

doi:10.3788/gzxb20144306.0611002

人眼像差校正仪视网膜动态稳像研究

李鹏飞¹, 许金凯², 韩文波¹, 宋鸿飞¹

(1 长春理工大学 光电工程学院, 长春 130022)

(2 长春理工大学 机电工程学院, 长春 130022)

摘 要:针对人眼无意识的抖动导致图像位置在眼底成像设备上无规律变化而无法有效观察指定区域的问题,提出了一种视网膜图像实时动态稳像算法.该算法依据图像匹配理论,在图像探测的同时引入图像有效区域实时“计算-移位”.利用时间上相邻的视频序列图像近似对应于眼底同一位置的特点,通过“采集-运算”找到当前采集图像的中心区域.把当前图像的中心区域与第一帧采集图像的中心区域进行相关匹配,获取当前视网膜图像相对第一帧图像抖动的偏移方向和偏移量,然后把当前图像移位,循环执行此过程,并剔除无法匹配的图像,使得屏幕上的图像始终是在同一个位置的静态图像.实验证明:本文提出的算法解决了自适应眼底成像设备在对视网膜细胞观测时因为人眼自然抖动而造成的图像不稳定问题;解决了人眼在可见光波段的激光照明下受到较强刺激而无法长时观测的问题,实现了细胞和微血管同平台同算法观测;是采用拼接技术实现大视场图像的前提.

关键词:成像系统;视网膜;稳像;人眼像差校正

中图分类号:O439; TH702

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2014)06-0611002-5

The Design and Realization of Dynamically Stabilizing Retinal Image in Human Eye Aberration Wavefront Correction Setup

LI Peng-fei¹, XU Jin-kai², HAN Wen-bo¹, SONG Hong-fei¹

(1 ChangChun University of Science and Technology, School of Photoelectric Engineering, Changchun 130022, China)

(2 ChangChun University of Science and Technology, College Of Mechanical And Electrical Engineering, Changchun 130022, China)

Abstract: The unconscious shake of human eye leads to the random variations of image position, and makes it impossible to observe a specific area. To solve the problem, during the object imaging, a real time “calculation-movement” stabilizing image algorithm was presented based on image matching theory. It uses a series of continuously grabbed images that focus on nearly the same area of retina. Therefore, it is possible to find the center area of the image through “sampling-calculaiton”, and do the correlation between the center area and that of the first image so as to get the direction and amplitude of movement, finally move the picture according the results. Repeat this process to stabilize the series of images and remove those unmatched images, which make the object image nearly on the same position. The results indicates that the algorithm can overcome the random variation problem of object image position and stabilize the retinal image in real time for the adaptive optics imaging setup; overcome the problem that one cannot focus on the same area for a long time because of laser’s strongly irritation, and realize the retina and blood capillary observation with the same setup and same algorithm; make it possible to get anpatched image with large field of view.

Key words: Imaging systems; Retina ; Stabilizing image ; Human eye aberration correction

OCIS Codes: 110.1080; 110.2970; 110.4155; 100.2960; 140.7300

基金项目:国家自然科学基金(Nos. 60578035, 50473040, 60736042)和吉林省科学基金(Nos. 20050520, 2005032 1-2)资助

第一作者:李鹏飞(1981-),男,讲师,博士,主要研究方向为嵌入式智能医疗设备设计与制造. Email:lpfly211@163.com

收稿日期:2013-10-16;录用日期:2013-12-29

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

0 引言

人体很多部位的疾病,如高血压、糖尿病、冠状动脉硬化、脑血管硬化等,在病变的早期虽然没有明显的生理指标变化,但通常都会引起微血管状态的异常,而视网膜上的活体细胞是目前人体中唯一能够被非创伤直接观察的深层活体细胞,因此视网膜上细胞组织状态的检测对人体疾病的预防具有重要意义.眼底镜是检查眼底常见的视网膜检查仪器,但由于人眼的结构存在各种像差,单纯使用眼底镜只能检查视网膜是否存在损伤,而无法对视网膜细胞和微血管进行准确观察.为此,把天文观测领域内的光学自适应技术应用在视网膜细微结构观测中,通过实时校正人眼的像差,对视网膜血管和细胞进行高分辨观察^[1-7].

通常,为了确定患者病因,医生需要观看眼底视频图像一段时间.由于人眼在此过程中会不自觉的抖动,所以屏幕上的图像也会相应的抖动,医生在图像抖动的条件下很难观察指定的视网膜区域.

目前,国内外一些研究机构在基于变形镜的眼底自适应系统中采用视频分解的方法进行后期手动稳像,即在实验完成后把获取的视频分解成图像序列,再按照图像间的对应关系进行通过人工修改移位,合成新的视频图像序列,找到要仔细观察的区域,然后通过进行第2次实验获取待观察区域的详细图像^[8-9].本文设计了全新的视网膜视频图像稳定算法,使采集设备能同步进行“采集-校正-稳像-显示”,使该系统在医学诊断上更准确.

1 系统原理

检测人眼时,要求人眼紧盯系统的信标光点,一般情况下,人眼会不自觉的产生抖动,这种自发抖动的频率通常可以达到 80 Hz,由 CCD 采样得到的序列间图像一般会有一定的相对偏移量,该偏移量通常不超过 5 个像素.人眼像差校正仪工作时采用曝光时间为

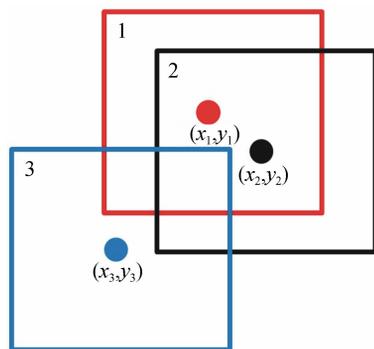


图1 成像 CCD 上视网膜图像的抖动位置示意图
Fig. 1 Schematic diagram of position of wobble retinal image on CCD

10 ms 的瞬时曝光技术,这样可以保证曝光时眼底图像是静态的,由 CCD 采样得到的眼底视网膜序列在屏幕上的行迹如图 1. 其中点 (x_1, y_1) 、点 (x_2, y_2) 、点 (x_3, y_3) 实际对应眼底视网膜的同一位置,要保证图像稳定,需要把点 (x_3, y_3) 和点 (x_2, y_2) 平移到点 (x_1, y_1) 处,这样视频就能显示在屏幕上的一个固定位置^[10-11].

利用人眼像差校正设备获取的视网膜细胞图像如图 2.

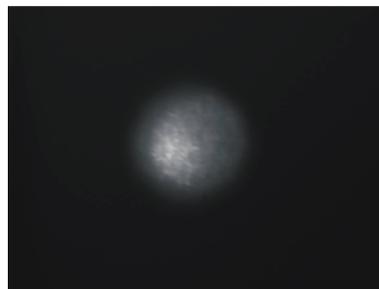


图2 稳像前屏幕上视网膜细胞图像
Fig. 2 Retinal cells video on screen before stabilizing images

可以看出,图像实际有效的可观察区域是一个 256 灰度级的近圆区域,需要寻找到序列图像间的中心匹配区域,为此设计算法:记录第一帧视频图像中的灰度值大于 P (P 是临界灰度,实验中一般取 220,最大可取 255) 的像素位置,然后判断记录下来位置是否相邻,若存在相邻关系,则把所有相邻点的坐标取平均值,并把该平均值记录到数组 A 中;若不存在相邻关系,则把该点的坐标值记录到数组 A 中.然后把数组 A 中的每一个值作为中心点,向上下左右各扩展 50 个像素,计算各扩展区域内的像素灰度和,和值越大,就表示该扩展区域越接近该视频图像的中心区域.

此外,在人眼像差校正设备实验前,首先通过机械调整将视频图像的有效区域大体显示在屏幕的中央位置,所以任何以数组 A 中值为中心位置的扩展区域与屏幕中心位置的距离是衡量该扩展区域是否是该帧视频图像有效中心区域的重要因素,综合灰度与距离两种因素,提出如下计算模型

$$S = \frac{\sum_{i=-50}^{50} \sum_{j=-50}^{50} P_{A[k], x+i, A[k], y+j}}{10000} - c \sqrt{(A[k], x - X_0)^2 + (A[k], y - Y_0)^2}$$

式中 $P_{x,y}$ 表示视频中某一帧图像在 (x, y) 点处的灰度值, K 表示数组 A 中第 K 个扩展区域,元素 $A[K]$ 表示第 K 个扩展区域的中心点坐标值, c 为经验常数,一般取值在 0.10~0.50 之间.把第一帧视频图像作为母图,对于母图的处理方法是根据前述公式计算数组 A 中各元素的 S 值,然后选取 S 值最大的元素 $A[K]$,以该点为扩展区域中心位置作为第一帧视频图像的中心位置;对于第二帧视频图像的处理,按照同样的方法得

到数组 A ,然后把数组 A 中的每一个元素值作为各自中心点,向上下左右四个方向各扩展 50 个像素作为扩展区域,由于第二帧视频图像基本可看做是母图微移,因此把各个扩展区域分别与母图的中心区域进行相关匹配,从中找出匹配程度最好的那个扩展区域作为第二帧图像的中心区域,原理如图 3.

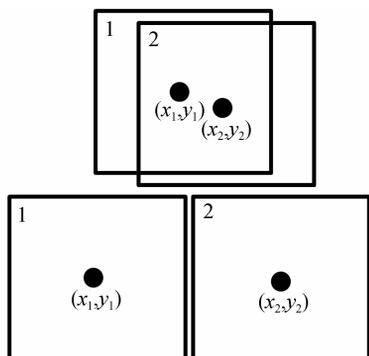


图 3 部分相关图像的相对位置关系

Fig. 3 The relative position relation of partly relative images

图 3 中 (x_1, y_1) 是第一帧图像的中心位置, (x_2, y_2) 是第二帧图像的中心位置,两者实际应为同一点,因此对第二帧视频图像上移 $(y_2 - y_1)$ 和左移 $(x_2 - x_1)$ (如果得到的值为负数,则表示下移和右移),就可实现第二帧图像与第一帧图像重合,然后再把移位后的第二帧视频图像作为母图,用同样的方法处理第三帧视频图像,以此类推处理后续的视频图像;但如果某一帧视频图像的所有扩展区域都不能与前一帧图像匹配,表示该帧视频图像与前面的图像序列不对应视网膜同一的位置,就以该图像作为新序列的第一帧图像.

视网膜图像是灰度图,故使用基于灰度匹配的互相关算法检测图像是否匹配,该算法的计算式为

$$R(u, v) = \frac{\sum_{j=1}^{N_1} \sum_{k=1}^{N_2} x_{j+u, k+v} y_{j, k}}{\sqrt{\sum_{j=1}^{N_1} \sum_{k=1}^{N_2} x_{j+u, k+v}^2} \sqrt{\sum_{j=1}^{N_1} \sum_{k=1}^{N_2} y_{j, k}^2}}$$

计算这两帧图像的互相关值 $R(u, v)$, 值越大, 这两帧

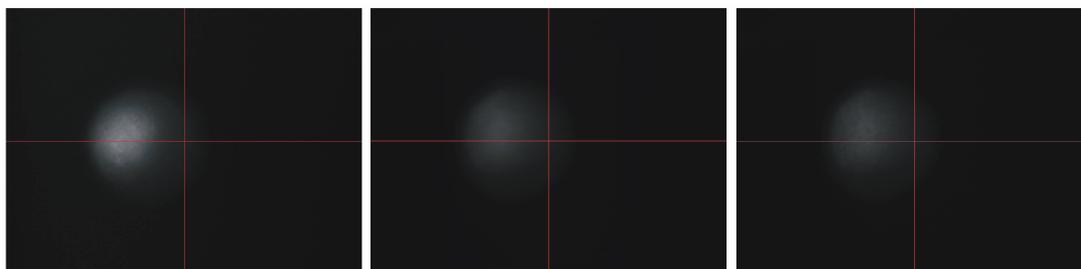


图 5 经过稳像处理后的屏幕上视网膜细胞图像

Fig. 5 Retinal cells video on screen after stabilizing images

3 视网膜血管稳像实验

在观察视网膜血管时,平台上使用了 570 nm 激光源照射人眼,这是因为该波段的激光对视网膜血管的

图像相匹配的程度就越高.

由于该算法要对每个像素点的灰度进行处理,计算量很大,有比较明显的延迟,为了加快判断速度,在算法中,使用图像的中心区域来代替整帧图像,以减小计算量;在硬件上采用 GPU 图像处理器, GPU 强大的并行计算能力可以满足实时图像处理的要求.

2 实验

为了检验该算法的有效性,首先使用人眼像差校正仪观察视网膜细胞在动态条件下的稳像效果,实验系统如图 4. 在系统中使用 808 nm 的激光源作为照射光源,因为该波段的激光对视网膜的细胞具有良好的成像效果,经验常数 c 取 0.5, 临界灰度 X 值设定为 250. 观察屏幕上的稳像显示效果,如图 5, 每隔 300 ms 截取一帧图像.

从图 5 可以看出,通过稳像算法,在观察视网膜上面的细胞时,得到了非常稳定的图像,视网膜上面的某一个确定位置在显示屏上位置基本不变,达到了的设计要求.

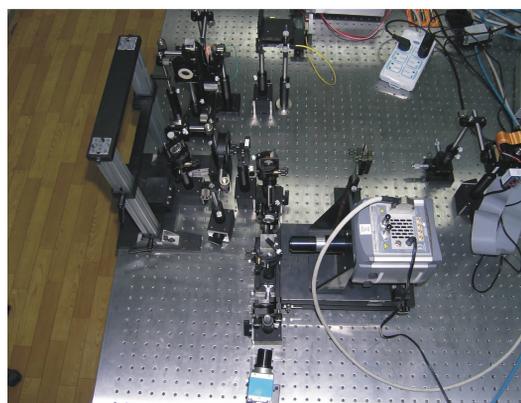


图 4 人眼像差校正实验系统

Fig. 4 The experimental optical system of human eye aberrations correction

反射率比较高,有利于血管成像,但该波段的激光对人眼可见,人眼对此波段的光比较敏感,在实验过程中,人眼受到的刺激非常大,抖动频率也变得更高,通过屏幕可以观察到图像有效区域的变化非常剧烈.从视频

中每间隔 300 ms 截取一帧图像,如图 6 所示,可以看出,在观察时间内,视频图像的有效观察区域不显示在

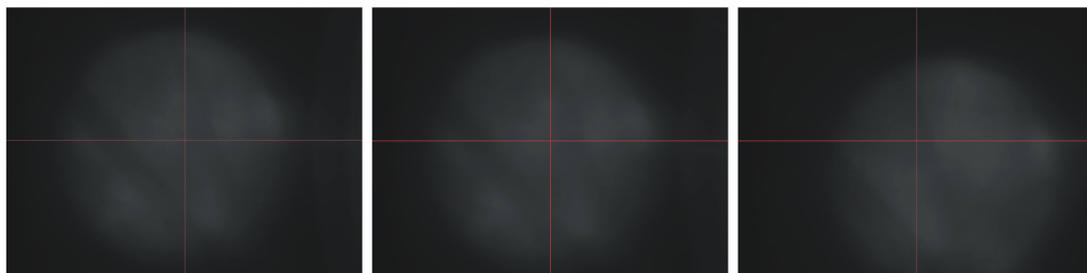


图 6 稳像前屏幕上视网膜血管图像

Fig. 6 Retinal vessel video on screen before stabilizing images

血管图像与细胞图像不同,对比图 5 与图 6 可以发现,在图 6 的血管图像中,血管周边的背景区域灰度值比较大,血管部分的灰度值比较小;原算法设定的有效区域为高灰度区域,因此这种情况下会把背景区域当做待匹配的中心区域.在血管图像中,背景区域的面积比较大,很容易与相邻图像的背景区域形成相关匹配,而事实上这些背景区域可能根本就不对应视网膜的同一个位置而错判.

对细胞视频稳像处理的原算法不能实现对血管视频图像的稳像,从图 6 中可以发现,视网膜图像上血管的灰度相对周边区域要小,可以设定一个合适的阈值把血管提取出来,提取后的视网膜图像变成二值图像,包含背景、血管和非血管区域.非血管区域明显分成两部分,一部分形状近似呈圆形且靠近血管,另一部分远离屏幕中心,与线状的血管位置区别比较明显.采用如下处理方法:首先设定一个合理阈值,能保证把血管大

屏幕上的同一位置处,直观看起来,图像不稳,变化极快,无法观察.

致提取出来,使图像二值化后灰度取反,这样,图像中的血管区域的灰度值为 255,背景区域的灰度值为 0;然后以此图的有效区域中心位置为中心点,设定图像的处理范围.以该中心点扩展成 300×300 有效区,这样就滤去靠近原图像边缘的非血管区域;然后通过逐像素搜索的方式获取各个高灰度区域,对每个搜索到的区域进行圆形度计算,如果圆形度高于 0.3,表示该区域为非血管区域,应当滤掉,把这部分区域的灰度设为 0,就得到血管图.圆形度的表达式为

$$e = \frac{4\pi \times \text{面积}}{(\text{周长})^2}$$

然后按照原有算法对血管图进行计算,如果得到如图 1 所示的关系,那么就把进行血管提取前的图像做相应移位,就可以实现稳像.使用稳像算法时,令经验常数 c 为 0.5,临界灰度 X 取 250,每隔 300 ms 截取一帧视频图像,实验结果如图 7.



图 7 经过稳像处理后的屏幕上视网膜血管图像

Fig. 7 Retinal vessel video on screen after stabilizing images

未经处理的微血管视频图像在屏幕上是一种乱序状态,通过实时处理算法,利用阈值过滤非血管区域,再按照细胞中心区域匹配算法完成“匹配-移位”,使得最终显示的视频图像在屏幕上的位置基本不变,实现了图像的稳定,使医务人员在观察时只需要看屏幕的一个固定位置即可.

4 结论

本文设计了基于人眼像差校正仪的视网膜动态稳像算法,使用该算法,能够使系统拍摄的图像比较稳定

显示在屏幕上,满足了医务工作者观测视网膜固定区域的需求,大大提高了人眼像差校正系统的实用性.但由于人眼的个体差异性,医生在根据视网膜图像做判断时通常需要比较大的视场区域,而目前系统拍摄的图像都是小视场图像,该问题可以通过图像拼接的方式来解决,但这也要求系统拍摄的图像是稳态的.

参考文献

- [1] LING Ning, ZHANG Yu-hua, RAO Xue-jun, *et al.* A small adaptive optical imaging system for cells of living human retina [J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, **24**(9): 1153-1158.
凌宁,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.
- [2] CHENG Shao-yuan, HU Li-fa, CAO Zhao-liang, *et al.* Primary experiment and improvement design of adaptive optics system for human retinal imaging[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(6): 1491-1493.
程少园, 胡立发, 曹召良, 等. 人眼视网膜成像自适应光学系统的初步试验和改进[J]. 光子学报, 2009, **38**(6): 1491-1493.
- [3] CHENG Shao-yuan, HU Li-fa, CAO Zhao-liang, *et al.* Application of liquid crystal adaptive optics system on human eye fundus imaging with high spatial resolution[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2009, **36**(10): 2524-2527.
程少园, 胡立发, 曹召良, 等. 液晶自适应光学在人眼眼底高分辨率成像中的应用[J]. 中国激光, 2009, **36**(10): 2524-2527.
- [4] FERNANDEZ E J, ARTAL P. Membrane deformable mirror for adaptive optics performance limits in visual optics[J]. *Optics Express*, 2003, **11**(9): 1056-1069.
- [5] CAO Zheng-lin, LIAO Wen-he, SHEN Jian-xin. A new algorithm for human eye s wave front aberration fitting with Zernike polynomia [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2006, **14**(2): 308-314.
曹正林, 廖文和, 沈建新. Zernike 多项式拟合人眼波前像差的一种新算[J]. 光学精密工程, 2006, **14**(2): 308-314.
- [6] CAO Z H L, XUAN L, HU L F, *et al.* Effects of the space-bandwidth product on the liquid-crystal kinoform[J]. *Optics Express*, 2005, **13**(14): 5186-5191.
- [7] CAO Z L, MU Q Q, DOVIL LAIRE G, *et al.* Effect of the twisted alignment on the liquid crystal wave-front corrector [J]. *Liquid Crystals*, 2007, **34**(10): 1227-1232.
- [8] ZHANG Gang, LIU Pin-kuan, ZHANG Bo. Design of trajectory tracking controller for precision positioning table driven by linear motor[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, **21**(2): 371-379.
张刚, 刘品宽, 张波. 直线电机精密定位平台轨迹跟踪控制器设计[J]. 光学精密工程, 2013, **21**(2): 371-379.
- [9] LIU Li-li, HUANG Tao, CAI Min. Retinal imaging system with large field of view based on liquid crystal adaptive optics [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, **21**(2): 301-307.
刘丽丽, 黄涛, 蔡敏. 大视场液晶自适应视网膜成像系统[J]. 光学精密工程, 2013, **21**(2): 301-307.
- [10] HAN Rui-yu, WANG Jin-kai, NIE Kai, *et al.* Adaptive autofocus technique under different contrast [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2012, **41**(2): 222-227.
韩瑞雨, 王晋疆, 聂凯, 等. 不同对比度下自适应的自动调焦新算法[J]. 光子学报, 2012, **41**(2): 222-227.
- [11] WANG Jian, CHEN Hong-bin, ZHOU Guo-zhong, *et al.* An improved brenner algorithm for image definition criterion [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2012, **41**(7): 855-858.
王健, 陈洪斌, 周国忠, 等. 改进的 Brenner 图像清晰度评价算法[J]. 光子学报, 2012, **41**(7): 855-858.