

激光扫描超广角共聚焦眼底成像

刘星宇^{1,2}, 肖昀^{2,5}, 季林^{1,2}, 刘玉龙³, 魏通达^{2,4}, 张运海^{1,2*}¹中国科学技术大学生物医学工程学院(苏州)生命科学与医学部, 安徽 合肥 230026;²中国科学院苏州生物医学工程技术研究所江苏省医用光学重点实验室, 江苏 苏州 215163;³苏州大学附属第二医院, 江苏 苏州 215004;⁴济南国科医工科技发展有限公司, 山东 济南 250102;⁵沈阳国科医工科技发展有限公司, 辽宁 沈阳 110167

摘要 为了对眼底周边部区域进行成像检查,研究了激光扫描眼底成像技术。搭建了激光扫描超广角共聚焦眼底成像系统,进行了系统总体光路设计,以及超广角、高分辨双模式成像的参数设计。对探测成像部分进行了Zemax设计与像质评价,依据参数进行了元器件的选型并搭建了实验系统,利用面阵相机像素边界得到了虚拟共聚焦狭缝,实现了眼底线扫描双模式共聚焦成像。最后对系统的实际视场角、分辨率、成像效果进行了评估。经实际测量,所设计系统在超广角模式下成像单幅眼底图的视场角可达到 136.3° ,高分辨模式下的成像分辨率为 $8.5\ \mu\text{m}$ 。所提出的激光扫描眼底成像方法可以有效地实现眼底超广角成像,为相关仪器的研制提供了参考。

关键词 生物光学; 激光扫描; 超广角; 共聚焦眼底成像; 虚拟狭缝

中图分类号 TH786

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL230943

1 引言

在所有致盲性眼病中,眼底病是不可逆视力丧失的主要原因。目前常见的眼底疾病有糖尿病视网膜病变、视网膜脱离、视网膜静脉阻塞等,对视力的影响非常大,严重者甚至会失明^[1]。眼底病发病率较高,许多眼底病始于周边部区域,当病变未累及黄斑区时,患者由于自身视力未受到明显影响且未出现各种症状,容易忽略早期病变,当对患者进行检查时,普通眼底成像设备由于成像视野小而无法观察到眼底周边区域,当病变累及眼底中央黄斑区时,治疗难度大大增加,预后也较差。因此早期检查对眼底病的预防和治疗非常重要,发展对眼底周边部位视网膜等进行成像检查的仪器具有重要意义。

传统的眼底照相视野只有 $30^\circ\sim 50^\circ$ ^[2],即便使用眼底多区域图像进行拼接,也只能稍微扩大眼底成像区域^[3],成像聚焦在后极部,对眼底中周部及远周部的视网膜无法成像。Lotmar^[4]首次配置了可移动的固视灯以引导眼底不同区域的拍摄成像,使用19张不同视角的眼底图片进行拼接,可获得 96° 眼底图像。但该方法存在眼底拍照需散瞳、对患者要求高、图像分辨率欠佳等局限性,在临床实践中无法推广。Pomerantzeff等^[5]

报道了角膜接触式超广角检眼镜,眼底成像范围大幅增大,可达 148° 。

激光扫描检眼镜(SLO)有力地推动了眼底成像检查技术的发展。相较于常规眼底照相,激光扫描共聚焦眼底成像具有成像清晰度高、对比度高的优势,可以实现小瞳孔病人免散瞳眼底成像,能够实时动态观察眼底图像变化。基于激光扫描共聚焦成像的超广角眼底成像是当前眼底成像的重要发展方向。

2003年,Shields等^[6]结合文献[5]的设计理念,设计了一种可在小瞳孔下成像的 100° 非角膜接触式眼底成像设备,提出了非接触式小瞳孔成像的新思路。Friberg Thomas等^[7]在此基础上设计了一种免散瞳非接触式激光扫描检眼镜(UWFSLO),将眼底成像范围扩大至 200° 。

实现眼底激光扫描共聚焦成像主要有两种方式,一种是采用点扫描对样本进行成像,另一种是采用线扫描对样本进行成像。由于点扫描共聚焦成像的图像综合分辨率较高,目前大部分的商用超广角眼底成像系统均使用点扫描共聚焦成像技术,但该成像技术采用双振镜(慢轴为检流计振镜,快轴为共振振镜)实现二维扫描,其控制系统复杂^[8],且共振振镜价格昂贵,此外单个像素光束停留的时间较短,成像信号弱。线

收稿日期: 2023-06-21; 修回日期: 2023-08-29; 录用日期: 2023-09-04; 网络首发日期: 2023-09-15

基金项目: 山东省自然科学基金(ZR2020QF103)、苏州市临床重点病种诊疗技术专项(LCZX202105)、核医科技创新计划(ZHYLZD2021001)、中国宝原科研基金(270001)

通信作者: *zhangyh@sibet.ac.cn

扫描共聚焦成像系统虽然只在一维方向上实现共聚焦成像,图像分辨率比点扫描略低,但系统不需要共振透镜,结构相对简单,其单个像素光束停留时间长,成像信号强。目前相关研究中线扫描共聚焦眼底成像只能实现小角度眼底成像。

为了实现线扫描共聚焦下的超广角成像,本文采用鲍威尔棱镜结合柱面透镜的方式生成超长超细激光光束,利用面阵相机像素边界得到虚拟共聚焦狭缝,设计并搭建了一个大视场线扫描共聚焦成像系统,实现了眼底激光扫描超广角和高分辨双模式共聚焦成像,其中超广角模式下成像单幅眼底图的视场角可达到 136.3° ,高分辨模式下成像分辨率为 $8.5\ \mu\text{m}$ 。

2 原理与设计

2.1 基本原理

共聚焦成像技术^[9]与普通宽场照明不同,其采用点光源在物面处形成点状照明区域,该点状照明区域通过成像系统成像聚焦在针孔处,有效抑制了非焦点处的杂散光进入探测器,成像清晰度好,对比度高。

线扫描共聚焦成像是共聚焦成像的一种实现形式,Sheppard等^[10-12]发展了基于线扫描的激光共聚焦显微镜,采用会聚的一维聚焦光束^[13]进行扫描成像,代替了二维激光点扫描成像,共轭针孔变为共轭狭缝^[14],由此简化了系统设计,提高了扫描速度^[15],有助于开展活体实时成像的研究。

利用激光扫描共聚焦成像技术可对眼底进行检查,在这种情况下,光源出射的光束经照明系统变换为线光束,到达眼底视网膜形成线光束照明^[16],眼底反射和散射的信号光进入成像光学系统后被探测器收集成像。

眼底成像的视场角有两种表示方法,一种采用瞳孔中心度量视场角(瞳孔处视场角为 θ_v),另一种采用眼底视网膜球心度量视场角(眼内视场角为 θ_e),对应关系^[17]为

$$\theta_e = \theta_v + 2 \times \arcsin \left[0.51 \times \sin \left(\frac{\theta_v}{2} \right) \right]. \quad (1)$$

超广角成像是以人眼视网膜中央凹为中心,对包括涡静脉壶腹的视网膜区域进行成像,对应的成像视场角 θ_e 为 $110^\circ \sim 220^\circ$,该角度常称为眼内视场角。

2.2 系统设计

本文利用鲍威尔棱镜和柱面透镜组合,将点光源出射的准直光束变换成一维的超长超细均匀线光束,采用振镜进行一维扫描,实现眼底超广角区域照明。

本文设计的激光扫描超广角共聚焦眼底成像系统由照明光路和探测光路两部分组成,如图1所示,其中照明光路包含520 nm激光器、半波片(HWP)、鲍威尔棱镜(B_0)、柱面透镜(CL,焦距为 f_{CL})、偏振分束器(PBS)棱镜(M_2)、照明透镜(L_4 ,焦距为 f_4)、振镜(M_1)、

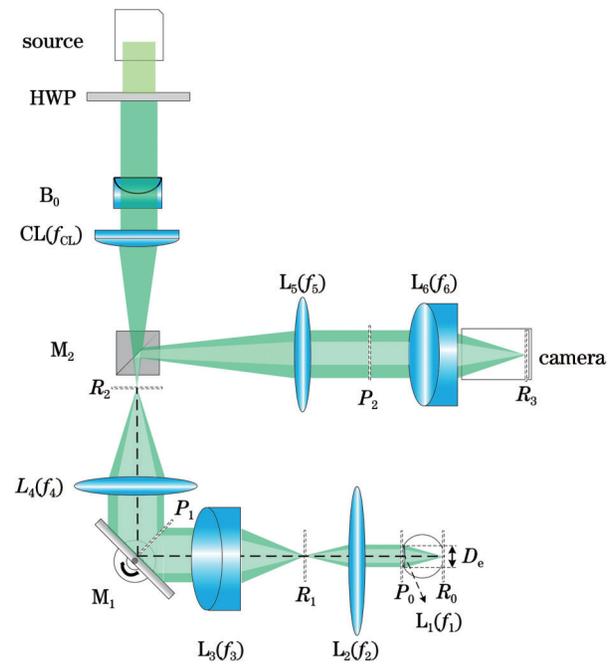


图1 系统光学原理图

Fig. 1 Optical diagram of system

扫描透镜(L_3 ,焦距为 f_3)和接目物镜(L_2 ,焦距为 f_2),探测光路包含接目物镜 L_2 、扫描透镜 L_3 、振镜 M_1 、PBS棱镜 M_2 、成像物镜(L_5 和 L_6 ,焦距分别为 f_5 和 f_6)及面阵相机, R_0 、 R_1 、 R_2 、 R_3 为视网膜共轭面, P_0 、 P_1 、 P_2 为瞳孔共轭面, L_1 为人眼等效透镜,其焦距为 f_1 , D_e 为入瞳光束直径。

眼底视网膜中的血管对绿光波段敏感,吸收强,采用绿光照射,眼底图对比度高、清晰度好。德国Heidelberg公司的激光共聚焦眼底成像产品被广泛使用,主要采用位于绿光波段的520 nm激光,鉴于此本系统选择520 nm波长的激光作为照明光源。

在本系统中,PBS棱镜 M_2 (透射P光,反射S光)结合半波片HWP可消除透镜表面和角膜反射带来的杂散光(杂散光成分为P光,经PBS棱镜 M_2 透射,未进入探测器,眼底信号包含的S光经PBS棱镜 M_2 反射进入探测器),扫描透镜 L_3 为F-theta镜,实现光束扫描角度和像高之间的线性变换。面阵相机利用像素边界设置虚拟狭缝以实现共聚焦效应,在成像实验中可灵活采用不同行数的像素来实现狭缝宽度的变换,在成像系统定型时需将面阵相机替换为线阵相机。

系统工作时,激光器输出520 nm激光,经过鲍威尔棱镜 B_0 和柱面透镜CL后生成线状激光束,经PBS棱镜 M_2 透射,再经过照明透镜 L_4 入射到一维扫描振镜 M_1 上,激光束随振镜 M_1 的摆动进行扫描,通过扫描透镜 L_3 后在主像面 R_1 处会聚形成线光束,再经过接目物镜 L_2 入射到眼底。眼底反射或散射的信号光原路返回至PBS棱镜 M_2 ,进而被其反射进入成像物镜 L_5 、 L_6 ,再被面阵相机接收。

在成像系统中,柱面透镜CL出射的线状光束的

聚焦位置 R_2 、扫描透镜 L_3 的焦面位置 R_1 (主像面)、眼底视网膜和相机靶面 R_3 处于成像共轭位置;人眼瞳孔 P_0 、振镜 P_1 和 P_2 位置处于成像共轭位置。

系统设计考虑了不同情况下人眼的屈光补偿。针对人眼近视、远视情况,可以通过调节接目物镜和扫描透镜的相对位置对屈光度进行补偿,获得清晰眼底图像;针对散光情况,可以通过在接目物镜后加入不同焦距的柱面透镜对散光进行补偿,获得清晰眼底图像。

2.2.1 探测光路设计

本系统可实现超广角模式和高分辨模式两种成像模式。扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 、成像物镜 L_5 、成像物镜 L_6 在两种模式下的焦距保持不变,根据系统结构尺寸初步给定焦距为 $f_3=70\text{ mm}$, f_4, f_5, f_6 为 50 mm 。接目物镜 L_2 在两种成像模式下进行切换,超广角成像模式下焦距 $f_2=9\text{ mm}$,高分辨成像模式下焦距 $f_2=21\text{ mm}$ 。

如图 2 所示,在计算系统各透镜的视场角时,假定照明光束在眼底 R_0 处形成半长度为 h_1 的线光束,经人眼等效透镜 L_1 、接目物镜 L_2 在主像面 R_1 处再次会聚成线光束,半长度为 h_2 。经过扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 后到达视网膜二级共轭面 R_2 处,此时信号光半长度为 h_3 ,再经过成像物镜 L_5 、 L_6 后到达相机靶面 R_3 处,此时信号光半长度为 h_4 。

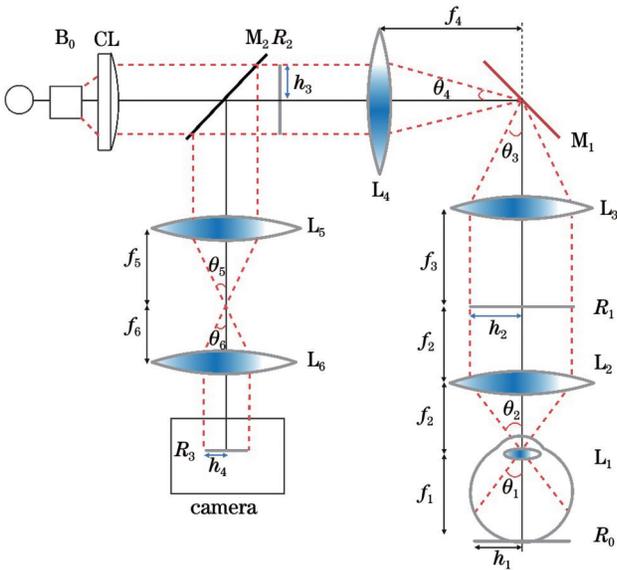


图 2 视场角计算图

Fig. 2 Calculation diagram of field of view

如图 3 所示,在计算系统中各透镜的光瞳直径时,假定照明光束在眼底 R_0 处形成宽度为 d_1 的线光束,该线光束被视网膜反射后,经过人眼等效透镜 L_1 后在瞳孔处出射,光束直径为 D_{det1} 。经过接目物镜 L_2 、扫描透镜 L_3 后,振镜前光束直径为 D_{det2} 。经照明透镜 L_4 到达视网膜二级共轭面 R_2 后,穿过成像物镜 L_5 、 L_6 到达相机靶面 R_3 处,其中两成像物镜间的光束直径为 D_{det3} 。 R_0, R_1, R_2, R_3 各级共轭面信号光宽度分别为 d_1, d_2, d_3, d_4 。

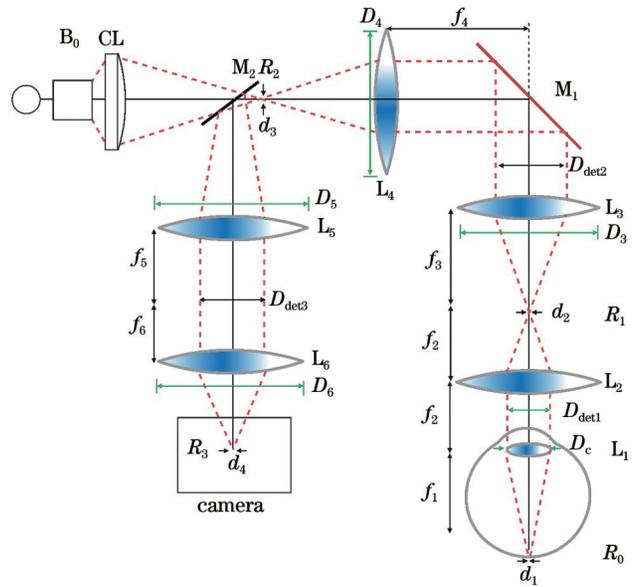


图 3 口径计算图

Fig. 3 Calculation diagram of aperture

2.2.1.1 超广角成像模式

在超广角成像模式下,系统设计指标为眼内视场角为 132° (对应瞳孔处入射角为 90°),眼底分辨率为 $20\ \mu\text{m}$ 。在超广角成像模式下,接目物镜 L_2 的焦距 $f_2=9\text{ mm}$ 。

系统中各透镜半视场角 θ 计算公式为

$$\theta = \arctan\left(\frac{h}{f}\right), \quad (2)$$

式中: h 为该透镜前眼底共轭面处线光束的半长; f 为所计算透镜的焦距。

根据超广角成像需要,实验系统设计瞳孔处入射角度为 90° ,瞳孔处入射半角 $\theta_1=45^\circ$,所以接目物镜 L_2 半视场角 $\theta_2=\theta_1=45^\circ$ 。

各共轭处眼底信号光半长度的计算过程如下。

眼底共轭面 R_1 处的线光束半长度 h_2 为

$$h_2 = f_2 \times \tan(\theta_2). \quad (3)$$

共轭面 R_2, R_3 处线光束半长度 h_3, h_4 分布为

$$h_3 = h_2 \times \frac{f_4}{f_3}, \quad (4)$$

$$h_4 = h_3 \times \frac{f_6}{f_5}. \quad (5)$$

由式(3)计算可得 $h_2=9.0\text{ mm}$ 。由式(4)和式(5)可得 $h_3=6.4\text{ mm}$, $h_4=6.4\text{ mm}$ 。将计算结果代入式(2)可得扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 及成像物镜 L_5, L_6 对应的半视场角分别为 $\theta_3=7.3^\circ, \theta_4=7.3^\circ, \theta_5=7.3^\circ, \theta_6=7.3^\circ$ 。

超广角成像模式下系统设计眼底分辨率为 $20\ \mu\text{m}$,由瑞利判据和透镜数值孔径公式可得

$$r = \frac{1.22 \times \lambda \times f_1}{D_e}, \quad (6)$$

式中: r 为艾里斑半径, $r=20\ \mu\text{m}$; λ 为入射激光波长,

$\lambda=0.5 \mu\text{m}$; $f_1=16.7 \text{ mm}$ 。代入上述参数计算可得 $D_e=0.5 \text{ mm}$ 。进入接目物镜 L_2 前的光束直径 $D_{\text{det}1}=D_e=0.5 \text{ mm}$ 。根据物像关系, $D_{\text{det}2}$ 、 $D_{\text{det}3}$ 计算公式为

$$D_{\text{det}2}=D_{\text{det}1} \times \frac{f_3}{f_2}, \quad (7)$$

$$D_{\text{det}3}=D_{\text{det}2} \times \frac{f_5}{f_4}. \quad (8)$$

在超广角成像模式下, 接目物镜 L_2 的焦距 $f_2=9 \text{ mm}$ 。扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 、成像物镜 L_5 、成像物镜 L_6 的焦距分别为 $f_3=70 \text{ mm}$ 、 $f_4=50 \text{ mm}$ 、 $f_5=50 \text{ mm}$ 、 $f_6=50 \text{ mm}$ 。将 $D_{\text{det}1}$ 代入式 (7) 和式 (8) 可得 $D_{\text{det}2}=3.9 \text{ mm}$ 、 $D_{\text{det}3}=3.9 \text{ mm}$ 。

系统眼底分辨率为 $20 \mu\text{m}$, 即 $d_1=20 \mu\text{m}$, 由图 3 对应成像关系可得

$$d_2=d_1 \times \frac{f_2}{f_1}, \quad (9)$$

$$d_3=d_1 \times \frac{f_2}{f_1} \times \frac{f_4}{f_3}, \quad (10)$$

$$d_4=d_1 \times \frac{f_2}{f_1} \times \frac{f_4}{f_3} \times \frac{f_6}{f_5}. \quad (11)$$

代入对应焦距后得到 $d_2=10.8 \mu\text{m}$ 、 $d_3=7.7 \mu\text{m}$ 、 $d_4=7.7 \mu\text{m}$ 。

入射到透镜表面的光束通光口径存在几何关系:

$$D_i \approx 2 \times f_i \times \tan(\theta_i) + D_{\text{det}j}, \quad (12)$$

式中: i 为透镜序号, 取 3~6; j 为光瞳直径序号, 取 2、3。透镜 L_3 、 L_4 、 L_5 、 L_6 的焦距、半视场角和光瞳直径均已知, 代入计算得 $D_3=21.8 \text{ mm}$ 、 $D_4=16.7 \text{ mm}$ 、 $D_5=16.7 \text{ mm}$ 、 $D_6=16.7 \text{ mm}$ 。

2.2.1.2 高分辨成像模式

在两种成像模式下, 照明系统不变, 在主像面上生成的照明线光束保持不变, 其长度为 18 mm 、宽度为 $10.8 \mu\text{m}$ 。高分辨模式下瞳孔处入射角度为 45° , 根据

几何关系确定接目物镜焦距为 21 mm , 等效人眼透镜焦距为 16.7 mm , 结合物像关系可得眼底分辨率的理论计算值为 $8.5 \mu\text{m}$, 所以高分辨成像模式下系统眼底分辨率设计值定为 $8.5 \mu\text{m}$ 。

在高分辨成像模式下, 接目物镜 L_2 的焦距 $f_2=21 \text{ mm}$, 其他透镜焦距不变。结合式 (3)~(5) 得 R_1 、 R_2 、 R_3 处线光束半长 h_2 、 h_3 、 h_4 为 8.7 、 6.2 、 6.2 mm 。

代入式 (2) 可得到扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 及成像物镜 L_5 、 L_6 对应的半视场角分别为 $\theta_3=7.1^\circ$ 、 $\theta_4=7.1^\circ$ 、 $\theta_5=7.1^\circ$ 、 $\theta_6=7.1^\circ$ 。

高分辨成像模式下系统设计眼底分辨率为 $8.5 \mu\text{m}$, 入射激光波长 $\lambda=0.5 \mu\text{m}$, 人眼焦距 $f_1=16.7 \text{ mm}$, 结合式 (6) 可得到 $D_e=1.2 \text{ mm}$ 、 $D_{\text{det}1}=D_e=1.2 \text{ mm}$, 代入式 (7) 和式 (8) 可得 $D_{\text{det}2}=4.0 \text{ mm}$ 、 $D_{\text{det}3}=4.0 \text{ mm}$ 。

已知眼底分辨率为 $8.5 \mu\text{m}$, 那么 $d_1=8.5 \mu\text{m}$, 结合式 (9)~(11) 可得 R_1 、 R_2 、 R_3 各级共轭面线光束宽度分别为 $d_2=10.7 \mu\text{m}$ 、 $d_3=7.6 \mu\text{m}$ 、 $d_4=7.6 \mu\text{m}$ 。

结合式 (12) 可得扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 及成像物镜 L_5 、 L_6 对应的光束通光口径分别为 $D_3=21.4 \text{ mm}$ 、 $D_4=16.5 \text{ mm}$ 、 $D_5=16.5 \text{ mm}$ 、 $D_6=16.5 \text{ mm}$ 。

2.2.2 照明光路参数设计

在两种成像模式下, 照明系统不变, 各共轭面处照明线光束的长度、宽度保持不变, 故 R_2 处线光束半长度 h_3 取最大值 6.4 mm , R_2 处线光束宽度 d_3 取最大值 $7.7 \mu\text{m}$ 。

本系统采用鲍威尔棱镜结合柱面透镜的方式生成线光束, 工作原理如图 4 所示, 平行入射的激光经过鲍威尔棱镜 B_0 后沿着 Y 轴展开成直径为 D_0 的均匀线状激光束, 进入柱面透镜前 X 轴方向的线光束宽度不变, 再经过柱面透镜后沿着 Z 轴方向会聚成更细的线光束。其中柱面透镜的焦距 f_{CL} 决定线光束的宽度 d_3 , 鲍威尔棱镜的发散角 $2\theta'_0$ 决定线光束的长度 h_3 。

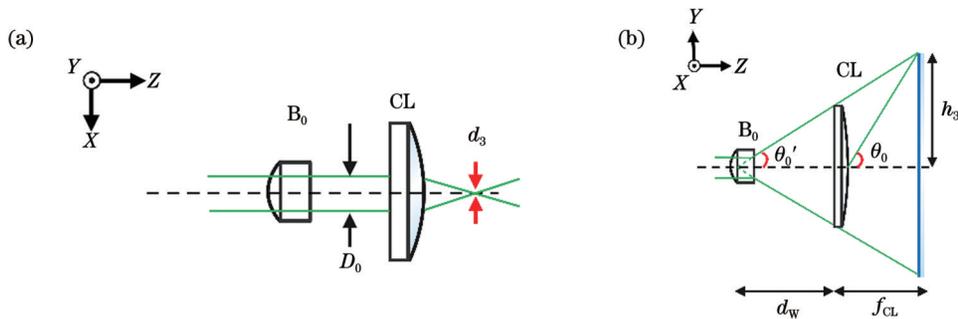


图 4 计算原理图。(a)俯视图;(b)侧视图

Fig. 4 Computation diagrams. (a) Top view; (b) side view

如图 4(a) 所示, 柱面透镜的焦距 f_{CL} 由 R_2 处会聚的线光束宽度 d_3 决定, 根据瑞利判据和数值孔径相关公式可得

$$f_{\text{CL}} = \frac{d_3 \times D_0}{1.22 \times \lambda}, \quad (13)$$

式中: $D_0=4 \text{ mm}$; 入射激光波长 $\lambda=0.5 \mu\text{m}$; $d_3=7.7 \mu\text{m}$ 。代入参数可得 $f_{\text{CL}}=50.5 \text{ mm}$ 。

在理想情况下, 鲍威尔棱镜距离柱面透镜越近, 光能量利用越充分。若紧贴放置在柱面透镜前表面, 结合图 4(b), 则有

$$\tan(\theta_0) = \frac{h_3}{f_{CL}}, \quad (14)$$

式中: $h_3=6.4$ mm; $f_{CL}=50.5$ mm。代入参数可得 $\theta_0=7.2^\circ$, 为避免光能量的浪费, 线光束长度须与设计值 $2h_3$ 一致, 对应的鲍威尔棱镜的发散半角 θ'_0 应小于 θ_0 , 即发散角应小于 14.4° 。结合市面上可选的规格类型, 系统选定 10° 鲍威尔棱镜, 其对应发散半角 $\theta'_0=5^\circ$ 。

为了生成满足系统要求的线光束长度, 鲍威尔棱镜 B_0 与柱面透镜 CL 存在间距 d_w , 结合图 4(b) 可得

$$d_w = \frac{h_3}{\tan(\theta'_0)} - f_{CL}, \quad (15)$$

式中: $h_3=6.4$ mm; $f_{CL}=50.5$ mm; $\theta'_0=5^\circ$ 。代入参数可得 $d_w=22.7$ mm。

2.3 设计参数结果

综上所述, 在超广角成像模式下, 相机靶面处线光束全长 12.8 mm, 宽度为 $7.7 \mu\text{m}$, 在高分辨成像模式下, 相机靶面处信号光全长 12.4 mm, 宽度为 $7.6 \mu\text{m}$ 。

表 1 给出了各透镜具体设计参数。

表 1 各透镜设计参数

Table 1 Designed parameters of each lens

Lens	Field of view (ultra-wide angle/high resolution)	Focal length /mm	Clear aperture (ultra-wide angle/high resolution)
Scanning lens (L_3)	$14.6^\circ/14.2^\circ$	70 mm	21.8 mm/21.4 mm
Illuminated lens (L_4)	$14.6^\circ/14.2^\circ$	50 mm	16.7 mm/16.5 mm
Imaging objective lens (L_5)	$14.6^\circ/14.2^\circ$	50 mm	16.7 mm/16.5 mm
Imaging objective lens (L_6)	$14.6^\circ/14.2^\circ$	50 mm	16.7 mm/16.5 mm

为了保证系统能实现双模式成像, 扫描透镜 L_3 、照明透镜 L_4 及成像物镜 L_5 、 L_6 的通气口径应当取两种成像模式的最大值, 对应视场角也应按最大视场角选取。

振镜 M_1 在光路中与光束成 45° 角放置, 所以 M_1 口径应大于 $\sqrt{2}D_{\text{det}2}$ 。超广角模式下 $D_{\text{det}2}=3.9$ mm, 高分辨模式下 $D_{\text{det}2}=4.0$ mm, 取最大值, 即 M_1 口径大于 5.7 mm。

超广角成像模式下振镜光学扫描半角 $\theta_3=7.3^\circ$, 高

分辨成像模式下 $\theta_3=7.1^\circ$, 取其中最大值, 即 7.3° 。

2.4 探测光路 Zemax 设计及像质分析

本文设计的眼底成像系统可实现超广角、高分辨两种成像模式, 两种成像模式下除接目物镜之外其他镜头相同。基于上述光学镜头参数, 采用 Zemax 软件对超广角成像模式下的探测光路进行了设计仿真, 探测光路中接目物镜采用焦距为 9 mm 的理想透镜(在下文的实验中该镜头暂采用商品化镜头)。探测光路设计结果如图 5 所示。

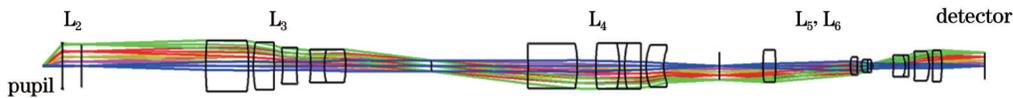


图 5 探测光路 Zemax 设计图

Fig. 5 Zemax design drawing of detection optical path

超广角成像模式下瞳孔处最大视场角为 90° (半视场角为 45°), 采用 Zemax 软件对 0° 、 11.25° 、 22.5° 、 33.75° 、 45° 半视场角下成像的点扩散函数进行计算, 结果如图 6(a) 所示, 其中黑色圆圈代表衍射极限, 各视场角下的点扩散函数均接近衍射极限。各视场角下的光学传递函数(OTF)如图 6(b) 所示, 其中黑色实线代表衍射极限, 除 45° 边缘视场外, 各视场的光学传递函数均接近衍射极限, 边缘视场的光学传递函数略低于衍射极限, 在眼底成像中是允许的。

在探测光路中, 从视网膜到探测器光学放大因子为 0.34, 超广角成像模式下视网膜处的成像分辨率设计值为 $20 \mu\text{m}$, 在探测器处对应为 $6.8 \mu\text{m}$ 。图 6(a) 中各视场角下点扩散函数的均方根(RMS)半径值均小于 $6.8 \mu\text{m}$, 满足设计需求。

在高分辨成像模式下, 视场角按照全视场 45° (半视场 22.5°) 设计, 视网膜处成像分辨率设计值为 $8.5 \mu\text{m}$, 从视网膜到探测器光学放大因子为 0.79, 在探测器处对应为 $6.7 \mu\text{m}$, 在探测器像面处各视场角下点扩散函数的 RMS 半径值均小于 $6.6 \mu\text{m}$, 满足设计要求。

2.5 关键元器件选型

2.5.1 扫描振镜

扫描振镜的光学扫描角度与扫描透镜的视场角一致。扫描透镜 L_3 的半视场角 $\theta_3=7.3^\circ$, 全视场角为 14.6° 。由于振镜的机械扫描角度是光学扫描角度的 $1/2$, 故机械扫描角度为 $\pm 3.7^\circ$ 。振镜 M_1 口径应大于 5.7 mm, 综合扫描角度和光瞳直径, 选择北京世纪索尼 TS8203 型号的振镜作为扫描振镜, 其主要指标如表 2 所示, 满足设计需求。

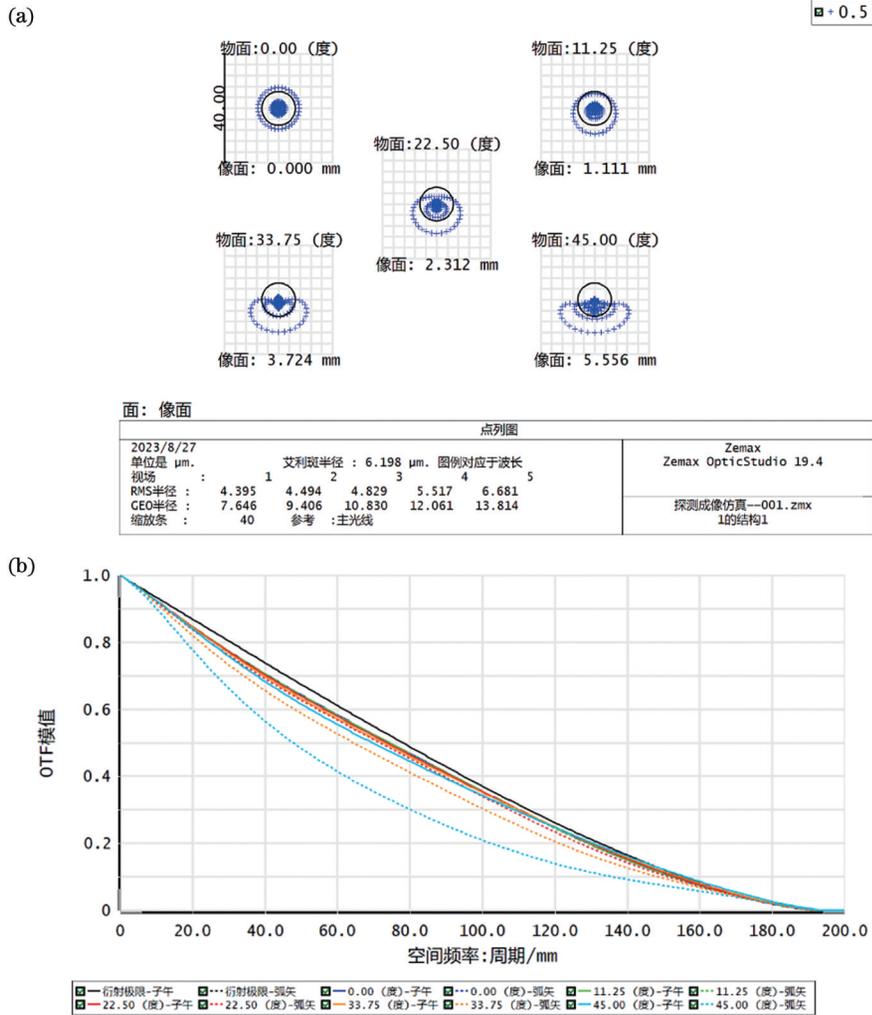


图 6 探测光路像质评价图。(a)调制传递函数图;(b)点列图

Fig. 6 Image quality evaluation charts of detection optical path. (a) Modulation transfer function images; (b) spot diagram

表 2 TS8203 扫描振镜主要指标

Table 2 Main indicators of TS8203 scanning galvanometer

Parameter	Value
Mechanical rotation angle	$\pm 12^\circ$
Small angle response time	200 ms
Linearity	99%
Short range repeatable accuracy	15 mrad
Mirror diameter	7 mm

2.5.2 相机

在超广角成像模式下,相机靶面处线光束全长 12.8 mm,宽度为 7.7 μm 。在高分辨成像模式下,相机靶面处信号光全长 12.4 mm,宽度为 7.6 μm 。

所选相机靶面长度应大于 12.8 mm,结合实验室现有设备,本系统选用科研级 HAMAMATSU Flash4.0-V2-SCMOS 面阵相机,满足设计需求。该相机单个像元尺寸为 6.5 μm ,靶面尺寸为 13.3 mm \times 13.3 mm,超广角和高分辨成像模式下面阵相机靶面中心像元均选取 2048 pixel \times 1 pixel,即尺寸为

13.3000 mm \times 0.0065 mm,利用像素边界设置虚拟狭缝,实现共聚焦眼底成像。

3 实验与结果

3.1 实验系统

基于上述系统设计,采购相关光学元件搭建了一套激光扫描超广角共聚焦眼底成像系统,如图 7 所示。

3.2 实验结果

基于已搭建的实验系统,对超广角模式成像的视场角、高分辨模式成像的分辨率进行测试,初步验证设计结果。然后进行模拟眼成像实验,并与实验室自研的分辨率为 10 μm 、成像视场范围为 45° 的普通眼底相机成像作对比,检验本系统双模式成像效果。

3.2.1 超广角成像模式下视场角的测量

系统视场角直接决定了系统成像范围^[18],本文测量眼底成像系统实际视场角的方法如图 8(a)所示,其中 f_0 为接目物镜焦距。光线经过接目物镜后先会聚于系统出瞳点 A 处,然后发散进入人眼。实验中我们以 100° 接目物镜出射线光束的会聚点 A 作为起点,图 8(b) 为系统扫描会聚点的位置,依次向后平行移动测量三

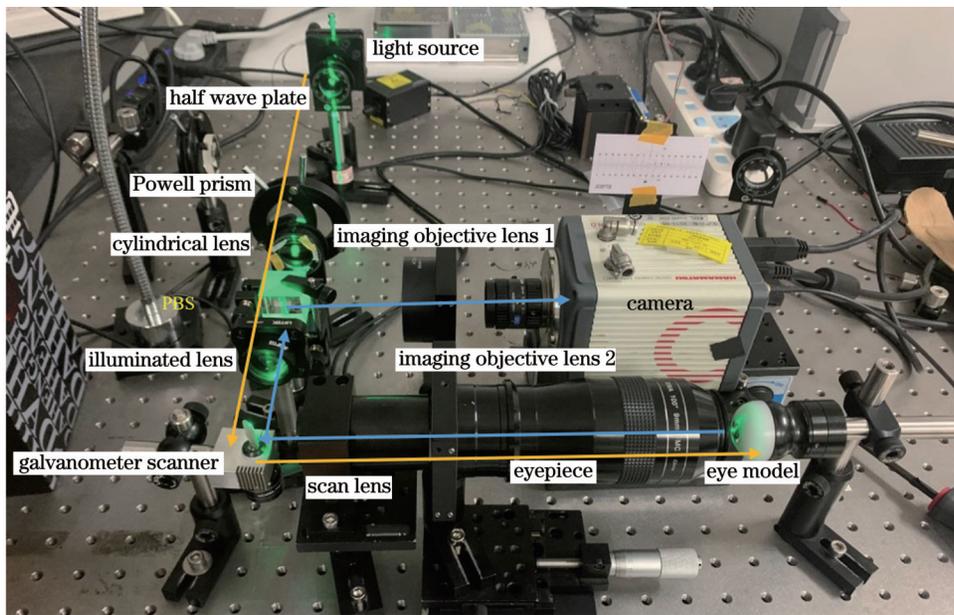


图 7 实验系统

Fig. 7 Experimental system

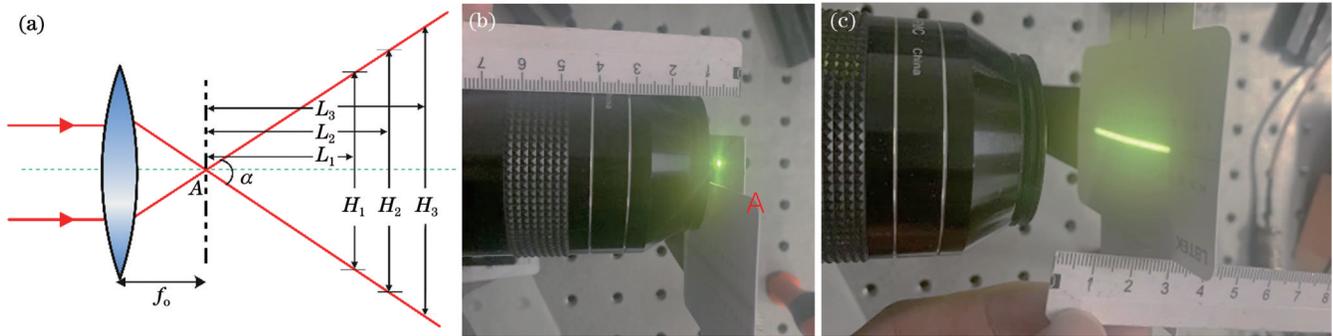


图 8 视场角的测量。(a)测量原理;(b)会聚点位置标记;(c)测量过程展示

Fig. 8 Measurement of field of view. (a) Measurement principle; (b) location marking of convergence point; (c) measurement process demonstration

组线光束长度 (H_1 、 H_2 、 H_3)、离开会聚点距离 (L_1 、 L_2 、 L_3),如图 8(c)所示,并利用正切函数求瞳孔处视场角 θ_v :

$$\theta_v = 2\arctan\left(\frac{H}{2L}\right) \quad (16)$$

再依据眼内视场角和瞳孔处视场角的换算关系式(1)即可得到系统实际成像时的眼内视场角 θ_e 。

表 3 是超广角成像模式下系统视场角的测量结果,生成单幅图像对应的眼内视场角为 136.7° 、 136.4° 、 135.7° ,对三次计算结果求均值得到系统视场角为 136.3° 。

表 3 超广角成像模式下系统实际视场角

Table 3 Actual field of view of system under ultra-wide angle imaging mode

No.	H /mm	L /mm	θ_v /($^\circ$)	θ_e /($^\circ$)
1	26	55	93.2	136.7
2	65	137	93.0	136.4
3	100	208	92.5	135.7

3.2.2 高分辨成像模式下分辨率的测量

实验室暂时没有焦距为 21 mm 的 45° 接目镜,采用焦距为 36.8 mm 的 45° 接目物镜对系统高分辨模式下成像的分辨率进行间接测量,通过相关公式换算出系统在高分辨模式下的成像分辨率。

根据 Gullstrand 人眼模型^[19],人眼屈光系统等效焦距为 16.7 mm。在测量实验中选择焦距为 19 mm、后焦截距为 15.7 mm 的透镜模拟人眼屈光系统,在该透镜的后焦面处放置正片分辨率板,模拟人眼视网膜,进行小视场范围下的成像分辨率测试,记录刚好能分辨清晰的线对,根据分辨率表对应的分辨率,初步得到实测分辨率值。

如图 9(a)所示,系统极限情况下可分辨第 7 组第 4 对,该处线对光强变化曲线如图 9(b)所示,此线对处线宽为 $2.76 \mu\text{m}$,表明此时的眼底极限分辨率为 $2.76 \mu\text{m} \times 2 \approx 5.5 \mu\text{m}$ 。

为了进行等效换算,可依据式(9)先得到实际情况

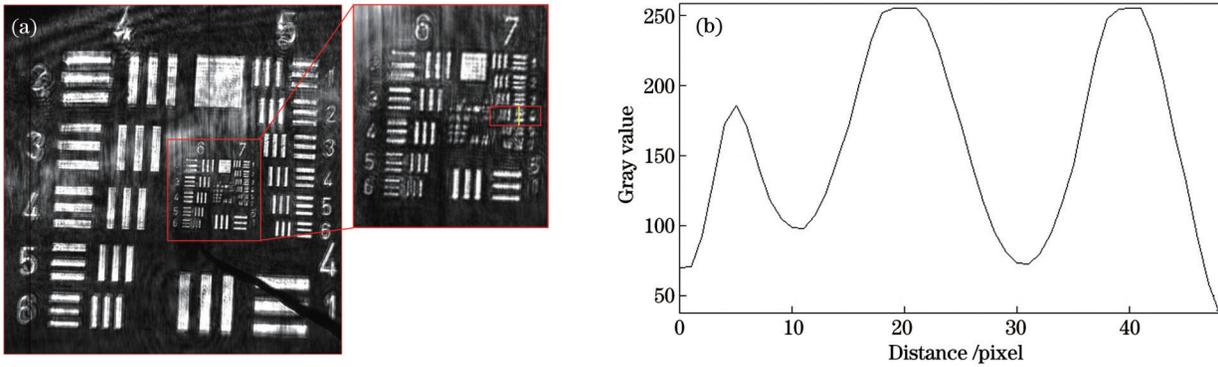


图 9 分辨率的测量。(a)分辨率板成像;(b)第7组第4对线对强度曲线

Fig. 9 Measurement of resolution. (a) Imaging of resolution board; (b) strength curve of fourth pair of wires in group 7

下主像面 R_1 处的线光束宽度 d_2 。取 $d_1=5.5 \mu\text{m}$, 所用 45° 接目物镜的焦距为 36.8 mm , 模拟人眼透镜焦距为 19 mm , 代入可得 $d_2=10.7 \mu\text{m}$ 。

理论设计所需 45° 接目物镜的焦距为 21 mm , 人眼等效焦距为 16.7 mm , 代入式(9)进行换算, 可得到等效人眼情况下系统的成像分辨率为 $8.5 \mu\text{m}$, 与理论设计值 $8.5 \mu\text{m}$ 一致。

3.2.3 模拟眼成像

本系统可实现超广角眼底成像和高分辨眼底成像两种模式, 接下来对模拟眼进行实际成像, 进一步检验成像效果。

对模拟眼进行了超广角模式成像和高分辨模式成像, 并与普通眼底相机照相结果进行对比, 结果如图 10(a)~(c) 所示, 其中以圆圈标记前两幅图中眼底

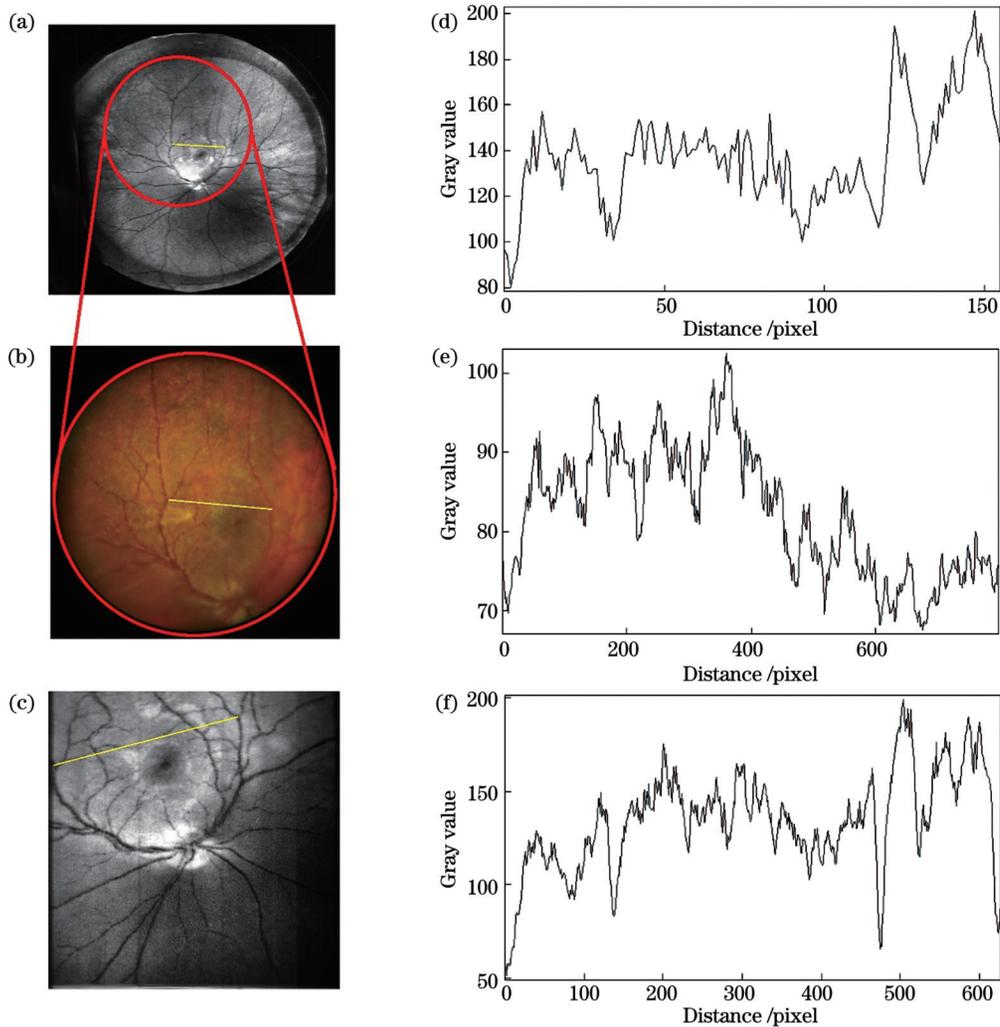


图 10 模拟成像实验结果。(a)超广角成像图;(b)普通眼底相机拍照图;(c)高分辨成像图;(d)~(f)对应成像区域的光强度曲线
Fig. 10 Simulation imaging experiment results. (a) Ultra-wide angle imaging image; (b) normal fundus camera imaging image; (c) high resolution imaging image; (d)~(f) light intensity curves corresponding to imaging regions

45°成像区域。在三种成像模式下,模拟眼视网膜上的血管均可分辨。在图 10(a)~(c)中视网膜黄斑上方同一区域,以较为明显的两个 Y 状血管交叉点作为起点和终点,用线条标示,作眼底图像素强度变化曲线,如图 10(d)~(f)所示,其中横坐标为线条长度,纵坐标为对应成像区域的细节灰度值,利用曲线峰谷值评价眼底成像质量。

如图 10(a)、(b)所示,从眼底成像区域来看,超广角成像视场范围远超眼底相机拍照范围,已基本实现超广角成像。

通过对比强度曲线变化,可以直观地分析眼底成像质量。超广角成像模式下眼底图标记区域中各血管的强度曲线分布较平滑,可分辨细节较少,但曲线峰谷值差异较大,图像对比度较高,如图 10(d)所示;在眼底相机拍照标记区域中,曲线有较多毛刺,可分辨细节明显增多,但曲线峰谷值差异较小,图像对比度较低,如图 10(e)所示;在高分辨成像模式下的标记区域中,与眼底相机拍照相比,曲线在各段像素区间细节处的区分度更高,峰值与谷值差值更大,对比度高,成像锐利,如图 10(f)所示,系统高分辨模式成像效果良好。

4 结 论

设计了一种激光线扫描超广角共聚焦眼底成像系统,采用鲍威尔棱镜结合柱面透镜的方式生成超长超细激光线光束,利用相机靶面像素边界设置虚拟狭缝,实现了共聚焦眼底成像,有效抑制了非焦平面的杂散光对眼底图像的干扰。系统具备眼底超广角成像模式和高分辨成像模式,理论计算与实验结果表明超广角模式下视场角达到 136.3°,高分辨模式下实际分辨率为 8.5 μm。所提出的激光线扫描眼底成像方法可以有效地实现眼底超广角成像,为相关仪器的研制提供了参考。

参 考 文 献

- [1] 陈珊,于晓寒,周晴霖,等.超广角扫描激光检眼镜的特点及其在眼科学中的临床应用[J].空军医学杂志,2021,37(5):435-439.
Chen S, Yu X H, Zhou Q L, et al. Characteristics of ultra-wide-angle scanning laser ophthalmoscope and its clinical application in ophthalmology[J]. Aviation Medicine of Air Force, 2021, 37(5): 435-439.
- [2] 陈蔚霖,常军,赵雪惠,等.广域眼底相机光学系统的设计与仿真分析[J].中国光学,2020,13(4):814-821.
Chen W L, Chang J, Zhao X H, et al. Optical system design and simulation of a wide-area fundus camera[J]. Chinese Optics, 2020, 13(4): 814-821.
- [3] 邓轩,张静琳.超广角眼底成像技术的发展及应用[J].眼科学报,2022,37(7):585-594.
Deng X, Zhang J L. Development and application of ultra-wide-field fundus imaging[J]. Eye Science, 2022, 37(7): 585-594.
- [4] Lotmar W. A fixation lamp for panoramic fundus pictures[J]. Klinische Monatsblätter Fur Augenheilkunde, 1977, 170(5): 767-

- 774.
- [5] Pomerantzeff O, Govignon J. Design of a wide-angle ophthalmoscope[J]. Archives of Ophthalmology, 1971, 86(4): 420-424.
- [6] Shields C L, Materin M, Shields J A. Panoramic imaging of the ocular fundus[J]. Archives of Ophthalmology, 2003, 121(11): 1603-1607.
- [7] Friberg Thomas R, Angana P, Eller Andrew W. Non-mydratric panoramic fundus imaging using a non-contact scanning laser-based system[J]. Ophthalmic Surgery, Lasers & Imaging: the Official Journal of the International Society for Imaging in the Eye, 2003, 34(6): 488-97.
- [8] 赵维谦,任利利,盛忠,等.激光共聚焦显微光束的偏转扫描[J].光学精密工程,2016,24(6):1257-1263.
Zhao W Q, Ren L L, Sheng Z, et al. Beam deflection scanning for laser confocal microscopy[J]. Optics and Precision Engineering, 2016, 24(6): 1257-1263.
- [9] 孔文,高峰,樊金宇,等.线扫描共聚焦成像技术在生物医学成像中的应用[J].激光与光电子学进展,2018,55(5):050003.
Kong W, Gao F, Fan J Y, et al. Application of confocal line scanning imaging technique in biomedical imaging[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2018, 55(5): 050003.
- [10] Sheppard C J R, Mao X Q. Confocal microscopes with slit apertures[J]. Journal of Modern Optics, 1988, 35(7): 1169-1185.
- [11] 吴开杰,李刚,虞启琰,等.基于线扫描方式的激光共聚焦显微镜的研究[J].仪器仪表学报,2002,23(S1):134-135.
Wu K J, Li G, Yu Q L, et al. Study on line-scanning based laser confocal microscopy[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2002, 23(S1): 134-135.
- [12] Im K B, Han S M, Park H, et al. Simple high-speed confocal line-scanning microscope[J]. Optics Express, 2005, 13(13): 5151-5156.
- [13] Gareau D S, Abeytunge S, Rajadhyaksha M. Full pupil line-scanning confocal microscope for imaging weakly scattering tissues: comparison to divided pupil[J]. Proceedings of SPIE, 2009, 7182: 718207.
- [14] 邵谭彬,杨克成,夏珉,等.光谱共聚焦显微成像技术与应用[J].激光与光电子学进展,2023,60(12):1200001.
Shao T B, Yang K C, Xia M, et al. Techniques and applications of chromatic confocal microscopy[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(12): 1200001.
- [15] 何益,史国华,卢婧,等.高速线扫描共聚焦眼镜[J].光学学报,2012,32(1):0117001.
He Y, Shi G H, Lu J, et al. High-speed line scanning confocal laser ophthalmoscope[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(1): 0117001.
- [16] 纵浩天,张运海,王发民,等.大视场线扫描共聚焦全息显微成像[J].光学精密工程,2021,29(1):1-9.
Zong H T, Zhang Y H, Wang F M, et al. Large field of view line-scanning confocal holographic microscopy[J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(1): 1-9.
- [17] Yao X C, Toslak D, Son T, et al. Understanding the relationship between visual-angle and eye-angle for reliable determination of the field-of-view in ultra-wide field fundus photography[J]. Biomedical Optics Express, 2021, 12(10): 6651-6659.
- [18] 马子轩,李旭阳,任志广,等.大视场超紧凑探测光学系统设计[J].光学精密工程,2020,28(12):2581-2587.
Ma Z X, Li X Y, Ren Z G, et al. Design of ultra-compact optical detection system with large field of view[J]. Optics and Precision Engineering, 2020, 28(12): 2581-2587.
- [19] 牛津,徐熙平,段震灏.非致命激光眩目器眩目效果定量检测评估系统[J].光学精密工程,2021,29(9):2083-2091.
Niu J, Xu X P, Duan Z H. Quantitative detection and evaluation system for dazzling effect of non-lethal laser dazzlers[J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(9): 2083-2091.

Ultrawide-Angle Confocal Laser Line Scanning Fundus Imaging

Liu Xingyu^{1,2}, Xiao Yun^{2,5}, Ji Lin^{1,2}, Liu Yulong³, Wei Tongda^{2,4}, Zhang Yunhai^{1,2*}

¹*Division of Life Sciences and Medicine, School of Biomedical Engineering (Suzhou), University of Science and Technology of China, Hefei 230026, Anhui, China;*

²*Jiangsu Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, Jiangsu, China;*

³*The Second Affiliated Hospital, Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu, China;*

⁴*Jinan Guoke Medical Technology Development Co., Ltd., Jinan 250102, Shandong, China;*

⁵*Shenyang Guoke Medical Technology Development Co., Ltd., Shenyang 110167, Liaoning, China*

Abstract

Objective In all blind eye diseases, fundus disease remains the primary cause of irreversible visual loss, significantly impacting visual acuity. In severe scenarios, this results in a higher prevalence of blind fundus disease. Many fundus diseases manifest in the eye periphery. If the lesion does not affect the macular area, patients often overlook early lesions since their visual acuity remains largely unchanged, presenting no symptoms. During examinations, standard fundus-imaging equipment fails to visualize the peripheral area of the fundus due to its limited imaging field of view. Once the lesion impacts the central macular area of the fundus, treatments become challenging, and outcomes are generally unfavorable. As such, early examinations play a crucial role in preventing and treating fundus diseases, underscoring the need to innovate instruments that image the retina, encompassing the fundus periphery. Traditional fundus photography has a field of view limited to 30°–50°. Even utilizing multi-region fundus image stitching only marginally expands the fundus imaging area, concentrating the imaging on the posterior pole. Conversely, laser scanning confocal fundus imaging offers superior clarity and contrast, enabling non-mydratric fundus imaging even in patients with constricted pupils and facilitating real-time dynamic observations of fundus image changes. Ultrawide-angle fundus imaging rooted in laser scanning confocal imaging emerges as a significant advancement in fundus imaging. We anticipate that our alignment method and study findings will inform the design of cutting-edge ophthalmic examination devices.

Methods To thoroughly image the peripheral area of the fundus, we explore the fundus line-scanning imaging technology and construct an ultra-wide-field confocal laser line-scanning fundus imaging system. Initially, we devise a comprehensive optical pathway for the system. For achieving ultra-wide-angle, high-resolution dual-mode imaging, it is essential to design the geometrical optical parameters of the components within the respective mode, ensuring that the parameters satisfy the dual-mode imaging requirements simultaneously. We commence by establishing the overarching framework of the optical system, which incorporates the parameter design for ultra-wide-field, high-resolution dual-mode imaging. This is followed by Zemax simulations and image quality optimization for the system detection and imaging sections. Components are chosen based on these parameters, leading to the construction of the experimental system. By utilizing the pixel boundaries of the target surface in the area camera, we are able to achieve line scanning dual-mode confocal imaging of fundus through the creation of virtual slits. Once the theoretical design phase concludes, we employ Zemax software to simulate the system detection optical path, optimize this path, and validate the system design metrics and viability. The camera pixel boundary forms a virtual confocal slit, facilitating line scanning dual-mode confocal imaging of the fundus. We then assess the actual field of view of the system, resolution, and imaging capabilities.

Results and Discussions The designed laser line-scanning ultrawide-angle confocal fundus imaging system in this study realizes ultrawide-angle, high-resolution dual-mode imaging by simply switching the eyepiece lens (Fig. 1). After parameter design and simulation (Table 1), the commercially available lenses for scanning, lighting, and imaging objectives fully meet the system requirements, reducing the system design cost. In the ultrawide-angle mode, the system actual field of view reaches 136.3°, achieving ultrawide-angle imaging (Table 3). In the high-resolution mode, the system equivalent conversion fundus resolution stands at 8.5 μm, accomplishing high-resolution imaging (Fig. 9). We conduct ultrawide-angle mode imaging, ordinary fundus camera photography, and high-resolution mode imaging on the simulated eye, and the system dual-mode imaging effect proves significant (Fig. 10).

Conclusions This study offers a method for achieving ultrawide-angle confocal imaging of the fundus based on line scanning. The system employs a Powell prism in conjunction with a cylindrical lens to produce an ultra-long and ultra-fine laser line beam. It utilizes the pixel boundary of the camera target surface to establish virtual slits, achieving confocal fundus imaging. This effectively diminishes the interference of non-focal plane stray light on the fundus image. The system possesses both an ultra-wide-angle fundus imaging mode and a high-resolution imaging mode. Theoretical calculations and experiments indicate that the field of view in the ultrawide-angle mode is 136.3°, and the actual resolution in the high-resolution mode is 8.5 μm. Grounded on the experimental results, the proposed laser line-scanning fundus imaging method proves feasible. It effectively achieves ultrawide-angle fundus imaging and serves as a reference for the development of related instruments.

Key words bio-optics; laser line scanning; ultra-wide angle; confocal fundus imaging; virtual slit