

# 医用内镜双通道光学接口的设计原理

吴福田 王桂玲

(山东大学光电子信息工程系 济南 250100)

**摘要** 设计了一种医用内镜图像显示双通道光学接口。接口由分光棱镜和变焦距物镜组成。本文介绍光学接口的分光及光孔承接;分析变焦距物镜的光学特性;论述小型线性差动变焦距物镜的设计原理;并给出了一种设计实例及评价结果。所设计的光学接口已应用于胃镜计算机彩色显微图像显示仪中。使用证明:该光学接口结构简单、体积小、重量轻,其像质可与多种内镜和 CCD 彩色摄像机相匹配。因此,接口可适用于多种内镜的图像显示。

**关键词** 内镜 光学接口 变焦距物镜 设计

**中图分类号** TH773 **文献标识码** A

## 1 引言

目前,多种医用内镜已应用于多种疾病的诊断和治疗,如日本奥林巴斯公司生产的纤维胃镜、纤维结肠镜、纤维支气管镜、纤维膀胱镜、纤维鼻咽喉镜等等。在内镜基础上研制的内镜图像显示仪业已临床应用,如国内天津大学研制的 NT 系列内镜图像显示仪等。内镜图像显示仪一般为双通道形式,其中一个通道用来目视观察,另一个通道则把观察到的图像显示到图像显示器上。目前所有国产内镜图像显示仪显示的是复合视频信号形成的模拟图像。本文提出,把内镜观察到的图像,即视频图像信号经 A/D 转换输入计算机内存,进行计算机图像处理。处理后的图像再由计算机屏幕显示。这种经图像处理的图像更加清晰,色彩更加逼真,更有利于诊断。为此,设计了一种双通道光学接口装置,可以适用于多种内镜。接口中,采用小型变焦距物镜及彩色 CCD 成像系统,使屏幕显示图像可根据观察目标不同和需要随时调节图像大小。所设计的双通道光学接口已成功地应用于内镜计算机彩色显微图像显示仪中。显示仪样机系统现场试用取得了很好的效果,1998 年底已通过科研鉴定。

## 2 光学接口的分光及光孔承接

医用内镜目镜系统的出瞳距一般较小, 在出瞳距内完成分光通常采用棱镜分光方法。棱镜分光原理图如图 1 所示。图 1 中透射光束 1 为目视观察光束; 反射光束 2 为再成像光束。在棱镜反射面上镀析光膜保证反射光与透射光之比。再成像光束 2 的强度由 CCD 图像传感器所要求的最小光照度确定。像平面(CCD 光敏面)中心光照度为<sup>[1]</sup>:

$$E' = K \pi L \sin^2 U' \quad (1)$$

(1) 式中  $K$  为光学系统光能利用率;  $L$  为物面光亮度;  $U'$  为像方孔径角。保证 CCD 成像所需光照度及目视观察所需光能, 计算得到棱镜的分光比  $R: T = 6: 4$ 。

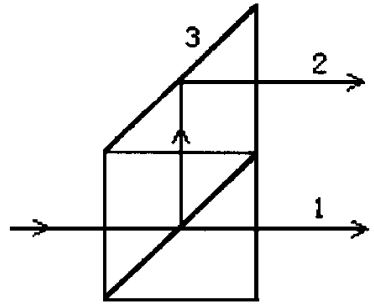


Fig. 1 Decomposition of prism

光轴的折转和图像传递需要安置棱镜 3, 在棱镜 3 的反射面镀高反膜以减少光能损失。

在双通道光学接口中专门设置有孔径光阑、视场光阑及消杂光光阑。调整孔径光阑的大小可使 CCD 图像传感器在不同情况下得到合适的照度。设置的孔径光阑和视场光阑的位置和大小应与内镜目镜系统的光阑相互承接。把内镜目镜的出射光瞳作为成像系统的入射光瞳; 目镜系统的像方视场作为成像系统的物方视场。使目镜系统和双通道光学接口满足“瞳对瞳, 视场对视场”的光孔承接原理。这样不但可保证光能和图像的传递, 保证消除杂散光; 同时也有利于减小接口系统的总体尺寸。

## 3 小型变焦成像物镜的光学特性

内镜图像显示仪显示真彩图像, 要求光学双通道接口采用彩色 CCD 图像传感器。用变焦物镜调节图像的倍率。变焦距物镜的光学特性参数和像质要与 CCD 器件匹配, 以满足整机系统像质要求; 同时, 还要与内镜目镜系统的光学特性参数相一致。

内镜图像显示仪中变焦物镜的变倍比较低。为减小光学接口的总体尺寸, 物镜选取较小的焦距。计算得到所需焦距变化范围为 9~ 25mm; 物镜成像的幅面尺寸由 CCD 光敏面尺寸确定。由(2)式可确定变焦物镜的相对孔径:

$$\frac{D}{f'} = 2 \cdot \sqrt{\frac{E'}{K \pi L}} \quad (2)$$

变焦过程中物镜的相对孔径可在一定范围内变化。但相对孔径变化时, 应满足 CCD 成像对光照度的要求。

变焦物镜的视场与内镜目镜像方视场大小一致。

变焦物镜的像质采用像差和对比传递函数(MTF)来评价。物镜的分辨率和 MTF 值由整机系统的像质要求确定。如选取 ELMO MP481 小型 CCD 彩色摄像机。CCD 为(1/2)”, 像素数为 752H × 582V, 分辨率为 480TVL。计算得到变焦物镜视场中心特定频率 45lp/mm 时,

CCD 三色光 MTF  $\geq 0.388^{[2]}$ 。

### 4 小型线性差动变焦物镜设计原理

光学接口小型化是系统重要的性能指标之一。所谓变焦物镜小型化,是在满足成像要求条件下,使通光口径小,总体尺寸短,结构简单、紧凑。根据变焦物镜高斯解区的分析<sup>[3]</sup>,选取正组补偿换根方式,使变倍组和补偿组满足线性差动移动。正组补偿变倍、补偿曲线如图 2 所示。图中  $l, m, s$  分别为长、中、短焦位置,  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4$  分别为前固定组、变倍组、补偿组、后固定组。正组补偿系统的垂轴放大率的两组解  $\beta_{31}$  和  $\beta_{32}$  曲线如图 3 所示。在变焦过程中,变倍组垂轴放大率  $\beta_2$  由绝对值小的负值向绝对值大的负值变化时,补偿组  $\varphi_3$  处于  $\beta_{31}$  曲线上半段。此种情况变倍比增大迅速。选取此段,并合理选取参数,可使变倍、补偿组满足线性差动移动。当取  $\beta_2 = -1$  时,再适当调节参数  $f'_3$ (补偿组焦距)、 $\beta_{21}$ (变倍组长焦时垂轴放大率)及  $\beta_{31}$ (补偿组长焦时垂轴放大率),可使  $\beta_{31} = -1, \beta_{32} = -1$ 。就可使补偿组的倍率从  $\beta_{31}$  的上半段经  $-1$  换根到  $\beta_{32}$  的下半段。换根后,要求  $f'_3$  微量增大。但换根后,补偿组的微量移动可使变倍比再有所增大。

由以上分析,考虑到系统中的光束结构和渐晕,经多次计算,选取一组有利于消像差设计的高斯解参数如下:

$$\begin{aligned}
 f'_1 &= 72.463, f'_2 = -27.2, f'_3 = 34.64, \\
 f'_4 &= 18.038 \\
 d_{s12} &= 7.281, d_{s23} = 31.002, \beta_{2s} = 0.7275, \\
 \beta_{3s} &= 0.7541, d_{112} = 21.282, d_{123} = 3.662, \\
 \beta_{21} &= -1.2350, \beta_{31} = -1.2058
 \end{aligned}$$

计算发现:在上述参数条件下,长焦位置第一近轴光在前固定组上入射高度增加,因而使前固定组相对孔径增大。因此,前固定组实际上决定着系统的孔径像差。也可以说,校正好长焦位置的孔径像差是换根正组补偿系统的特点。为此,把前固定组选取为双胶合形式,并适当增大透镜材料的折射率,可使系统的孔径像差,即球差、正弦差和位置色差得到很好的校正。把变倍组、补偿组选为单透镜形式,后固定组选为三分离形式,再选取光阑位置在补偿组和后固定组之间,以有利于校正各孔径和视场像差。确定一组初始结构参数,利用变焦系统适应法像差自动校正程序(ZADP),先使后固定组结构参数

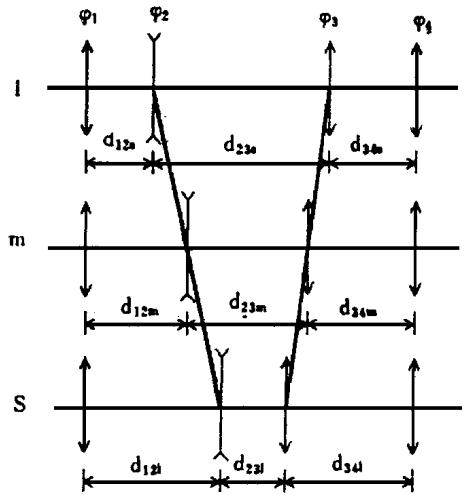


Fig. 2 Zoom element movements for zoom lens

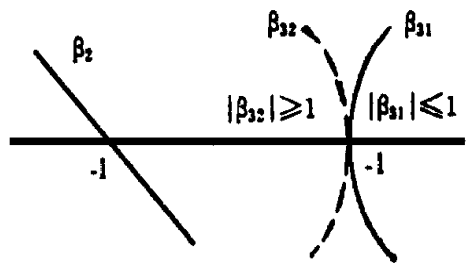


Fig. 3 The farthest zoom and solution exchanging for positively compensated system

不变, 只把前面各透镜组结构参数作为自变量参加校正; 对像差只要求  $s$ 、 $m$ 、 $l$  三焦距位置像差趋于一致。然后把系统固定在长焦( $l$ )位置, 再用定焦系统的适应法像差自动校正程序 (ADP), 只把后固定组参数作为自变量, 使系统的像差得到校正。则其余  $s$ 、 $m$  焦距位置的像差亦可同时得到校正。

按上述方法, 计算得到的七片正组补偿线性差动变焦物镜结构原理如图 4 所示。

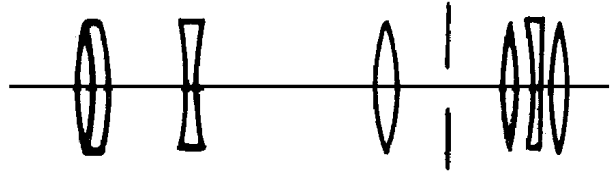


Fig.4 Positively compensated zoom lens of 7 pieces

焦距变化范围:  $f' = 9.444$

24.668mm

相对孔径:  $D/f' = 1/3$

视场:  $2\omega = 8^\circ \sim 18^\circ$

光学筒长:  $L = d_{12} + d_{23} + d_{34} + l_4 = 61.111\text{mm}$

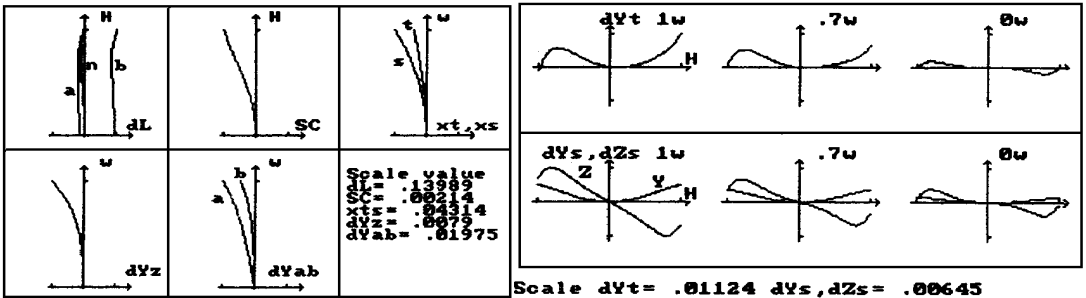
焦距变化时, 变倍组、补偿组移动距离及有关参数在表 1 中列出。

由表 1 可见, 变倍组与补偿组近似为线性差动移动, 像平面有微量漂移。

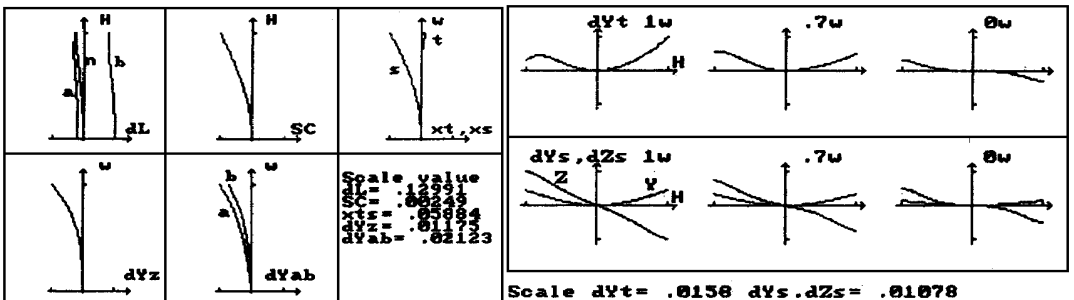
Table 1

$f'$	$x$	$y$	$Y'$	$2\omega$	$L'$
9.444	0	0	-1.496	18	10.149
16.484	8.5	-7.65	-1.878	15	10.147
24.668	14.4	-12.96	-1.725	8	10.101

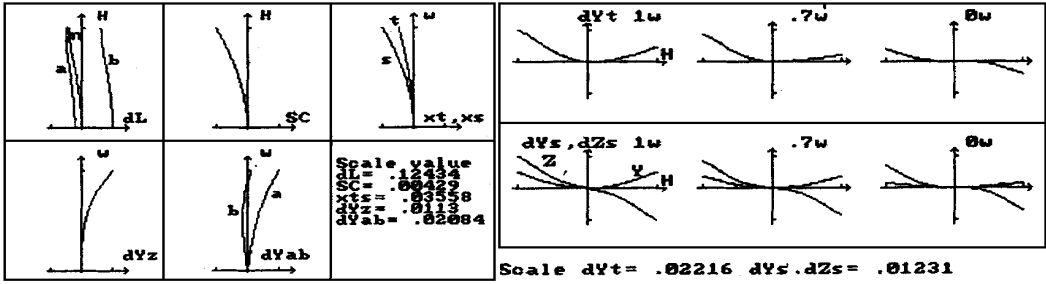
计算得到的变焦物镜各视场像差和 MTF 曲线如图 5 所示。



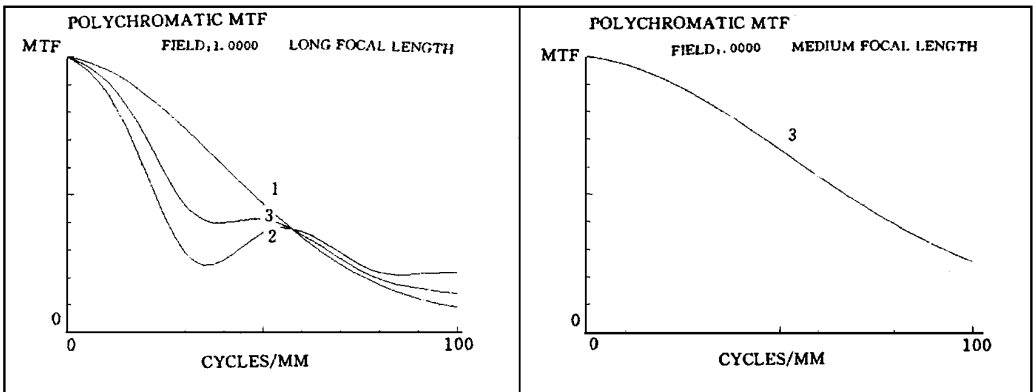
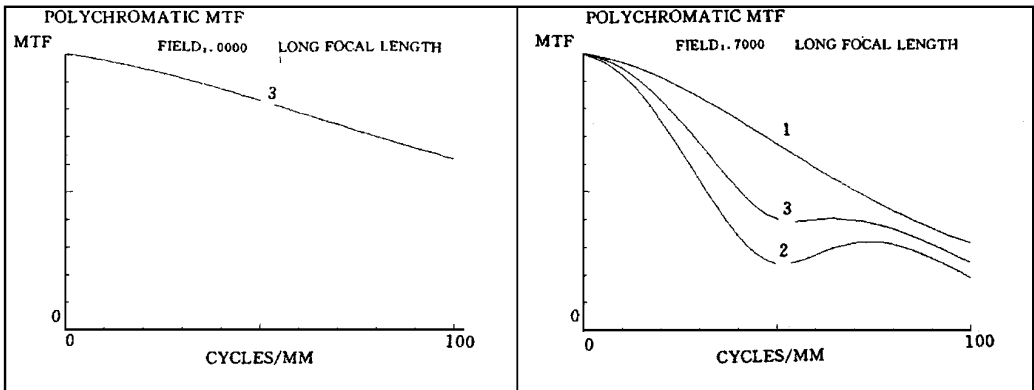
(a) Long focal length



(b) Medium focal length



(c) Short focal length



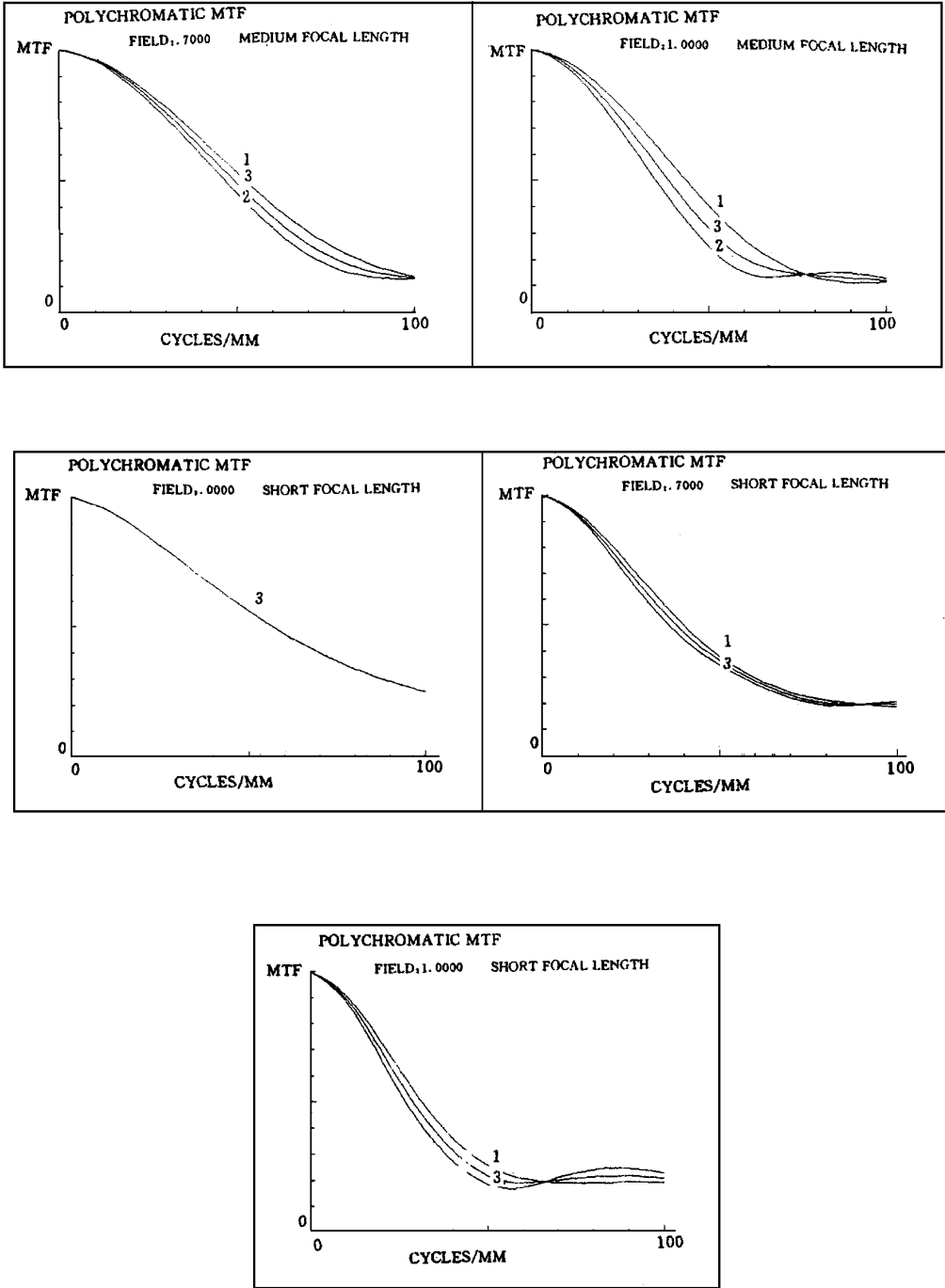


Fig. 5 The aberrations and MTF curves of zoom lens

## 5 结 束 语

采用棱镜分光及小型线性差动变焦物镜可使光学接口结构简单、体积小、重量轻、现场使用方便、光学接口的光学参数可满足各种软式或硬式内镜, 其联接、固定方便, 接口的像质可与目前最先进的小型彩色 CCD 图像传感器相匹配, 因此, 该接口可广泛应用于各种内镜图像显示仪中。目前, 该接口已成功地应用于胃镜计算机彩色显微图像显示仪中。在省内各大医院临床试验中, 显示仪显示图像色彩逼真, 图像放大率 10~ 30 倍, 屏幕分辨率达 16~ 20lp/cm。

### 参 考 文 献

- 1 张以谟. 应用光学. 北京: 机械工业出版社, 1990. 153
- 2 Schatg D. Spatial Resolution: A Key to Machine Vision Success. *Photonics, Spectra*, 1988, (7): 7176
- 3 陶纯堪. 变焦距光学系统设计. 北京: 国防工业出版社, 1988. 53

## Design of Double Passage Optical Interface for Displaying Medical Endoscope Image

WU Fu-Tian, WANG Gu-Ling

(*Optoelectronic Dept., Shandong Univ., Jinan 250100*)

### Abstract

A double passage optical interface for displaying medical endoscope image was designed. The interface was composed of a prism and a zoom lens. The followings were presented: the light splitting and aperture matching of the interface, optical property of the zoom lens, the principle of miniature linear differential zoom lens design. An example of design and its evaluation were also given. The interface designed had been used in a computer system for displaying endoscope image, and was proved to be simple, small and light enough. With its good performance, the interface may be used in the matching of CCD cameras with several kinds of endoscopes. So the interface may be used for displaying several kinds of endoscopes images.

**Key words:** Endoscope, Optical interface, Zoom lens, Design

吴福田 男, 1943 年 11 月生, 教授。1968 年毕业于哈尔滨工业大学, 1970 年来山东大学光学系任教至今。长期从事光学、红外、激光等方面的教学、科研工作, 出版“应用光学”教材一部, 专著二部, 发表论文 30 余篇。