

文章编号:1007-2780(2013)03-0344-05

基于液体变焦透镜离焦补偿机构的设计

余鑫鑫^{1,2,3}, 李大禹¹, 夏明亮², 齐岳^{1,2,3}, 曹召良¹, 宣丽^{1*}

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室,
吉林 长春 130033, E-mail: yuxinxin102@163.com;
2. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163; 3. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘 要: 为了减小人眼离焦像差对液晶自适应光学视网膜成像系统的过大压力, 设计了一种基于液体变焦透镜的离焦补偿机构。该离焦补偿机构能连续调焦, 且无需任何组件平移运动, 有利于小型化。根据该液体透镜的曲率压变的变焦原理, 选择适当传动比的蜗杆传动作为旋转进动“放大”机构, 放大了外压环旋转角度与屈光度的对应关系, 设计出步长为 0.2D 的离焦补偿机构, 为液晶自适应光学视网膜成像系统的高对比度成像提供了保障。

关 键 词: 离焦; 液体变焦透镜; 屈光度; 液晶自适应系统; 蜗杆传动

中图分类号: TG502.33; TH786 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3788/YJYXS20132803.0344

Design of Defocus Compensate Mechanism Based on Liquid Lens

YU Xin-xin^{1,2,3}, LI Da-yu¹, XIA Ming-liang²,
QI Yue^{1,2,3}, CAO Zhao-liang¹, XUAN Li^{1*}

(1. State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China, E-mail: yuxinxin102@163.com;
2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Shuzhou 215163, China;
3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: To decrease the influence of defocus on liquid crystal adaptive optics system, improve the imaging quality, a mechanism for defocus compensate has been designed. The mechanism was based on liquid lens, which can change the focal length continuously without any moving part. In order to design the adjust mechanism reasonably, calculation have been taken on the relationship between the rotation angle of the outer ring and the deflection of film center. Then 0.2 diopter is choosen as the division value. The parameters of the mechanism were based on relationship between the rotation angle of the outer ring with deflection of film center and the division value. It shows a good performance in liquid crystal adaptive optics system.

Key words: defocus; liquid lens; diopter; liquid crystal adaptive optics system; worm screw

1 引 言

一些严重威胁身体健康的内分泌疾病以及影响血液成分的疾病,如糖尿病、肾病、肿瘤等,都在视网膜上有所反映,所以眼底检测在疾病的早期诊断上具有十分重要的意义^[1-3]。然而,人眼并非

收稿日期: 2012-10-27; 修订日期: 2013-03-02

基金项目: 国家自然科学基金(No. 60736042); 江苏省自然科学基金(No. SBK201020903); 苏州市科技发展计划(No. ZXS201001)

作者简介: 余鑫鑫(1987—),男,湖北随州人,硕士,从事人眼自适应成像系统机械调节机构设计。

* 通信联系人, E-mail: xuanli@ciomp.ac.cn

一个理想光学系统^[4-5], 不仅存在离焦、像散等低阶像差, 还存在一些高阶像差。这些像差使得常规眼底成像设备无法满足人们对早期微小病变的检测要求。因此基于自适应光学(AO)技术的视网膜成像系统在这一背景下应运而生, 它通过实时测量和补偿系统像差来提高眼底成像分辨率^[6-7], 是极受关注的应用研究课题^[8-9]。

本课题组使用夏克-哈特曼波前传感器(SH-WFS)作为波前探测器、液晶空间光调制器作为眼波前像差校正器, 搭建了一套液晶自适应像差校正视网膜成像系统。但发现视网膜上的像差深度超过 $1.5\text{ }\mu\text{m}$; 未经校正的人眼光束无法聚焦在想被成像的物面上, 造成成像对比度下降。Jason Porter^[10]等人通过对 109 个被测试者的眼像差测试发现, 离焦像差平均占人眼像差总量的 92.7%。而离焦像差很容易使用透镜进行补偿, 如果使用镜片补偿掉大部分的离焦, 使剩余的高阶像差深度不超过 $1.5\text{ }\mu\text{m}$, 此时再使用液晶自适应光学系统校正剩余的高阶像差, 将能够有效地提高系统成像分辨率, 同时保持其高对比度。

人们采用前后移动透镜组部件的位置, 或者切换不同焦距透镜的方式来补偿光学系统的离焦^[11], 而移动或转动部件必须精确沿设定的轨迹运动, 对其机械结构提出了很高的要求, 更重要的是不易于实现小型化。本文采用液体变焦透镜实现人眼离焦像差的补偿, 与传统变焦方式相比, 液体变焦透镜无需调整光学部件的位置, 避免了结构复杂、精度不易控制、易磨损等缺点, 而且所占空间小, 能够有效提高系统的效率^[12]。

2 液体变焦透镜的工作原理

液体变焦透镜是一种通过改变填充液体的形状或者液晶分子的指向等来改变折射状态以改变焦距的新型光学元件。

本文选用 Optotune 公司的 ML-20-35 液体变焦透镜, 如图 1 所示。

液体变焦透镜的变焦原理如图 2 所示。其中透镜内壁主要由图 1 中前方的圆环形成。盖玻片一与透镜内壁固定连接, 两个盖玻片在圆柱透镜内壁形成一个密闭的空间, 该密闭空间通过透明弹性薄膜分割成两部分, 将其中一个无缝隙的注入透明的光学液体形成液体腔; 另一个则为空气腔。当透镜的两个外圆环有相对转动时将驱动盖



图 1 Optotune ML-20-35 液体透镜

Fig. 1 Optotune ML-20-35 Liquid lens

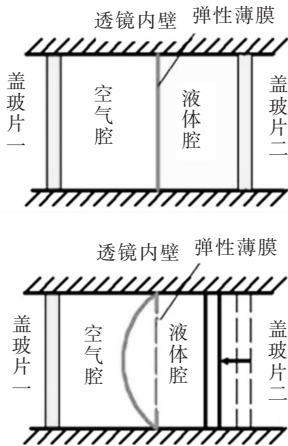


图 2 Optotune ML-20-35 原理图

Fig. 2 Principle of Optotune ML-20-35

玻片二移动, 挤压液体腔内的液体, 受液体压力, 薄膜将发生变形。

在液体透镜变焦过程中, 薄膜主要受液体压力作用, 其余的力影响不大, 可以忽略。按薄膜受腔内液体作用力状况, 把液体变焦透镜的变焦过程分为 3 个状态: 中性状态 (Neutral power state), 在此状态下, 薄膜内的液体对薄膜既无压力, 也无拉力, 薄膜无变形; 正向力状态 (Positive power state), 薄膜从中性状态开始, 两盖玻片逐渐靠近压缩腔内液体, 受腔内液体压力作用, 薄膜表面形成“凸起”; 负向力状态 (Negative power state), 此状态下, 透镜的两个盖玻片逐渐远离, 薄膜在液体拉力情况下形成“下凹”。图 3 所示为 3 种状态下, 最具代表性情况的结构示意图。

液体透镜的几何参数如下:

盖玻片半径 $a=10\text{ mm}$; 弹性薄膜球冠深 $\omega=-3.3\sim3.3\text{ mm}$; 填充液体的中心厚度 $h=0\sim4.7\text{ mm}$; 两侧盖玻片厚 $d=0.5\text{ mm}$ 。

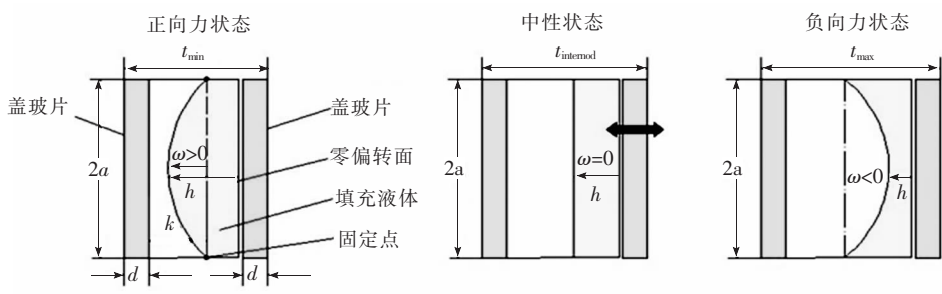


图 3 液体透镜变焦的 3 种典型状态

Fig. 3 Three typical states of liquid lens zooming

两盖玻片外表面间最大距离 $t_{\max} = 7.9 \text{ mm}$, 此时透镜相当于凸透镜; 旋转透镜外环驱动盖玻片靠近, 当盖玻片外表面距离减少到 $t_{\text{intermed}} = 6.8 \text{ mm}$ 时, 此时液体透镜为平面镜; 当继续旋转透镜外环时, 液体透镜将由平面镜变为凹透镜, 盖玻片外表面最小距离 $t_{\min} = 5.7 \text{ mm}$ 。

为了满足绝大多数人眼的离焦补偿范围, 设定调焦机构的离焦补偿为 $-10D \sim 10D$, 即可针对远视 $1\ 000^\circ$ 和近视 $1\ 000^\circ$ 的人眼离焦像差进行补偿。

液体透镜的焦距取决于弹性薄膜的曲率半径 r 和液体材料的折射率 n 。在液体透镜变焦中, 薄膜近似为球面, 液体透镜薄膜的半径与薄膜中心偏移量 ω 和通光孔径 $2a$ 的对应关系如图 4 所示。

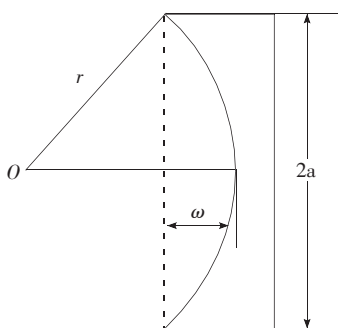


图 4 液体透镜半径 r 与 ω 的关系

Fig. 4 Relation between the radius of liquid lens and central deflection

由图 4 可知:

$$r^2 = a^2 + (r - \omega)^2 \quad (1)$$

将 r 用 ω 和 a 表示, 有:

$$r = \frac{a^2}{2\omega} + \frac{\omega}{2} \quad (2)$$

约定当入射光为从左到右时, 若球心在顶点

之左, 则半径小于 0; 若球心在顶点之右, 则半径大于 0^[13]。

将式(2)代入光焦度公式:

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

其中, $r_1 = r$; $r_1 \rightarrow \infty$, n 为液体透镜中液体的折射率。可得薄膜弯曲引起的焦距 f 与 ω 的对应关系为

$$f = \frac{a^2 + \omega^2}{2\omega(n - 1)} \quad (3)$$

其中液体透镜中填充液体的折射率 $n = 1.52$, 将式(3)写成屈光度的形式

$$\varphi = \frac{2\ 000\omega(n - 1)}{a^2 + \omega^2} \quad (4)$$

3 离焦补偿机构设计

3.1 最小步长确定

由于当波前像差的 PV 值为大于 $1.5 \mu\text{m}$ 时会使未经校正的人眼光束无法聚焦在想被成像的物面上, 成像质量下降。由于在数值上 PV 值一般为 RMS(波面分布的均方根误差)的 3~6 倍, 通常可以取倍率为 4, 得对应的 RMS(σ_{RMS}) 值为 $0.375 \mu\text{m}$ 。LN Thibos 等人建立的与波面分布的均方根误差与屈光度 D 的函数关系式为

$$D = 4\pi\sqrt{3} \frac{\sigma_{\text{RMS}}}{A} \quad (5)$$

式中 A 为人眼瞳孔的面积, 单位为 mm^2 。实验中人眼眼底成像是在暗视情况下进行的, 暗视情况下, 人眼瞳孔直径一般为 6 mm , 将可以良好成像的 PV 值对应的 σ_{RMS} 值带入式(5)可得, 液晶校正器可以轻松校正像差对应的屈光度为 $0.29D$ 。因此, 所设计的机构最小步长应小于 $0.29D$, 为了提高对离焦的补偿精度, 本论文选定像差补偿机构的最小调节步长为 $0.2D$ 。

3.2 机械结构设计

根据 Optotune 公司给出的数据可以得出,外压环的相对旋转角度 β 与薄膜中心偏移量 ω 近似满足线性关系:

$$\beta = 13.64\omega \tag{6}$$

此处 β 的单位为度。

对于 0.2D 补偿量,根据式(4)可以求出其对应的薄膜中心偏移量 ω 为 0.033 3 mm;再将此 ω 值代入式(6)可得,0.2D 补偿量对应外压环的旋转角度 $\beta=0.455^\circ$ 。该角度对于直径为 35 mm 的外压环而言,不仅人手难以直接调节,而且肉眼也难以判断。因此,需要将这一角度进行“放大”。

由于实验光学平台空间有限,所以选用蜗轮蜗杆作为液体透镜角度调节“放大”的机构:以蜗杆为原动件,驱动连接于蜗轮上的液体变焦透镜外压环转动。

从调节精度和人眼自适应系统中的几何空间限制,选定 18° 为调节蜗杆轴的最小分度,蜗杆螺纹外径设定为 16 mm,使得手动调节蜗杆转动 $(18\pm5)^\circ$ 并不困难。此时蜗杆调节一次带来的屈光度的改变量小于 0.29D,满足设计要求,由此计算蜗轮蜗杆的传动比:

$$i = \frac{18^\circ}{0.455^\circ} = 39.6 \tag{7}$$

根据国家标准 GB/T 10088-1988 推荐传动比,蜗轮齿数选定为 40,并考虑人眼自适应系统中几何空间的限制,选定模数为第一序列的 1.25,可以确定蜗轮的半径为 50 mm。考虑强度与最小体积的因素,将蜗轮的厚度设定为 6 mm,蜗杆的分度圆直径取为 10 mm^[14]。

3.3 设计结果

按照上述设计加工出来的离焦补偿机构已应用眼底液晶自适应成像系统中,如图 5 所示。

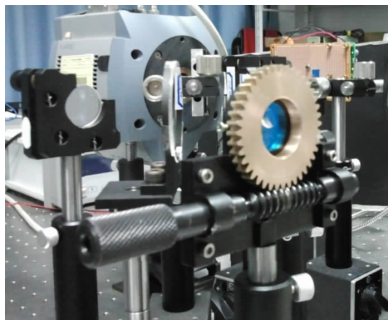


图 5 应用于自适应系统中的离焦补偿机构
Fig. 5 Mechanism for defocus compensate in use

从薄膜的中性状态,即屈光度为 0 处开始,分别测量处于近视补偿状态和处于远视补偿状态两种情况,测量液体透镜屈光度与蜗杆旋转角度的关系,以实际测量屈光度的值标定该离焦补偿机构的刻度,并将之与理论值对比,评定设计结果的好坏。

(1)当蜗杆旋转角度 γ 从 $0^\circ \sim -900^\circ$ 变化,即补偿近视 ($-10 \sim 0D$) 时,液体透镜屈光度与的蜗杆旋转角度对应关系如图 6 所示。

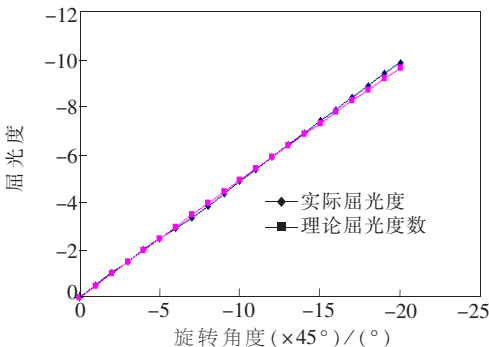


图 6 补偿近视时屈光度与蜗杆旋转角度的对应关系
Fig. 6 Diopter of liquid lens vs. worm rotation angle when compensate myopia

由图 6 可以看出,当离焦补偿机构补偿近视时,液体透镜屈光度的测量值与理论值差别很小,最大偏差位于 $-10D$ 处,其大小为 $-0.23D$,其绝对值小于 0.29D,这说明,本论文设计的离焦补偿机构补偿 $0 \sim -10D$ 近视时精度高,补偿效果良好,可以用旋转角度对应的理论屈光度标定刻度。

(2)当蜗杆旋转角度 γ 从 $0^\circ \sim 900^\circ$ 变化,即补偿远视 ($0 \sim 10D$) 时,液体透镜屈光度与的蜗杆旋转角度对应关系如图 7 所示。

由图 7 可以看出,当使用液体透镜补偿离焦的屈光度为 $0 \sim 8D$ 远视时,实际屈光度与理论屈

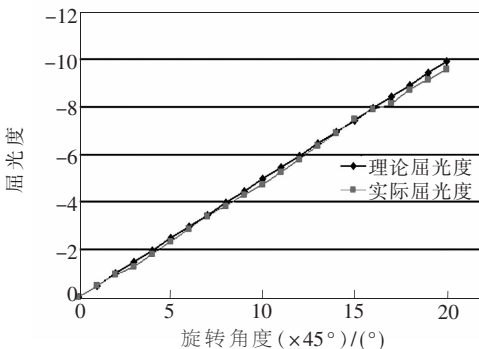


图 7 远视屈光度与蜗杆的旋转角度的对应关系
Fig. 7 Diopter of liquid lens vs. worm rotation angle when compensate hyperopia

光度很接近,说明使用液体变焦透镜补偿 $0\sim 8D$ 的远视时,效果良好,最大偏差仅为 $0.145D$,这说明,本论文设计的离焦补偿机构补偿 $0\sim 8D$ 近视时精度高,补偿效果良好,可以用旋转角度对应的理论屈光度标定刻度;当补偿的离焦对应的屈光度大于 $8D$ 时偏差较大。最大偏差为 $0.57D$,超过最大的允许偏差 $0.29D$ 。然而,实际中,屈光度大于 $8D$ 的远视并不常见,所以这一部分偏差对整个系统的影响并不大,在设计机构中使用实测的屈光度曲线,标定刻度。

综合 1、2 两种情况可以看出,所设计的人眼离焦机构性能良好,满足设计的精度要求,能精确地补偿测试者的离焦,提高人眼自适应成像光学系统的性能。

4 结 论

利用液体变焦透镜设计出一套适用于人眼液晶自适应光学系统的离焦补偿机构。首先根据液晶波前校正器的高效位相调节深度以及人眼光束

能正常聚焦在想被成像的物面所需的条件,计算出对应的离焦屈光度,以此为边界条件,兼顾液体变焦透镜的调节精度,确定了离焦补偿机构的最小步长为 $0.2D$,由此对应液体透镜外压环的最小旋转角度为 0.455° ;为获得高精度的手动离焦补偿,提出传动比为 40 的蜗轮蜗杆结构作为主要的调节机构,离焦补偿范围为 $-10\sim 10D$ 。通过实验,验证了离焦补偿机构在补偿离焦范围为 $-10\sim 8D$ 时,机构屈光度数实验测定值与理论值基本一致,最大误差大小为 $0.23D$,在安全范围以内;当机构补偿的离焦度数在 $8\sim 10D$ 时,理论值与测量值最大偏差为 $0.57D$,大于系统允许的最大像差 $0.29D$,然而实际中屈光度数大于 $8D$ 的测试者很少,这部分偏差影响不大,使用中可以用实测的屈光度数标定刻度,减小误差。

综上可以说明,所设计的离焦补偿机构满足设计要求,能在液晶自适应眼底成像系统中发挥重要作用。

参 考 文 献:

- [1] Talcott K E, Ratnam K, *et al.* Longitudinal study of cone photoreceptors during retinal degeneration and in response to ciliary neurotrophic factor treatment [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2011, 52(5):2219-2226.
- [2] Chapman N, Dell'omo G, Sartini M, *et al.* Peripheral vascular disease is associated with abnormal arteriolar diameter relationships at bifurcations in the human retina [J]. *Clinical Science*, 2002, 103:111-116.
- [3] 吕沛霖,朱秀萍,石维华,等. 565 例糖尿病患者视网膜病变初步调查及早期诊断 [J]. 国际眼科杂志,2009, 9(1): 156-158.
- [4] El Hage S G, Berny F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye [J]. *J. Opt. Soc. Am*, 1973, 63(3):205-211.
- [5] Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to spherical aberration of the eye [J]. *Vision Res*, 1979, 19(6):685-687.
- [6] Hardy J W, Lefebvre J E, Koliopoulos C L. Real-time atmospheric compensation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, 31(9): 360-369.
- [7] 姜文汉,张雨东,饶长辉,等. 中国科学院光电技术研究所的自适应应用光学研究进展 [J]. 光学学报,2011,31(9): 0900106(1-9).
- [8] Liang J, Williams d R, Miller D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, 14(11):2884-2892.
- [9] 陵宁,张雨东,饶学军,等. 用于活体人眼视网膜观察的自适应光学成像系统 [J]. 光学学报,2004,24(9):1153-1158.
- [10] Thurston R N, Berreman D W. Equilibrium and stability of liquid-crystal configurations in an electric field [J]. *J. Appl. Phys.*, 1981, 52:508-509.
- [11] Horne D F. *Lens Mechanism Technology* [M]. Bristol: Adam Hilger, 1975: 541-553.
- [12] 张鹰. 基于液体透镜的变焦光学系统研究 [D]. 长春: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2012.
- [13] 赵凯华, 钟锡华. 光学 [M]. 北京: 北京大学出版社, 1987: 50.
- [14] 蒲良贵, 纪名刚. 机械设计 [M]. 第八版, 北京: 高等教育出版社, 2006: 238-249.