

文章编号:1004-4213(2010)01-0105-5

二元变焦内窥镜光学系统设计*

张薇^{1,2}, 田维坚^{1,2}, 张宏建^{1,2}

(1 中国科学院西安光学精密机械研究所 瞬态光学与光子技术国家重点实验室信息光子学研究室, 西安 710119)

(2 中国科学院研究生院, 北京 100049)

摘 要:根据高斯光学原理,以液体透镜为核心元件,研究了无移动镜组变焦系统的设计方法.从医用内窥镜的使用要求出发,设计了一种二元变焦内窥镜系统.该系统可通过气压或液压控制液体透镜表面曲率变化,实现 1.5 倍变倍比,在 1.8 mm 和 2.7 mm 焦距下都获得了良好的成像质量.

关键词:二元变焦;液体透镜;折衍混合;内窥镜;光学设计

中图分类号:O439

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20103901.0105

0 引言

无创或微创治疗中的内窥镜技术可以最大程度减小病人痛苦,在现代医学中的应用已越来越广泛^[1-2].由于各种体腔往往深入人体内部,难以触及,对内窥镜光学系统提出了细长结构的要求.同时为了便于寻找到目标进行观察,一般要求成像系统具有较大的视场角.目前的医用内窥镜技术,根据使用环境及使用方法的的不同,视场角从 70°到 140°不等.在现有的内窥系统中,如何在物距不变的情况下实现局部范围内病灶的图象放大,是使用者希望实现的功能;同时,内窥镜光学系统要求的景深范围非常广(通常物距 3~100 mm),在这样宽的景深范围内实现清晰成像也存在一定难度,这就使得现有内窥镜系统在使用状态下的成像质量受到一定限制.因此,如何在医用内窥镜中实现调焦、变焦功能是使用者对设计者提出的新要求.然而,内窥镜光学系统对系统尺寸及镜片数目的要求非常严格,难以利用传统方法实现光学变焦.

液体透镜是一种基于仿生学概念提出的新型透镜,具有体积小、集成度高、且具有一定自主变焦能力的特点.如将这一新型光学元件应用于医用内窥镜光学系统的设计,将有可能在不增加系统复杂度的前提下,实现一定的变焦功能.本文就是从医用内窥镜的使用要求出发,结合液体透镜的应用,深入研究了一种可变焦的内窥镜系统设计.

1 液体透镜技术

1.1 液体透镜的种类及原理

液体透镜是一种基于人眼结构提出的仿生学光学元件,也是近年来国际上研究的一个新方向.人眼

具有极强的调节能力,其变焦是通过睫状肌收缩与松弛,调节晶状体的曲率变化实现的.据此提出的液体可变焦透镜,可以不采用任何移动组件,具有变焦平滑、体积小、重量轻,成本低廉和加工容易的特点,可被大量使用于一些新型传感器及系统中,用来调节像质,提高放大率等,具有很好的应用前景.

实现液体可变焦透镜通常有三种方法,分别为:基于液体折射率变化的可变焦透镜^[3-4]、基于填充液体表面曲率变化的可变焦透镜^[5-7]和基于介质上电润湿流体接触角变化的可变焦透镜^[8-9].在本文的设计中,主要采用了一种自行设计的可由气压或液压驱动的基于填充液体表面曲率变化的可变焦透镜.

基于填充液体表面曲率变化的可变焦透镜,通常采用压控方式对腔体内液体加压,通过液体在腔体内的重新分布,改变腔体表面透明可变形薄膜的曲率半径,从而改变透镜焦距.该方法具有易于制造,透镜口径大小灵活的优点,还可通过选择高折射率液体,实现大的变焦范围.图 1 是一种该类型液体透镜的原理示意图,其中 1 为薄膜;2 为容器;3 为控制末端;4 为玻璃衬底;5 为液体.

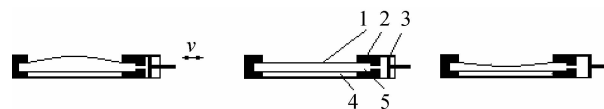


图 1 基于填充液体表面曲率变化的液体透镜原理
Fig. 1 Schematic drawing of the liquid-filled membrane lens

1.2 折衍混合型液体透镜

无论是哪种类型的液体透镜,一旦其所需的光焦度确定,透镜的可调节表面的曲率半径也就随之确定.因此,在所需光焦度一定的情况下,一个单独的液体透镜本身并不具备校正像差的自由度.这样在液体透镜应用于变焦系统的设计时,不利于实现高质量成像,同时也不利于系统的微型化.

为了解决液体透镜没有设计自由度,无法在单

Tel:029-88887507

Email:zhw@opt.ac.cn

收稿日期:2008-10-06

修回日期:2008-12-03

片液体透镜上进行象差优化的技术问题,提出一种折衍混合型液体透镜^[10].将普通液体透镜中的平面玻璃基底直接设计为衍射光学元件,如图 2.

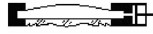


图 2 基于填充液体表面曲率变化的折衍混合型液体透镜模型
Fig. 2 Schematic drawing of the hybrid diffractive-refractive liquid-filled membrane lens

将衍射光学面作为液体透镜的一个结构组成部分,不会改变液体透镜本身的重量、尺寸及结构稳定性,同时为其提供了像差校正的设计自由度,从而使单片液体透镜的像质优化成为可能,可提高单片液体透镜的成像质量,拓宽液体透镜在设计中的应用范围.本文中的二元变焦内窥镜光学系统,就是以这种折衍混合型液体透镜为核心元件进行设计的.

2 系统设计

2.1 无运动组件变焦距系统设计原理

以液体可变焦透镜为核心元件,确定系统基本结构包含两片液体透镜 H_1 、 H_2 ,如图 3.

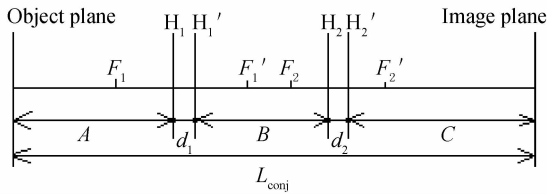


图 3 含两片液体透镜的无移动镜组变焦距系统模型
Fig. 3 Schematic drawing of the zoom system including two pieces of liquid-lens without any moving elements

由高斯光学公式列出方程组为:

$$\begin{cases} A+B+C+d_1+d_2=L_{\text{conj}} \\ \beta=\frac{l_2' l_1'}{l_2 l_1} \\ \frac{1}{l_1'}-\frac{1}{l_1}=\frac{1}{f_1'}, \frac{1}{l_2'}-\frac{1}{l_2}=\frac{1}{f_2'} \\ A=-l_1, B=l_1'-l_2, C=l_2 \end{cases}$$

式中, A, B, C, L_{conj} 为无符号数, $f_1, f_2, l_1, l_1', l_2, l_2'$, β 为有符号数,符号按照高斯光学中的统一规定.令: $\Delta A+B+C=L_{\text{conj}}-d_1-d_2$,将以上方程组化简为:

$$\begin{cases} \frac{1}{l_1'}+\frac{1}{A}=\frac{1}{f'} \\ \frac{1}{C}-\frac{1}{l_2}=\frac{1}{f_2'} \\ A+B+C=\Delta \\ \beta=\frac{C}{l_2} \cdot \frac{l_1'}{-A} \end{cases}$$

消元变换得到关于 f_1', f_2' 的方程为

$$\begin{cases} f_1'=\frac{AB\beta}{A\beta+B\beta+C} \\ f_2'=\frac{BC}{B+A\beta+C} \end{cases}$$

又由组合系统焦距公式得到该两组元系统的焦距为

$$f'=\frac{AC\beta}{B\beta+C+A\beta^2}$$

根据系统设计要求确定 A, B, C , 及 f' , 即可计算出相应的 β, f_1', f_2' , 亦即对应相应的液体透镜表面曲率半径;若液体透镜表面曲率半径连续可变,即可实现系统的连续变焦.

利用上述公式推导结果对一组变焦镜头组进行了计算以验证模型的准确性,同时以光学设计软件对同一镜头组进行了计算,计算结果与该变焦系统的数学模型计算是一致的.

根据本文原理设计变焦系统,系统变焦可通过对液体透镜表面曲率半径的有效控制来完成,这与传统设计中,通常由若干镜组沿轴向的线性与非线性移动实现变焦功能有着原理性差别,避免了精密空间凸轮等复杂运动装置的使用,从而使无运动组件变焦距系统成为可能.

2.2 系统设计要求

由于内窥镜的使用要求,对光学系统设计提出了细长结构的要求.像高与系统视场角、焦距关系为

$$y'=f' \tan \omega$$

式中,像高由 CCD 靶面尺寸决定.在本系统中,根据用户的要求,最大视场角 $2\omega_{\text{max}}=80^\circ$.由此计算得出系统短焦时的焦距 $f_s'=1.8 \text{ mm}$.变倍比为 1.5,系统长焦时的焦距 $f_l'=2.7 \text{ mm}$,最小视场角 $2\omega_{\text{min}}=58^\circ$.系统要求光学镜片最大直径 $D_{\text{max}} \leq 4 \text{ mm}$,物距斜 $l=100 \text{ mm}$,边缘视场 40 lp 对应 MTF 应大于 0.5,最大畸变小于 30%.

2.3 设计结果

由于连续变焦对液体透镜元件本身的要求过高,控制方法过于复杂,在目前的技术条件下还难以实现.在本文中,为简化系统功能,提高可行性,提出了二元变焦内窥镜系统,即系统的变焦仅有二值而非连续,这样就对液体透镜元件本身的要求有所降低,并使得系统的结构能达到最简,同时基本满足使用者的要求.

在设计中使用了折衍混合的液体可变焦透镜,衍射面的最小特征尺寸约 $15 \mu\text{m}$,结构高度约为 $1.1 \mu\text{m}$,采用目前的微光学加工方法完全可能实现.液体透镜中填充液体为纯水,可变形薄膜采用热塑性聚氨酯弹性薄膜,厚度 0.04 mm .液体透镜由气压驱动,并通过高精度限位装置控制其在两值间

变化,实现系统要求的曲率.

由于液体表面张力的影响,液体透镜的可变形表面可视为理想的球面,其半径误差主要来源于限位装置精度误差,不考虑倾斜、偏心的影响.通过光学设计软件分析,假设可变形表面曲率变化误差为±0.025 mm时,引起的系统 MTF 下降(以 97.7% 的概率)为:长焦-0.042 9 或以内,短焦-0.040 9 或以内.需要说明的是,本文没有考虑可变形薄膜在使用一定周期后产生的不完全形变影响.

光学系统结构如图 4,图 4(a)和(b)分别为系统

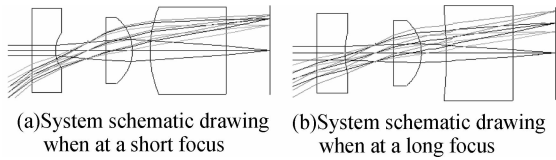


图 4 二元变焦内窥镜系统

Fig. 4 Schematic drawing of the bifocal zoom endoscope system 在短焦和长焦两种情况下的光学结构示意图.其中由光线入射方向起第一片与第三片透镜为液体透镜,

中间第二片为普通常焦透镜.为校正系统像差,第三片液体透镜采用了折衍混合的液体变焦透镜.

设计结果如表 1.

表 1 二元变焦内窥镜系统设计结果

Table 1 The result of Bifocal zoom endoscope system design

Focus/mm	1.8	2.7
Field angle/(°)	80	58
Backfocus/mm	1.54	1.54
Total length/mm	6.3	6.3
<i>f</i> / <i>#</i>	4.98	5.94
Distortion	0.7 field	15.50%
	Full field	21.48%
MTF in edge field 40lp		0.606
		0.538
Diameter/mm	Max	1.211
	Min	0.788
Surface curvature of 1 [#] /mm	0.98	2.75
Surface curvature of 3 [#] /mm	3.58	-15.06

在两种焦距下系统的综合像差曲线和调制传递函数曲线如图 5.

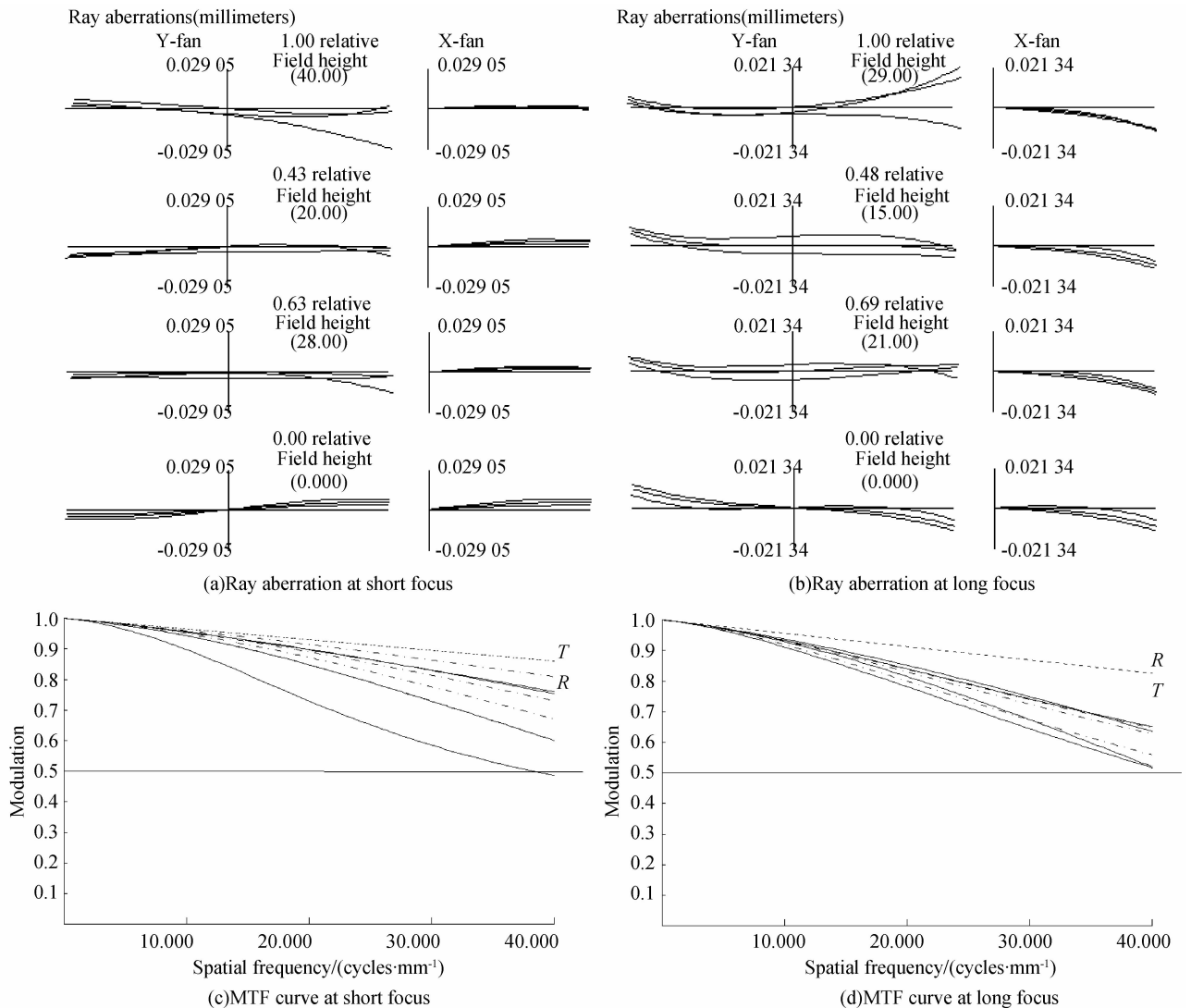


图 5 两种焦距下系统的综合像差及 MTF 曲线

Fig. 5 The ray aberration and MTF curve of the system on two focus

在设计中,系统对象差的校正是在使用要求的基础上为校正各种像差而选择的一定的折中方案,在最长焦和最短焦两个位置上可以获得最小的像差参数,而在两者之间则不能获得好的成像效果.为更好的实现平稳变焦及校正系统像差,可采用多片液体可变焦透镜,相应的采用的液体透镜数目越多,系统的变倍能力越强,调节系统像差的能力也越强,但控制也就越复杂.文中的设计是在系统体积、复杂度以及成像质量间作出的折中选择,最终以能够满足使用者要求为目标.

3 结论

目前的医用内窥镜技术不易对病灶进行局部放大观察,如何在物距不变的情况下实现局部范围图象放大,以及在宽景深范围内实现清晰成像,是内窥镜使用者提出的新要求.然而在传统的光学设计中,变焦就意味着系统结构复杂、体积增大,这对于医用内窥镜来说都是不可接受的.本文根据高斯光学计算,提出了一种利用液体可变焦透镜实现无运动组件变焦距系统的设计思路,并在此基础上设计了一种二元变焦系统,可以实现在医用内窥镜中的变焦成像,提高了内窥镜的成像能力,同时保证了系统的微型结构.这一设计可为微型变焦距系统的设计提供借鉴,有着广泛的应用前景.

液体可变焦透镜具有体积小、重量轻,变焦平滑、集成度高、易于控制等诸多优点,在所有对系统体积有严格要求,又期望系统具有变焦能力的场合有很大优势,在信息技术、工业生产、医疗卫生、军事国防等方面都具有很好的应用前景.就液体透镜技术的现状来看,在变焦控制能力及系统封装方面还期待进一步的提高.

参考文献

- [1] LI Jing-yan, LIU De-sen, LIU Gang, *et al.* The application and trend of development of the medical endoscope system[J]. *Medical Instrument*, 2005, **18**(7): 9-11.
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): 9-11.
- [2] CAO Chang-jiang, ZHANG Chen, ZHANG Kai-bin. The Research on Medical Endoscope Surveillance System Based Oil Micro-motor[J]. *Instrument Technique and Sensor*, 2001, **4**: 34-36.
曹长江, 张琛, 张凯宾. 基于超微马达的易用内窥监视系统研究[J]. *仪表技术与传感器*, 2001, **4**: 34-36.
- [3] REN H, FAN Y, GAUZA S, *et al.* Tunable-focus flat liquid crystal spherical lens[J]. *Appl Phys Lett*, 2004, **84**(23): 4789-4791.
- [4] BAIRD J L G, LIN Y H, REN H, *et al.* Refractive-index matching between liquid crystals and photopolymers[J]. *Soc Info Display*, 2005, **13**: 1017-1026.
- [5] ZHANG De-ying, VICTOR L, YEYGENY B, *et al.* Fluidic adaptive lens with high focal length tenability[J]. *Appl Phys Lett*, 2003, **82**(19): 3171-3172.
- [6] KUIPER S, HENDRIKS B H W. Variable-focus lens for miniature cameras[J]. *Appl Phys Lett*, 2004, **85**(7): 100-109.
- [7] KRUPENKIN T, YANG S, MACH P. Tunable liquid microlens[J]. *Appl Phys Lett*, 2002, **82**(3): 1128-1130.
- [8] REN H, WU T. Variable-focus liquid lens by changing aperture[J]. *Appl Phys Lett*, 2005, **86**(21): 211107-1-3.
- [9] REN H, DAVID F, ANDERSON P A, *et al.* Tunable-focus liquid lens controlled using a servo motor[J]. *Opt Express*, 2006, **14**(18): 8031-8036.
- [10] BAO Yun, TIAN Wei-jian, ZHANG Wei. Hybrid diffractive-refractive liquid lens for variable-focus optical system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(Sup): 145-148.
鲍贲, 田维坚, 张薇. 液体可变焦衍混合光学系统[J]. *光子学报*, 2007, **36**(Sup): 145-148.
- [11] ZHANG Wei, ZHANG Hong-jian, TIAN Wei-jian. Wide tunable-focus liquid lens design by mechanical driving method[J]. *Journal of Applied Optics*, 2008, **29**(Sup): 59-63.
张薇, 张宏建, 田维坚. 一种机械驱动式液体可变焦透镜的设计[J]. *应用光学*, 2008, **29**(Sup): 59-63.
- [12] CHENG Ke, ZHOU Si-zhong, ZHANG Heng-jin. Design of a short focal-length zoom system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(12): 1825-1828.
程珂, 周泗忠, 张恒金. 短焦距变焦物镜的设计[J]. *光子学报*, 2005, **34**(12): 1825-1828.
- [13] BORN M, WOLF E. Principles of optics[M]. YANG Jia-sun, transl. 7th ed. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2005.
玻恩 M, 沃尔夫 E. 光学原理[M]. 杨葭荪, 译. 7版. 北京: 电子工业出版社, 2005.

A Method of Bifocal Zoom Endoscope System Design

ZHANG Wei^{1,2}, TIAN Weijian^{1,2}, ZHANG Hong-jian^{1,2}

(1 *Lab of Information & Photonic Technology, State Key Lab of Transient Optics Technology, Xi'an Institute of Optical & Precision Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Xi'an 710119, China*)

(2 *Graduate University, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

Abstract: Tunable-focus liquid lens is considered as a kind of novel device based on biological vision system, which has many advantages such as little volume and weight, easily to be integrated and active zooming. A method of designing zoom optical system without moving lens is demonstrated according the theory of Gaussian optics, in which the liquid lenses are used as core elements. And a bifocal zoom endoscope system is presented, in which the curvature of the liquid lens can be controlled by air pressure or hydraulic pressure. A zooming factor of 1.5 is realized. And the acceptable imaging quality is gotten at both focal length of 1.8 mm and 2.7 mm of the system.

Key words: Bifocal zoom; Liquid lens; Hybrid diffractive-refractive; Endoscope system; Optical design

ZHANG Wei was born in 1978. At present, she is a Ph.D. degree candidate, and her research works focus on micro optics and space optics.

