

高速线扫描共焦检眼镜

何 益^{1,2} 史国华^{1*} 卢 婧¹ 李 昊^{1,2} 张雨东¹

(¹ 中国科学院光电技术研究所自适应光学重点实验室, 四川 成都 610209)
² 中国科学院研究生院, 北京 100049)

摘要 高速线扫描共焦检眼镜使用线光束照明眼底视网膜,同时利用线阵 CCD 对视网膜平面的单次散射线光束探测成像。系统光学放大率为 7 倍,横向分辨率小于 10 μm ,对于 58 kHz 线频的 1024 pixel \times 512 pixel 成像模式,成像帧频高达 110 frame/s。该系统实现了高分辨率、高帧频模拟人眼实验图像的获取。

关键词 成像系统;共焦;线扫描;检眼镜;视网膜;高帧频成像

中图分类号 O439; TH703 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.0117001

High-Speed Line Scanning Confocal Laser Ophthalmoscope

He Yi^{1,2} Shi Guohua¹ Lu Jing¹ Li Hao^{1,2} Zhang Yudong¹

(¹ Key Laboratory on Adaptive Optics, Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China)
² Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract High-speed line scanning confocal laser ophthalmoscope (LSO) uses a line beam to illuminate the retina, meanwhile a linear array CCD is used for imaging the retina. The magnification of the optical system is about 7 times, and the transverse resolution is less than 10 μm . For 1024 pixel \times 512 pixel imaging mode (the sensor line frequency is 58 kHz), the frame frequency can achieve 110 frame/s. Therefore, images of an artificial human eye with high resolution and high frame frequency are achieved by the developed system.

Key words imaging system; confocal; line scanning; ophthalmoscope; retina; high-frame-frequency imaging

OCIS codes 170.0110; 170.1790; 170.5755

1 引 言

目前先进的眼底视网膜^[1]成像仪器中,基于自适应的激光共焦^[2]扫描检眼镜(AO-CSLO)能够校正人眼像差,得到衍射受限的视网膜图像。但因其采用二维飞点扫描,扫描速度受限,帧频只有每秒 30 帧左右^[3,4]。对于活体人眼,视网膜存在永不停止的生理性颤动,这些颤动可能存在两个目的:1)复原由于漂移移动造成的图像移位,使其到先前的视网膜位置;2)补偿视细胞感光适应移位造成的成像衰减^[5]。当观察物体被固定在视野之中时,眼睛的移动也要扫过投影的物点大约几个视锥细胞直径距

离,约几十微米的抖动量级^[6]。视网膜的生理性颤动包含复杂的多种频率成分,大约为 10~100 Hz 左右^[7]。对于 AO-CSLO 的每秒 30 帧低成像帧频,不仅帧间存在抖动,帧内也存在无法消隐的抖动,使得帧内图像因抖动而显得模糊,无法对成像结果进行定量分析。

因此,出现了两类解决视网膜抖动影响的方法:光束跟踪和事后图像处理。光束跟踪方法对现有 AO-CSLO 系统添加二维扫描跟踪模块,通过对信标光计算得到视网膜抖动的位置误差信号,然后控制两片跟踪振镜补偿视网膜抖动^[8]。该方法能够解

收稿日期: 2011-07-13; 收到修改稿日期: 2011-08-09

基金项目: 中国科学院知识创新工程重要方向项目(KGCX2-Y11-920)资助课题。

作者简介: 何 益(1984—),男,博士研究生,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: jemy@mail.ustc.edu.cn

导师简介: 张雨东(1964—),男,研究员,博士生导师,主要从事自适应光学和生物光学等方面的研究。

E-mail: ydzhang@ioe.ac.cn

* 通信联系人。E-mail: guohua_shi@yahoo.com.cn

决帧间抖动问题,但由于成像帧频并未提高,帧内抖动问题仍无法克服,同时由于系统添加新的跟踪模块,系统复杂度和控制难度大为增加。事后图像处理运用图像处理算法对成像结果进行配准,从而消除抖动的影响^[9]。该方法需选取成像结果较好的参考帧图像,然后对序列图像进行配准处理,无法消除帧内抖动,同时也容易造成图像边沿信息的丢失。

上述的两类消视网膜抖动方法均无法消除帧内抖动,因此,解决帧内抖动问题的重要途径是提高成像速度。本文提出一种高速线扫描^[10,11]的共焦检眼镜系统,用线扫描代替点扫描的共焦成像方法,系统结构简单,一维扫描精度高,成像速度大大提高,使得视网膜成像的帧内、帧间抖动大为减少,使得对视网膜抖动完全校正成为可能。

2 高速线扫描共焦检眼镜原理与结构

图 1 为高速线扫描共焦检眼镜结构图,激光光源($\lambda_0=670\text{ nm}$, $\Delta\lambda=10\text{ nm}$, $P=10\text{ mW}$)发出的发散光束经透镜组准直扩束为平行光束,然后经过柱面透镜 1($f=100\text{ mm}$)变换为线光束,线光束经一片扫描振镜(Cambridge 公司,6230H 系列)扫描后,再经照明物镜组(两片 $f=60\text{ mm}$ 的双胶合透镜组成标准 $4f$ 透镜组)聚焦照明眼底视网膜。从眼底视网膜反射回的线光束从瞳孔出射,依次经过照明物镜组和扫描振镜,被分束镜反射后进入成像光路,

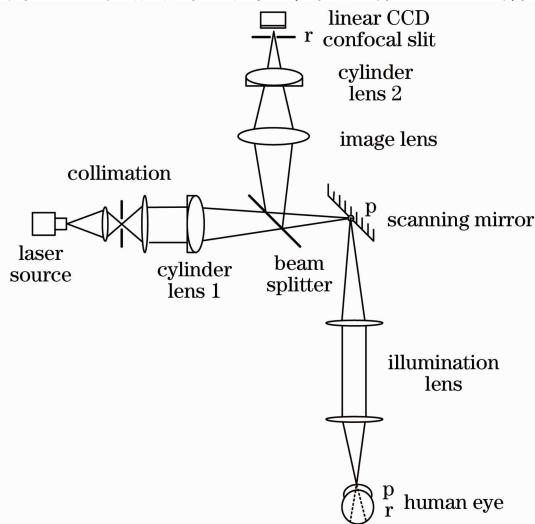


图 1 高速线扫描共焦检眼镜示意图(p:瞳孔共轭面, r:视网膜共轭面)

Fig. 1 Schematic of high-speed line scanning confocal laser ophthalmoscope (p: pupil conjugate plane, r: retina conjugate plane)

光束被成像物镜($f=150\text{ mm}$ 的双凸透镜)和柱面透镜 2($f=100\text{ mm}$)聚焦为线状,穿过共焦狭缝到达线阵 CCD 成像。采用 AViiVA 公司的 M2 CL 1014 线阵 CCD,其行像素数为 1024 单元,单个像素大小为 $14\text{ }\mu\text{m}$,线频为 58 kHz 。

在这个系统中,共焦狭缝紧贴于线阵 CCD 面板前,对于非眼底视网膜平面的反射光束将被狭缝阻拦而到达不了线阵 CCD,只有视网膜平面的成像光束才能成功通过狭缝,保证了高分辨率的共焦成像。系统还存在两组互相共轭的平面,一组是人眼视网膜和线阵 CCD 面板;另一组是人眼瞳孔和扫描振镜,严格保证这两组平面共轭,从而得到好的成像质量。

为了最大地利用眼底反射光保证成像质量,分束镜的反射/透射比为 95/5,激光光源的出射光强为 10 mW ,到达人眼角膜处的光强小于 0.5 mW ,小于国标 GB7427.1-2001 规定的激光产品人眼照射的最大允许曝光量。

系统的放大倍率 M 由成像物镜决定:

$$M = f_{\text{image}}/f_{\text{eye}} = 150/22 \approx 7, \quad (1)$$

式中 f_{image} 为成像物镜焦距, f_{eye} 为人眼焦距。从眼底视网膜反射回的成像光束经成像物镜聚焦后匹配到线阵 CCD 的探测光敏面尺寸,从而得到最佳的成像质量。

3 系统电控

高速线扫描共焦检眼镜除了上述的光学结构之外,还需设计扫描振镜和线阵 CCD 的电控系统。图 2 为系统电控原理图,系统采用美国国家仪器公司的函数控制发生卡(NI PCI-6221)驱动扫描振镜,以及图像采集卡(NI PCI-5122)采集图像。函数控制发生卡产生控制信号驱动扫描振镜,同步地产生图像采集信号,控制图像采集卡对视网膜图像的采集。

图 3 为系统电控信号的处理时序图。函数控制发生卡输出锯齿波驱动振镜扫描,周期 $T=9\text{ ms}$,正程、回程比为 9,信号幅值则由扫描角度决定。同步图像采集信号上升沿触发图像采集卡采集图像,场脉宽为扫描信号上升沿的 90%,控制采集的图像大小。

由上述的处理时序可知,对应于本文线阵 CCD,其线频为 58 kHz ,每幅图像采集 512 条线,则成像帧频 N 为

$$N = 58000/512 \times 90\% \approx 110. \quad (2)$$

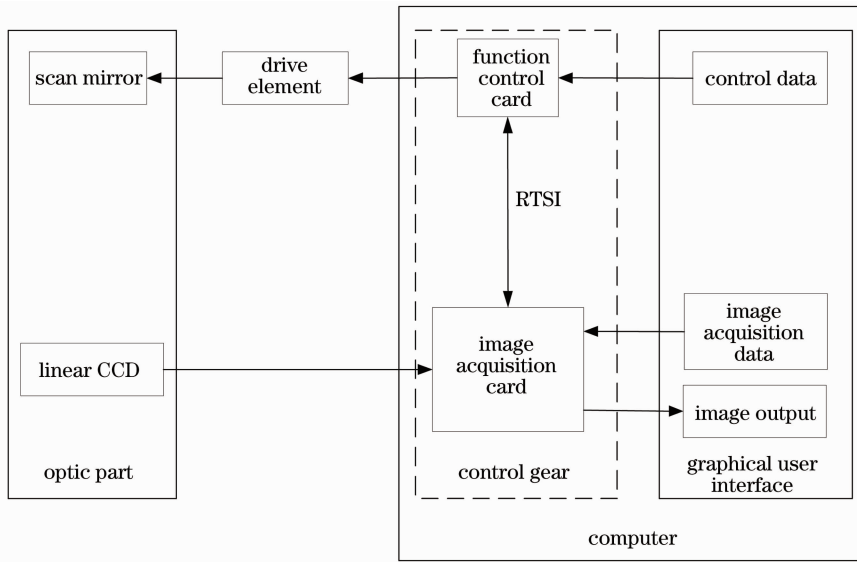


图 2 基于线扫描的共焦检眼镜控制原理图

Fig. 2 Control principle of LSO based on line scanning

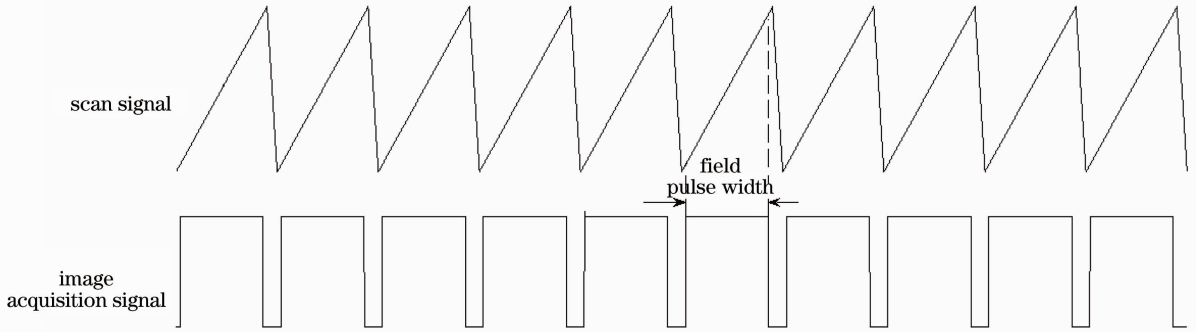


图 3 系统电控信号处理时序图

Fig. 3 Sequence chart of system electric control signal

4 实 验

4.1 视场标定

图 4 和表 1 是利用模拟人眼作为实验样品时，扫描视场角与成像范围的对应关系图以及对应参数表。从图中的三角关系，可知：

$$\tan(\theta/2) = (x/2)/f. \quad (3)$$

根据(3)式可以建立如表 1 所示的精确理论对

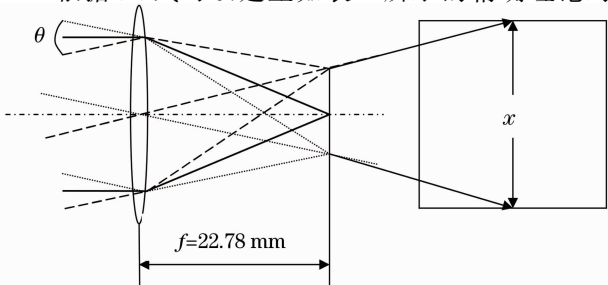


图 4 扫描与成像系统示意图

Fig. 4 Schematic of scanning and imaging system

应关系。

表 1 扫描视场角与成像范围对照表

Table 1 Relation between scanning view-field angle and imaging range

$\theta / (^{\circ})$	$x / \mu\text{m}$
0.5	199
1	398
1.5	596
2	795
2.5	994
3	1193
5	1990

4.2 模拟人眼

根据人眼的特性参数，采用 $f=22.785 \text{ mm}$ 的单透镜与毛玻璃构成模拟人眼^[12]，单透镜相当于人眼光学系统，其入瞳直径为 2 mm ，毛玻璃相当于视网膜散射体。为了便于观测，以毛玻璃为基底专门制作了鉴别率板。鉴别率板的设计图如图 5 所

示,从内到外的五个矩形框分别代表着 1° , 1.5° , 2° , 3° 和 5° 成像视场;利用化学腐蚀的方法将水平和垂直方向各两组鉴别率靶条加工到中心 1° 视场内,靶条上的数字代表着靶条的线宽。

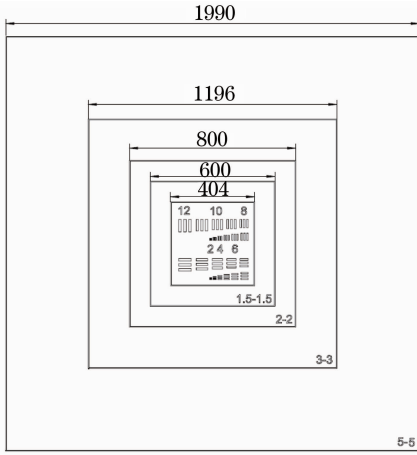


图 5 鉴别率板的原理设计图

Fig. 5 Principle design of resolution test pattern

4.3 成像实验

图 6 为搭建的高速线扫描共焦检眼镜系统,总光路长约 60 cm,整个系统尺寸约为 $20\text{ cm} \times 30\text{ cm}$,系统体积小,结构紧凑。

图 7 为对模拟人眼的成像结果,能清晰的看见 5° 视场的刻线框,图中可以清楚的看到 $10\text{ }\mu\text{m}$ 线宽的靶条,因此可以认为该系统的分辨率可以达到 $10\text{ }\mu\text{m}$ 的横向分辨率。

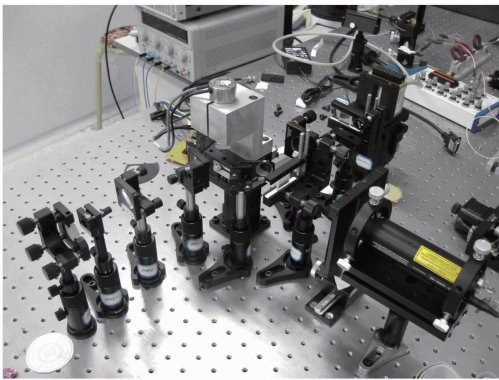


图 6 模拟实验平台

Fig. 6 Modeled experimental platform

5 结 论

本文提出了一种高速线扫描共焦检眼镜,通过采用柱面透镜将平行光束变换为一维线光束,同时采用一片扫描振镜扫描线光束照明眼底视网膜,探测端利用线阵 CCD 对视网膜的反射光束成像,大大提高了视网膜成像速度,同时保证系统的共焦排列,

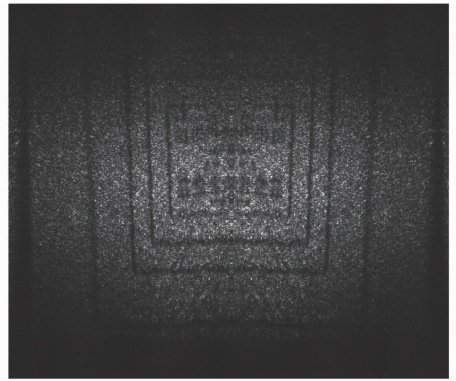


图 7 模拟人眼实验结果

Fig. 7 Experimental result of modeled human eye

只有视网膜平面的反射光束才能通过狭缝到达线阵 CCD 成像,其他杂散光均被狭缝阻拦,实现了共焦成像的高分辨率。建立了眼检用线扫描共焦实验系统,能够进行快速扫描得到高分辨率、高帧频成像结果,并且成功的获得了清晰的模拟人眼实验结果。系统光学放大率为 7 倍,横向分辨率小于 $10\text{ }\mu\text{m}$,对于 58 kHz 线频的 $1024\text{ pixel} \times 512\text{ pixel}$ 成像模式,成像帧频高达 110 frame/s 。从初步的试验结果来看,整个系统是可行的,为下一步探测视网膜抖动,以及视网膜抖动校正提供了良好的平台。

参 考 文 献

- 1 A. Rooda, D. R. Williams. The arrangement of the three classes in the living human eye [J]. *Nature*, 1999, **397**: 520~522
- 2 Ding Shenghui, Li Qi, Yao Rui *et al.*. Preliminary study on THz confocal imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(s1): s100402
丁胜晖,李琦,姚睿等.太赫兹共焦成像的初步研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(s1): s100402
- 3 A. Roorda, F. Romero-Borja, W. J. Donnelly III *et al.*. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy [J]. *Opt. Express*, 2002, **10**(9): 405~412
- 4 Ling Ning, Zhang Yudong, Rao Xuejun *et al.*. A small table-top 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
- 5 S. B. Stevenson, A. Roorda. Correcting for miniature eye movements in high resolution scanning laser ophthalmoscopy[C]. *SPIE*, 2005, **5688**: 1605~7422
- 6 Curtis R. Vogel, David W. Arathorn, Austin Roorda *et al.*. Retinal motion estimation in adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(2): 487~497
- 7 C. H. G. Wright, R. D. Ferguson, H. G. Ryland III *et al.*. Hydro approach to retinal tracking and laser aiming for photocoagulation[J]. *J. Biomed. Opt.*, 1997, **2**(2): 195~203
- 8 Daniel X. Hammer, R. Danel, Ferguson, J. C. Magill *et al.*. Compact scanning laser ophthalmoscope with high-speed retinal tracker[J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(22): 4621~4632
- 9 C. Vogel, D. Arathorn, A. Parker *et al.*. Retinal motion tracking in adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[C]. OSA, Signal Recovery and Synthesis Topical Meeting, 2005, paper JTUCZ

- 10 Mircea Mujat, R. Daniel Ferguson, Nicusor Iftimia *et al.*. Compact adaptive optics line scanning ophthalmoscope[J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(12): 10242~10258
- 11 Zhu Yanwu, Xie Pinhua, Dou Ke *et al.*. Study on scanning differential optical absorption spectroscopy for monitoring vertical profiles of atmospheric pollutant[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(2): 297~302
- 朱燕舞, 谢品华, 窦 科等. 大气污染物垂直廓线扫描差分吸收光谱方法研究[J]. *光学学报*, 2009, **29**(2): 297~302
- 12 Lu Jing. Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscopy Technology and Retina Imaging Research[D]. Graduate School of Chinese Academy of Sciences, 2011
- 卢 婧. 基于自适应光学的共焦扫描技术及其眼底成像研究[D]. 中国科学院研究生院, 2011

栏目编辑: 韩 峰