

doi:10.3788/gzxb20154405.0522004

可调焦胶囊内窥镜光学系统设计

郭鑫,张薇,速晋辉,杨波,万新军

(教育部光学仪器与系统工程研究中心;上海市现代光学系统重点实验室;
上海理工大学 光电信息与计算机工程学院,上海 200093)

摘 要:为解决胶囊内窥镜分辨率与景深相互制约的问题,将一种单液体、电控、可变焦液体透镜应用到内窥镜光学系统中进行光学设计,在保证分辨率的同时,扩大了系统景深.采用 CODE V 软件进行设计,建立系统初始结构,构造液体透镜模型,基于液体透镜中液体的体积不变,曲率、孔径和厚度可变的结构约束特点,在 MATLAB 中计算出不同物距下透镜的曲率、孔径和厚度数据,将其导入 CODE V 的系统模型中,并提出了相应的优化流程.设计并优化带有液体透镜的胶囊内窥镜系统,实现了系统在 3~100 mm 景深范围内的清晰成像,视场角大于 110° ,全视场范围内调制传递函数在 40 lp/mm 频率下均大于 0.3.

关键词:液体透镜;变焦;光学设计;胶囊内窥镜;景深

中图分类号:O439;TP39

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2015)05-0522004-5

Design of a Focus-tunable Capsule Endoscope System

GUO Xin, ZHANG Wei, SU Jin-hui, YANG Bo, WAN Xin-jun

(China Engineering Research Center of Optical Instrument and System, Ministry of Education, Shanghai Key Lab of Modern Optical System, School of Optical-Electrical and Computer Engineering University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: To solve the problem of constraint between resolution and depth of field in capsule endoscope system, a single-liquid, electron-controlled, focus-tunable len was applied into the design of capsule endoscope system. By using of liquid lens, the depth of field of system was enlarged with the required resolution. The initial system was set up by the optical design software CODE V. The liquid lens model was built according to its structure restriction. The liquid volume of the lens was constant, while the radius, the aperture and the thickness of the lens were changed during the focal length changing process. At different depth of field, the appropriate radius, aperture and thickness of the liquid lens were calculated by MATLAB, and the calculation result was imported into CODE V. The optimizing process was designed. After the optimization, in 3~100 mm depth of field, clear images can be obtained. The field of view is more than 110° , and the modulation transfer function of the system is larger than 0.3 in all field of view at 40 lp/mm.

Key words: Liquid lens; Focus-tunable; Optic design; Capsule endoscope; Depth of field

OCIS Codes: 220.3620; 080.3620; 080.3095; 080.4225; 170.0110

0 引言

消化道疾病严重危害着人类健康,胶囊内窥镜可以在无创状态下,有效获得人体消化道内部的图像,成

为现代医疗检测的重要手段和关键器件^[1].胶囊内窥镜也称为医用无线内镜,会在受检者吞服之后沿着消化道移动,记录受检者整个消化系统内的概况.医生通过分析胶囊内窥镜所拍摄和存储的照片,来确定受检

基金项目:国家自然科学基金项目(Nos. 61205015, 61108051)、高等学校博士学科点专项科研基金优先发展领域课题(No. 20123120130001)和国家重大科学仪器设备开发专项项目(Nos. 2012YQ170004, 2013YQ470765)资助

第一作者:郭鑫(1990-),女,硕士研究生,主要研究方向为光学系统设计与图像处理. Email: sophiameihui@163.com

导师(通讯作者):张薇(1978-),女,副教授,博士,主要研究为方向为光学系统设计与图像处理等. Email: wei_zhang@usst.edu.cn

收稿日期:2014-10-22;录用日期:2015-01-04

<http://www.photon.ac.cn>

者的消化系统是否存在病变,与胃镜等相比,承受的痛苦大大减轻,准确率也有所提高.2001年以色列 Given Imaging 公司生产的 M2A^[2] 无线胶囊内窥镜成功上市并获得美国食品药品监督管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 认证,标志着人类实现了对消化道系统的无痛检查.此后,中国,日本,韩国等国家也对胶囊内窥镜开展了研究.日本奥林巴斯推出的胶囊内窥镜 Endo Capsule^[3],使用了高灵敏度的电荷耦合元件 (Charge-coupled Device, CCD),并增加了自动调光功能.韩国 Kyungpook 国立大学研制了一种双向通信的无线胶囊内窥镜^[4].国内重庆金山科技集团研制的 OMOM 胶囊内镜成功用于医疗诊断^[5],清华大学也研究了一种双向数字式无线内窥镜系统^[6].

胶囊内镜虽然在医疗中已得到应用,但如何在获得高分辨率的同时,扩大系统景深仍亟待解决.对一个定焦光学系统,系统的分辨率与景深均与相对孔径有关,相对孔径越小,景深越大,但进入系统的光通量会减少,分辨率降低,二者相互制约.在一般系统中,只能根据实际的需要在两者之间取一个折衷.此外,胶囊内窥镜本身尺寸只有 30 mm 左右,这就要求光学系统的结构必须短小紧凑.

近年来,国际上对含液体透镜的光学系统的设计方法开展过不少研究^[7-10],从建立透镜模型到优化方法都有了一定的发展,但对将液体透镜应用于胶囊内窥镜系统还缺乏详细的报道,究其原因,一方面由于现有的商用化液体透镜尺寸还不能满足胶囊内镜的要求,另一方面,胶囊内镜对于镜片尺寸、数量以及系统视场角等的要求,使系统在设计上也具有一定难度.

本文在内窥镜镜头系统中加入液体透镜,利用光学设计软件 CODE V,建立了单液体可变焦透镜模型,并进行了可调焦胶囊内窥镜光学系统优化设计.设计结果表明,可调焦胶囊内窥镜在 3~100 mm 的范围内都可实现清晰成像.

1 液体透镜技术

1.1 基本原理与分类

液体透镜是近年来发展起来的新型光学器件,最早可追溯至 17 世纪 Stephan Gray 的液滴显微镜.液体透镜的基本原理来源于生物仿生学,即人眼.为使不同距离的物体都能在视网膜上清晰成像,人眼会随着物体距离的改变来调节晶状体的曲率,从而改变眼睛的焦距.液体透镜也是通过改变透镜表面曲率,达到变焦的目的.

现有的液体透镜技术主要分为基于电润湿流体接触角变化^[10]、基于液体折射率变化^[11]和基于改变压强控制填充液体表面曲率变化的可变焦透镜^[12].其中以

电润湿型液体透镜技术发展最为成熟,目前市场上能够买到法国 Parrot 公司的 Varioptic 液体透镜,可以提供多种不同型号参量的电润湿型液体透镜.但这种类型的液体透镜,目前最小孔径也在 2 mm 以上,虽然已经能够大大缩小变焦系统尺寸,但仍旧不能满足胶囊内窥镜光学系统的要求.

1.2 单液体电控可变焦液体透镜技术

单液体电控可变焦液体透镜最初由 Isao Shimoyama^[13]提出,当在液体透镜上下电极间施加一定的电压时,会使封装了绝缘液体的液滴发生形变,从而改变曲率,实现变焦^[14-15].与其他类型的液体透镜相比,具有变焦范围广、变焦效率高、易集成阵列等优点,且光学口径范围可以涵盖 1 mm 以下.

该种液体透镜主要采用疏水性材料 Teflon,在导电玻璃上制备出网孔状结构,网孔底部保持亲水性,在网孔中注入绝缘性液体,如液体石蜡,用弹性薄膜 Parylene^[16]对液滴进行封装,再在最上面镀一层导电膜作为第二电极.在两电极间施加一定电压,由于电场力的作用,会使液滴表面曲率发生变化,实现变焦.图 1 为原理图,图 2 是在实验室制备的样品.

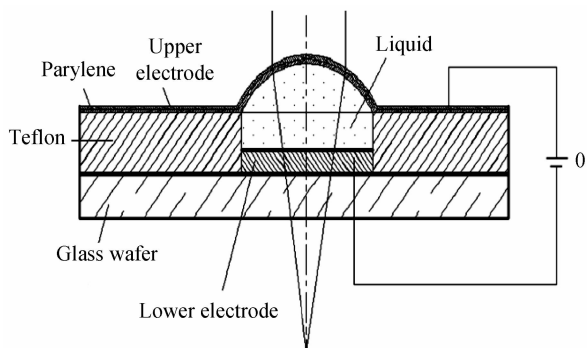


图 1 单液体电控可变焦液体透镜原理图

Fig. 1 Schematic of single liquid, electronic-controlled, focus-tunable liquid lens

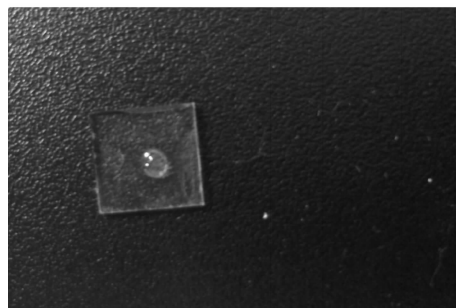


图 2 实验室制备的单液体变焦透镜

Fig. 2 Single liquid, focus-tunable lens model in lab

单液体可变焦液体透镜可制作的透镜口径范围为 0.02~30 mm,当电压调节在 0~300 V 范围时,其曲率的变化范围约为 0.2~2 mm.

2 系统设计与分析

2.1 可调胶囊内窥镜光学设计要求分析

针对目前内窥镜普遍存在的景深不足问题,拟加入单液体电控可变焦透镜,在保障系统分辨率的同时扩大景深.同时,要求整个系统的结构简单,尺寸不宜过大,镜片的数量不能超过3片.

根据胶囊内窥镜的要求可知,该系统是一个大视场小焦距的系统.通过调研目前市场上各个品牌的胶囊内窥镜,设定系统参量:最大视场角 $2\omega \geq 110^\circ$,焦距 $f' = 1 \text{ mm}$, $F^\# = 3$,清晰成像范围 $3 \sim 100 \text{ mm}$.

2.2 系统设计

2.2.1 单液体可变焦液体透镜模型

对单液体可变焦液体透镜来说,液滴的体积是一定的,在施加电压时,曲率与孔径均会发生变化,且曲率越大,孔径越大,厚度越小.因此,在进行设计前,必须对液体透镜本身建立准确的数学模型,能够在光学设计软件中准确模拟系统.

如图3,在未施加电压时,透镜表面曲率如曲线1;

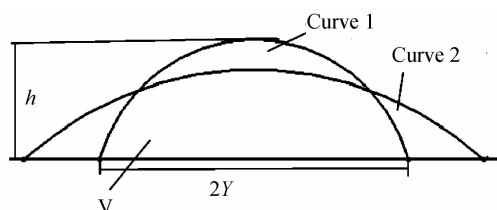


图3 可变焦液体透镜变焦模型

Fig. 3 Focus-tunable liquid lens model

当施加一定电压后,由于电场力的作用,透镜的表面曲率将变为曲线2,即在不同电压下,透镜的焦距、孔径、厚度都不同.根据圆缺公式

$$\begin{cases} V = \pi h^2 \left(r - \frac{1}{3} h \right) \\ Y = \sqrt{r^2 - (r-h)^2} \end{cases} \quad (1)$$

可以算出各曲率半径对应的厚度和孔径,其中 V 是液滴的体积, h 是液体透镜的厚度, r 是半径, Y 是液体透

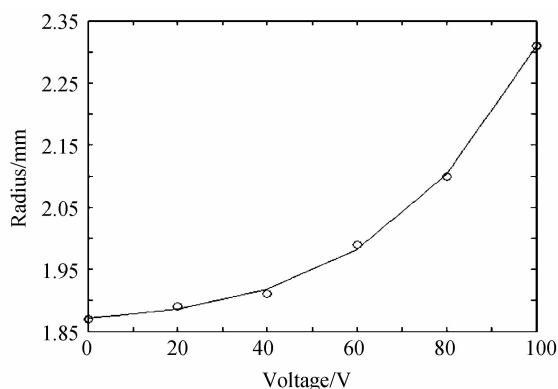


图4 液体透镜的电压与曲率对应曲线图

Fig. 4 The graph between voltage and curvature of the liquid lens

镜半孔径.

根据几何光学知识,透镜焦距与曲率之间的关系为

$$\frac{1}{f'} = (n-1) \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) + \frac{(n-1)^2 d}{nr_1 r_2} \quad (2)$$

曲率变化会导致焦距发生变化.图4为施加电压与引起可变焦液体透镜曲率变化的示意图.

根据实验及胶囊内窥镜的要求,将液体透镜的液体体积定为: $V = 0.0233 \text{ mm}^3$,根据式(1)计算出不同物距时液体透镜焦距、半径及厚度的对应关系,如表1.

表1 单液体透镜在不同物距时的数据表(mm)
Table 1 Single liquid lens' data at different object distance(mm)

Object distance	Focal length	Radius	Semiaperture	Thickness
3	2.160 0	1.080 0	0.417 5	0.084 0
6	2.116 2	1.058 1	0.415 3	0.084 9
10	2.085 2	1.042 6	0.413 6	0.085 5
30	2.114 8	1.057 4	0.414 9	0.084 8
100	2.131 8	1.065 9	0.415 9	0.084 5

2.2.2 可调胶囊内窥镜光学系统设计

考虑将胶囊的圆弧外形设计为第一片透镜,这样可以减少光通量的损失、节省空间、降低成本.液体透镜放在光阑之后,与其后面的非球面相结合,来校正系统像差,达到整个胶囊内窥镜系统的成像要求.第三片平板玻璃为探测器保护玻璃.

利用光学设计软件 CODE V 进行设计分析^[17].设计中,首先将系统按物距无穷远进行建模、优化,在得到较好结构后,利用 CODE V 的多重结构优化功能,将物距和曲率设置为 zoom,再次进行优化,得到不同物距处的不同曲率,将此结构作为系统的初始结构.将液体透镜模型中已知的孔径与中间物距处相对应,此为

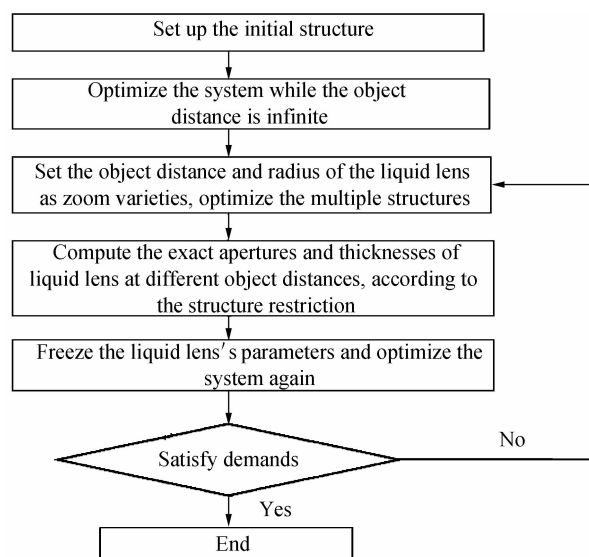


图5 变焦系统优化流程图

Fig. 5 Schematic of focus-tunable system optimization process

液体透镜的基础口径尺寸, 然后, 根据式(1)、(2)进行计算, 获得液体透镜半径及厚度变化参量表, 在表中, 认为是将液体透镜的半径与厚度数据进行了离散化处理. 在软件中将液体透镜厚度和孔径设置为 zoom, 代入计算出的离散数据, 然后将液体透镜面的各数据冻结进行优化, 得到多重结构都适用的系统. 整个优化的流程如图 5.

最终设计出的系统结构如图 6, 从系统的左边起, 在液体透镜前方, 即系统第 3 面处设置孔径光阑; 第 4

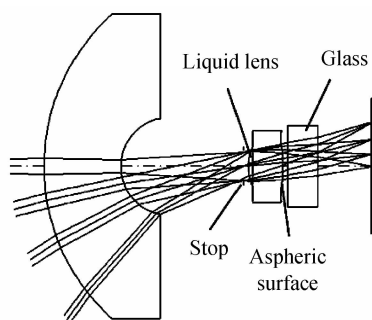


图 6 胶囊内窥镜光学系统设计图

Fig. 6 Schematic of capsule endoscope optical system

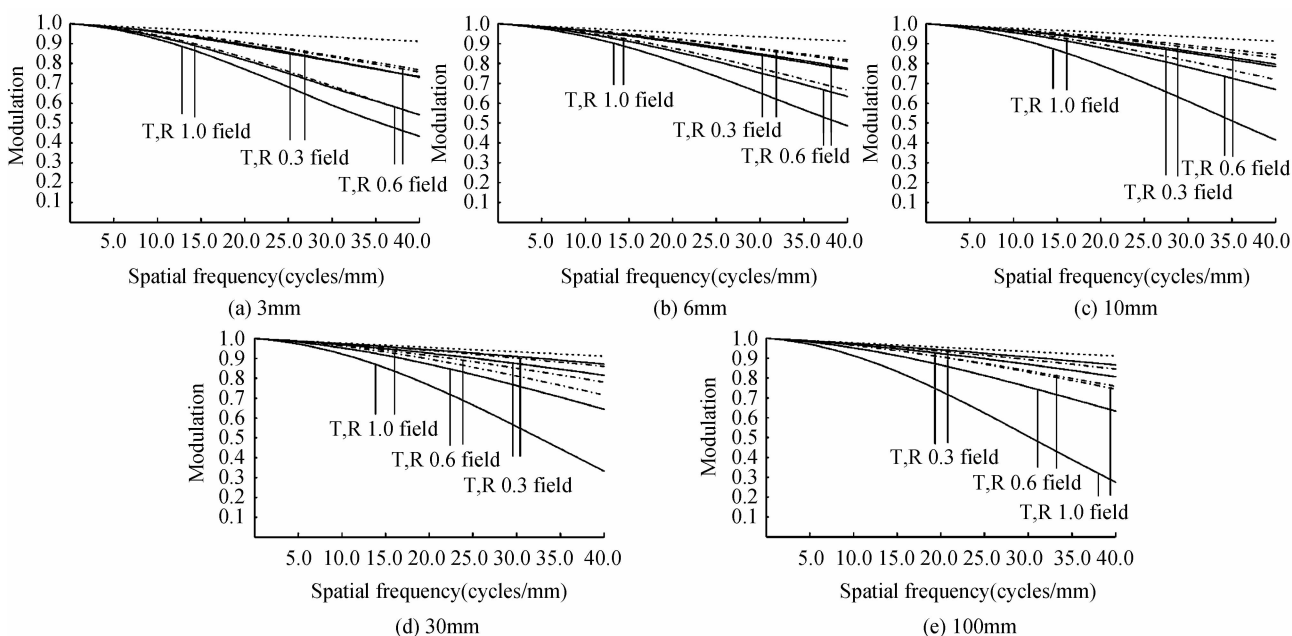


图 7 不同物距时系统的 MTF 曲线

Fig. 7 MTF curve at different object distance

2.3 设计结果公差分析

评价一个光学系统的好坏, 除了分析系统的像差外, 还要对系统的公差进行评估. 利用 CODE V 中的公差分析功能, 对设计好的系统各项公差调制传递函数 (Modulation Transfer Function, MTF) 随公差变化情况进行分析.

由于本文所述液体透镜的制作工艺, 是在真空条件下采用 Parylene 对液滴进行封装, 液体表面张力的作用可以保证液滴的表面形状在很高准确度下近似为

表 2 系统参量表

Table 2 Specification of the system

Parameters	Data
Depth of field/mm	3~100
Focal length/mm	1
Field of view/(°)	110
Total length/mm	5.7
MTF	40 line pairs>0.3
Maximum aperture/mm	5.386
Y radius/mm	-1.849
Quadric constant	-0.3316
Aspheric parameters	4th coefficient 0.1549
	6th coefficient 0.5648
	8th coefficient -0.2715
Maximum distortion	35.64%

面起为液体透镜, 按照液体透镜结构建立模型, 第 5 面与第 6 面是液体透镜所需玻璃基板, 其中, 为校正像差, 玻璃基板的后表面设置为非球面; 第 7 面和第 8 面为传感器的保护玻璃. 设计好的系统参量如表 2.

系统在物距分别为: 3 mm、6 mm、10 mm、30 mm、100 mm 时的 MTF 曲线如图 7.

理想球面, 因此设计中将其作为理想球面处理. 同时, 由于液体透镜的口径较小, 液滴体积也较小, 因此重力对液滴作用引起的形变的影响将远小于液体表面张力与电场力的影响, 可以忽略^[15].

分析得知, 对系统的 MTF 影响最大的三项公差为第 4 面 (液体透镜面) 的半径变化增量 (Radius Delta, DLR), 第六面 (非球面) 的偏差量 (Y Total Indicated Runout, TRY), 和第 4 面到第 6 面的偏心 (Group Y-Decenter, DSY). 第四面液体透镜面的半径变化增量

DLR,主要是由对液体透镜变焦控制不准确引起,在整个景深 3~100 mm 范围内液体透镜的半径最大变化量约为 0.04 mm,因此在分析 DLR S4 时选取变化量 ± 0.01 mm,第 6 面(非球面)的偏差量和第 4 面到第 6

面的偏心量,可通过液体透镜制备过程中的光刻工艺进行保证,根据光刻的对准准确度,分别将两项误差的变化量设置为 ± 0.1 。三项公差引起的系统 MTF 变化量如表 3。

表 3 MTF 公差分析表
Table 3 MTF tolerance analysis

Tolerances	Variations	MTF decline at different object distances				
		3 mm	6 mm	10 mm	30 mm	100 mm
DLR S4	0.01	-0.04	-0.008	-0.018	-0.098	-0.094
	-0.01	-0.01	-0.004	-0.012	-0.074	-0.086
TRY S6	0.1	-0.0025	-0.0037	-0.0036	-0.0041	-0.0042
	-0.1	-0.0055	-0.0039	-0.0026	-0.0018	-0.0018
DSY S4..6	0.1	-0.0044	-0.0025	-0.0013	-0.0013	-0.0013
	-0.1	-0.0026	-0.0025	-0.0022	-0.0031	-0.0036

从表中可以看出,即使是在给出较大公差的情况下,系统 MTF 的变化也不大,说明系统具有较好的容差特性。

3 结论

本文提出了一种新型单液体电控型液体透镜,相较于传统的双液体电润湿型液体透镜,体积更小、便于集成、变焦范围广,这种液体透镜可以制作出口径小于 1 mm 的器件,非常适合于内窥镜等对尺寸要求严格的系统。针对胶囊内窥镜的成像要求,采用单液体电控型液体透镜进行了光学系统设计,在保证分辨率的同时,扩大了系统的景深。系统视场角达到 110° 以上,景深范围在 3~100 mm,具有较好的容差特性。这种具有调焦能力的胶囊内窥镜光学系统,除了能够获得更好的成像质量外,在内窥镜 3-D 成像领域也有着广阔的应用前景。

参考文献

- [1] ZHANG Yan-hui, HUANG Zhan-hua. The progress of capsule endoscope technology[J]. *Modern Instruments*, 2006, (04): 4-7.
张艳辉,黄战华. 胶囊内窥镜技术的研究进展[J]. *现代仪器*, 2006, (04): 4-7.
- [2] MERON G D. The development of the swallowable video capsule(M2A)[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2000, **52**(6): 817-819.
- [3] AKI T. Olympus medical system to market capsule endoscope in Europe [J]. *JCNN News Summaries-Japan Corporate News Network*, 2005, 1.
- [4] PARK H J, NAM H W, SONG B S, et al. Design of bi-directional and multi-channel miniaturized telemetry module for wireless endoscopy [C]. 2ND Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medical&Biology. Wisconsin, 2002:273-276.
- [5] LI Chen-yi, ZHANG Bing-ling, CHEN Chun-xiao, et al. OMOM capsule endoscopy in diagnosis of small bowel disease [J]. *Journal of Zhejiang University Science B*, 2008, **9**(11): 857-862.
- [6] XIE Xiang, LI Guo-lin, ZHANG Chun, et al. Design of bi-direction digital and miniaturized wireless endoscopy system

- [J]. *Research & Progress of SSE*, 2007, **27**(01): 123-128.
谢翔,李国林,张春,等. 一种双向、数字式微型无线内窥镜系统设计[J]. *固体电子学研究与发展*, 2007, **27**(01): 123-128.
- [7] FANG Yi-chen, TSAI Cheng-mu, CHUNG Cheng-lun. A study of optical design and optimization of zoom optics with liquid lenses through modified genetic algorithm[J]. *Optics Express*, 2011, **19**(17): 16291-16302.
- [8] ZHANG Wei, LI Dan, GUO Xin. Optical design and optimization of a micro zoom system with liquid lenses[J]. *Journal of the Optical Society of Korea*, 2013, **17**(5): 447-453.
- [9] ZHANG Wei, TIAN Wei-jian, ZHANG Hong-jian. A method of bifocal endoscope system design[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**(1): 105-109.
张薇,田维坚,张宏建. 二元变焦内窥镜光学系统设计[J]. *光子学报*, 2010, **39**(1): 105-109.
- [10] KUIPER S, HENDRIKS B H W. Variable-focus liquid lens for miniature cameras[J]. *Applied Physics Letters*, 2009, **85**(7): 1128-1130.
- [11] REN H, FAN Y, GAUZA S, et al. Tunable-focus flat liquid crystal spherical lens[J]. *Applied Physics Letters*, 2009, **84**(23): 4789-4791.
- [12] REN H, DAVID F, ANDERSON P A, et al. Tunable-focus liquid lens controlled using a servo motor [J]. *Optics Express*, 2006, **14**(18): 8031-8036.
- [13] NGUYEN B K, KIYOSHI M, ISAO S. Polymer thin film deposited on liquid for varifocal encapsulated liquid lens [J]. *Applied Physics Letters*, 2008, **93**(12): 124101.
- [14] ZHANG Zhan-wen, LI Bo, WANG Chao-yang, et al. Preparation of parylene film by vapor deposition [J]. *Materials Review*, 2003, **17**(6): 86-87+83.
张占文,李波,王朝阳,等. 气相沉积法制备聚对二甲苯薄膜[J]. *材料导报*, 2003, **17**(06): 86-87+83.
- [15] ZHANG Wei, LIU Peng-fei, WEI Xiao-na, et al. The analysis of the wavefront aberration caused by the gravity of the tunable-focus liquid-filled membrane lens [C]. SPIE, 2010, **7849**: 78491W.
- [16] SEIICHI T, HISANORI T, NGUYEN B K, et al. Liquid-phase packaging of a glucose oxidase solution with parylene direct encapsulation and an ultraviolet curing adhesive cover for glucose sensors[J]. *Sensors*, 2010, **10**(6): 5888-5898.
- [17] 侯晓萍. 一种医用内窥镜超广角型摄像镜头: 中国, 201110112490.0[P]. 2012-11-07.