分组成。硬性内窥镜采用棒镜组成的中继系统,可在传像的同时校正像差;而柔性内窥镜的中继系统为光纤束或电缆,物镜组在光纤束端面或探测器上成像,中继系统仅起到传像的作用,不能校正像差。另一方面,光纤内窥镜的分辨率受单根光纤直径以及排布方式的限制,无法实现高清成像;而硬性内窥镜的分辨率由光学系统决定,可通过优化设计得以提高^[2-3]。因此硬性内窥镜可实现更高的像质和分辨率,此外,硬性内窥镜还具有可进行高温消毒、价格低廉等特点,因而在微创手术中具有重要地位。

从1806年第一支内窥镜被发明以来,硬性内窥镜中继系统从最开始简单的单光组薄透镜结构发展到双光组薄透镜结构,后来发展到Hopkins棒镜结构;照明系统也由灯丝照明改进为光纤束照明^[4-6]。为了全面降低手术风险,提高对目标观察的精细程度,要求内窥镜具有更高的分辨率和更大的景深。因此,高清晰度(HD)成像是内窥镜发展的一个趋势。然而,内窥镜成像的清晰程度不仅取决于其分辨率,还要受到系统成像质量的限制。由于光学系统口径较小,单纯以提高入瞳直径的方法追求内窥镜的高分辨率容易引起像差增大并形成杂散光,导致成像质量下降。因此,为了确保内窥镜观察准确和操作安全,设计者不得不牺牲部分分辨率,以保证光学系统的像质优良,而系统成像的清晰度提升有限。目前4 mm内窥镜分辨率一般为13~16 lp/mm。本文从提高硬性内窥镜分辨率、景深,提高系统性能等角度出发,研究了高清硬性内窥镜光学系统的设计方法,研制出了具有超高分辨率、大景深、像质优良、结构简单的硬性内窥镜。

2 硬性内窥镜光学系统设计要求及难点

高分辨率、成像清晰和大视场是医用内窥镜关键的光学指标,对于提高光学系统的工作效率、增加

获取的图像信息量有重要意义^[7]。若分辨率不佳,组织特性和病灶区域的细节无法获取,则失去内窥镜临床诊断的意义;若景深过小或者场曲过大,则成像清晰范围不足,视场周边模糊,不仅导致医生眼睛不适,而且造成视野丢失。

为了实现高清成像,需要提高入瞳直径,即相应增大光学系统孔径。然而由于微创外科的目的在于最大限度地降低患者的痛苦,内窥镜光学系统的孔径大小受限;为了消除杂光,需要确保光线不会入射到物镜和棒镜内壁上,要求增大光学系统孔径;为了实现大景深,需要降低系统的相对孔径。这些技术要求大幅增加了光学系统设计的难度。

内窥镜光学系统的理论中心分辨率为

$$r(d) = \frac{D}{1.22\lambda d}, \quad (1)$$

式中 D 为系统的入瞳直径; λ 为工作波长; d 为系统的工作距离,根据《医用内窥镜及附件通用要求》国家标准,取为20 mm。医用内窥镜的像质通常采用角分辨力 $r_a(d)$ 评价,是指入瞳中心对给定光学工作距处的最小可辨等距条纹宽的极限分辨角的倒数,其单位为 $C/(\circ)$,表达式为

$$r_a(d) = 1/\arctan\left[\frac{1}{(d+a)\times r(d)}\right], \quad (2)$$

式中 a 为内窥镜前端面到入瞳的距离。

内窥镜的中心分辨率与入瞳直径 D 成正比,为实现高清成像,需要尽可能提高 D 。对于外径为4 mm的内窥镜,如膀胱镜,内、外镜管均为0.1 mm壁厚的不锈钢管,内、外镜管之间排布一千多根照明光纤,光学透镜的直径只有2.7 mm,对应入瞳直径的极限值约为0.3 mm。

大入瞳对应的孔径光阑尺寸很大,成像光束的口径随之增大,在外形细长的棒镜中传播时,容易在透镜内壁发生全反射,形成杂光,如图1中紫色虚线所示;入射到隔圈内壁造成能量损失,如图1中绿色虚线所示。为了避免这种现象,需要提高光学系统的孔径。

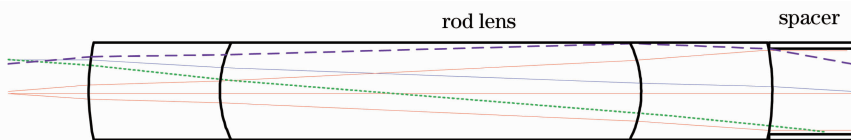


图1 光线在棒镜内壁上发生的全反射现象

Fig. 1 Total internal reflection of the rays inside the rod lens

光学系统的景深为

$$\Delta l = l_1 - l_2 = \frac{2Df'l^2Z'}{D^2f'^2 - l^2Z'^2}, \quad (3)$$

式中 l_1, l_2 分别为光学系统可清晰成像的最远及最近物距, l 为对准平面距离, Z' 为像平面上容许的光斑直径, f' 为光学系统的焦距。

光学系统的景深与系统的入瞳直径、焦距、对准平面距离以及允许最大弥散光斑尺寸有关, 入瞳直径越大, 焦距越大, 对准平面距离越小, 则景深越小^[8-9]。本文中内窥镜的工作距离仅为 20 mm, 在此基础上进一步提高入瞳直径, 因而不易实现大景深。

在对各项指标进行折衷考虑后, 在表 1 中列出了高清硬性内窥镜总体设计要求。

表 1 硬性内窥镜系统参数

Table 1 System parameters of the rigid endoscope

System parameter	Value
Angle of view $\theta / (^\circ)$	0
Field of view $2\omega / (^\circ)$	70
Outer diameter Φ / mm	4
Lens diameter C / mm	2.7
Entrance pupil diameter D / mm	0.3
Working length L / mm	210
Working distance d / mm	20
Wavelength λ / nm	486~656

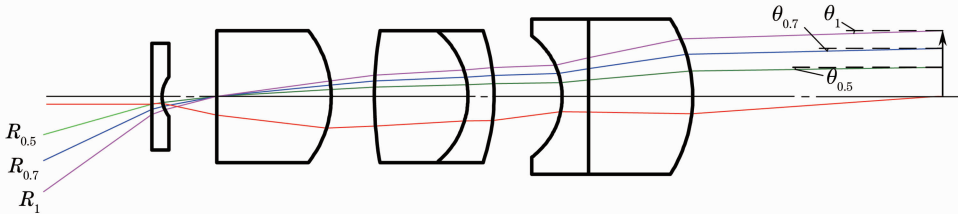


图 2 物镜系统的初始结构中各视场主光线的传播路径

Fig. 2 Initial structure of objective lens with chief rays of the sampled fields



图 3 传像组的初始结构

Fig. 3 Initial structure of relay system

传像组由两个相同棒镜对称组合, 使其放大率为 -1 , 即实现等比例传像。传像组左右两部分的垂轴色差、彗差和畸变等垂轴像差大小相等, 符号相反, 可自动消减; 而球差、轴向色差、像散和场曲等轴向像差则倍增, 传像组的轴向像差为单根棒镜的两倍^[15]。因此需要在设计时对单根棒镜的轴向像差进行严格控制。

3 初始结构的建立

在设计初期, 将硬性内窥镜光学系统分解成物镜、中继和目镜子系统。物镜组通常采用反望远镜结构, 即物镜前组光焦度为负, 可采用单片负透镜, 起到实现较大的视场和使光束发散的作用, 物镜后组光焦度为正, 以实现较大的相对孔径, 同时具有较长的后截距^[10-11]。采用文献[12]给出的物镜组作为物镜组初始结构, 其光路如图 2 所示。

物镜初始系统由 6 片透镜组成, 焦距为 1.8 mm, F 数为 6.6, 像高为 1 mm, 经过系统参数换算, 视场角为 66° , 入瞳直径为 0.27 mm。由于进入人体内部后物方的材质为水, 因此物镜第一面通常是平坦的, 允许内窥镜在空气及人体中都可以进行观察。根据总体设计要求, 将视场角扩大为 70° , 入瞳直径增加至 0.3 mm。

中继系统由三组传像组组成, 每组包含两个完全对称的 Hopkins 棒镜。其结构如图 3 所示, 每个棒镜由两个负透镜和一个很厚的双凸透镜组成。棒状透镜组件相对于直径而言非常长, 有助于透镜的固定与安装。正负透镜胶合的厚透镜特点也有利于降低 Petzval 总和以及球差, 同时具有较高的光能传递效率^[13-14]。

将物镜系统与三组传像组组合在一起成为设计的初始结构, 其调制传递函数(MTF)曲线如图 4 所示。中心视场的 MTF 在空间频率 65 lp/mm 处降至 0.2 以下, 边缘视场的 MTF 值在空间频率 20 lp/mm 处已经降为 0, 系统像质较差, 光学性能不能达到超高分辨率成像的设计要求, 因此需要对其进行优化。

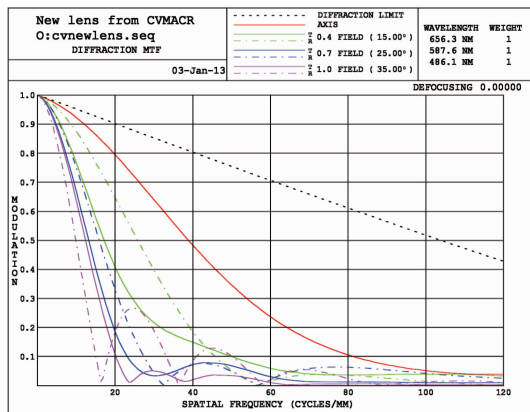


图 4 初始系统的 MTF 曲线

Fig. 4 MTF curves of the initial system

4 光学系统优化设计

早期内窥镜的设计方法是将物镜系统和中继系统分别独立设计,然后将二者组装到一起,不再做任何优化而得到最终的系统。虽然这种方法较为简单直接,但其实现的前提是物镜组以及中继系统的像差都已得到良好的校正,特别是针对场曲和像散。而实际上物镜组和中继系统很难完全单独校正像差,中继系统的每个传像组都存在轴向像差,当多个传像组安装在一起时,轴向像差如场曲、像散的倍增效应会更为显著,造成组合系统整体像质的下降。

改进的设计方法是先单独设计物镜组和中继系统,然后对整体进行优化。这种设计方法对各子系统的像差要求相对放松,在整体优化阶段,对整体像差进行补偿校正,中继系统的轴向像差由物镜组进行适当的补偿,同时中继系统也可补偿物镜组的像差^[13,16]。因此本文采用先单独设计、后集成优化的方法。

4.1 物镜子系统的优化设计

在单独设计优化阶段,需要确保光线在各传像组中正常传播,因此,需对各子系统的光线传播作特殊限制。

为了避免轴外光线被隔圈或棒镜边缘吸收,或在棒镜内壁发生全反射而不能在中继系统中正常传播,引起像质恶化和较大的渐晕,物镜组应为像方远

心光路^[3]。选择 1、0.7 和 0.5 视场的主光线作为特征光线,将主光线在像面的入射角度作为约束条件,控制光线与光轴的平行度,即远心度。

如图 2 所示, R_1 、 $R_{0.7}$ 和 $R_{0.5}$ 分别为 1、0.7 和 0.5 视场的主光线, θ_1 、 $\theta_{0.7}$ 和 $\theta_{0.5}$ 分别为三条主光线入射到像面的水平夹角,为了满足像方远心光路,需满足

$$\begin{cases} \theta_1 < 2^\circ \\ \theta_{0.7} < 2^\circ \\ \theta_{0.5} < 2^\circ \end{cases} \quad (4)$$

(4)式用作约束条件控制三条主光线近似平行于光轴,实现物镜组的像方远心设计。

利用(4)式中的约束条件,与控制物镜组焦距、透镜尺寸等结构参数的约束条件共同优化物镜组。

4.2 棒镜子系统的优化设计

单独优化传像组时,设置物镜组中间像为传像组的物,物镜光路的像方远心决定了中继子系统是物方远心光路,可直接设置物方远心光路,并保证其结构的对称性。单独优化时无需对远心度作额外控制,而需要控制成像光束在传像组中传播的口径,防止光线在棒镜侧壁发生全反射,形成杂光影响成像。

图 5 为一组传像组的结构,其两侧为中间像。选取边缘视场的边缘光线作为特征光线,由于系统旋转对称,只需选择上边缘视场+35°的光线即可,如图 5 中红色光线所示。其中,上边缘光线 R_{a1} 与前组棒镜的前、后表面分别交于 P_1 、 P_2 点,下边缘光线 R_{a2} 与后组棒镜的前表面交于 P_3 点。点 P_1 、 P_2 、 P_3 为整个视场范围的光线与棒镜相交的边缘点,其在透镜表面的位置即决定了是否所有光线均能在棒镜中正常传播。约束条件如下:

$$\begin{cases} y_{P_1} \leq 1.35 \\ y_{P_2} \leq 1.35 \\ y_{P_3} \geq -1.35 \end{cases}, \quad (5)$$

其中 y_{P_1} 、 y_{P_2} 、 y_{P_3} 分别为 P_1 、 P_2 、 P_3 在棒镜表面的投射高度。(5)式将边缘光线约束在透镜半径为 1.35 mm 的范围内,保证了视场内全部光线在中继系统中无损失地传播。

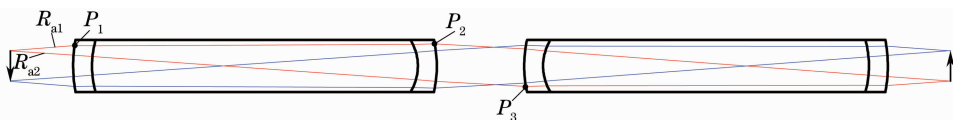


图 5 中继系统特征光线光路

Fig. 5 Optical paths of the relay system with selected rays

4.3 目视系统的优化设计

目镜组采用一个双胶合透镜结构,如图 6 所示。

出射光线为平行光,为了使人眼能够在出瞳处观察,需要有足够的出瞳距离。在单独设计阶段采用逆向

光路设计,出瞳位于目镜前方,为系统的入瞳,入射光线为平行光。

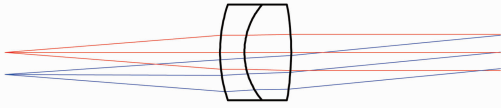


图6 目镜结构图

Fig. 6 Optical layout of the objective

4.4 系统整体协同优化设计与分析

整体优化初期的主要任务是提高组合系统的成像质量。虽然在单独优化阶段物镜组和传像组的像差均已校正到较好的水平,但组合后的像差,特别是轴向像差的叠加作用明显,造成系统整体像质的严重下降。因此,首先需要提高组合系统的像质。在此过程中,根据设计要求,设定结构参数的约束条件,保证系统的总长度、焦距等参数符合设计要求,并且透镜元件形状在工程上可实现。同时,由于组合后光线的传播路径大大增加,在整体优化过程中,必须保证光线在2.7 mm孔径、210 mm总长的光学系统内无损失传播,采用(4)、(5)式定义的约束条件,控制物镜组主光线的远心度以及各传像组中边缘光线的高度,以避免全内反射造成的杂光以及机械吸收造成的光能损失。

经过初步优化后,系统可达到较好的像质,基本满足常规的使用需求。

第二阶段的工作是根据工程实际进行进一步的优化。从实际装配角度出发,物镜组的装配完成后,需要对其成像效果进行检测及评价,作为装配效果的评价标准。物镜组的中间像应位于空气中,具有良好的像质,以便图像探测装置的接收;各传像组的中间像也应位于空气中,以避免像面移动时,棒镜内的中间像移动到不同折射率的介质中,影响中间像的等比例传递以及像质。因此,为了在整体优化的同时保证中间像的像质,采用设置多重结构的方法,将物镜组单独设置为一重结构,利用初步优化的约束条件再次运行整体优化,以物镜中间像和整体像质作为评价标准,可实现二者的兼顾;同时,通过控制中心视场光线的会聚点位于空气中以保证物镜组的中间像远离透镜,避免中间像移动和观察到透镜表面的划痕、灰尘以及其他缺陷。

第二阶段优化工作完成后的系统保持了初步优化的较佳像质,物镜组中间像位于空气中且像质良好,各传像组的中间像均位于空气中,有利于实际装配及检测。

在优化的最后阶段,根据大景深、消场曲的要求

有针对性地进行优化。

根据(3)式的景深计算公式,系统入瞳直径越大,景深越小,文中的内窥镜焦距受视场角以及像高的限制变化有限,而为了实现高分辨率,已将入瞳直径由常规的0.2~0.24 mm提高到了0.3 mm,理论上系统的景深将下降。同时系统的工作距离短,也会大幅降低系统的景深。为了在入瞳直径和工作距离两个关键参数严格制约的条件下实现大景深,从物距入手,将内窥镜光学系统设置为多重结构,并包含多重物距,优化时可兼顾不同物距时的成像质量,使系统在较大的物距范围内均能清晰成像,实现大景深的目的。

由于场曲导致的直接后果是像面分辨率不一致,即中心清晰则边缘模糊,反之边缘清晰则中心模糊,因此采用控制中心及边缘视场权重的方法,在每次自动优化结束后反馈查看优化结果,分析各视场像差校正效果,对像质较差的视场补偿权重。如此反复多次进行协同优化,减小中心与边缘视场像质的差距,从而在一定程度上减小系统的场曲。

在优化的最后阶段,为了增大景深,需增加系统的多重结构;为了减小场曲,需要不断调整各视场权重。同时需要保证前面所做的工作成果。为此,在每一次优化结束后,根据优化后的系统结构和像质,对约束条件、各参数权重作相应的更改和删减,通过各重结构、各视场的多次协同优化,平衡系统像差与可实现性、设计要求间的矛盾,最终得到较为理想的光学系统。

优化后的整体结构如图7所示。与初始结构相比,优化后的物镜组镜片减少一片,第三片为对称双凸正透镜,结构更为简单,对于区分小口径的透镜非常有利。棒镜系统也得到了进一步的简化,两端薄透镜相对表面的曲率半径相等,长双凸透镜左右对称,所有棒镜组间的距离相等,这些结构特点都大幅简化了系统结构,有效降低了系统加工和装调难度。

为了评价系统整体优化后的成像质量,选择MTF曲线、点列图以及场曲畸变图作为系统像质的评价标准,如图8所示。在图8(a)中,35°半视场子午方向的MTF曲线在120 lp/mm空间频率处的值为0.25,而其他视场的MTF在此空间频率处的值均大于0.3,中心视场的MTF曲线接近衍射极限;点列图如图8(b)所示,各视场的点列图均方根(RMS)半径均为3 μm左右,小于艾里斑的尺寸4.6 μm,同样表明系统接近衍射极限;图8(c)、(d)分别为物距20 mm处和无穷远处系统的场曲和畸变图,最大畸

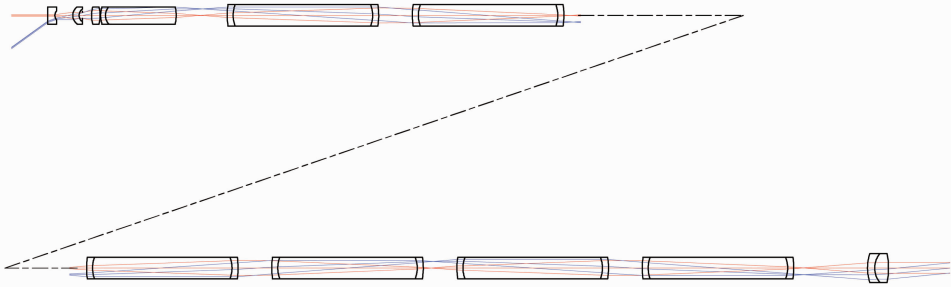


图 7 目视硬性内窥镜光学系统二维光路结构

Fig. 7 2D optical layout of the visual rigid endoscope

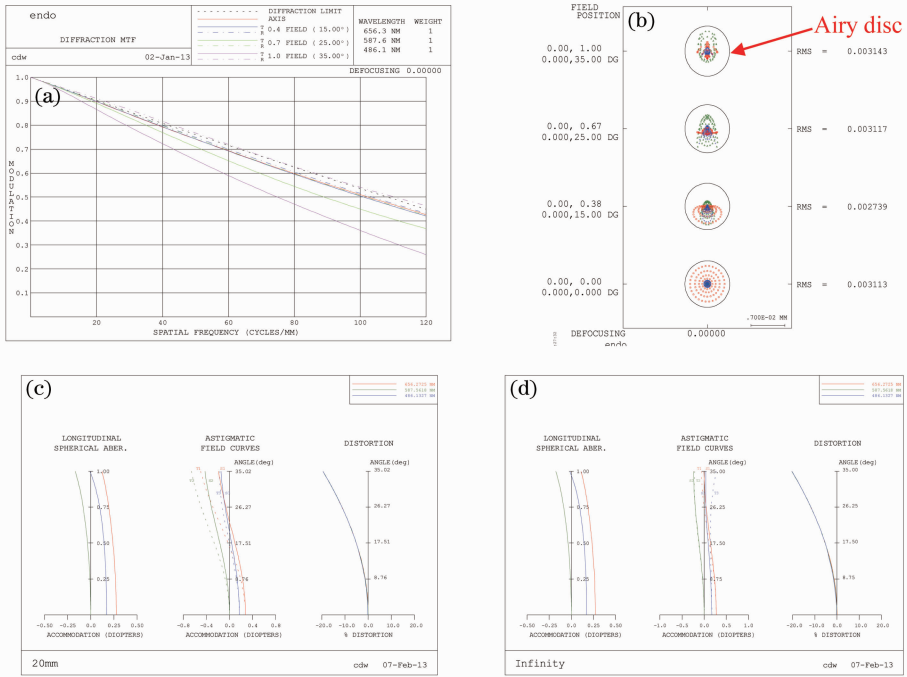


图 8 (a)物镜和棒镜组合系统的 MTF 曲线图;(b)点列图;(c)工作距离为 20 mm 时的场曲畸变图;
(d)无穷远工作距时系统的场曲畸变图

Fig. 8 (a) MTF curves of the combination system with objective and relay lenses; (b) spot diagram; (c) field curvature and distortion map when working distance is 20 mm; (d) field curvature and distortion map when working distance is infinity

变分别为 -19.99% 和 -20.8% ，均为桶形畸变，可通过后期图像畸变处理方法校正^[17]。

为了更为直观地评价系统的成像效果，使用 Code V 的二维图像仿真功能模拟系统的真实成像效果。将放置在物面上的二维图像成像于像面，可综合反映包括因衍射及像差引起的像点模糊、畸变、相对照度、色差等因素对成像的影响。

图 9(a)所示为专业标准 JBT 9328-1999 中 A3 分辨率板的第 11 组图样，对应分辨率为 22.3 lp/mm ，根据(2)式得到对应的角分辨率为 $8.45 \text{ C}/(^{\circ})$ 。分别将其放在系统的中心视场及边缘视场进行图像仿真。图 9(b)、(c)分别为中心和边缘视场的仿真图

像，可清晰分辨图样中各条纹，证明系统可实现高分辨率成像；边缘视场的仿真图像有一定的畸变，它并不影响分辨率，可通过电子方法校正。进一步使用图 10(a)所示的彩色图像进行仿真，结果如图 10(b)所示，除成像清晰、对比度高等特点外，系统还具有较高的色彩还原度。

目视内窥镜整体系统属无焦系统，采用“真实无焦”模式分析和优化设计。系统的 MTF 曲线如图 11 所示，除边缘视场的弧矢方向，在空间频率 3 lp/mrad (即 1 lp/arcmin ，为人眼的分辨率极限)^[16,18] 处接近 0.1，人眼可通过此目视系统观察到清晰的图像。

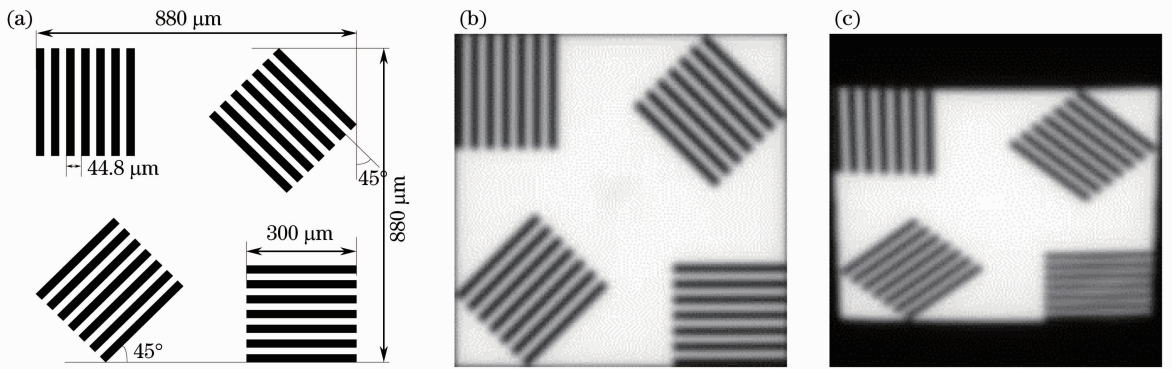


图 9 (a) JBT 9328-1999 A3 分辨率板第 11 单元图像; (b) 中心视场的仿真图像; (c) 边缘视场的仿真图像
 Fig. 9 (a) The 11th pattern of resolution test board (JBT 9328-1999 A3); (b) simulation image of the center field; (c) simulation image of the marginal field

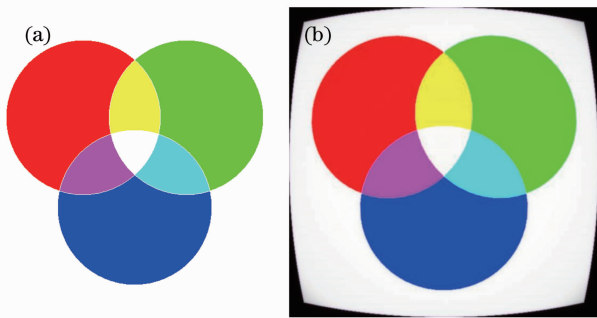


图 10 (a) 彩色原图像; (b) 仿真图像

Fig. 10 (a) RGB circle image; (b) simulation image

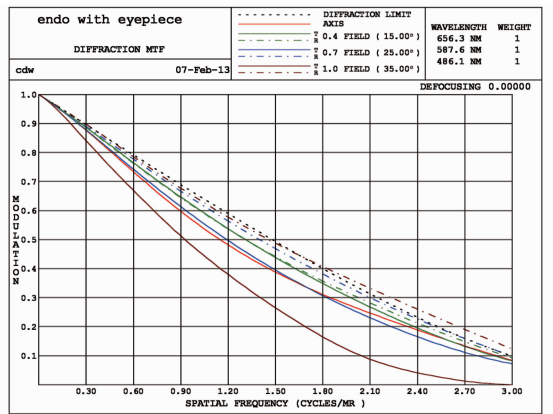


图 11 目视硬性内窥镜整体系统的 MTF 曲线

Fig. 11 MTF curves of the visual rigid endoscope

图 12 为完成加工装调的硬性内窥镜外形图。为了测试系统实际成像质量,在内窥镜前端面 20 mm 中心位置处放置分辨率板,并通过内窥镜进行成像,选择 Storz 公司与本设计相同规格的硬性内窥镜进行对比实验。设计的实际成像效果如图 13(a)所示,第 11 组分辨率图样依稀能够区分,接近软件仿真结果,分辨率可达到 22.3 lp/mm; Storz 内窥镜实际成像效果如图 13(c)所示,第 6 组分辨率图像可完全区分,但无法完全区分第 7 组图样,分辨

率约为 16.7 lp/mm。对比结果表明,本设计大幅提升了分辨率,达到高清成像的要求。图 13(b)为采用本设计内窥镜拍摄的图像,在整个视野中都可得到清晰的图像,视场中心与边缘成像的清晰度基本一致;图 13(d)为 Storz 内窥镜拍摄的图像,与视野中心相比,边缘的图像出现较严重的模糊,因此本系统的场曲明显小于 Storz 内窥镜。图 13(e)为采用本设计拍摄的手纹图像,图像分辨率为 1300 pixel×1300 pixel。



图 12 硬性内窥镜实物图

Fig. 12 Photo of the fabricated rigid endoscope

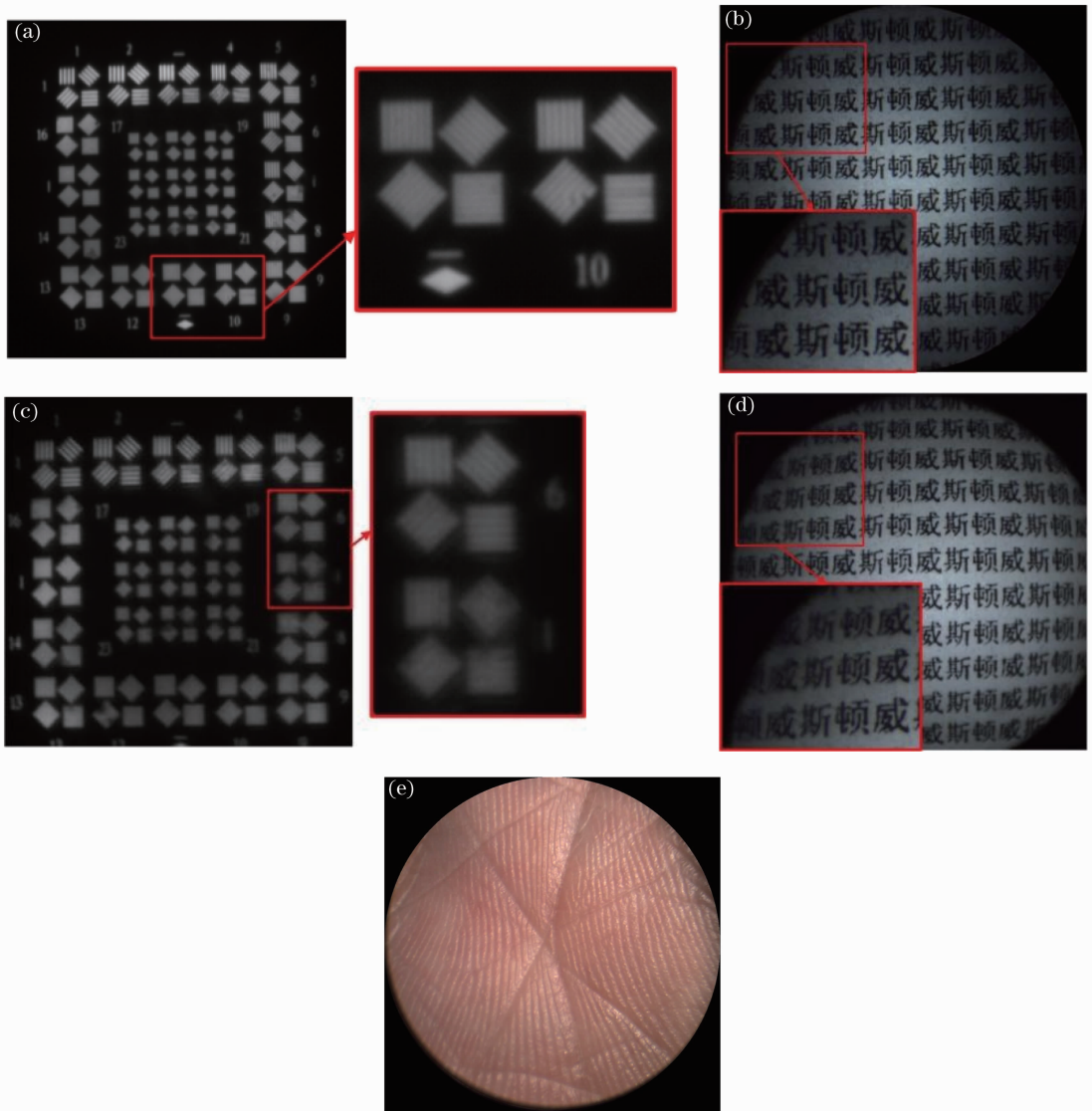


图 13 (a)中心视场分辨率测试图;(b)场曲成像测试图;(c) Storz 中心视场分辨率测试图;(d) Storz 场曲成像测试图;
(e)掌纹成像图

Fig. 13 (a) Resolution chart image of the center field; (b) test image of field curvature; (c) resolution chart image of the center field with Storz; (d) test image of field curvature with Storz; (e) captured image of a palm print

根据《医用内窥镜及附件通用要求》国家标准中的景深范围界定,由(3)式计算得到本设计的理论景深为 184 mm,完成加工的内窥镜经权威机构检测,景深达到 150 mm,实现了超大景深设计。

于装调。原理样机检测表明分辨率与理论计算结果吻合,达到同孔径硬性内窥镜的分辨极限;实现了 150 mm 的超大景深成像,像面全视野均清晰成像,场曲小,光学性能大幅优于其他同类设计。

5 结 论

设计并研制了一种高清、超大景深的硬性内窥镜,其光学系统外径为 2.7 mm,具有 70°视场角和 0.3 mm 的入瞳直径,MTF 达到衍射极限,弥散斑小于艾里斑,中心分辨率优于 21 lp/mm,对应的角分辨率为 8.45 C/(°)。光学透镜结构简单,易于分辨,全部棒镜及其间的隔圈相同,可大幅降低加工难度,便

参 考 文 献

- 1 Jia Xiaohang, Yan Qinglai, Wen Yan. Evaluation base and method of medical rigid endoscope distortion [J]. Acta Optica Sinica, 2006, 26(8): 1226-1230.
- 2 贾晓航, 颜青来, 文 燕. 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.
- 3 T H Tomkinson, J L Bentley, M K Crawford, et al.. Rigid endoscopic relay systems: a comparative study [J]. Appl Opt, 1996, 35(34): 6674-6683.
- 4 R Liang. Optical Design for Biomedical Imaging [M]. New York: SPIE Press, 2010. 379-386.

- 4 F Doglietto, D M Prevedello, J A Jane Jr, *et al.*. A brief history of endoscopic transsphenoidal surgery: from Philipp Bozzini to the First World Congress of Endoscopic Skull Base Surgery [J]. *Neurosurgical Focus*, 2005, 19(6): 1-6.
- 5 Lü Ping, Liu Fang, Lü Kunzhang, *et al.*. A developmental history of endoscopy [J]. *Chinese J Medical History*, 2002, 32(1): 10-14.
吕平, 刘芳, 吕坤章, 等. 内窥镜发展史[J]. *中华医史杂志*, 2002, 32(1): 10-14.
- 6 J Bhatt, A Jones, S Foley, *et al.*. Harold Horace Hopkins; a short biography [J]. *BJU International*, 2010, 106(10): 1425-1428.
- 7 Zhong Xing, Zhang Yuan, Jin Guang. Illumination uniformity optimization of wide-viewing-field optical system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(3): 0322004.
钟兴, 张元, 金光. 大视场光学系统像面照度均匀性优化[J]. *光学学报*, 2012, 32(3): 0322004.
- 8 Li Xiaotong, Cen Zhaofeng. Geometrical Optics, Aberrations and Optical Design [M]. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2003. 71-73.
李晓彤, 岑兆丰. 几何光学·像差·光学设计[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2003. 71-73.
- 9 Li Shixian, An Liansheng, Cui Guihua. Applied Optics [M]. Beijing: Beijing Institute of Technology Press, 1994. 135-138.
李士贤, 安连生, 崔桂华. 应用光学[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 1994. 135-138.
- 10 Xiang Yang, Jiang Huilin, Hu Jiasheng. Design on rigid medical endoscope optical system structure [J]. *J Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition)*, 2007, 30(3): 5-6.
向阳, 姜会林, 胡家升. 目视医用硬性内窥镜光学系统初始结构设计[J]. *长春理工大学学报*, 2007, 30(3): 5-6.
- 11 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.
- 12 K Ono. Image Transmitting Optical System: U. S. 5731916A [P]. [1998-03-24].
- 13 M Laikin. Lens Design (3rd Edition) [M]. New York: CRC Press, 2006. 241-245.
- 14 Z Malacara. Handbook of Optical Design (2nd Edition) [M]. New York: CRC Press, 2004. 442-445.
- 15 Li Lin. Modern Optical Design Approach [M]. Beijing: Beijing Institute of Technology Press, 2009. 133-135.
李林. 现代光学设计方法[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2009. 133-135.
- 16 J B Caldwell. Diffraction-limited endoscope system [J]. *Optics and Photonics News*, 1998, 9(6): 48-49.
- 17 Zhang Chunming, Xie Yongchun, Wang Li, *et al.*. A method of analyzing image distortion based on conjugate nodal plan [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(11): 1108001.
张春明, 解永春, 王立, 等. 一种基于共轭节面的图像畸变分析方法[J]. *光学学报*, 2012, 32(11): 1108001.
- 18 W J Smith. Modern Optical Engineering (3rd Edition) [M]. New York: Tata McGraw-Hill Education, 2000. 256-257.

栏目编辑: 张 腾