

文章编号: 1002-1582(2009)04-0558-03

大焦深内窥镜光学系统设计*

张薇^{1,2}, 田维坚^{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, 西安 710119)

(2. 中国科学院研究生院, 北京 100039)

摘 要: 医用内窥镜技术要求在大的物距范围内实现清晰成像,但其使用环境又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调焦。在传统的光学设计中,通常依靠减小相对孔径来增大系统焦深,往往会造成许多负面影响。介绍了一种电润湿型液体可变焦透镜,并在这一新型元件的基础上,设计了一种微型可调焦光学系统。该系统依靠外加电压控制液体透镜焦距做微小改变,从而校正由于物距变化产生的离焦,增大内系统的焦深,同时保证系统的微型结构。这一设计将使内窥镜的使用更加方便,有着广泛的应用前景。

关 键 词: 应用光学; 大焦深; 内窥镜; 液体透镜; 电润湿效应; 光学设计

中图分类号: O439

文献标识码: A

Design of a kind of large depth of focus endoscope system

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

(1. State Key Lab of Transient Optics Technology, Xi'an Institute of
Optical & Precision Mechanics of CAS, Xi'an 710119, China)

(2. Graduate School of the CAS, Beijing 100039, China)

Abstract: Endoscope system is required to have large depth of focus. But it is very difficult to realize focal adjusting in endoscope by traditional methods, for its restricted requirements on the dimension of the system and the numbers of the lens. In normal optical design, stopping down the aperture is often adopted to extend the depth of focus of a system. But this method has many serious disadvantages such as decreasing the optical flux and the resolution at imaging plane. A kind of liquid lens based on electrowetting effect is introduced, which is considered as a kind of novel optical component. A micro focus controlling endoscope system is designed, in which the liquid lens is used as a core element. The focal length of the liquid lens can be adjusted by an external electric field, which can compensate the defocusing of the system caused by the change of the object distance. This can make the endoscope system using more convenient and can have very wide application in the future.

Key words: applied optics; large depth of focus; endoscope system; liquid lens; electrowetting effect; optical design

1 引 言

由于内窥镜技术可在最大程度减小病人痛苦的前提下深入脏器,观察病灶,所以在无创或微创治疗中的应用已越来越广泛^[1,2]。由于各种体腔往往深入在人体内部,难以触及,所以对内窥镜光学系统提出了细长结构及大视场角的要求。由于医用内窥镜光学系统要求的物距范围非常大(3~100mm),要在大景深范围内实现清晰成像难度较大,这就使得内窥镜在使用状态下的成像质量受到一定的限制。如何在医用内窥镜中实现大物距范围内的清晰成像,是使用者对新型内窥镜提出的要求,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调焦。

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,且具有一定的自主变焦能力。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调焦。本文从增大医用内窥镜焦深的内在要求出发,结合液体透镜的应用,深入研究了一种大焦深医用内窥镜光学系统。

2 焦深对系统成像质量的影响及解决方法

在普通光学系统中,由于物距的变化会引起系统像面离焦。当离焦逐渐严重时弥散点的尺寸逐渐变大,导致系统的MTF下降,从而直接恶化系统的

* 收稿日期: 2008-11-04

E-mail: zhw@opt.ac.cn

作者简介: 张薇(1978-),女,中国科学院西安光学精密机械研究所博士研究生,主要从事微光学与空间光学研究。

成像质量。在实际光学系统被校正像差后,除在理想像面上可获得清晰的像以外,常把理想波面的参考点沿轴离焦,当波像差不超过 $\lambda/2$ (由 $-\lambda/4$ 到 $\lambda/4$) 时,也能得到清晰的像,所以把对应的离焦量称作焦深。在已知系统的入射光瞳直径 D 及系统的焦距 f' 后,焦深可用如下公式计算:

$$2\delta l' = \frac{4\lambda}{n'} \left(\frac{f'}{D} \right)^2$$

成像系统的通光口径越大,该系统的焦深就越小。因此为了增大系统的焦深,通常采用缩小系统相对孔径的方法。但这一做法会带来不可避免的缺点,即随着出瞳直径的减小,系统的光通量将以平方量级降低,同时还会降低系统的分辨率,造成图像细节模糊。

如何在保持系统分辨率的同时提高其焦深,在内窥镜、3D 光学断层成像、微电子技术、医学成像等领域中具有重大意义。已提出的增大系统焦深的方法主要有 Strehl 比空间滤波法、变迹法、显微镜 CT 法、OTF 变换法、波前编码调制法等若干种^[3,4]。其中以波前编码调制法的效果最为优越,但由于波前调制掩模板的加入,会引起系统结构及后期图像处理的复杂化。本文提出了利用电润湿型液体透镜元件,通过电压控制液体透镜焦距的变化,从而实现了一种大焦深内窥镜系统。

3 液体透镜技术及其原理

液体透镜是一种基于人眼结构提出的仿生光学元件,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和通过调节晶状体的曲率变化来实现的。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、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,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。

实现液体变焦通常有三种方法:基于液体折射率变化的可变焦透镜^[5,6],基于填充液体表面曲率变化的可变焦透镜^[7-9]和基于介质上电润湿流体接触角变化的可变焦透镜^[10-12]。在本文的设计中,主要采用电润湿型液体透镜,通过电压控制其焦距变化,实现系统微调焦,达到增大焦深的目的。该种液体透镜具有响应时间短、无机械可动部件、集成性能好的优点。

电润湿效应是一种物理化学现象,它是通过改

变液体-固体界面的外加电压来控制液体在固体面上的润湿特性的,电润湿型液体透镜的成像原理就是基于这一物理现象的。

电润湿型可变焦液体透镜的基本结构如图 1 所示。

将两种互不相溶的液体注入到一个包含两个透明玻璃基板的腔体中。在两种液体中,一种(liquid 1)为电活性液体,另一种(liquid 2)为绝缘液体。在腔体的侧壁上包含两个金属电极 1 和 2,金属电极 1 直接与电活性液体相接触,金属电极 2 及腔体的侧壁均涂覆疏水介电层。当改变两电极间的外加

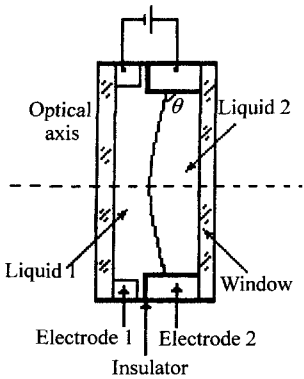


图 1 基于介质上电润湿流体接触角变化的可变焦透镜

电压时,可以有效地改变导电液体与介电层之间的界面张力,导致两种互不相溶的液体间接触角 θ 发生变化。由于两种液体的体积是固定不变的,当接触角发生变化时,两种液体间界面的形状将发生变化。

根据适用于液固三相系统的杨氏方程,可以得到当外加电压为 0 时,接触角与界面张力之间的关系:

$$\cos \theta = \gamma_{s2} - \gamma_{s1} / \gamma_{12}$$

式中: θ 为两种液体间的接触角; γ_{s1} 和 γ_{s2} 分别为容器固体内壁与液体 1 和液体 2 之间的界面张力; γ_{12} 为这两种液体之间的界面张力。

当在液体透镜上外加电压 U , 并达到新的平衡状态时,接触角与外加电压的关系为

$$\cos \theta = \cos \theta_0 + \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{2 \gamma_{12} d} U^2$$

式中: ϵ_0 为真空中的介电常量; ϵ_r 和 d 分别为疏水介电层的相对介电常量和厚度。如图 2

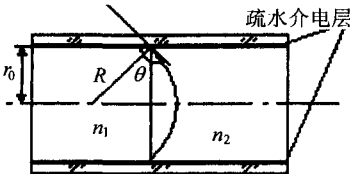


图 2 接触角 θ 与两种液体间界面的曲率半径 R 之间的关系示意图

所示,接触角 θ 与两种液体间界面的曲率半径 R 存在如下关系:

$$R = \frac{r_0}{\cos \theta_0 + \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{2 \gamma_{12} d} U^2}$$

式中, r_0 为液体透镜的内半径。

由此可见,接触角 θ 决定两种液体间的界面形状。界面形状的改变会引起透镜焦距的变化,通过电压控制接触角 θ 就可以控制液体透镜的焦距。

4 系统设计

4.1 对系统设计的要求

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、焦距存在如下关系:

$$y' = f' \operatorname{tg} \omega$$

式中,像高由 CCD 靶面尺寸决定。在本系统中,根据用户的要求,视场角 $2\omega = 80^\circ$ 。由此可计算出系统焦距 $f' = 1\text{mm}$ 。系统要求光学镜片最大直径 $D_{\max} \leq 4\text{mm}$,系统总长 $L \leq 5\text{mm}$,物距 $l = 3 \sim 100\text{mm}$,边缘视场(40 对线/mm)对应的 MTF 应大于 0.5,最大畸变应小于 30%。

4.2 设计结果

系统采用三片式结构,其中第三片为电润湿型折衍混合液体透镜^[12,13]。部分设计结果如表 1 所示。

表 1 大焦深内窥镜光学系统部分设计结果参数

焦距			1mm
视场角 2ω			80°
最大通光孔径			$\Phi 1.4\text{ mm}$
工作距离			0.57mm
畸变	0.7 视场	100mm 物距	13.898 %
		3mm 物距	12.464 %
	全视场	100mm 物距	23.667 %
		3mm 物距	21.334 %
40 对线/mm 处的 MTF	100mm 物距		0.664
	3mm 物距		0.623
系统总长			4.9 mm

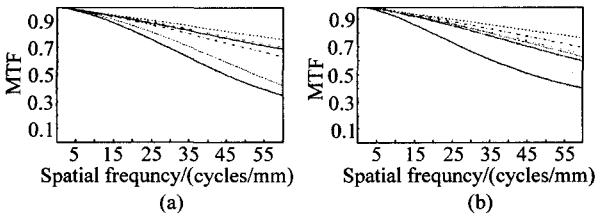


图 3 系统物距分别在 100mm 和 3mm 下的 MTF 曲线
(a) 在 100mm 物距清晰成像时的 MTF;
(b) 在 3mm 物距清晰成像时的 MTF。

当物距为 100mm 和 3mm 时,系统的调制传递函数(MTF)曲线如图 3 所示。虽然系统边缘视场的像散较大,但从使用的角度来看还是可以接受的。

系统在最大物距及最小物距时的点列图如图 4 所示。其中,图 4(c)是假设当该系统无调焦能力时,若对 100mm 物距目标清晰成像,则对 3mm 物距目标成像的点列图效果。可见相对于不可调焦系统,系统在大景深范围内的成像质量被提高了很多。

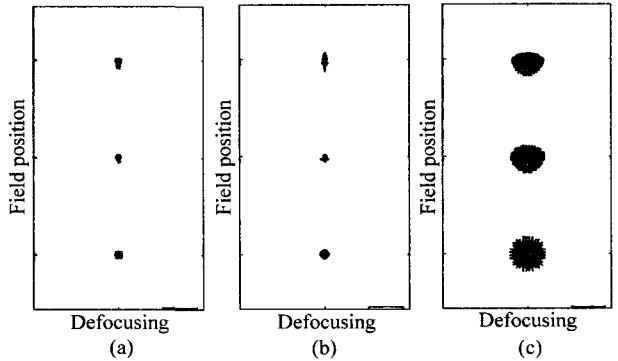


图 4 系统在对不同物距成像时的点列图
(a) $l = 100\text{mm}$; (b) $l = 3\text{mm}$;
(c) 假设系统无调焦能力。

图 5 是系统的设计结构示意图,其中第 1 和第 2 片透镜为普通镜片,第 3 片为液体透镜。

由于液体透镜的接触角与两种液体间界面半径是一一对应的,图 5 系统的光学设计结构示意图而外加电压与接触角之间也是一一对应的,其关系如第 3 节所述,因此外加电压与两种液体界面半径间也存在一一对应的关系。当所需的界面半径通过光学设计优化确定后,就可以确定所需的外加电压,这样就会对界面半径的调整转化为对外加电压的控制,实现系统的大焦深成像。最终设计出的系统在 3~100mm 物距范围内可满足用户提出的使用要求。

5 结 论

医用内窥镜技术对景深的要求非常大,而对一个光学系统而言,在宽的景深范围内实现清晰成像难度较大。为了在使用中能够对不同物距目标均清晰成像,系统必须具备调焦功能。本文在液体可变焦透镜这一新型元件的基础上,设计了一种微型可调焦光学系统,避免了在传统的光学设计中增大焦深带来的诸如降低像面光通量及分辨率等多种负面影响。同时系统调焦由电压控制,没有加入移动组件,保证了系统的微型结构。从设计结果来看,实现了大景深范围内的清晰成像,满足了使用者提出的要求。这一设计将使内窥镜的使用更加方便,有着广泛的应用前景。
(下转第 565 页)

束,Ⅱ类为LED出射光经各折射面菲涅尔反射形成的光束。图10为距投射器顶部50mm处目标平面的照度分布图。

模拟分析结果表明:

(1)系统结构十分紧凑。

(2)系统的效率大于91%,光能损失主要是由各

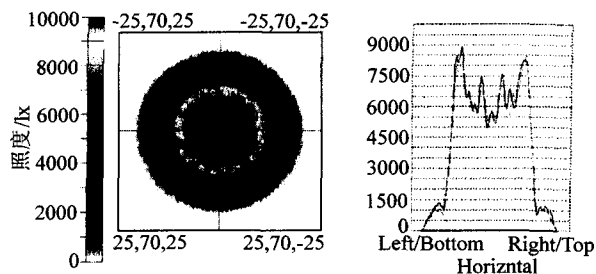


图10 目标平面照度分布图

折射面的菲涅尔反射以及投射器所用材料对光能的吸收引起的。

(3)投射器有效地实现了对LED全部出射光的收集和定向控制。

6 结 论

本文提出了一种实现对大功率LED出射光有效收集和定向控制的投射器设计方法。根据LED的出射光分布、预定的光分布范围及光学扩展量守

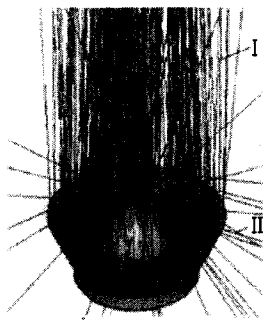


图9 系统光线追迹图

恒定律,利用同步多曲面方法求得各折射面和全反射面轮廓曲线上的点。在UG中首先对已求点进行曲线拟合,并通过旋转拟合曲线得到投射器模型以及适合数控加工的面形数据,然后再将该模型导入Tracepro光学设计专用软件。对LED出射光进行光线追迹,并对系统的效率进行了分析研究。用该方法设计的定向投射器结构紧凑、光能传输效率高,能有效收集和定向控制LED的全部出射光。

参考文献:

- [1] 屠大维, 吴仍茂, 杨恒亮, 等. LED封装光学结构对光强分布的影响[J]. 光学·精密工程, 2008, 16(5): 832—838.
- [2] 杨毅, 钱可元, 罗毅. 一种新型的基于非成像光学的LED均匀照明系统[J]. 光学技术, 2007, 33(1): 110—115.
- [3] Dr Karsten Eichhorn. LEDs in automotive lighting[J]. Proceedings of SPIE, 2006, 6134: 1—6.
- [4] John Bortz, Narkis Shatz, David Pitou. Optimal design of nonimaging projection lens for use with an LED source and a rectangular target[J]. SPIE, 2000, 4092: 130—138.
- [5] Scott A Lerner, Brett Dahlgren. Etendue and optical design[J]. Proceedings of SPIE, 2006, 6338: 1—4.
- [6] Bart Van Giel, Youri Meuret, Hugo Thienpont. Design of axisymmetrical for LED light source applications [J]. Proceedings of SPIE, 2006, 6196: 1—10.
- [7] Winston R, Minano J C, Benitez P, et al. Nonimaging optics [M]. Elsevier Academic Press, 2005.
- [8] Oliver Dross, Ruben Mohedano, Pablo Benitez. et al. Review of SMS design methods and real world application[J]. Proceedings of SPIE, 2004, 5529: 35—47.
- [9] Jose L Alvarez, Maikel Hernandez, Pablo Benitez, et al. TIR-R concentrator: a new compact high-gain SMS design[J]. Proceedings of SPIE, 2002, 4446: 32—42.

(上接第560页)

参考文献:

- [1] 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] 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] 惠彬, 刘新平, 汶德胜, 等. 扩大光学系统焦深范围的光学成像新技术研究[J]. 光子学报, 2001, 30(5): 594—597.
- [4] Dowski E R, Cathey Jr W T. Extended depth of field through wave-front coding[J]. Appl Opt, 1995, 34(10): 1859—1866.
- [5] J Li G Baird, Y H Lin, H Ren, et al. Refractive-index matching between liquid crystals and photopolymers[J]. J Soc Info Display, 2005, 13: 1017—1026.
- [6] M Amberg, A Oeder, A Sinzinger, et al. Tuneable planar integrated optical systems [J]. OPTICS EXPRESS, 2007, 15(17): 10607—10614.
- [7] De-Ying Zhang, Victor Lien, Yevgeny Berdichevsky, et al. Fluidic adaptive lens with high focal length tenability [J]. Applied Physics Letter, 2003, 82(19): 3171—3172.

- [8] S Kuiper, B H W Hendriks. Variable-focus lens for miniature cameras [J]. Applied Physics Letter, 2004, 85(7): 100—109.
- [9] T Krupenkin, S Yang, P Mach. Tunable liquid microlens[J]. Applied Physics Letter, 2002, 82(3): 1128—1130.
- [10] Hongwen Ren, Shin-Tson Wu. Variable-focus liquid lens by changing aperture [J]. Applied Physics Letter, 2005, 86: 211107-1—211107-3.
- [11] Hongwen Ren, David Fox, P. Andrew Anderson, et al. Tunable-focus liquid lens controlled using a servo motor [J]. OPTICS EXPRESS, 2006, 14(18): 8031—8036.
- [12] 康明, 吴建刚, 曾雪锋, 等. 基于介质上电润湿的微流体变焦透镜的研究进展 [J]. 光学技术. 2006, 32(5): 702—705.
- [13] 鲍赞, 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.
- [14] 张薇, 田维坚. 电润湿型衍混合变焦液体透镜[P]. 中国: 200810151132.9.
- [15] 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.
- [16] 玻恩 M, 沃尔夫 E. 光学原理 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2005.