

文章编号 1004-924X(2009)05-1014-06

# 免散瞳眼底照相机的精密调焦

张运海, 赵改娜, 张中华, 顾一鸣

(苏州六六视觉科技股份有限公司, 江苏 苏州 215005)

**摘要:**为实现免散瞳眼底相机在被观测眼底图像较暗情况下的精确调焦,提出了双光楔裂像调焦方法。采用该调焦方法,将一条矩形狭缝视标投影成像到视网膜上,在双光楔的作用下,通过矩形狭缝上下两半部的光线传播方向不同,根据上下两半条矩形狭缝在视网膜上所成像分离的方向和大小决定调焦的方向和调焦量的大小,将视网膜上两半条矩形狭缝像调焦到位于一条直线上。实验结果表明:相对于直接观测眼底细节进行调焦来说,双光楔裂像调焦方法能使调焦精度提高 50 度( $0.5\text{ m}^{-1}$ )以上。这种调焦方法具有精确度高、操作简单等优点。

**关键词:**免散瞳眼底相机;精确调焦

**中图分类号:**TB853.9;TH703 **文献标识码:**A

## Accurate focusing of non-mydratic fundus camera

ZHANG Yun-hai, ZHAO Gai-na, ZHANG Zhong-hua, GU Yi-ming

(Suzhou 66 Vision-Tech Co., Ltd., Suzhou 215005, China)

**Abstract:** A focusing method by adjusting two slit mark images was proposed to realize accurate focusing of a non-mydratic fundus camera for an observed retina image in dark. Two deflection-angle prisms were used to project a slit mark on the retina, then light propagated through the slit mark in two different directions based on the bending of deflection-angle prisms. The slit mark image on retina was broken into two images and the two slit mark images would be taken apart when the fundus was out of focus. The separated distances and directions of the two slit mark images were used to decide the degree and direction of the camera focusing. The fundus camera would be in focus when the images of these two slit marks were adjusted to be in a line. Experimental results indicate that the focusing precision of the non-mydratic fundus camera by judging the two slit mark images has increased by 50 degree ( $0.5\text{ m}^{-1}$ ) as compared with that by judging the dark retina images, which shows this focusing method has advantages in simple adjustment and high precision.

**Key words:** non-mydratic fundus camera; accurate focusing

## 1 引言

眼底视网膜血管网络是人体唯一能进行直接观察的小动脉、小静脉血管网络,它可以直接反映出冠心病、高血压、脑溢血、动脉硬化等疾病。因此,眼底病变不仅仅是眼病,而且也是全身多种疾病早期诊断的重要依据。眼底检查设备如眼底OCT成像系统<sup>[1]</sup>、眼底照相机是用来观察和记录眼底状况的眼科医疗光学仪器,它们分别从纵像和横向将眼底图像记录和保存下来。

目前国外的眼底相机生产商如 TOPCON、ZEISS、NIDEK 等公司已经推出了免散瞳的眼底照相机,患者在检查眼底时不用药物散瞳,给患者和医生带来了很多便利之处,国内也有一些眼底照相机生产厂商,但还没有研制成功免散瞳的眼底照相机。免散瞳眼底照相机是一个光、机、电、软件技术相结合的高科技产品,其研制过程中需

要解决一系列关键技术问题,主要有:杂光和鬼像的消除和控制<sup>[2-3]</sup>,眼底图像的处理和变换<sup>[4-6]</sup>,红外光观察眼底情况下的精确调焦技术,等等。对于精确调焦技术,可以对捕获的图像进行处理,判断图像清晰度实现自动聚焦<sup>[7-8]</sup>,但眼底照相机在对眼底进行观察时,由于光强较弱,得到的眼底图像较暗,不能很好地分辨眼底像的细节,也就不能依据眼底图像进行精确调焦,本文采用双光楔裂像调焦技术,将一条矩形狭缝视标投影成像到视网膜上,依据狭缝视标在视网膜上所成像的分布情况决定调焦的方向和调焦量的大小,具有操作简单、调焦精度高等优点。

## 2 免散瞳眼底照相机工作过程

图1为免散瞳眼底照相机光学系统,主要包括照明光路、观察光路、照相光路、调焦用视标投影光路等。工作过程主要包括:

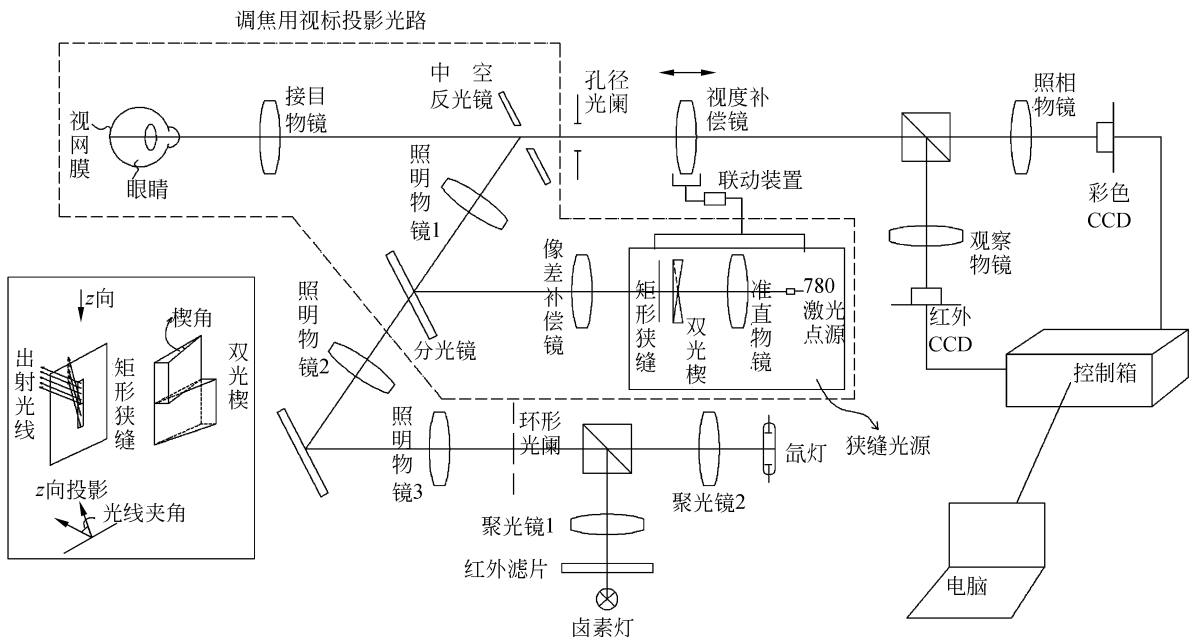


图1 免散瞳眼底照相机光学系统图

Fig.1 Optical system in non-mydratiac fundus camera

(1)用红外光照亮眼底,在光路中表现为先开启卤素灯,卤素灯发出的光线通过红外滤片、聚光镜1、环形光阑、照明物镜、中空反光镜、接目物镜等照亮眼底。由于进入人眼的光为红外光,眼睛感受不到明显的光刺激,不会缩瞳,病人在进行眼

底检查时就不需要进行药物散瞳,给病人和操作医生带来很多便利之处。

(2)进行眼底观察和精密调焦,在光路中实现为:被红外光照亮的视网膜经过人眼屈光系统、接目物镜、中空反光镜、孔径光阑、视度补偿镜、观察

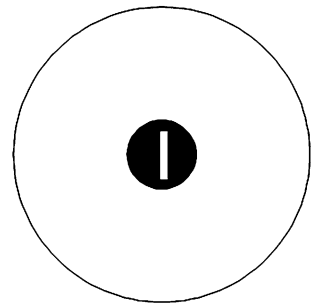
物镜成像在红外 CCD 上, CCD 将图像信息经过控制箱传输到电脑中, 最后显示在电脑屏幕上, 从而实现眼底观察的目的。此时光相对比较弱, 最终呈现在电脑屏幕上的眼底影像比较暗, 不能很好地分辨眼底像的细节, 也无法判断眼底是否精确聚焦到 CCD 上, 因此需要专门的调焦用视标投影光路将特征标志成像到眼底, 由此在屏幕上同时显示这些特征标志, 然后根据屏幕上特征标志的分布情况来精确调焦。

(3) 眼底拍照, 此时采用氙灯照明, 在光路中的实现过程和观察光路大体相同, 区别在于最后成像时采用一个照相物镜将视网膜图像成像在一个彩色 CCD 上。

### 3 双光楔裂像调焦技术

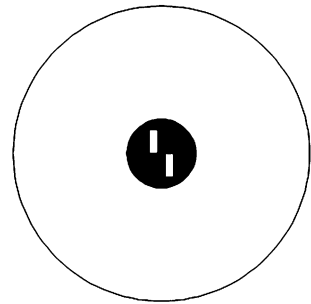
图 1 中双点划线框住的部分为调焦用视标投影光路, 光线在该光路中的传播过程为: 开启波长为 780 nm 的激光点光源, 点光源发出的光经过准直物镜准直成平行光照射在双光楔上, 之后透过靠近双光楔的矩形狭缝, 再经过像差补偿镜、照明物镜 1、中空反光镜、接目物镜等进入人眼。矩形狭缝和人眼视网膜位于共轭面上, 双光楔将透过矩形狭缝的光分为两部分, 可以将矩形狭缝看成上、下两半条狭缝组成, 透过上、下两半条狭缝的光传播方向之间有个夹角, 夹角大小由光楔的楔角决定。这样对正视眼, 矩形狭缝对在眼底形成一条完整的矩形亮斑, 而对近视眼和远视眼则会在眼底形成两条分离的矩形亮斑, 如图 2 所示。通过观察电脑显示屏上两条矩形亮斑的分布状态来判断有否离焦, 如果有离焦, 可通过观察矩形亮斑分开的方向和分开的距离可来判断离焦的性质和大小, 通过旋转调焦旋钮调节视度补偿镜, 将两条矩形亮斑慢慢调到重合成一条直线来实现精确调焦。

假定透过上、下半条矩形狭缝的光传播方向之间的夹角为  $\alpha$ , 则  $\alpha$  越大, 调焦越灵敏, 但  $\alpha$  越大相当于成像光束口径越大, 矩形狭缝在视网膜上形成的矩形亮斑的质量越差, 为保证较好的成像质量, 像差补偿镜的结构就会复杂化。  $\alpha$  的大小



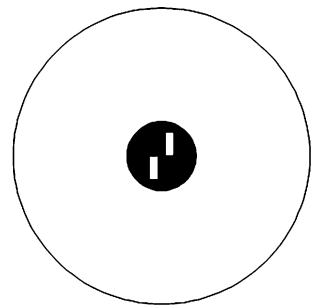
(a) 正视眼情况

(a) State of emmetropia



(b) 远视情况

(b) State of hyperopia



(c) 近视情况

(c) State of myopia

图 2 不同调焦状态下视标在眼底上的成像情况  
Fig. 2 States of slit mark images on the fundus of the eye

由光楔的楔角(假定为  $\beta$ )决定, 两者之间的关系为:

$$\alpha = 2 \arcsin \left[ n \times \sin \left( \beta - \arcsin \left( \frac{\sin \beta}{n} \right) \right) \right], \quad (1)$$

本系统中光楔的楔角  $\beta$  为  $12.5^\circ$ , 由上式计算出透过狭缝后光传播方向之间的夹角  $\alpha$  为  $13.05^\circ$ 。

需要指出的是, 调焦用视标投影光路要和视

度补偿镜联合起来使用才能完成精确调焦,为表述方便,在图1中将矩形狭缝、双光楔、准直物镜、780 nm激光点源作为一个整体称为狭缝光源。当用一个正视眼将眼底相机标定好后,狭缝光源和视度补偿镜将各位于一个特定的位置,狭缝光源将在接目物镜和中空反光镜之间的一个位置上形成一次像,该位置也是正视眼视网膜经人眼屈光系统和接目物镜形成一次像的位置。如果被测眼睛是一个近视眼,视网膜被照亮后即与正视眼不同,视网膜上某点发出的光线从人眼射出后不再是平行光线,而是一束汇聚光线,其视网膜一次像的位置将更靠近接目物镜。为使得矩形狭缝在眼底形成的两半个狭缝能重合成一条,则需要移动狭缝光源的位置,使得狭缝光源一次像的位置和人眼视网膜一次像的位置重合,与此同时需要移动视度补偿镜的位置,使得在观测用CCD上能形成重合成一条狭缝的视网膜图像。假定狭缝光源的位移量为 $d_1$ ,视度补偿镜的位移量为 $d_2$ ,矩形狭缝经像差补偿镜和照明物镜1后成像的垂轴放大倍率为 $\eta$ ,对于该系统,三者之间的关系为:

$$d_2 = d_1 \times \eta^2, \quad (2)$$

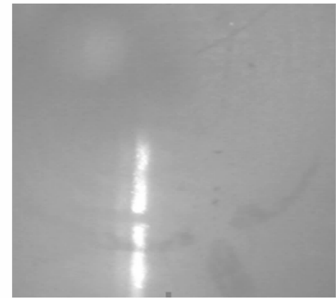
狭缝光源和视度补偿镜之间的联动关系在机构上实现方法为:狭缝光源安装在一个步进电机上(单步位移量为0.025 4 mm),在视度补偿镜上安装一个位移传感器,在视度补偿镜运动时,位移传感器给出一个电压信号,该电压信号输入到控制系统,控制系统依据电压位移关系以及(2)式计算出步进电机需要移动的步数。在调焦时使用者仍旧像一般眼底相机那样调节手动旋钮移动视度补偿镜,狭缝光源的移动是靠控制系统的驱动自动完成的。

## 4 实验情况

本文利用该免散瞳眼底相机实验系统开展了一系列实验,实验中采用的激光点光源功率为10 mW(功率可调节),经过矩形狭缝等一系列的衰减后进入人眼的光能已经很少,视网膜上对应的光功率密度 $<1 \text{ mW}/\text{mm}^2$ ,低于美国国家激光安全使用标准中视网膜允许的激光辐照强度的 $1/34^{[9]}$ 。

图3为狭缝光源在焦距为16.7 mm时模拟眼底的成像情况,(a)对应正视眼(无屈光不正)、(b)

对应200度近视(在模拟眼前放200度正片),(c)对应200度远视(在模拟眼前放200度负片)。从图中可以看出依靠调节矩形亮斑清楚与否来判断调焦是否准确是难于做到的,但从判断上下两个矩形亮斑是否位于一条直线是很容易做到的,这就大大提高了调焦的灵敏度和准确度。实验发现,先不开启视标投影光路,通过直接观测模拟眼眼底细节调节视度补偿镜进行粗调焦后,再采用视标投影的方法进行精密调焦,还能进行50度( $0.5 \text{ m}^{-1}$ )以上的调焦量,这表明双光楔裂像调焦视标投影的方法能使调焦精度提高50度( $0.5 \text{ m}^{-1}$ )以上。



(a) 正视眼情况

(a) State of emmetropia



(b) 200度近视情况

(b) State of myopia with  $2 \text{ m}^{-1}$  refractive error



(c) 200度远视情况

(c) State of hyperopia with  $2 \text{ m}^{-1}$  refractive error

图3 狭缝光源在模拟眼眼底上的分布情况

Fig. 3 States of slit mark images on the fundus of eye model

图 3 中上下两条狭缝之间有间隔,这是由于实验时采用的双光楔是临时采用双面胶胶粘起来的,两个光楔之间有些间隔,如果采用光学胶合的方法则可以消除这个间隔。

图 4 为该实验系统拍摄的兔眼视网膜图像,从图中可以清晰地分辨兔眼视网膜血管情况,调焦精度是比较高的。

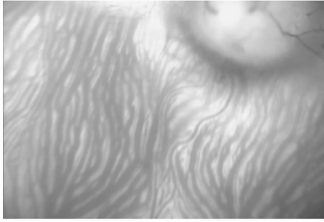


图 4 兔眼眼底视网膜图像  
Fig. 4 Retinal image of a rabbit

## 参考文献:

- [1] 何卫红,何永红,李鹏,等. 眼底 OCT 成像系统的研制[J]. 光学精密工程,2008,16(3):438-443.  
HE W H, HE Y H, LI P, *et al.*. Development of imaging system for optical coherence tomography in ophthalmology [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16 (3): 438-443. (in Chinese)
- [2] 崔桂华. 眼底照相机光学系统中杂光和鬼像的控制[J]. 光学技术,2000,26(2):139-141.  
CUI G H. Control of ghost and scatter light in retinal camera[J]. *Optical Technique*, 2000, 26(2): 139-141. (in Chinese)
- [3] 萧泽新. 眼底电视光学系统的设计[J]. 光学技术, 2005, 31(2): 170-172.  
XIAO Z X. Optics system design of eyeground television[J]. *Optical Technique*, 2005, 31(2): 170-172. (in Chinese)
- [4] 刘爱珍,马斌荣,徐亮,等. 眼底图像融合[J]. 中国医学影像技术,2003,19(11):1582-1583.  
LIU A ZH, MA B R, XU L, *et al.*. Split joint of fundus images[J]. *Chin. J. Med. Imaging Technol.*, 2003, 19(11): 1582-1583. (in Chinese)
- [5] 张二虎,卞正中,俞江. 基于互信息的视网膜眼底图像配准方法[J]. 西安理工大学学报,2002,18(1): 14-17.  
ZHANG E H, BIAN ZH ZH, YU J. Mutual infor-

## 5 结 论

本文提出采用双光楔裂像调焦技术实现在被观测眼底图像较暗情况下的精确调焦。将一条矩形狭缝视标投影成像到眼底,在双光楔的作用下,通过矩形狭缝上下两半部的光线传播方向不同,根据上下两半条矩形狭缝在视网膜上所成像分离的方向和大小来决定调焦的方向和调焦量的大小,将视网膜上两半条矩形狭缝像调焦到位于一条直线上。实验结果表明:相对于直接观测眼底细节进行调焦来说,双光楔裂像调焦方法能使调焦精度提高 50 度( $0.5 \text{ m}^{-1}$ )以上,具有精确度高、操作简单等优点。

- mation based registration for retinal fundus images [J]. *Journal of Xi'an University of Technology*, 2002, 18(1): 14-17. (in Chinese)
- [6] 汪亚明,丁益,刘峰. 基于一种新型模糊增强算法的眼底图像增强[J]. 北京生物医学工程,1999,18(3): 129-133.  
WANG Y M, DING Y, LIU F. The enhancement of eye fundus image based on an improved fuzzy algorithm[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 1999, 18(3): 129-133. (in Chinese)
- [7] 余超,王伯雄,郑汉卿,等. 显微镜自动粗调焦的 TennenGrad 改进算法[J]. 光学精密工程,2007,15 (5):784-790.  
YU CH, WANG B X, ZHENG H Q, *et al.*. Improved TennenGrad function for microscopic coarse autofocusing[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15 (5): 784-790. (in Chinese)
- [8] 刘瑞安,新世久,吴晓荣,等. 视线跟踪系统中 CCD 摄像机的自适应调节[J]. 光学精密工程,2007,15 (6):966-972.  
LIU R A, JIN S J, WU X R, *et al.*. Adaptive regulation of CCD camera in eye gaze tracking system[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007, 15 (6): 966-972. (in Chinese)
- [9] ANSI Z136. 1-2007, American National Standard for the Safe Use of Lasers [S].

## 作者简介:



张运海(1975—),男,湖北枣阳人,博士,工程师,2003年、2006年于南京航空航天大学分别获硕士和博士学位,现在苏州六六视觉科技股份有限公司从事应用光学方面的研究和眼科光学仪器的研发工作。E-mail: zhangyunhaiguan8@163.com



张中华(1958—),男,江苏铜心人,高级工程师,1984年于上海机械学院(现上海理工大学)精密仪器工程系获学士学位,现在苏州六六视觉科技股份有限公司从事光学设计和眼科光学仪器的研发工作。E-mail: zhangzhonghua2@163.com



赵改娜(1979—),女,河南新乡人,硕士,工程师,2005年于长春理工大学获硕士学位,现在苏州六六视觉科技股份有限公司从事光学设计和眼科光学仪器的研发工作。E-mail: gainazhao@126.com



顾一鸣(1979—),男,江苏苏州人,工程师,2005年于南京信息工程大学获硕士学位,现在苏州六六视觉科技股份有限公司从事光学测试和眼科光学仪器的研发工作。E-mail: guyiming112266@yahoo.com.cn

## ● 下期预告

## 微加速度计中 Sigma Delta 调制与脉冲编码调制的对比分析

谭晓昀,周贤中,姜一鸣,陈伟平,刘晓为  
(哈尔滨工业大学 MEMS 中心,黑龙江 哈尔滨 150001)

Sigma-Delta 调制已经广泛应用于利用 MEMS 工艺制造微加速度计中。通过对 Sigma Delta 调制与脉冲编码调制进行对比研究,得到了 Sigma Delta 调制与脉冲编码调制的优缺点。建立了微加速度计中的 2 位输出的 Sigma Delta 调制和 2 位输出的脉冲编码调制的仿真系统。然后对比通过这两种调制方式的微加速度计的加速度信号,并分析其两种不同调制方式下的输出信号波形的差别。最后利用周期图法得到了两种调制信号的功率谱密度图,发现在低频段,脉冲编码调制信号量化噪声比 Sigma Delta 调制信号大很多;而在高频段,两种调制方式的信号的量化噪声一样严重。仿真结果表明,尽管 Sigma Delta 调制的系统比脉冲编码调制的系统更加复杂,但是 Sigma Delta 调制得到信号的信噪比要比脉冲编码调制得到信号的信噪比高出 20 dB。