

文章编号:1007-2780(2010)05-0733-05

人眼像差校正仪成像 CCD 随动控制的设计与实现

李鹏飞^{1,2}, 许金凯³, 胡立发¹, 程少园^{1,2}, 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:lpfly211@163.com;

2. 中国科学院 研究生院, 北京 100039; 3. 长春理工大学 机电工程学院, 吉林 长春 130022)

摘 要: 建立了一套基于 LCOS 人眼像差校正仪的成像 CCD 最佳像面随动控制系统, 使以往困扰该系统的寻找成像 CCD 最佳像面的问题得到解决。该最佳像面自动调焦系统采用步进-计算-比较的方式, 通过对相邻图像的模糊程度和一致性的对比, 可以在很短的时间内找到接近最佳理论值的像面位置。使用该自动调焦系统, 医务人员可以更有效地发挥自适应系统在眼底视网膜观测领域的优势, 获取比传统眼底镜更有价值的眼底细微图像, 也可以进一步实现对多个小视场眼底视网膜图像进行拼接, 实现对动态大视场区域的实时观测。

关 键 词: 像差校正; 随动控制; 视网膜

中图分类号: O439; TH703 文献标识码: A

Design and Realization of Focus Auto Adjustment for Imaging CCD in Retinal Aberration Correction Setup

LI Peng-fei^{1,2}, XU Jin-kai³, HU Li-fa¹, CHENG Shao-yuan^{1,2}, XUAN Li¹

(1. State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Science, Changchun 130033, China, E-mail:lpfly211@163.com;

2. Graduate University of Chinese Academy of Science, Beijing 100039, China;

3. College of Mechanical and Electric Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China)

Abstract: A focus auto adjusting system for the LCOS retinal aberration correction setup was built to locate the best position of CCD imaging plane. It resolved the problem that CCD was usually not in the best imaging plane. The system adopted Step-Calculation-Comparison method. Through comparing the correlation and blurring level of two neighbor images, it can find the best imaging position within short time. Using the system, doctors can obtain more valuable retinal images through adaptive optics system than traditional fundus system. In addition, it can also realize several small view angle retinal images stitching, and monitor large view angle retinal area in real time.

Key words: aberration correction; focus auto adjusting; retinal

1 引 言

目前, 糖尿病、高血压、脑血管硬化、冠状动脉

粥样硬化等心脑血管疾病已成为威胁人类的杀手而且向低龄化趋势发展。这些疾病的初中期临床表现隐蔽, 而发病突然、来势凶猛。经多年研究发

收稿日期: 2010-03-08; 修订日期: 2010-03-29

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 60578035, No. 50473040, No. 60736042); 吉林省科学基金资助项目 (No. 20050520, No. 2005032 1-2)

作者简介: 李鹏飞 (1981—), 男, 辽宁辽阳人, 博士研究生, 主要研究方向为自适应系统控制、眼底图像快速处理算法。

现,此类疾病造成组织损伤首先体现在微循环和微血管层次的变化。眼底视网膜微血管是人体惟一可以非创伤性直接观察的较深层的微血管,它的改变程度与这些疾病的严重程度及愈后情况密切相关,因此获得清晰的眼底视网膜图像可以帮助医生准确诊断这些疾病的初中期病情。目前,眼底镜早已是常用的医学检查仪器,但是由于人眼本身存在像差,使用眼底镜无法对视网膜细微结构进行高分辨观察。

为了校正像差,本文把应用于天文观测和激光整形领域的自适应光学技术^[1-5]引入到人眼视网膜观察中,采用硅基板上液晶显示器(LCOS)作为波前校正器^[6-8](校正单元为 512×512 ,具备校正高级像差的能力),搭建了一套 LCOS 人眼像差校正仪,可以对眼睛存在中高级像差的患者,例如中高度近视患者进行视网膜的观测。人眼像差校正仪所拍摄的图像视场比较小,一般在 $150\text{ }\mu\text{m}$ 左右,因此通常需要人眼瞳孔转动来获得不同区域的视网膜图像,然后通过拼接等手段增大视网膜的视场。但是在实测时发现,人眼瞳孔在转动一定距离后,成像 CCD 上的图像总是变得不清晰,只有通过微调整成像 CCD 的位置后,图像才变得清晰。然而手动调节既费时,又难以保证精度;并且由于系统采用的 570 nm 的激光光源对人眼刺激很大,不能长时间照射人眼,因此如何快速找到成像 CCD 最佳像面就成为医务人员必要的能力。在实际测试中,很多医务人员很难或者根本不能找到成像 CCD 最佳像面,为了让仪器更具实用价值,有必要让系统可以自动且快速地获取成像 CCD 的最佳像面。

2 系统原理

LCOS 人眼像差校正仪的原理如图 1 所示。每当人眼瞳孔转动到一个新位置,就使用步进电机控制成像 CCD 在平面的纵横两个方向微移动,以获得最佳位置。以纵向微移动控制为例,其基本原理如图 2 所示,最初设定每次步进一个大单位,进行图像的采样,通过比较时间上相邻图像的相对模糊程度就可以判断出步进电机步进的方向,通过逐步步进,并在适当时刻缩小步进单位来获得最接近理论上最佳位置的位置,作为最佳像面自动调焦的结果,其误差为最小步进长度的一半。

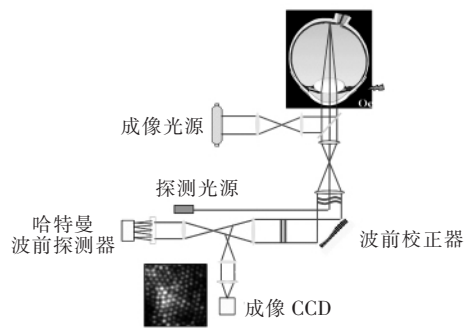


图 1 自适应光学系统的原理图

Fig. 1 Schematic diagram of liquid crystal adaptive optics system

在判断相邻图像的相对模糊程度时,一般采用血管提取-比较-判断的方法,但这种方法耗时较长。为了保证系统的实时性,使用了如下简单的方法:计算各中心区域的像素灰度梯度即可进行判断,灰度梯度曲线越陡,图像越清晰;反之,图像越模糊。这是因为越模糊的图像,从某个像素点与其周围的像素点的灰度变化越平缓,而越清晰锐利的图片变化越急剧。

判断像面最佳位置的基本原理及算法如图 3 所示。对于实际使用的仪器,在系统最开始工作的阶段,为了判断目前的成像 CCD 像面位置是否最佳,采用了一个简单的算法:2 次步进,看其成像的模糊程度,如果变模糊,说明电机的步进方向反了,于是取相反的方向步进;若图像不变或者是更清晰了,就选定该方向作为电机的步进方向。选定步进方向后,开始选定一个较大的步进长度(通常取 8 倍最小单位,有利于更快速找到最佳像面),然后开始驱动电机,并采集每一次步进位置处的图像,对其模糊的程度进行判断并记录,比较相邻的记录值,来判断步进电机是否越过了最佳位置,若过了,则退回到上一个位置,并减半步进长度,再步进-计算-比较,直到步进长度变为 1

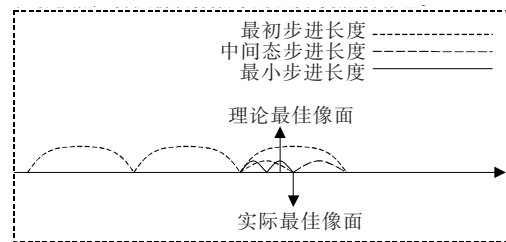


图 2 判断像面最佳位置的基本原理

Fig. 2 Principle of locating the best position of imaging

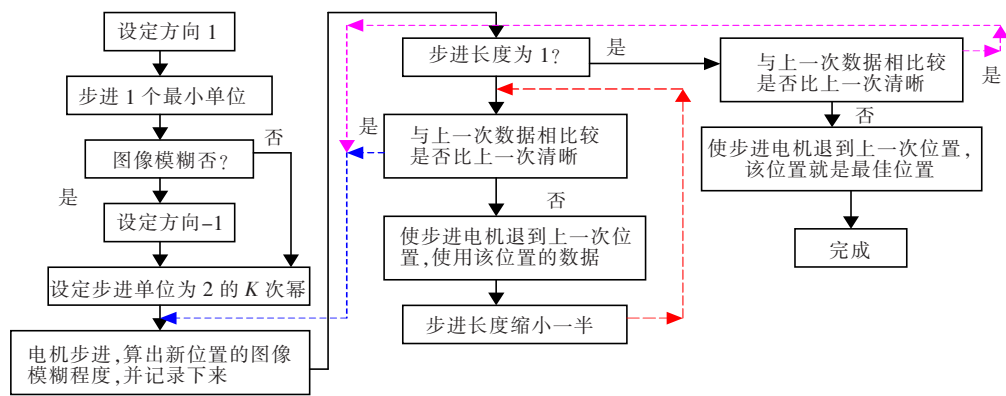


图 3 判断像面最佳位置的基本算法流程

Fig. 3 Basic program flow of finding the best imaging location

(1 个最小单位),找到的位置就是最接近理论位置的位置。这个基本过程只描述了纵方向的微调,横向的微调整过程与之类似,综合这两个方向就可以快速找到最佳像面位置。

3 系统初步实现

为了检验该算法是否能达到设计要求,即可以在实验过程中快速、准确地找到成像 CCD 的最佳像面,进行了如下实验,实验平台^[9-13]如图 4 所示。先让实验操作员在人眼瞳孔时手动调节系统的成像 CCD 位置,同时让计算机每 50 ms 记录一次成像 CCD 上的显示图像,经过一段时间的调整,如未能得到准确的成像 CCD 焦点位置则放弃。整个调试过程为 37 s,测试后受激光照射的实验对象在短时间内眼睛看不清东西。然后,让同一名实验操作员使用该算法驱动电机寻找最佳位置。本实验所用电机最小步进长度为3 μm,设定最大步进长度为 24 μm,每隔 50 ms 钟记录一次调试过程中的成像 CCD 上的中心区域图像,图像大小为 100×100 像素。如图 5 所示,总过程为 500 ms,从整个过程看,该算法虽然自动寻找到了“最佳”像面位置,但通过调试记录的图片也可以明显看出,所记录的图像并不完全是眼底同一位置的,并且最后记录的图像显然并不比每一个中间过程图像都清晰。这是由于该算法针对的是假定人眼一动不动的情况去调节,但由于调节的时间比较长,人眼会不自觉地产生较为剧烈的抖动,仪器很难始终对准眼底的某一处成像。如果前后两次采集的图像不在同一位置,在比较相对模糊

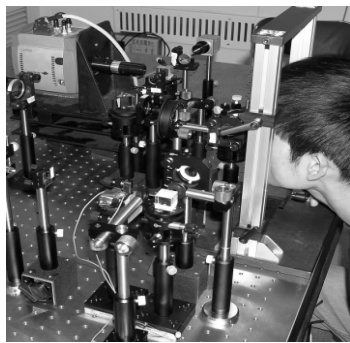


图 4 实验过程

Fig. 4 Experiment process

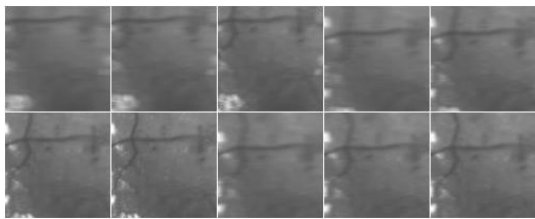


图 5 改进前的系统步进采集过程

Fig. 5 A serials of images obtained from the non-improved system

程度时,容易引起误判。

4 系统改进

由上述实验结果可知,原算法没有考虑人眼在较长时间下会非正常微抖动的问题,虽然能快速找到像面,但找到的像面并不是系统最佳值。为此,在原算法的基础上加入了相邻图像是否一致的判断,即只有相邻图像基本一致,其相对模糊

程度才有意义;如果相邻图像的差距比较大,就认为人眼抖动了,要重新开始计算。当然,在重新计算时由于人眼瞳孔未动,因此其驱动步进电机的方向和步进长度应当与之前的状态一致。

判断图像是否一致,一般是通过计算相邻两幅图像的归一化互相关值来确定的,当互相关值 $R(u,v)$ 最大时,就认为此新图与原图是相匹配的图像。也就是说,在这个过程中,人眼未抖动。归一化互相关匹配算法的计算公式为:

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

但此方法很耗时,系统处理速度满足不了实时性的要求。为了满足加快运算速度,采用了一种简单的方法判断:先计算图像的中心区域大小为 100×100 像素的图像,然后通过比较血管图像占整个图像的比例来判断两帧图像是否基本一致。这是由于系统在观测人眼时,人眼的正常微抖动范围在成像 CCD 上一般不超过 5 个像素,前后两帧图像的中心区域基本一致,而由于血管一般是连通的,对于基本一致的两帧图像来说,其血管图像所占的比例差异很小;而非正常微抖动范围在成像 CCD 上一般会超过 50 个像素,前后两帧图像的中心区域偏差很大,一般情况下,两帧图像的血管所占比例差异较大。基于这种思路,采用

了阈值法提取图像中的血管,这是利用了血管的灰度比背景小的特点。另外在提取图像中可能包含灰度与血管差不多的噪声,噪声多呈团状,其圆形度比较大,而血管一般为长线状,其圆形度一般比较小。为了去掉噪声,对提取出的图像做圆形度判断,过滤掉圆形度较大的部分,就可以得到中心图像的血管区域。圆形度的表达式为:

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

在提取出两帧图像的血管后,计算两帧图像的血管比例,然后利用血管比例差判断:

$$c = |\Delta_{\text{前}} - \Delta_{\text{后}}| \quad (3)$$

其中 $\Delta_{\text{前}}$ 为前一帧图像的血管比例, $\Delta_{\text{后}}$ 为后一帧图像的血管比例。

本系统使用 GPU 来计算图像。这是由于 CPU 在计算时按指令逐行执行,对重复性高、数据量大且计算简单的图像运算效率低下;而 GPU 是基于多个流处理器并行运算,并且针对图像运算使用了顶点渲染等多种快速的优化方法,相对于 CPU 处理图像,GPU 使整个运算的时间减少了 50% 以上。改进后的算法基本流程如图 6 所示。

让同一名实验操作员使用改进的算法进行实验。和前次实验一样,所用电机最小步进长度为 $3 \mu\text{m}$,设计最大步进长度为 $24 \mu\text{m}$,设定比例差值 c 要小于 0.05 才能保证人眼未发生非正常抖动,每隔 50 ms 记录一次调试过程中成像 CCD 上

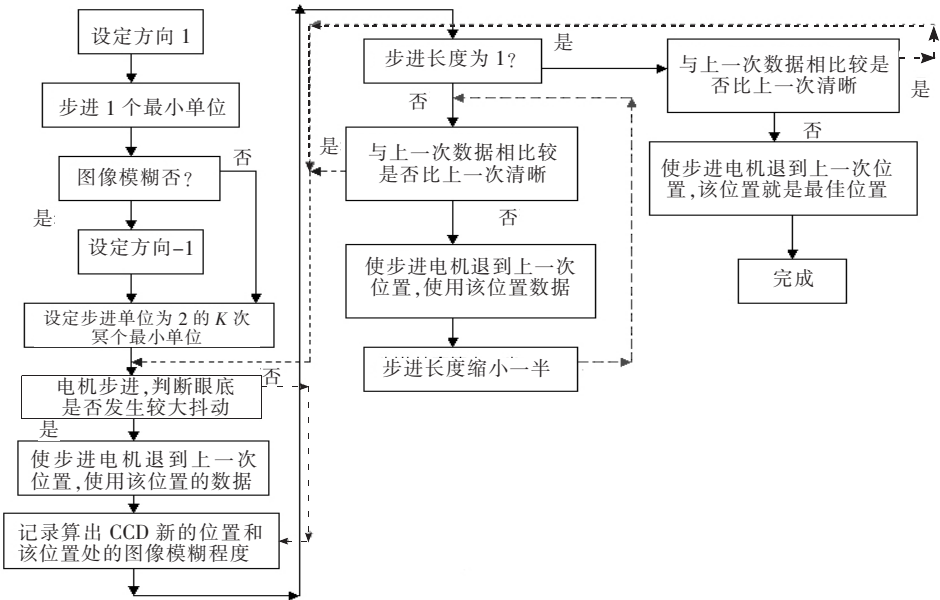


图 6 判断像面最佳位置的基本算法流程

Fig. 6 Basic program flow of finding the best imaging location

的中心区域图像,图像大小为 100×100 像素。采样结果如图 7 所示,整个过程为 450 ms。通过查看调试记录可以直观地发现,尽管在调整过程中,所记录的图像不完全对应视网膜的同一区域,但最后记录的图像明显比每一个中间过程图像都清晰。为了保证实验的普遍性,我们又找了 7 位有一定光路调试经验的学生进行实验操作,手动调节成像 CCD 的时间平均为 41 s,而自动调节的时间平均为 600 ms,并且精度更高。可见,自动调

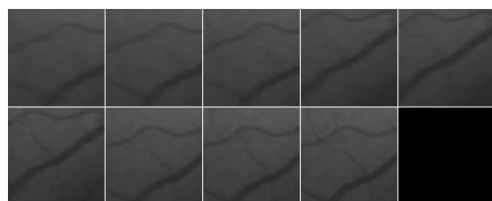


图 7 改进后的系统步进采集过程

Fig. 7 Improved sampling procedure

焦算法确实实现了设计目标,可以快速、准确地找到成像 CCD 的最佳像面。

5 结 论

LCOS 人眼像差校正仪具有比传统眼底镜更清晰的观测效果,可以实现对高阶像差人眼的波面校正。为了能够快速、准确地将成像 CCD 调节至最佳像面处,本文设计了最佳像面自动调焦算法。使用该算法驱动步进电机,可以在很短时间内准确地找到成像 CCD 的最佳像面,使人眼像差校正仪更具实用价值。本系统实现了全方位的成像 CCD 的自动调焦,可以在此基础上采集视网膜不同位置处的图像进行拼接,实现对视网膜高分辨、大视场的观察;也可以按相同的思想设计哈特曼波前探测器的精确微调控制装置,使 LCOS 人眼像差校正仪能够更准确、更方便地应用于眼底检查。

参 考 文 献:

- [1] Babcock H W. The possibility of compensating astronomical seeing[J]. *Publ Astron. Soc. Pac.*, 1953, 65:229-236.
- [2] Ling N, Zhang Y, Rao X, *et al.* Small table top adaptive optical systems for human retinal imaging [J]. *SPIE*, 2002, 4825: 99-108.
- [3] Liang J, Grimm B, Goei Z S, *et al.* Objective measurement of the wave aberration of the human eye with the use of a Hartman-Shack wave-front sensor[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1994, 11:1949-1957.
- [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] 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法[J]. *光学 精密工程*, 2006, 14(2):308-314.
- [6] 刘伯晗,张健,吴丽莹. 液晶空间光调制器的纯相位调制特性研究[J]. *光学 精密工程*, 2006, 14(2):213-217.
- [7] 王伟,王肇圻,王雁,等. 波前技术的眼视网膜 AIM 和 CSF 测定[J]. *仪器仪表学报*, 2006, (z2):1070-1072.
- [8] 商小川,周辉,张星祥,等. 基于 FPGA 的大面阵 CCD 高帧频驱动电路设计[J]. *液晶与显示*, 2009, 24(5):735-739.
- [9] 胡宁,彭承琳,王星,等. 基于 MEMS 的人工视网膜微电极阵列设计仿真[J]. *仪器仪表学报*, 2007, 28(11): 2024-2027.
- [10] 程少园,宣丽,胡立发,等. 人眼视网膜成像的自适应光学系统设计[J]. *光子学报*, 2009, 38 (5): 1132-1135.
- [11] 宋丹娜,代永平,刘艳艳. LCOS 接口专用集成电路(ASIC)设计研究[J]. *液晶与显示*, 2009, 24(5):670-674.
- [12] 王肇圻,许妍. 基于眼模型的数字眼底相机设计[J]. *光学 精密工程*, 2008, 16(9):1567-1571.
- [13] 姜宝光,曹召良,穆全全,等. 激光为光源的液晶自适应眼底成像系统[J]. *光学 精密工程*, 2008, 17(10): 1805-1809.