

文章编号 1004-924X(2012)06-1374-08

基于半盲解卷积复原的高分辨率视网膜成像系统

梁 春*, 沈建新, 钮赛赛

(南京航空航天大学 机电学院, 江苏 南京 210016)

摘要:为获得高分辨率视网膜图像,建立了基于自适应光学的视网膜成像系统,并以成像时获得的残余像差作为图像复原的估计参数,通过半盲解卷积进行图像复原以获得高质量图像。通过 Hartmann-Shack 波前传感器和微机械薄膜变形镜组成的自适应光学系统对活体人眼像差进行测量与校正,并在成像时记录系统残余像差,据此重建光学传递函数作为图像复原模型初始参数估计,对获得的视网膜图像进行条件约束迭代半盲解卷积复原,消除像差对成像质量的影响,从而得到高分辨率视网膜图像。实验表明,系统获得的图像经该方法处理后可获得较满意视网膜图像,图像质量提高近一倍,成像成功率由 38% 提高至 78%,成像时间缩短为原来的 1/7。该方法在满足使用要求的前提下有效缩短了校正时间,提高了成像的成功率,提升了系统的适用范围。

关键词:自适应光学;视网膜成像系统;解卷积;图像复原;光学传递函数

中图分类号:TP391.4;TP273.2 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20122006.1374

High resolution retinal imaging system based on semi-blind deconvolution restoration

LIANG Chun*, SHEN Jian-xin, NIU Sai-sai

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, Nanjing 210016, China)

* Corresponding author, E-mail: bloomlc@sina.com

Abstract: To obtain high resolution human retinal images, an adaptive optical system for retinal imaging was established. In the system, the residual aberration of the imaging system was used as initial parameter estimation for image restoration to get high resolution images by semi-blind deconvolution. First, the adaptive optical system consisting of a Hartmann-Shack wavefront sensor and a micromachined membrane deformable mirror was used to correct the dynamic human eye wavefront aberrations and to access the residual aberration of system when retinal images were capturing. Then, the optical transfer function was used as initial parameter estimation of image deconvolution modal to perform the iterative semi-blind constraint deconvolution on the retinal image and to eliminate the influence of residual aberration on imaging quality and obtain the high resolution retinal images. The experiment results show that satisfactory retinal image can be gotten by the proposed method. The image quality has been improved nearly once, and the success rate of imaging has raised from 38% to 78%. Mean-

收稿日期:2012-01-17;修订日期:2012-03-09.

基金项目:国家 863 高技术研究发展计划资助项目(No. 2006AA020804);南京航空航天大学基本科研业务费专项科研基金资助项目(No. NJ2011008)

while, the correction time reduces by 6/7. It concludes that the calibration time is reduced effectively, the success rate of imaging is improved, and the the scope of application is expanded by proposed method.

Key words: adaptive optics; retinal imaging system; deconvolution; image restoration; optical transfer function

1 引言

活体人眼视网膜的高分辨率成像对于人眼内部结构和许多疾病(如视网膜血管病、青光眼、高血压、动脉硬化等)的早期诊断具有重要意义,但由于人眼固有像差存在的影响,传统的成像系统(如检眼镜、眼底照相机等)难以为眼科专家提供满足要求的高分辨率图片。为实现对人眼像差的动态校正,科学家们将原本用于天文观测系统中的自适应光学技术引入人眼像差的测量与校正,设计了基于自适应光学技术的人眼视网膜成像系统,实现了视网膜高分辨成像^[1-6]。但是受人眼像差个体差异性、波前校正器性能和实时成像条件限制,实际的人眼像差校正往往存在时间过久,或者校正结果不理想以至于无法满足成像要求等问题。

在天文观察中,科学家们在采用自适应光学技术实时校正大气湍流引起的低阶像差的同时^[7],通常还利用图像解卷积的处理技术进一步消除残余像差带来的图像退化,从而获得清晰的星体图像。同样,该技术也可借鉴用于高分辨率的视网膜图像的获取^[8-9]。然而一般的盲解卷积往往无法获知成像系统的PSF,而以一组全1的数组作为初始估计^[10],对求解的初始搜索范围、快速收敛、复原的唯一性都十分不利。本文借助在人眼像差校正中获得实时残余像差构造初始估计的PSF函数来改善一般盲解卷积求解中存在的上述问题,从而有效消除了残余像差对成像质量的影响,降低了成像时对实时残余像差的要求,在提高成像的成功率的同时获得了更清晰的视网膜图片。

2 自适应光学的人眼像差校正系统

采用自适应光学系统对人眼像差的测量与校正过程与天文观测中类似,其过程如图1所示。

含有人眼波前像差的光束经过孔径匹配系统 I 后由波前校正器反射,再经孔径匹配系统 II 后进入波前探测器,工控机利用波前探测器获得的畸变波前信息实现波前重建,并进一步根据波前校正算法得到波前校正器的控制信号,驱动变形镜改变面形以校正畸变波前。由于人眼的波前像差是动态像差,因此该波前校正也是一个动态的闭环校正过程。

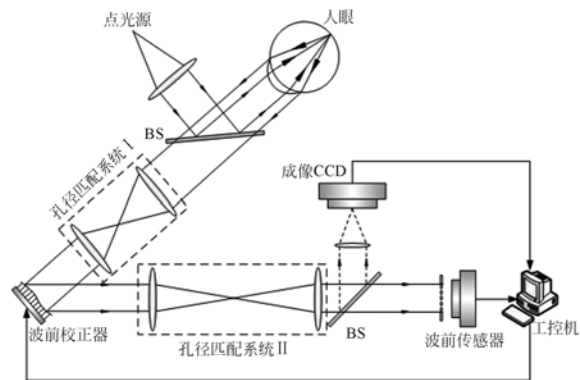


图1 基于自适应光学的人眼像差校正系统

Fig.1 Schematic of human eye aberration correction system based on adaptive optics

2.1 基于 H-S 波前传感器测量人眼像差

波前探测是整个自适应光学的基础,人眼像差的测量一般采用较为成熟的 Hartmann-Shack (H-S)波前传感器,其工作原理如图2所示,传感器主要由一组孔径大小和焦距均相等的微透镜阵列和 CCD 组成。当入射波前为平面波时,CCD 上的成像与微透镜阵列模板完全一致;当入射波前包含畸变像差时,CCD 上的光斑会发生偏移。光斑质心在 x 和 y 方向上的偏移量与该处波前在 x 和 y 方向的斜率成正比,对传感器获得光斑图进行质心优化^[11],根据光斑质心的偏移量就可实现波前重建。

由于 Zernike 多项式在描述像差中具有在单位圆内连续正交,并且其低阶像差中的模式可以和人眼像差中的离焦、散光等一一对应,因此常被

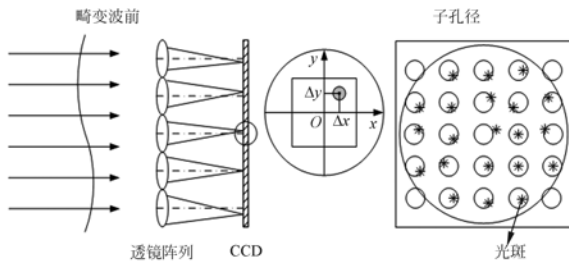


图 2 H-S 波前传感器像差测量原理

Fig. 2 Principle of Hartmann-Shack wavefront sensor

用于描述人眼像差^[12]。假设人眼像差的波前 $\varphi(x, y)$ 可由 Zernike 模式复原的结果 $\varphi_s(x, y)$ 表示, 则:

$$\varphi(x, y) = \varphi_s(x, y) + \epsilon_H = \sum_{i=1}^{\infty} c_i Z_i(x, y) + \epsilon_H, \quad (1)$$

其中 ϵ_H 是波前复原误差, c_i 是第 i 阶的模式系数, $Z_i(x, y)$ 为第 i 模式项所对应的 Zernike 多项式。当波前发生畸变时, 子孔径的光斑质心发生偏移, 相对理想质心点的偏移量与该处波前的局部斜率成正比, 即:

$$\begin{cases} \partial \varphi(x, y) / \partial x = \Delta x / f = (x_c - x_0) / f \\ \partial \varphi(x, y) / \partial y = \Delta y / f = (y_c - y_0) / f \end{cases}, \quad (2)$$

其中 f 是微透镜的焦距, x_c 是对应光斑的质心位置, x_0 是该光斑的理想质心位置。当 ϵ_H 足够小时可建立 Zernike 波前复原模型:

$$DC = \mathbf{g}, \quad (3)$$

其中 \mathbf{g} 是 $2m$ 阶的波前斜率向量, 由子孔径内的质心偏移量构建; \mathbf{D} 是 $2m \times n$ 的 Zernike 模式复原矩阵, 由 Zernike 多项式在各子孔径处对 x 和 y 的偏导数值确定; \mathbf{C} 是待确定的 n 阶模式系数向量:

$$\mathbf{g} = [\Delta x_1 / f, \dots, \Delta x_m / f, \Delta y_1 / f, \dots, \Delta y_m / f]^T, \quad (4)$$

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \partial z_1(x, y) / \partial x |_{(x_1, y_1)} & \dots & \partial z_n(x, y) / \partial x |_{(x_1, y_1)} \\ \vdots & & \vdots \\ \partial z_1(x, y) / \partial x |_{(x_m, y_m)} & \dots & \partial z_n(x, y) / \partial x |_{(x_m, y_m)} \\ \partial z_1(x, y) / \partial y |_{(x_1, y_1)} & \dots & \partial z_n(x, y) / \partial y |_{(x_1, y_1)} \\ \vdots & & \vdots \\ \partial z_1(x, y) / \partial y |_{(x_m, y_m)} & \dots & \partial z_n(x, y) / \partial y |_{(x_m, y_m)} \end{bmatrix}, \quad (5)$$

$$\mathbf{C} = [c_1, c_2, \dots, c_n]^T, \quad (6)$$

其中 m 是微透镜子孔径数, n 是 Zernike 模式多

项式复原项数, 通常情况下, $2m \gg n$, 波前复原模型是一个超定方程, 通过广义逆矩阵方法求取方程中的模式向量 \mathbf{C} :

$$\mathbf{C} = \mathbf{D}^+ \mathbf{g}, \quad (7)$$

其中 \mathbf{D}^+ 是 \mathbf{D} 矩阵的广义逆矩阵。将模式向量带入式(3)即可实现人像像差的波前复原。

2.2 基于微机械薄膜变形镜的人眼波前像差校正

微机械薄膜变形镜属于静电驱动连续镜面变形镜, 主要工作原理是在驱动电极上方的导电薄膜与电极板之间形成电场, 随着电极上电压的变化, 导电薄膜在电场力的作用下产生变形。当带有像差信息的波前照射到导电薄膜上时, 反射后的波前相位发生变化, 变形镜对畸变波前产生校正作用。由于微机械薄膜变形镜具有体积小, 响应速度快, 成本低等特点, 较为适合用于人眼波前像差的校正。本文自适应光学系统中采用波士顿大学微机电加工中心出产的 BMC140 变形镜, 其结构和工作原理如图 3 所示, 变形镜采用双层错位控制模式, 镜面边缘无固定约束, 镜面与驱动面平行, 两者之间由驱动柱支撑, 驱动面由其下方的基地电极控制。变形镜共有 140 个驱动电极, 单个电极的响应频率约为 3.5 kHz, 能较好满足人眼像差实时校正的要求。

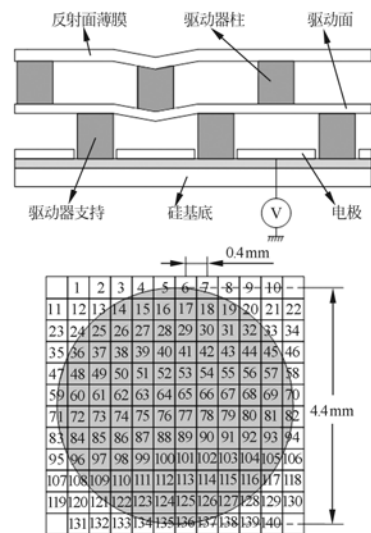


图 3 BMC140 单元变形镜驱动原理示意图

Fig. 3 Schematic configuration of BMC 140-element mirror

从上述微机械薄膜变形镜工作原理可知, 波前校正的关键在于如何在电极上施加合适驱动电

压组合以产生恰当的补偿面型。通常可以用下列公式来描述变形镜的校正控制算法:

$$\mathbf{F}\mathbf{V}+\mathbf{C}=0, \quad (8)$$

式中, \mathbf{F} 是变形镜的影响函数矩阵, \mathbf{C} 为待补偿波前的 Zernike 模式系数向量, \mathbf{V} 为所求的电极控制电压向量。可见影响函数矩阵是校正中的关键参数, 它不仅记录了各个电极控制电压与镜面形变之间的关系, 也表征了变形镜校正像差的能力^[6]。变形镜的影响函数矩阵通常在整个系统初始化时进行标定, 其标定过程为对变形镜电极逐个施加控制电压, 用 H-S 传感器测量由 Zernike 模式表示的波前改变量, 然后根据变形镜驱动电压与变形量之间关系, 结合施加的电压值得到的模式系数进行归一化处理得到标准化的影响函数矩阵 \mathbf{F} 。

对于已经标定了影响函数矩阵的变形镜, 可以用下列公式求得面型控制电压向量。

$$\mathbf{V}=-\mathbf{F}^+\mathbf{C}, \quad (9)$$

其中 \mathbf{F}^+ 是 \mathbf{F} 矩阵的广义逆矩阵。将待校正的人眼波前像差对应的模式系数代入式(9)即可计算得到变形镜控制电压, 继而驱动面形发生变化对带有人眼波前像差的出射光进行校正。

3 半盲解卷积图像复原

图像解卷积采用数学优化的方法从退化图像中复原出与理想图像最接近的估计图像。在复原中, 常假设成像是线性系统, 并用如下的卷积模型在空域上模拟退化过程^[13]:

$$g(x, y)=f(x, y)\otimes h(x, y)+n(x, y), \quad (10)$$

其在频域的描述为:

$$G(u, v)=F(u, v)H(u, v)+N(u, v), \quad (11)$$

式(10)中 $f(x, y)$ 是理想图像, $h(x, y)$ 是传递函数, 即点扩散函数(Point Spread Function, PSF), $g(x, y)$ 为实际得到的退化图像, $n(x, y)$ 是噪声模型, \otimes 表示卷积运算。式(11)中的各项分别对应公式(10)中各项的傅里叶变换, $H(u, v)$ 为成像系统的光学传递函数(Optical Transfer Function, OTF), 图像复原过程可转换为求逆过程:

$$\tilde{F}(u, v)=\frac{G(u, v)}{H(u, v)}=F(u, v)+\frac{N(u, v)}{H(u, v)}, \quad (12)$$

式中 $\tilde{F}(u, v)$ 是复原图像的频域分布。由于未知噪声的存在, 成像系统实际的 PSF 或 OTF 很难

获知, 因此考虑由波前测量计算得到的 PSF 或 OTF 作为图像复原中退化模型的初始估算值。

3.1 图像复原模型初始参数估计

本文的成像系统中 PSF 初始估计可以由 H-S 波前传感器测量的残余像差计算得到, 波前像差由一组 Zernike 多项式表示, 即式(1)中的 φ_i , 成像系统的广义瞳函数可由重建的残余波前计算得到:

$$P(x, y)=\exp(j\frac{2\pi}{\lambda}\varphi_i(x, y)), \quad (13)$$

其中 $2\pi/\lambda$ 是波数, λ 是波长。则系统的 PSF 可以由广义瞳函数的傅里叶变换得到:

$$\tilde{h}_0(x, y)=|\iint_{x'y'}P(x', y')\exp(-j2\pi(xx'+yy'))dx'dy'|^2, \quad (14)$$

进一步得到系统的 OTF:

$$\tilde{H}_0(u, v)=\iint_{xy}\tilde{h}_0(x, y)\exp(-j2\pi(ux+vy))dxdy. \quad (15)$$

设 $S_n(u, v)$ 为噪声功率谱, $S_1(u, v)$ 为图像功率谱, 得到初始复原结果:

$$\tilde{F}_0(u, v)=\frac{G(u, v)\tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2+\gamma\frac{S_n(u, v)}{S_1(u, v)}}=\frac{G(u, v)\tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2+\frac{\gamma}{\text{SNR}}}, \quad (16)$$

其中 γ 是调整参数, SNR 是成像系统的信噪比。在系统的噪声特性无法获知时, 式(16)可简化成伪逆滤波:

$$\tilde{F}_0(u, v)=\frac{G(u, v)\tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2+k|C(u, v)|^2}, \quad (17)$$

其中 $C(u, v)=I$, k 是图像的锐利程度控制参数。

3.2 约束迭代半盲解卷积图像复原

由于无法获得成像时系统的 PSF 函数, 常用的盲解卷积通常以全 1 的一组数组作为初始估计, 实际求解中在一定程度上放大了对 PSF 的搜索范围, 对求解的快速收敛极为不利, 也难以保证复原解的唯一性。本文则充分利用自适应光学系统成像时可以获得残余波前的特点, 据此构建 PSF 并作为迭代盲解卷积的初始估计, 缩小了搜索范围, 更有利于逼近最优解, 使迭代算法更稳定, 这类图像复原可称为约束迭代半盲解卷积图像复原。该方法在本文的成像系统中较好地解决了 Law 提出的迭代盲解卷积算法收敛性与初始

条件有关的问题^[8],在 Davey 修正的频域迭代盲解卷积算法中^[14],加入噪声控制参数,得到改进的解卷积迭代公式:

$$\tilde{H}_k(u, v) = \frac{G(u, v) \hat{F}_{k-1}^*(u, v)}{|\hat{F}_{k-1}(u, v)|^2 + \alpha / |\hat{H}_{k-1}(u, v)|^2}, \quad (18)$$

$$\tilde{F}_k(u, v) = \frac{G(u, v) \hat{H}_{k-1}^*(u, v)}{|\hat{H}_{k-1}(u, v)|^2 + \beta / |\hat{F}_{k-1}(u, v)|^2}, \quad (19)$$

其中 $k \geq 1$,表示第 k 次迭代,初始值 $\hat{H}_0(u, v) = \tilde{H}_0(u, v)$ 、 $\hat{F}_0(u, v) = \tilde{F}_0(u, v)$ 、 $\hat{h}_k(x, y)$ 和 $\hat{f}_k(x, y)$ 分别是对 $\tilde{H}_k(u, v)$ 、 $\tilde{F}_k(u, v)$ 反傅里叶变换得到的空域,施加约束条件后为 $\hat{h}_k(x, y)$ 和 $\hat{f}_k(x, y)$,再经傅里叶变换和频域约束后得到 $\hat{H}_k(u, v)$ 、 $\hat{F}_k(u, v)$ 。 α 、 β 是噪声能量控制参数,其中算法收敛性对 α 不敏感,计算中可设定为常数;而对 β 非常敏感,因此定义如下的评价函数:

$$J(\beta) = \frac{\|\tilde{f} - \hat{f}\|^2}{\|\hat{f}\|^2}, \quad (20)$$

$\|\cdot\|$ 为范数运算,在每次迭代中用线性搜索法寻找 β ,使得 $J(\beta)$ 最小。每次迭代后计算误差:

$$E = \frac{\|g(x, y) - \hat{f}(x, y) \otimes \hat{h}(x, y)\|^2}{\|g(x, y)\|^2}, \quad (21)$$

这个误差反映了 $g(x, y)$ 和 $\hat{f}(x, y) \otimes \hat{h}(x, y)$ 的相对偏移距离,当 E 小于设定的阈值 ϵ 时,迭代结束,得到目标图像的最终估计。实际计算结果中得到 $\epsilon = 0.25$ 时复原效果最佳。

在基于半盲解卷积的迭代中,目标图像和 PSF 的约束条件起着关键作用。在复原对象向最优估计的接近过程中,PSF 的频域会发生变化,当超出 OTF 截至频率的频域成分时,复原对象会产生无效估计,产生伪信息,甚至不收敛。对于数字图像处理,PSF 带宽的有限约束一般和 CCD 像素大小有关,假设 CCD 为 $m \times m$ 像素,像素大小为 N_μ ,则带宽为:

$$N_c = \frac{1}{1.22} \cdot \left(\frac{D}{\lambda f}\right) \cdot N_\mu \cdot m, \quad (22)$$

其中 N_c 是带宽, $D/\lambda f$ 是 OTF 的截止频率,对于超出 N_c 的频率部分做置零处理。

除了对 PSF 作带宽约束外,还应该做如下约束:(1)在解卷积过程中,复原性能也会受 PSF 空间支持域影响,因此在迭代中需对 PSF 的空间支持域更新,做适当增减;(2)由于退化模型无能量变化,因此 PSF 应满足 $\sum_{(x, y) \in R} \hat{h}_k(x, y) = 1$,且

$\hat{h}_k(x, y) \geq 0$,其中 R 是 PSF 的可支持域。此外,对于迭代中得到的中间图像还需要满足下列条件:(1)应有可靠的空间支持域,与模糊图像保持一致可加快算法的收敛速度;(2)目标图像能力应保证非负,满足 $\hat{f}_k(x, y) \geq 0$;(3)目标图像不可被卷积分解。

4 实验及结果分析

自适应光学视网膜成像系统原理如前面图 1 所示,当残余像差达到预定值时启动成像 CCD 获取眼底图片,视网膜成像 CCD 开始拍照,工控机同时记录视网膜图像和成像时残余波前像差。按设计要求,当残余波前像差 RMS 小于等于 $\lambda/14$ (达到衍射极限条件)时开启成像 CCD,但实际操作中受制于各种因素制约往往校正时间过长或者无法达到要求,造成受测者不适或成像失败。根据统计,当残余像差要求降低为 $\lambda/10$ 时,校正时间会大幅降低,成功率也有较大幅度提升,表 1 是对 50 组被测人眼的结果对比。

表 1 不同残余像差要求下成像结果对比

Tab. 1 Comparison of experimental results with different requirements of residual aberration

成像时残余像差控制条件	成功率/(%)	平均校正时间/s
$\leq \lambda/14$	38	16.8
$\leq \lambda/10$	78	2.35

基于上述实验结果,设定的成像条件较为合理,不过此时的残余像差对成像影响还较大,结果往往达不到清晰分辨视网膜结构的要求,在此进一步采用前面讨论的约束迭代半盲解卷积方法对获得的图像进行复原。图 4(a)是受试者 GSL 在波前像差被校正至 0.09λ ($\lambda = 0.785 \mu\text{m}$) 时拍摄的视网膜图像,图 4(b)是残余像差的重建波前。首先根据残余波前像差重建图像复原模型的初始估计参数,得到如图 4(c)所示初始 PSF 估计,在式(17)中,取锐利控制参数 $k = 0.01$,得到目标图像初始估计如图 4(d)所示,由于初始 PSF 估计与实际情况相比并不完全吻合,因此解卷积后图像质量提高并不明显。最后采用条件约束迭代半盲解卷积图像复原方法对视网膜图像进行后处理,式(18)中 α 取常数 0.05,迭代 20 次后得到图像

如图4(f),估计PSF如图4(e),此时的Strehl比虽然较初始Strehl比小,但更接近实际系统成像时的状态,因此解卷积后图像相比原始图像和初始估计图像质量都有明显提升,可以清晰分辨出视网膜细胞。

由于无理想图像作为参照,一般采用计算灰度平均梯度(Gray Mean Grads,GMG)、拉普拉斯梯度模(Laplacian Sum,LS)、点锐度值(Point Sharpness Value,PSV)等参数作为评价对象^[15-16],它们能反映图像中细节信息的对比度和组织边缘纹理的变化特征。对比结果如表2所示,可以看出复原图像的各种评价参数都比原始图像提高将近1倍。

表2 图像质量客观评价参数

Tab.2 Objective evaluation parameters of image quality

视网膜图像	评价参数类型		
	GMG	LS	PSV
原始模糊图像	3.858 4	14.242 2	23.460 1
初始估计	4.682 4	20.097 5	31.639 7
迭代20次复原结果	6.517 9	28.284 9	42.005 6

除上述受试者外,其他测试者的眼底图像也都得到了类似的实验结果,这表明了该图像复原方法的确能利用已知残余像差作为初始估计参数经过迭代解卷积方法提高图像质量。

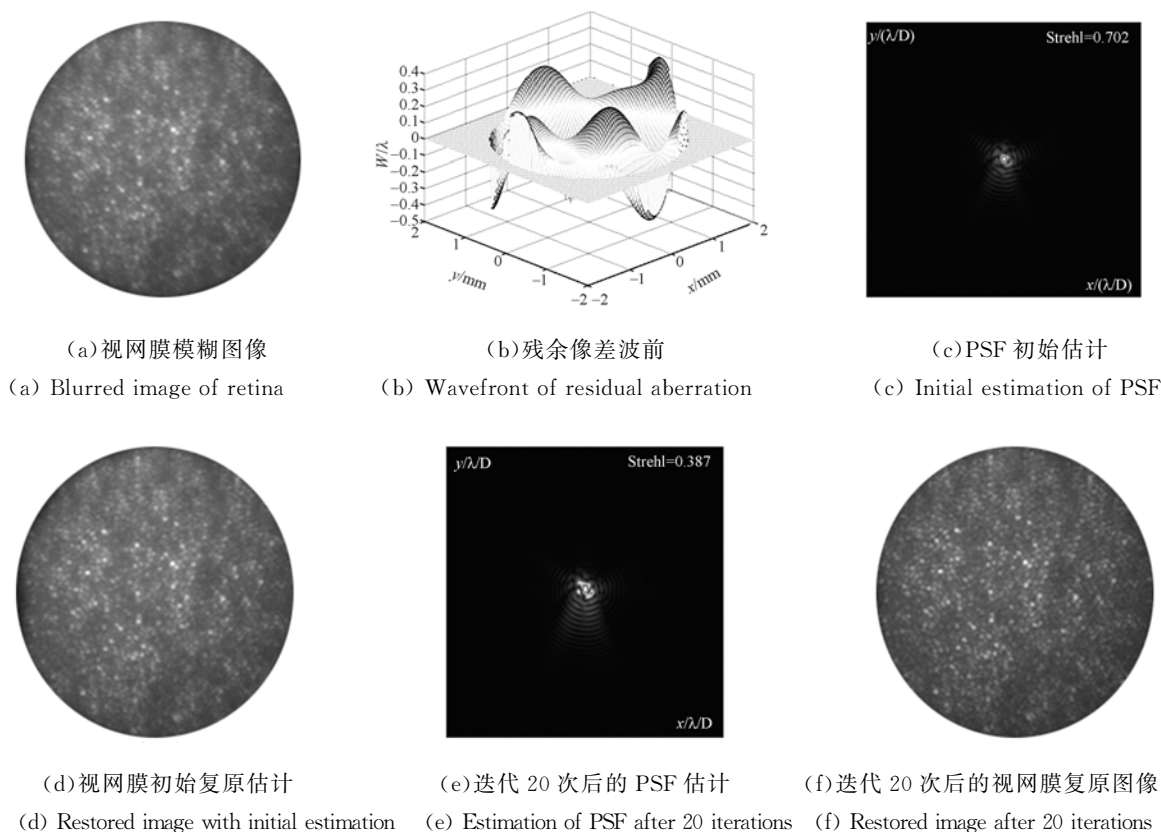


图4 实验结果

Fig.4 Result of experiment

5 结论

基于自适应光学技术的活体人眼成像系统可获得达到或者接近衍射极限的高分辨率眼底图像,但是由于人眼像差个体性差异和系统校正能

力的限制,校正时间往往较长,并且成功率较低。为改善这一状况,可在降低成像残余像差要求的基础上,通过图像复原获取高分辨率眼底图像。实验证明,对系统成像时的条件做适当降低,提高成像时的允许残余像差值,利用系统在成像时获

得的残余波前像差重建 PSF 作为初始估计参数,经条件约束迭代半盲解卷积图像复原方法对图像进行处理,可有效提高图像质量,以灰度平均梯度、拉普拉斯梯度模、点锐度值作为定量评价标准

时,图像质量提高近一倍,可获得较满意视网膜图像,于此同时,成功率也由 38% 提高至 78%,成像时间缩短为原来的 1/7,较大地提升了原有系统的适用范围。

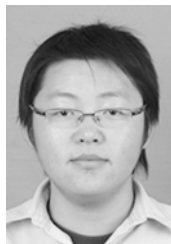
参考文献:

- [1] ALFREDO D, YUSUFU S. Reflective afocal broadband adaptive optics scanning ophthalmoscope[J]. *Biomedical Optics Express*, 2011,2(6):1757-1768.
- [2] YANG S Y, ERRY G, NEMETH S, *et al.*. Image restoration with high resolution adaptive optical imaging system[C]. *Symposium on Computer-Based Medical systems*. Los Alamitos, CA, USA: IEEE, 2004:479-484.
- [3] 姜宝光,穆全全,曹召良,等. 液晶空间光调制器对真实人眼畸变波前的校正[J]. *光学精密工程*, 2009,17(11): 2651-2656.
JIANG B G, MU Q Q, CAO ZH L, *et al.*. Correction of aberration in eyes by liquid crystal spatial light modulator[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009,17(11):2651-2656. (in Chinese)
- [4] 程少园,曹召良,胡立发,等. 离轴反射式人眼视网膜成像自适应光学系统设计[J]. *光学精密工程*, 2010,18(3): 609-615.
CHENG SH Y, CAO ZH L, HU L F, *et al.*. Design of reflective off-axis adaptive optical[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010,18(3):609-615. (in Chinese)
- [5] 卢婧,李昊,何毅,等. 超分辨率活体人眼视网膜共焦扫描成像系统[J]. *物理学报*, 2011,60(3):266-275.
LU J, LI H, HE Y, *et al.*. Superresolution in adaptive optics confocal scanning laser ophthalmoscope[J]. *Acta Physica Sinica*, 2011,60(3):266-275. (in Chinese)
- [6] NIU S S, SHEN J X, LIANG C, *et al.*. High resolution retinal imaging with micro adaptive optics system[J]. *Appl. Opt.*, 2011,50(22):4365-4375.
- [7] BABCOCK H W. The possibility of compensating astronomical seeing[J]. *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*, 1953,65(386):229-236.
- [8] LAW N F, LANE R G. Blind deconvolution using least squares minimization[J]. *Optics Communication*, 1996,128:341-352.
- [9] TIAN Y, RAO C H, RAO X J, *et al.*. Hybrid deconvolution of adaptive optics retinal images from wavefront sensing [J]. *Chinese Physics Letters*, 2008,25(1):105-107.
- [10] 钮赛赛,沈建新,梁春,等. 人眼像差探测哈特曼波前传感器的质心优化[J]. *光学精密工程*, 2011,19(12):3016-3024.
NIU S S, SHEN J X, LIANG CH, *et al.*. Centroid optimization of Hartmann-Shack wave-front sensor for human eye aberration detection [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011,19(12):3016-3024. (in Chinese)
- [11] THIBOS L N, APPLGATE A. Standards for reporting the optical aberrations of eyes[J]. *Journal of Refractive Surgery*, 2002,18(5):652-660.
- [12] MARK R B, AGGELOS K K. Digital image restoration[J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1997,14(2):24-41.
- [13] BIGGS D S C. *Accelerated iterative blind deconvolution*[D]. New Zealand: University of Auckland, 1998.
- [14] DAVEY B L K, LANE R G, BATES R H T. Blind deconvolution of noisy complex valued image [J]. *Optics Communication*, 1989,69:353-356.
- [15] 李昊,卢婧,史国华,等. 视网膜图像的解卷积方法研究[J]. *光电子·激光*, 2010, 21(10):1570-1573.
LI H, LU J, SHI G H, *et al.*. Deconvolution algorithm of retinal images[J]. *Journal of Optoelectronics · Laser*, 2010,21(10):1570-1573. (in Chinese)
- [16] 王鸿南,钟文,汪静,等. 图像清晰度评价方法研究[J]. *中国图象图形学报*, 2004,9(7):828-831.
WANG H N, ZHONG W, WANG J, *et al.*. Research of measurement for digital image definition [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2004,9(7):828-831. (in Chinese)

作者简介:



梁春(1977—),男,江苏南京人,博士后,讲师,硕士生导师,2005年、2009年于南京航空航天大学分别获得硕士、博士学位,现为航空宇航制造科学专业博士后,主要从事自适应光学及数字化医疗装备方面的研究。E-mail: bloomlc@sina.com



钮赛赛(1984—),男,江苏启东人,博士研究生,主要从事微型自适应光学成像系统以及自适应光学图像后处理复原等方面研究。E-mail: nssycit@163.com



沈建新(1969—),男,江苏常熟人,教授,博士生导师,1996年于浙江大学获得硕士学位,2003年于南京航空航天大学获得博士学位,主要从事数字化设计制造、数字化医疗装备技术、飞机柔性装配技术等方面的研究。E-mail: cadatc@nuaa.edu.cn

●下期预告

SiC 颗粒掺杂对激光直接成形 Al_2O_3 陶瓷裂纹敏感性的影响

吴东江,杨策,吴楠,郭玉泉,马广义,郭东明

(大连理工大学精密与特种加工教育部重点实验室,辽宁大连 116024)

为改善激光直接成形 Al_2O_3 陶瓷过程中的裂纹问题,利用 SiC 未熔颗粒的增韧原理,在 Ti-6Al-4V 合金基底上进行添加 SiC 颗粒的 Al_2O_3 同轴送粉激光直接成形实验,分析激光直接成形 $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{SiC}$ 复相陶瓷的可行性以及成形件裂纹敏感性的影响因素。利用光学显微镜观察薄壁成形试样的裂纹扩展、显微组织和两相结合情况,并进行 XRD 相分析。结果表明:激光直接成形 $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{SiC}$ 陶瓷中 SiC 颗粒可以起到抑制裂纹的作用,并可形成各成分结合良好,无明显化学反应,含有较完整 SiC 未熔颗粒的复相陶瓷材料。通过单因素实验发现 SiC 质量分数 f 、激光功率 P 、扫描速度 v 和送粉率 n 对裂纹敏感性均有显著影响,采用工艺参数: $f = 10\%$ 、 $P = 186 \text{ W}$ 、 $v = 300 \text{ mm/min}$ 及 $n = 1.78 \text{ g/min}$,成形了裂纹敏感性低,无明显缺陷长 \times 高 \times 厚约为 $17 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 的薄壁件。