

基于波前探测的视网膜图像半盲解卷积复原

钮赛赛¹ 沈建新¹ 梁春¹ 张运海²

(1. 南京航空航天大学机电学院, 南京, 210016; 2. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 苏州, 215163)

摘要: 获取高分辨视网膜图像的难点在于是否能够消除成像系统中像差的影响。为了进一步改善图像质量、提高视网膜细胞组织的观察分辨率, 提出了结合自适应光学成像技术和视网膜图像后处理算法的方法。通过视网膜成像系统中的自适应光学技术实时校正人眼像差并获取初始视网膜图像, 根据成像系统中的残余像差重建光学传递函数作为图像复原模型初始参数估计, 最后对视网膜图像进行条件约束迭代半盲解卷积复原, 进一步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。实验结果表明: 由这种方法处理的视网膜图像质量能得到明显提高, 其图像质量客观评价参数(GMG, LS 和 PSV)比原始图像提高近1倍, 在视网膜细胞的空间频率范围内(70~90 cyc/deg), 复原后图像的功率谱平均值比原始图像提高了10倍左右, 基本能满足观察分辨率要求。

关键词: 自适应光学; 人眼像差; 解卷积; 图像复原; 光学传递函数

中图分类号: TP273.2 **文献标识码:** A **文章编号:** 1005-2615(2012)04-0559-06

Retinal Image Semi-Blind Deconvolution Restoration Based on Wave-Front Detection

Niu Saisai¹, Shen Jianxin¹, Liang Chun¹, Zhang Yunhai²

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, Nanjing, 210016, China;

2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, 215163, China)

Abstract: The difficulty to obtain high resolution retinal image lies in eliminating the effect of aberration which exists in the imaging system. The proposed combination of adaptive optics imaging technology and retinal image post processing algorithm can improve image quality and observation resolution. The aberration of the human eye can be corrected in real time by adaptive optics technology in retinal imaging system and the original retinal image can be obtained, and the optical transfer function which is used as initial parameter estimate of image deconvolution modal can be constructed with the residual aberration of the imaging system. Finally, iterative semi-blind constraint deconvolution restoration is carried out on the retinal image, so as to eliminate the influence of residual aberration on imaging quality and obtain the high resolution retinal images. The experimental results show that the retinal image quality is improved significantly by the proposed method, the image quality objective evaluation parameters(GMG, LS and PSV) are increased by nearly one time over the original image, and the averaged power spectrum is increased by about 10 times in the spatial frequency range (70—90 cyc/deg) of retinal cells, all of which can meet the requirement of observation resolution.

Key words: adaptive optics; human eye aberration; deconvolution; image restoration; optical transfer function

基金项目: 国家高技术研究发展计划(“八六三”计划)(2006AA020804)资助项目; 2010年江苏省普通高校研究生科研创新计划(CX10B-107Z)资助项目; 江苏省“333”人才工程资助项目; 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目。

收稿日期: 2011-09-24; **修订日期:** 2011-11-02

通讯作者: 沈建新, 男, 教授, 博士生导师, E-mail: cadatc@nuaa.edu.cn。

对诸多眼科疾病(如视网膜血管病、青光眼等)、全身相关性疾病(如高血压、动脉硬化等)的早期发现和有效诊断治疗均需要高分辨率的视网膜图像。高分辨率视网膜图像能够给眼科专家提供普通眼底图像无法提供的重要信息,这对目前临床使用的眼科检查设备提出了更高要求。人眼像差是导致视网膜图像质量下降的最主要原因,在视网膜成像系统中通常采用自适应光学技术实时校正人眼像差,以获取清晰图像^[1-2]。但由于受人眼像差波动特性、闭环校正算法带宽、计算机处理能力及噪声等因素的影响,波前校正器不能对人眼像差进行完全校正,残余像差的存在会导致视网膜图像高频信息受到抑制或衰减。因此须对自适应光学视网膜图像进行后处理。

自适应光学图像的高分辨率复原后处理算法一般分为两步估计法和联合估计法^[3],其核心的技术环节都是图像解卷积^[4]。但是其中大部分方法都偏向于假设某种图像退化模型或者向某种特定的图像特征优化逼近,这会导致估算的复原解的唯一性和收敛性难以得到保证,也难以在全局内寻得最优解。最早的自适应光学图像后处理研究主要是在自适应光学天文图像领域^[5],但随着自适应光学技术在眼科医疗领域的发展,自适应光学视网膜图像的复原处理成为视网膜成像系统中不可或缺的一部分^[6-8]。Christou 等人采用多帧联合的盲解卷积算法对视网膜图像进行了处理^[9],同时估计目标图像和点扩散函数,充分利用图像序列中的附加空域先验信息,取得了较好的复原效果,但该方法对多帧图像的一致性要求比较高,因此算法实施的可靠性比较低。Patterson 等人则通过非线性的极大似然盲解卷积图像复原方法进一步提高视网膜图像质量^[10],该方法是基于真实目标物理特征的优化方法,因此,复原结果对先验知识和约束条件的依赖性较大。在国内,李昊等人也开展了视网膜图像的解卷积方法研究^[11-12],采用增量维纳滤波进行迭代复原,通过减小迭代步长控制图像复原的收敛方向,但是没有充分考虑目标及点扩散函数的约束条件,算法的收敛性没有得到保证。本文则是在已有理论的基础上根据实际待复原视网膜图像的先验知识确定目标和点扩散函数的初始估计,然后在各自的约束条件下或支持域内进行半盲解卷积迭代复原,实验结果表明复原后的视网膜图像质量得到明显提高。

1 图像解卷积复原原理

图像解卷积实际上是在一定准则下,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,不同的准则或不同的数学最优化方法可形成不同的算法。在实际的应用中,通常假定成像系统是线性系统,并用如下的卷积模型在空域上模拟退化过程

$$g(x, y) = f(x, y) \otimes h(x, y) + n(x, y) \quad (1)$$

其在频域的描述为

$$G(u, v) = F(u, v)H(u, v) + N(u, v) \quad (2)$$

式(1)中: $f(x, y)$ 为理想图像; $h(x, y)$ 为综合所有退化因素得到的传递函数,称为成像系统的点扩散函数(Point spread function, PSF); $g(x, y)$ 为成像系统实际得到的退化图像; $n(x, y)$ 为噪声模型; \otimes 表示卷积运算。式(2)中:大写字母项是式(1)中相对应项的傅里叶变换, $H(u, v)$ 即为成像系统的光学传递函数(Optical transfer function, OTF),图像复原转换为求逆问题

$$\tilde{F}(u, v) = \frac{G(u, v)}{H(u, v)} = F(u, v) + \frac{N(u, v)}{H(u, v)} \quad (3)$$

式中 $\tilde{F}(u, v)$ 为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。

2 基于波前探测半盲解卷积图像复原

2.1 波前探测原理

视网膜成像时受人眼像差及噪声影响的模型与天文学中星体成像时受大气扰动影响的模型比较近似。在天文观察中采用自适应光学技术实时校正大气湍流引起的低阶像差^[13],同时采用图像解卷积的处理技术进一步消除未校正残余像差带来的图像退化,从而获得清晰的星体图像,该技术可同样被应用至获取高分辨率的视网膜图像^[14]。

在自适应光学中波前像差的精确测量至关重要,通常采用基于Hartmann-Shack(H-S)波前传感器的波前探测技术,其工作原理如图1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探测器组成。当准直光束是无像差的平

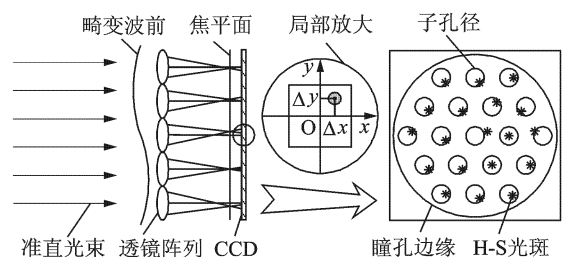


图1 H-S波前传感器工作原理示意图

面波时,则会在 CCD 上成像为规则分布的光斑阵列;但是当光束有像差时,波前发生畸变,在 CCD 上形成不规则的光斑分布。光斑质心在 x 和 y 方向上偏移量与该处波前在 x 和 y 方向的斜率成正比,最后根据光斑质心的偏移量进行基于 Zernike 模式的波前复原重建^[2]。

2.2 基于波前探测图像复原模型初始参数估计

成像系统的 PSF 初始估计由 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

$$W(x, y) = \sum_{i=1}^n c_i z_i(x, y) \quad (4)$$

式中: $W(x, y)$ 为波前像差; c_i 为对应 Zernike 多项式的系数,在本课题中 Zernike 模式项数 n 取 35。成像系统的广义瞳函数可由重建的残余波前计算得到

$$P(x, y) = \exp\left(j \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)\right) \quad (5)$$

式中: $2\pi/\lambda$ 为波数; λ 为波前传感器的工作波长。对广义瞳函数进行傅里叶变换得到系统的 PSF

$$\begin{aligned} \tilde{h}_0(x, y) = & \left| \int_{x'} \int_{y'} P(x', y') \exp(-j2\pi(xx' + yy')) dx' dy' \right|^2 \\ & (6) \end{aligned}$$

进一步得到系统的 OTF

$$\begin{aligned} \hat{H}_0(u, v) = & \int_x \int_y \tilde{h}_0(x, y) \exp(-j2\pi(ux + vy)) dx dy \quad (7) \end{aligned}$$

根据系统的 OTF,目标图像的频域初始估计通过维纳滤波器或伪逆滤波器直接解卷积获得,设 $S_n(u, v)$ 为噪声功率谱, $S_I(u, v)$ 为图像功率谱,得到初始复原结果

$$\begin{aligned} \tilde{F}_0(u, v) = & \frac{G(u, v) \tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2 + \gamma \frac{S_n(u, v)}{S_I(u, v)}} = \\ & \frac{G(u, v) \tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2 + \frac{\gamma}{SNR}} \quad (8) \end{aligned}$$

式中: γ 为调整参数, $\gamma \in [0, 1]$; SNR 为成像系统的信噪比。当系统的噪声特性无法获知时,图像初始复原可简化成伪逆滤波

$$\tilde{F}_0(u, v) = \frac{G(u, v) \tilde{H}_0^*(u, v)}{|\tilde{H}_0(u, v)|^2 + k |C(u, v)|^2} \quad (9)$$

式中: $C(u, v) = I$; k 为复原图像的锐利程度控制参数,在实验中发现当 k 取太小时,复原图像噪声影响比较严重; k 取太大时,图像便更加模糊,具体根据待复原视网膜图像质量而定。

2.3 约束迭代半盲解卷积图像复原

一般的盲解卷积会被认为复原性很少受 PSF 值的影响,往往以一组全 1 的数组作为 PSF 的初始估计,但其在一定程度上放大了对 PSF 的搜索范围,对求解目标在全局内快速收敛极为不利,也难以保证复原解的唯一性。本文则充分利用复原模型中的先验信息,以残余波前重建的 PSF 和由此确定的目标图像初始复原结果作为迭代盲解卷积的初始估计,缩小了复原对象的搜索范围,更有利于向最优解逼近,使迭代算法更可靠,这类图像复原可称为约束迭代半盲解卷积图像复原。该方法很好地解决了 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^[15],在 Davey 修正的频域迭代盲解卷积算法中^[16],加入噪声控制参数,得到改进的解卷积迭代公式

$$\tilde{H}_k(u, v) = \frac{G(u, v) \hat{F}_{k-1}^*(u, v)}{|\hat{F}_{k-1}(u, v)|^2 + \alpha / |\hat{H}_{k-1}(u, v)|^2} \quad (10)$$

$$\tilde{F}_k(u, v) = \frac{G(u, v) \hat{H}_{k-1}^*(u, v)}{|\hat{H}_{k-1}(u, v)|^2 + \beta_k / |\hat{F}_{k-1}(u, v)|^2} \quad (11)$$

式中: $k \geq 1$, 表示第 k 次迭代; $\hat{H}_0(u, v)$, $\hat{F}_0(u, v)$ 分别为上节中得到的初始估计值,即 $\hat{H}_0(u, v) = \tilde{H}_0(u, v)$, $\hat{F}_0(u, v) = \tilde{F}_0(u, v)$, $\tilde{H}_k(u, v)$ 和 $\tilde{F}_k(u, v)$ 经傅里叶反变换后得到空域 $\tilde{h}_k(x, y)$ 和 $\tilde{f}_k(x, y)$,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 $\hat{H}_k(u, v)$ 和 $\hat{F}_k(u, v)$; α, β 为噪声能量控制参数,有助于算法收敛,在实验中发现算法对 α 变化不敏感,因此可以取一常数;而算法对 β 非常敏感。因此对 β 的选取定义代价函数

$$J(\beta) = \frac{\|\tilde{f} - \hat{f}\|^2}{\|\hat{f}\|^2} \quad (12)$$

式中: $\|\cdot\|$ 表示范数运算,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

$$E = \frac{\|g(x, y) - \hat{f}(x, y) \otimes \hat{h}(x, y)\|^2}{\|g(x, y)\|^2} \quad (13)$$

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。通过实验分析当 $\epsilon = 0.25$ 时能取得较好的复原效果。

在上述介绍的方法中可以发现目标图像和 PSF 的约束条件起着关键作用,会影响复原性能。在复原过程中着重考虑了 PSF 的带宽有限约束,因为复原对象在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,使复原图像产生伪信息,更会使迭代估计陷入局部极值,甚至不收敛。对于数字图像处理,PSF 带宽 N_c 的有限约束需在像素范围内实现,设成像系统的 CCD 探测单元大小 $N \times N$ 像素,单个像素大小为 N_μ ,则

$$N_c = \frac{1}{1.22} \cdot \left(\frac{D}{\lambda f} \right) \cdot N_\mu \cdot N \quad (14)$$

式中: $D/\lambda f$ 为 OTF 的截至频率,对于超出 N_c 的傅里叶频率部分用零替换。

除了对 PSF 作带宽有限约束之外还有以下约束:(1)在解卷积过程中,复原性能也会受 PSF 空间支持域影响,因此在迭代过程中需更新 PSF 的空间支持域,作适当裁剪或增补;(2)由于退化模型既不吸收能量也不释放能量,所以 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 为 PSF 的可支持域;(3)PSF 一般具有相称性和零相位,这些限制主要是确保估计算法的稳定性和解的唯一性。对于目标图像应有可靠的支撑域,与模糊图像保持一致可加快算法的收敛速度;目标图像能力应保证非负,满足 $\hat{f}_k(x,y) \geq 0$; 目标图像不可被卷积分解。

3 实验及结果分析

图2 为自适应光学视网膜成像系统原理图,系统主要由 H-S 波前传感器、微机械薄膜变形镜(Micro-machined membrane deformable mirror, MMDM)

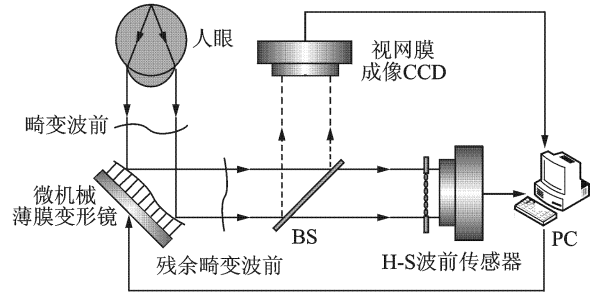


图2 自适应光学视网膜成像系统原理图

和视网膜成像 CCD 组成^[17]。从眼底出射的畸变波前经变形镜校正之后通过 BS 分光镜,一部分进入波前传感器,另一部分进入视网膜成像 CCD。计算机作为控制器根据传感器探测的残余畸变波前信息控制变形镜进行实时校正,当校正后的残余像差满足一定条件时(波前 RMS $<0.1\lambda$),视网膜成像 CCD 开始拍照,计算机同时记录视网膜图像和与之对应的残余波前像差。

图3(a)为受试者 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3(b)为残余像差的重建波前示意图。应用半盲解卷积图像复原方法对视网膜图像进行复原,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,根据式(4~6)得到初始 PSF 估计,分布示意图如图3(c)所示。在式(9)中,取瑞利控制参数 $k=0.01$,得到目标图像初始估计如图3(d)所示。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

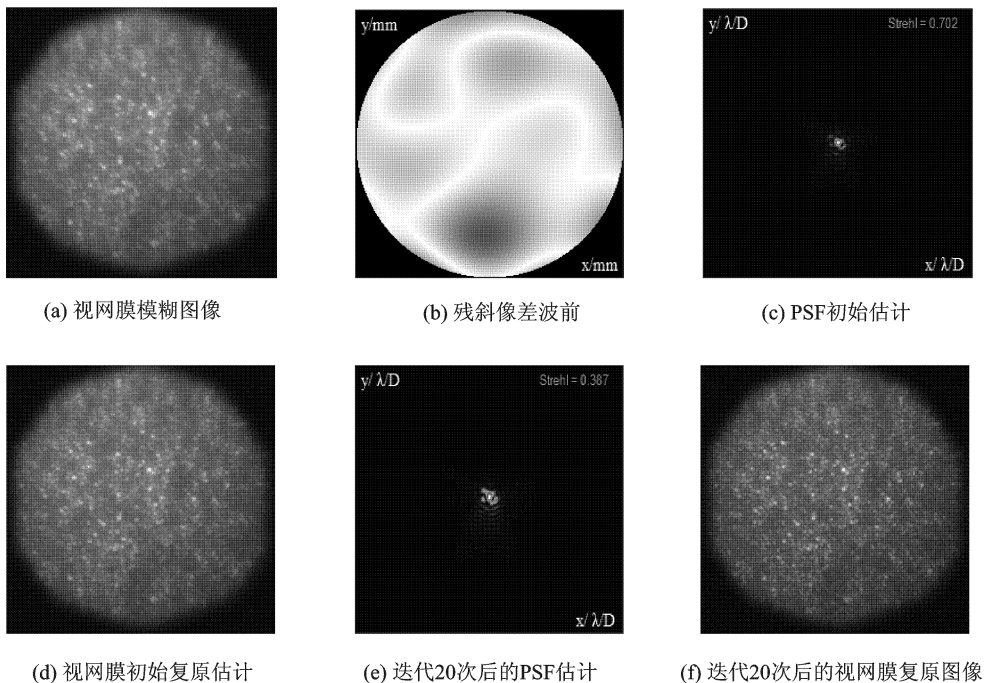


图3 实验结果

后处理,取式(10)中 $\alpha=0.05$,迭代20次后复原结果如图3(f)所示,相比原始模糊图像和初始估计图像质量得到明显提高,对视网膜细胞具有更好的分辨能力,此时迭代估计的PSF如图3(e)所示。同时对视网膜图像进行质量客观评价,由于该类图像没有理想图像作为参照,一般计算灰度平均梯度(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^[7,18],它们都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。原始模糊图像、初始估计和迭代20次复原结果的评价参数如表1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,这一结果与视觉观察的情况一致,另一方面,图像复原的初始估计也起了有利作用。图4为盲解卷积算法(PSF的初始估计为全1的数组)和具有波前探测信息的半盲解卷积算法对视网膜图像复原误差 E 的(式(13))比较,结果同样表明半盲解卷积算法由于充分利用先验信息,在一定程度上缩小了复原求解的搜索范围,有利于复原往收敛的方向逼近,提高了复原算法的可靠性。而盲解卷积算法收敛性不理想,在获得一个较接近的估计或收敛方向时,很有可能在下一次迭代中丧失掉。

表1 图像质量客观评价参数

视网膜图像	评价参数类型		
	GMG	LS	PSV
原始模糊图像(图3(a))	3.858 4	14.242 2	23.460 1
初始估计((图3(d))	4.682 4	20.097 5	31.639 7
迭代20次复原结果(图3(f))	6.517 9	28.284 9	42.005 6

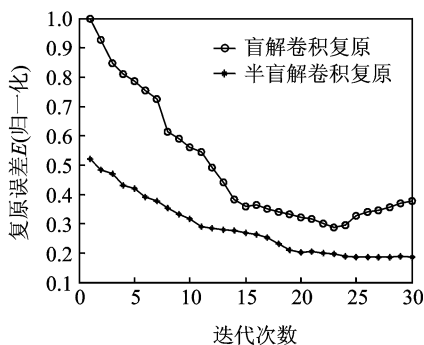


图4 图像复原误差与迭代次数的关系

进一步评价半盲解卷积图像复原方法对视网膜图像的复原效果,分别计算图3(a,d,f)的平均功率谱,结果如图5所示,功率谱以对数坐标显示,同时将空间频率为0的功率谱归一化为1,图中cones下横线表示人眼视网膜细胞的空间频率 f 在70~

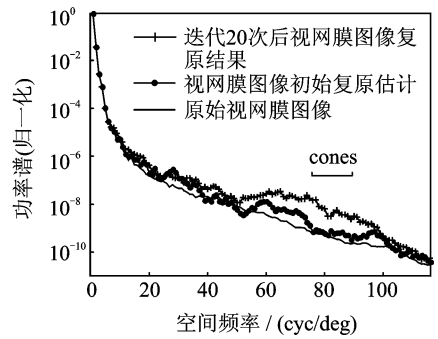


图5 图像复原前后的平均功率谱

90 cyc/deg 范围内^[19]。从图中可以看出,复原后的视网膜图像在70~90 cyc/deg 范围内功率明显提高,在此范围内原始图像的功率平均值为 9.7×10^{-9} ,迭代20次后复原图像的功率平均值为 8.4×10^{-10} ,比原始图像提高了10倍左右;而图像初始复原估计,由于充分利用了先验信息,该空间频率范围内的功率均值为 2.93×10^{-9} ,比原始图像提高了2.5倍左右,这在一定程度上缩小了迭代搜索范围、有助于向目标图像收敛。以上结果表明图像后处理半盲解卷积复原可进一步获取高分辨率视网膜图像。

4 结束语

本文重点是基于波前探测的自适应光学视网膜图像的后处理复原技术研究,利用自适应光学视网膜成像系统像差校正时的残余像差信息重建PSF,为之后的图像复原处理提供初始估计参数,同时为迭代复原算法增加若干约束限制。从对实际视网膜图像复原处理结果来看,提高了视网膜细胞观测的分辨率,能达到预期的观测效果,进一步优化本文介绍的方法将有利于该类眼科检查设备向临床应用发展。下一阶段的研究重点将是面向图像复原的波前重建算法,因为在自适应光学中实时性要求比较高,其中的波前重建算法倾向于满足高速、资源低耗的目的,属于面向校正的波前重建算法,而从自适应光学图像复原角度看,高精度的波前重建算法才是PSF重建的基本要求,更有助于自适应光学视网膜图像复原处理。

参考文献:

- [1] Liang J Z, Williams D R, Miller D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. J Opt Soc Am A, 1997, 14(22): 2884-2892.
- [2] Niu S S, Shen J X, Liang C, et al. High-resolution

- retinal imaging with micro adaptive optics system [J]. *Applied Optics*, 2011, 50(22): 4365-4375.
- [3] 耿则勋, 陈波, 王振国, 等. 自适应光学图像复原理论与方法[M]. 北京: 科学出版社, 2010: 10-15.
Geng Zexun, Chen Bo, Wang Zhenguo, et al.. The theory and algorithms of adaptive optics image restoration[M]. Beijing: Science Press, 2010: 10-15.
- [4] Kundur D, Hatzinakos D. Blind image deconvolution [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1996, 13(3): 43-64.
- [5] Roggemann M C, Welsh B M. Imaging through turbulence[M]. New York: CRC Press, 1996: 247-268.
- [6] 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.
- [7] Nourrit V, Vohnsen B, Artal P. Blind deconvolution for high-resolution confocal scanning laser ophthalmoscopy[J]. *Journal of Optics A*, 2005, 7(10): 585-592.
- [8] 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.
- [9] Christou J D, Roorda A, Williams D R. Deconvolution of adaptive optics retinal images[J]. *J Opt Soc Am A*, 2004, 21(8): 1393-1401.
- [10] Patterson A J, Garway-Heath D F, Crabb D P. Improving the repeatability of topographic height measurements in confocal scanning laser imaging using maximum-likelihood deconvolution [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2006, 47(10): 4415-4421.
- [11] 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 Hao, Lu Jing, Shi Guohua, et al. Deconvolution algorithm of retinal images [J]. *Journal of Optoelectronics Laser*, 2010, 21(10): 1570-1573.
- [12] Li H, Lu J, Shi G H. Real-time blind deconvolution of retinal images in adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy [J]. *Optics Communications*, 2011, 284(13): 3258-3263.
- [13] Babcock H W. The possibility of compensating astronomical seeing [J]. *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*, 1953, 65(386): 229-236.
- [14] Liang J Z, Grimm B, Goelz S, et al. Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor [J]. *J Opt Soc Am A*, 1994, 11(7): 1949-1957.
- [15] Law N F, Lane R G. Blind deconvolution using least squares minimization [J]. *Optics Communication*, 1996, 128(4/6): 341-352.
- [16] Davey B L K, Lane R G, Bates R H T. Blind deconvolution of noisy complex valued image [J]. *Optics Communication*, 1989, 69(5/6): 353-356.
- [17] 沈建新, 钮赛赛. 基于微机械薄膜变形镜的人眼视网膜成像研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2010, 29(1): 111-116.
Shen Jianxin, Niu Saisai. Retina imaging based on micromachined membrane deformable mirror [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2010, 29(1): 111-116.
- [18] 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 Hongnan, Zhong Wen, Wang Jing, et al.. Research of measurement for digital image definition [J]. *Journal of Image and Graphic*, 2004, 9(7): 828-831.
- [19] Rha J, Jonnal R S, Thorn K E, et al. Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging [J]. *Optics Express*, 2006, 14(10): 4552-4569.