

# 基于粒子群优化算法的光学相干层析像差校正方法

毕津慈<sup>1\*\*</sup>, 高志山<sup>1</sup>, 朱丹<sup>1</sup>, 马剑秋<sup>1</sup>, 袁群<sup>1</sup>, 郭珍艳<sup>1</sup>, 屈艺<sup>2\*</sup>, 殷长俊<sup>3</sup>, 徐尧<sup>4</sup>

<sup>1</sup>南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094;

<sup>2</sup>南京理工大学自动化学院, 江苏 南京 210094;

<sup>3</sup>江苏省中医院, 江苏 南京 210029;

<sup>4</sup>江苏曙光光电有限公司, 江苏 扬州 225109

**摘要** 光学相干层析成像系统在扫描成像时, 会不可避免地引入附加像差。此时, 图像细节信息丢失, 无法满足医学成像的高清晰度要求。为此, 提出一种基于粒子群优化算法的像差校正方法。将像差校正过程以滤波形式建模, 由泽尼克多项式的线性组合构成滤波器, 通过选定图像信息熵或图像清晰度作为优化指标, 利用粒子群优化算法进行迭代估计多项式的最佳系数值, 最终得到清晰图像。以分辨率板为仿真目标图像分别加载离焦及低阶混合波前像差, 以图像信息熵和清晰度分别作为评价函数, 复原结果误差均方根误差(RMS)值均小于  $0.1\lambda$ , 得以清晰成像; 实验采集洋葱细胞图像, 以信息熵作为评价指标, 校正像差后其下降 18%; 采集葡萄组织图像, 以清晰度作为评价指标, 校正像差后其上升 36%; 细胞和组织轮廓信息均得以分辨。

**关键词** 成像系统; 生物医学成像; 光学相干层析; 像差校正; 泽尼克多项式; 粒子群优化

中图分类号 TN247

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202040.1011002

## An Optical Coherence Tomographic Aberration Correction Method Based on the Particle Swarm Optimization Algorithm

Bi Jinci<sup>1\*\*</sup>, Gao Zhishan<sup>1</sup>, Zhu Dan<sup>1</sup>, Ma Jianqiu<sup>1</sup>, Yuan Qun<sup>1</sup>, Guo Zhenyan<sup>1</sup>,  
Qu Yi<sup>2\*</sup>, Yin Changjun<sup>3</sup>, Xu Yao<sup>4</sup>

<sup>1</sup> School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,  
Nanjing, Jiangsu 210094, China;

<sup>2</sup> School of Automation, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China;

<sup>3</sup> Jiangsu Province Hospital of Chinese Medicine, Nanjing, Jiangsu 210029, China;

<sup>4</sup> Jiangsu Shuguang Opto-Electronics Co. Ltd., Yangzhou, Jiangsu 225109, China

**Abstract** An optical coherence tomography system will inevitably introduce additional aberration into scanning imaging. Thus, image details are lost, and the high definition requirements of medical imaging cannot be satisfied. In this study, we proposed an aberration correction method based on the particle swarm optimization algorithm. The aberration correction method was modeled as a filtering process based on a linear combination of the Zernike polynomials. The particle swarm optimization algorithm was used to iteratively estimate the optimal coefficient value of the polynomials by considering the image information entropy or sharpness as the optimization index. Further, the resolution plate was used as the simulation target image to load the defocused and low-order mixed wavefront aberrations. The image information entropy and sharpness were considered to be the evaluation functions. The root mean square error values of the restoration results were less than  $0.1\lambda$ , so the clear imaging can be obtained. For the experimentally collected onion cells, the information entropy was considered to be the evaluation index, which decreased by 18% after aberration correction. However, for the collected grape tissue image, sharpness was considered to be the evaluation index, which increased by 36% after aberration correction.

**Key words** imaging systems; medical and biological imaging; optical coherence tomography; aberration correction; Zernike polynomials; particle swarm optimization

**OCIS codes** 110.1650; 170.3880; 170.1650; 030.4280; 080.1753

收稿日期: 2020-01-14; 修回日期: 2020-02-15; 录用日期: 2020-02-26

基金项目: 国家重点研发计划(2019YFB2005500)、国家自然科学基金(U1931120, 61701239)、江苏省自然科学基金(BK20170852)、中央高校基本科研业务专项(30917011107, 30918014115-004, 30919011277)

\* E-mail: njstqy@163.com; \*\* E-mail: bijinci@njst.edu.cn

# 1 引 言

光学相干层析术(OCT)是20世纪90年代提出的一种新型生物医学影像成像技术,其具有对生物样品无侵入式、高分辨率和快速成像等特点。此项技术一经提出就受到人们广泛的青睐。

但OCT在对体层深度一定的样品成像中,会不可避免地引入随样品层厚度变化的离焦像差,且视场扫描会产生球差、像散以及彗差,这些像差会使图像分辨率下降、组织边缘模糊不清,以致图像无法满足医学成像的高清晰度要求。针对这个问题,通过优化设计复杂透镜组,可以实现像差的静态校正,但这种方法无法灵活地校正因样品层深度变化引起的像差,难以满足具有一定体层深度样品的清晰成像需求。传统的自适应光学方法多数基于硬件的适应光学方法(HAO),如使用波前传感器或空间光调制器等对波前进行物理传感和修正<sup>[1-2]</sup>,该方法光学结构复杂,元器件昂贵。部分国内外学者们致力于通过软件算法校正波前,其中主要包括:基于子孔径的数字自适应光学<sup>[3]</sup>(DAO),通过分区域对波前进行高精度的像差校正,但需确定子孔径大小及重叠区域用以分割图像,过程繁琐复杂;基于前向模型<sup>[4]</sup>(FM)的相位校正模型,通过利用已知像差因子对波前进行高精度的像差校正,但需获知成像系统具体参数,不适用于像差盲校正;较为主流的干涉合成孔径显微镜方法<sup>[5-6]</sup>(ISAM),其采用在波数范围内进行插值重采样的方法对波前进行高精度的离焦校正,但只能校正离焦像差,无法满足混合像差校正需求。

目前,在OCT研究领域,出现一种计算自适应光学方法<sup>[5,6-9]</sup>(CAO),其原理为将光瞳函数表示为Zernike多项式的线性组合,利用评价指标优化光瞳函数。Adie等<sup>[5]</sup>提出通过改变Zernike多项式的系数来优化光瞳函数,同时监控评价函数的变化

趋势,但这种方法无法实现自动校正,应用领域受限;Pande等<sup>[8]</sup>提出的弹性反向传播(Rprop)算法可以实现图像像差自动校正,且无需获取成像系统具体参数,但该算法利用了评价函数与Zernike多项式系数之间的可导特性,因此评价函数的选择具有一定的局限性。

粒子群优化算法(PSO)是由Kennedy和Eberhart在1995年共同提出<sup>[10]</sup>,其以动物的社会行为观察结果为基础,因其具有能够快速地收敛、普适地选取评价函数以及求解实数编码等优点,已在融合分类、图像分割、系统辨识以及神经网络训练等领域中得到良好的应用<sup>[11-12]</sup>。

本文针对OCT扫描成像过程中引入的附加像差及视场扫描产生的像差,充分发挥粒子群优化算法的有效收敛性以及评价函数多样性等优点,将其应用于en-face图像像差校正。本文将从像差校正原理以及算法构建流程两方面进行具体阐述,并对仿真图像与实验图像进行像差校正,得到了清晰图像,同时验证了方法的有效性。

## 2 基本原理

### 2.1 光学像差相位滤波器的构建

如果OCT系统存在像差,则光源功率谱密度发生变化,由之重构样品结构信息时,强度值就会偏离理想值,造成层状信息变化,从而无法得到理想的清晰图像,因此需对图像进行像差校正。本研究考虑一个en-face图像 $g(x, y)$ 和其对应的傅里叶域图像 $G(u, v)$ 。 $g(x, y)$ 可以认为是从OCT系统三维数据 $I(x, y, k)$ (像素大小为 $M \times N \times Z$ )中提取出的一幅经过图像预处理后的复值图像。校正像差的过程是对傅里叶域中带有像差的图像引入合适的相位滤波器 $\phi(u, v)$ <sup>[13]</sup>,从而获得校正后的清晰图像 $h(x, y)$ 。具体过程如图1所示。

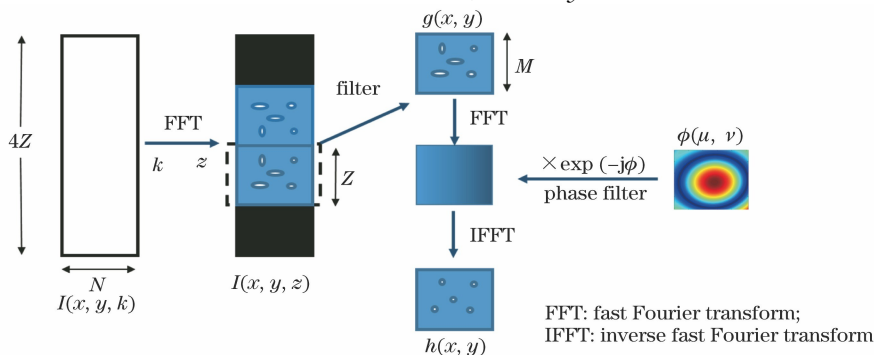


图1 像差校正模型

Fig. 1 Aberration correction model

具体过程阐述如下:

$$H(u, v) = G(u, v) \exp[-j\phi(u, v)], \quad (1)$$

在像差校正过程中,选取两种评价指标。第一种为图像信息熵  $E^{[14]}$ ,其计算公式为

$$E(x, y) = - \sum_{x, y} h(x, y) \text{lb}[h(x, y)], \quad (2)$$

它是描述图像信息量的物理量,信息熵  $E$  越小,则图像还原所需的信息量越少。第二种为图像清晰度  $S^{[8]}$ ,图像越清晰,则其值越大,计算公式为

$$S(x, y) = \sum_{x, y} [h(x, y)h^*(x, y)]^2, \quad (3)$$

其中,

$$h(x, y) =$$

$$\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \left[ \sum_{y=0}^{N-1} H(u, v) \exp\left(j \frac{2\pi v y}{N}\right) \right] \exp\left(j \frac{2\pi \mu x}{M}\right). \quad (4)$$

相位滤波器则表示为 Zernike 多项式  $Z_k(u, v)$  的加权和,  $k$  为 Zernike 多项式对应项数,表达式为

$$\phi(u, v) = \sum_{k=1}^K C_k Z_k(u, v). \quad (5)$$

获得校正后图像  $h(x, y)$  的问题,则等价于利用最优优化算法寻找 Zernike 多项式最佳权重或系数  $C = [C_1, C_2, \dots, C_K]^T$ 。<sup>[15]</sup>

## 2.2 粒子群优化算法的构建

在粒子群优化算法中,鸟群模型被抽象为没有质量和体积的“粒子”模型,除去种群间历史最优状态对“粒子”运动速度与方向的影响,“粒子”也受到自己本身的历史状态信息影响;总之,“粒子”的运动速度及方向会受到个体本身以及种群历史最优信息的影响,从而完成“粒子”在解空间的最优探索。本研究利用粒子群优化算法对 OCT 系统图像进行像差校正的具体过程阐述如下:

假设在  $K$  维的系数搜索空间中,将 Zernike 多项式各项系数值视作粒子,  $N$  个粒子组成一个种群,其中第  $i$  个粒子表示为一个  $K$  维的向量,  $C_k$  表示第  $k$  个粒子的取值,建模为 Zernike 多项式对应各项系数,即

$$C_i = (C_{i1}, C_{i2}, \dots, C_{iK}), i = 1, 2, \dots, N, \quad (6)$$

第  $i$  个粒子移动速度也是一个  $K$  维的向量,可以称为步长,表达式为

$$V_i = (V_{i1}, V_{i2}, \dots, V_{iK}), i = 1, 2, \dots, N. \quad (7)$$

为了防止 Zernike 像差校正项之间出现耦合,分别考虑个体最优与全局最优解,将第  $i$  个粒子目前搜索到的最优位置称为个体最优解,即

$$E_{\text{best}} = (C_{e1}, C_{e2}, \dots, C_{eK}), \quad (8)$$

而整个粒子群搜索到的全局最优解则为

$$G_{\text{best}} = (C_{g1}, C_{g2}, \dots, C_{gK}), \quad (9)$$

利用个体最优解和全局最优解来更新步长和系数,即

$$V_{i+1} = W \times V_i + \xi_1 \times R_1 \times (E_{\text{best}} - C_i) + \xi_2 \times R_2 \times (G_{\text{best}} - C_i), \quad (10)$$

$$C_{i+1} = C_i + V_i, \quad (11)$$

式中:  $W$  是惯性常量,设定为 1;  $R_1, R_2$  是  $[0, 1]$  范围内的随机数;  $\xi_1$  是加速常数,主要控制个体最优解对更新迭代步长的影响,设定为 2;  $\xi_2$  是学习率,主要体现全局最优解对求解值的影响,设定为 2。

算法流程图如图 2 所示。

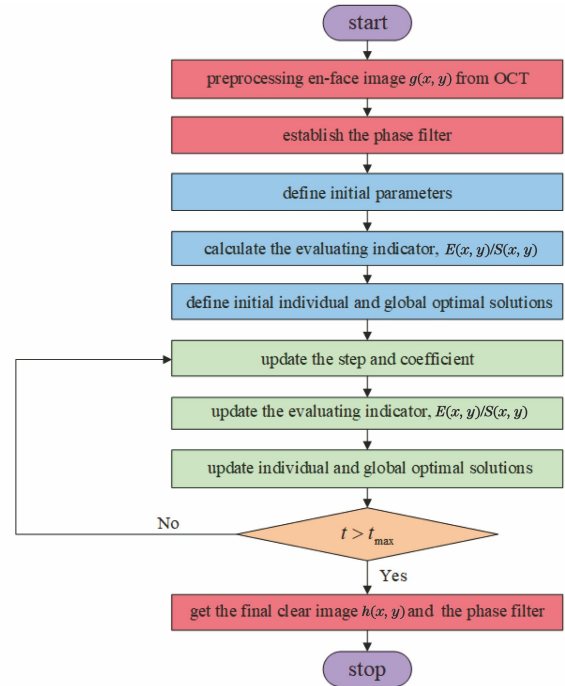


图 2 粒子群算法流程图

Fig. 2 Flow chart of particle swarm optimization

## 3 数值模拟仿真及分析

数值模拟仿真采用均匀照明的美国空军标准 (USAF) 1951 分辨率板作为扩展目标图像,成像光束中心波长  $\lambda$  为 900 nm,采样像素点数为  $256 \times 256$ 。该仿真系统可同时获取目标光场波前信息与受到扰动的目标图像。

分别选取离焦及低阶混合像差(离焦、像散、彗差、球差),对基于目标图像的波前信息和图像的性能指标进行模拟仿真。图 3 为仅加载离焦的波前像差仿真图;图 4 为加载低阶混合像差的波前像差仿真图。其中,在低阶混合像差图像中,加入高斯噪声和散斑噪声的混合,模拟 OCT 系统实验中的系统

噪声。同时,为验证粒子群优化算法在选取评价函数时的普适性,采用图像信息熵与图像清晰度分别

作为评价指标对待校正像差图像进行像差校正,结果如图 4 所示。

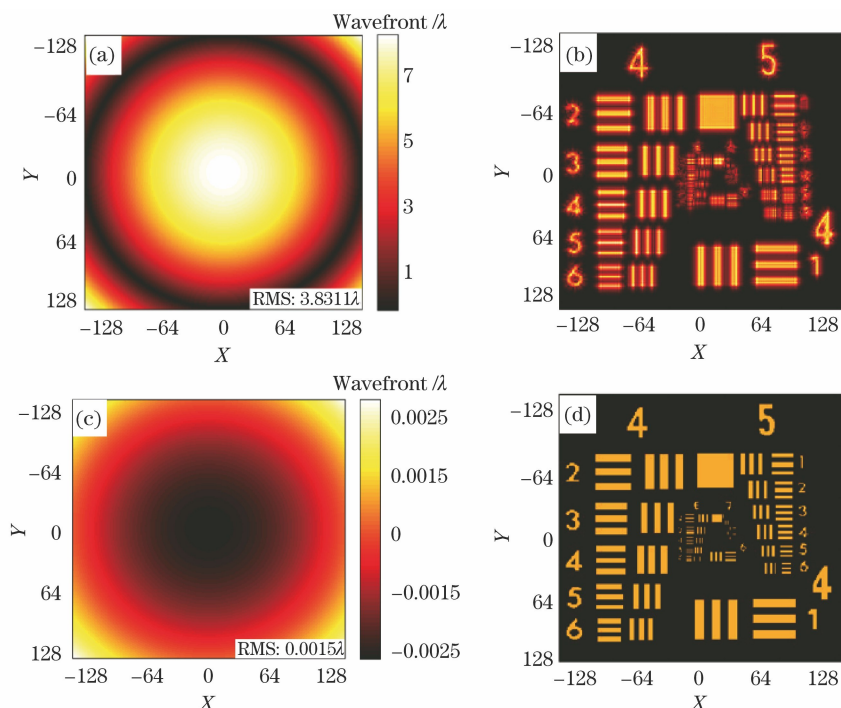


图 3 离焦波前像差仿真实验结果。(a)仅加载离焦波前;(b)模糊图像;(c)复原波前残差分布;(d)消去离焦像差清晰图像  
Fig. 3 Simulation results of defocused wavefront aberration. (a) Loaded defocused wavefront; (b) blurred image;

(c) recovered wavefront residual distribution; (d) defocused image

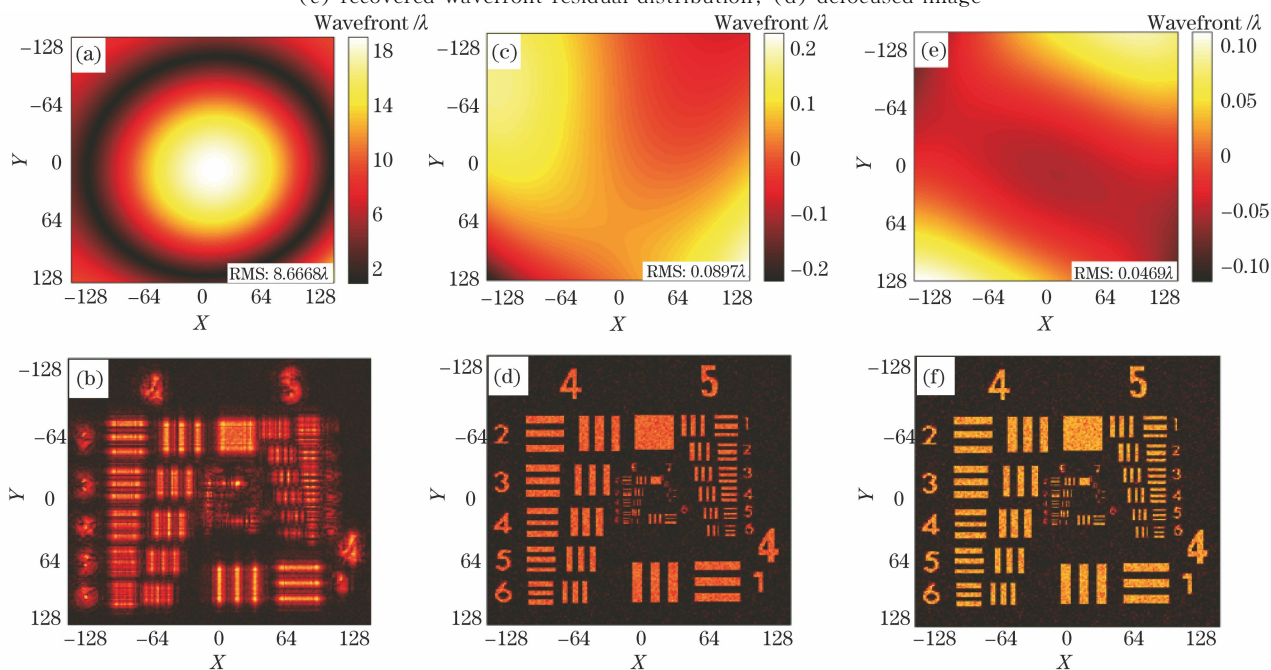


图 4 低阶混合波前像差仿真实验结果。(a)加载低阶混合像差的波前像差;(b)模糊图像;(c)(d)图像信息熵作为评价指标的复原波前残差分布与清晰图像;(e)(f)图像清晰度作为评价指标的复原波前残差分布与清晰图像

Fig. 4 Simulation results of low-order mixed wavefront aberration. (a) Loaded low-order mixed wavefront aberration; (b) blurred image; (c) (d) reconstructed wavefront residual distribution and clear image with image information entropy as evaluation index; (e) (f) reconstructed wavefront residual distribution and clear image with image clarity as evaluation index



从仿真结果可以得到,在离焦像差的影响下,目标图像变得模糊。采用本文提出的图像清晰化方法后,1951分辨率板图像的清晰化程度得到有效提高,复原波前残差均方根误差(RMS)值为 0.0015λ。

如图 4 所示,在低阶混合像差的影响下,图像质量下降,在分别采用图像信息熵与图像清晰度作为评价指标对其进行像差校正后,其复原波前残差 RMS 值分别为 0.0897λ 和 0.0469λ。图 5 为加载的波前像差 Zernike 多项式系数与采用信息熵与清晰度作为评价指标复原的波前像差系数对比图,由结果可知,粒子群优化算法可以在多重评价函数约束下有效收敛,本文所提方法可有效校正波前像差。

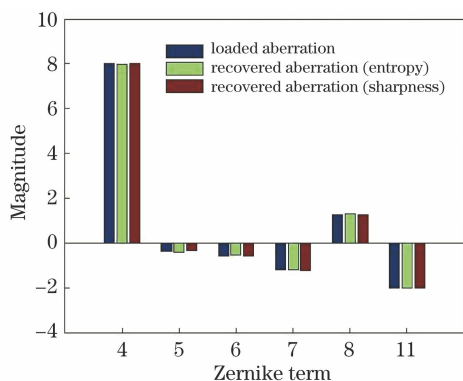


图 5 加载与复原的波前像差泽尼克多项式系数对比图  
Fig. 5 Comparison of Zernike polynomials coefficients of wavefront aberration loaded and restored

本文所提方法的计算时间取决于多种因素,比如图像大小、像差大小、选定优化的 Zernike 多项式项数数量以及计算机硬件配置等。在 Intel i5 2.60 GHz 处理器和 4 GB RAM 的 Windows 机器上,应用本文方法校正模拟仿真波前像差的具体效率分析如

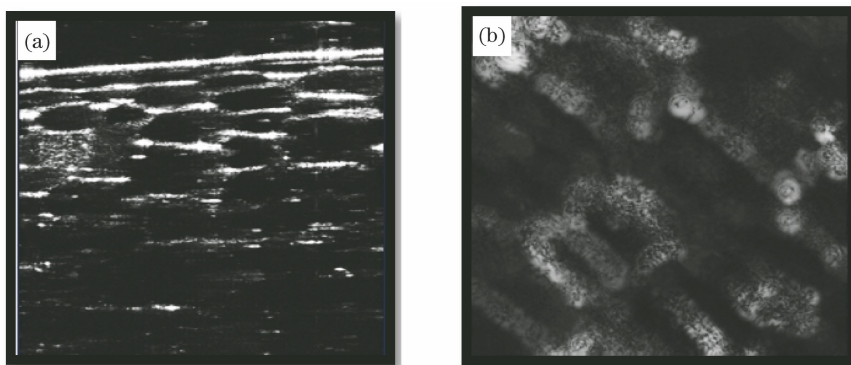


图 6 洋葱细胞实验图像。(a) OCT 断层图; (b) en-face 图像  
Fig. 6 Experimental images of onion cells. (a) OCT tomogram; (b) en-face image

图 7(a)为存在像差的洋葱细胞图像,其位于焦平面下方 22 μm 位置处,图中方框部位的细胞组织因像差影响,轮廓不清;图 7(b)显示了经过本文所

表 1 所示。

表 1 校正模拟仿真波前像差的效率分析  
Table 1 Efficiency analysis of correcting wavefront aberrations of simulation

Type of target image type	Pixel size	Type of aberration	Processing time /s
Resolution plate (Fig. 3)	256×256	Defocus	8
Resolution plate (Fig. 4)	256×256	Defocus, astigmatism, coma and spherical aberration	55

本文所提像差校正方法是在数据采集后执行的,因此对于时效性没有过多要求,但也正在尝试通过算法的改进与硬件方面的提高来尽量缩短图像处理时间。与此同时,本方法具有能够同时校正多种类型像差,选择评价函数不受约束条件的限制,可以有效收敛等明显优势。

#### 4 实验研究

在验证了所提像差校正方法在仿真图像上的有效性后,对不同样品的 en-face 图像进行实验验证。样本数据采自索雷博 SD-OCT 实验系统(型号: GAN620C1),其光源中心波长为 900 nm,纵向分辨率为 3.0 μm,横向分辨率 4.0 μm。

图 6(a)为洋葱细胞的 OCT 断层图,可见系统轴向分辨率满足洋葱细胞清晰成像要求,具有良好的分辨能力;图 6(b)则为一幅洋葱细胞 en-face 图像,其对应于焦平面下方的位置处,由于像差的存在,其点扩展函数(PSF)展宽,使得图像边缘出现明显的模糊现象。

提像差校正方法处理后的洋葱组织图像,图像清晰,可以分辨出细胞组织边缘,能够更好地划分组织边界。图像信息熵在像差校正过程中,由初始的 4.86

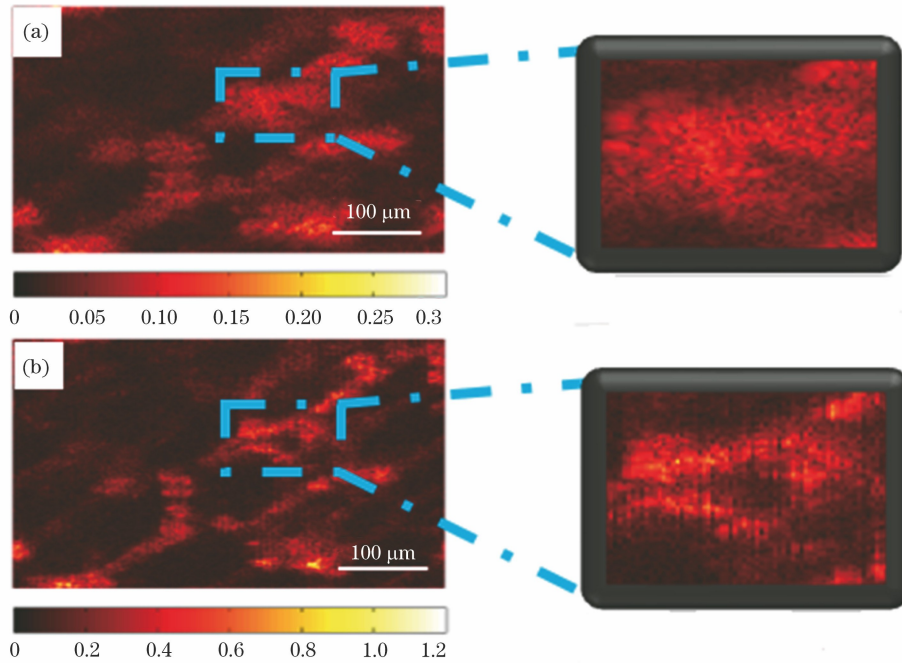


图 7 洋葱细胞实验图像。(a)待校正像差模糊图像；(b)清晰图像

Fig. 7 Onion tissue cell images. (a) Blurred image to be corrected; (b) clear image

下降到 3.98,相较于校正像差前,下降 18%。

第二个实验样品为葡萄组织细胞。在本次实验中,采用图像清晰度作为评价函数,对图像进行像差校正。初始待校正图像、校正后的清晰图像

如图 8 所示,校正后的图像质量得到肉眼可见的提高,组织边界也更清晰。图像清晰度在像差校正过程中,由初始的 0.64 上升到 0.87,相较于校正像差前,上升 36%。

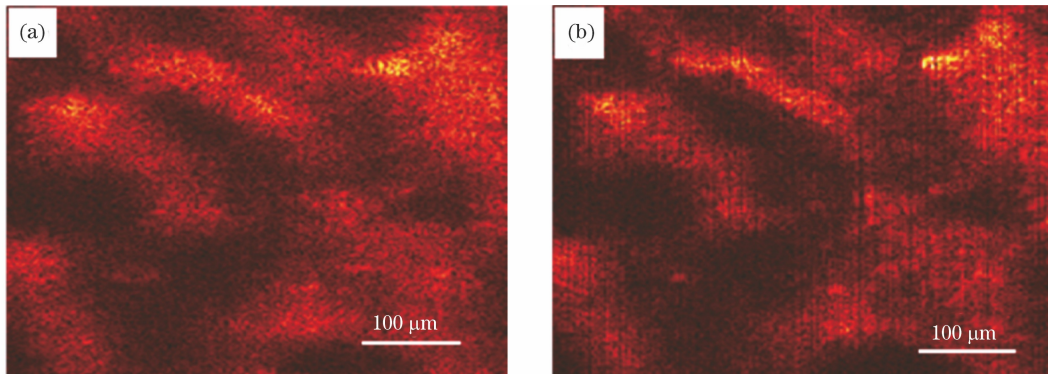


图 8 葡萄组织细胞图像。(a)待校正像差图像；(b)清晰化图像

Fig. 8 Grape tissue cell images. (a) Image to be corrected; (b) clear image

由于样品的深度与扫描角度不同,系统的像差和噪声都会有所区别,因此算法对于同一样品不同深度或者不同样品的优化每次都需要重新计算。在相同的仿真处理环境中,本文所提方法校正洋葱细胞图像像差(像素尺寸为 256 pixel×256 pixel)所需平均时间为 160 s;校正葡萄细胞图像像差(像素尺寸为 256 pixel×256 pixel)所需平均时间为 145 s。

## 5 结 论

基于粒子群优化算法的 OCT 像差校正方法对

模拟数据与实验数据图像进行了处理,以分辨率板为仿真目标图像:仅加载离焦像差,采用图像信息熵作为评价指标,复原残差 RMS 值为 0.0015λ;加载低阶混合像差,分别采用图像信息熵与清晰度作为评价指标,复原残差 RMS 值分别为 0.0897λ 和 0.0469λ,复原结果误差 RMS 值均小于 0.1λ,得以清晰成像;以洋葱细胞作为实验样品,校正像差后细胞组织清晰可见,图像信息熵下降 18%;以葡萄组织图像作为实验样品,校正像差后组织轮廓得以分辨,图像清晰度上升 36%。结果表明,本文所提的像差

校正方法能够同时校正多种类型像差,选择评价函数不受约束条件的限制,并且可以有效收敛。

## 参 考 文 献

- [1] Cua M, Wahl D J, Zhao Y, et al. Coherence-gated sensorless adaptive optics multiphoton retinal imaging [J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 32223.
- [2] Zhu Y, Gao W R, Guo Y C. A method of improving imaging quality of full-field optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(5): 0517001.  
朱越, 高万荣, 郭英呈. 提高全场光学相干层析系统成像质量的方法 [J]. *光学学报*, 2015, 35(5): 0517001.
- [3] Kumar A, Drexler W, Leitgeb R A. Subaperture correlation based digital adaptive optics for full field optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2013, 21(9): 10850.
- [4] Kumar A, Drexler W, Leitgeb R A. Numerical focusing methods for full field OCT: a comparison based on a common signal model [J]. *Optics Express*, 2014, 22(13): 16061.
- [5] Adie S G, Graf B W, Ahmad A, et al. Computational adaptive optics for broadband optical interferometric tomography of biological tissue [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2012, 109(19): 7175-7180.
- [6] Xu Y, Liu Y Z, Boppart S A, et al. Automated interferometric synthetic aperture microscopy and computational adaptive optics for improved optical coherence tomography [J]. *Applied Optics*, 2016, 55(8): 2034.
- [7] Wang Q, Peng H L, Wang P H, et al. Dither removing of three-dimensional optical coherence tomography retinal image [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0317001.  
汪权, 朋汉林, 汪平河, 等. 光学相干层析成像眼底视网膜三维图像去抖动方法 [J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0317001.
- [8] Pande P, Liu Y Z, South F A, et al. Automated computational aberration correction method for broadband interferometric imaging techniques [J]. *Optics Letters*, 2016, 41(14): 3324-3327.
- [9] Liu Y Z, South F A, Xu Y, et al. Computational optical coherence tomography [Invited] [J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(3): 1549.
- [10] Trelea I C. The particle swarm optimization algorithm: convergence analysis and parameter selection [J]. *Information Processing Letters*, 2003, 85(6): 317-325.
- [11] Zhang P G, Yang C L, Xu Z H, et al. Hybrid particle swarm global optimization algorithm for phase diversity phase retrieval [J]. *Optics Express*, 2016, 24(22): 25704-25717.
- [12] Li L J, Liu T F, Sun M J. Phase retrieval utilizing particle swarm optimization [J]. *IEEE Photonics Journal*, 2018, 10(1): 1-9.
- [13] Hofer H, Sredar N, Queener H, et al. Wavefront sensorless adaptive optics ophthalmoscopy in the human eye [J]. *Optics Express*, 2011, 19(15): 14160-14171.
- [14] Fienup J R, Miller J J. Aberration correction by maximizing generalized sharpness metrics [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2003, 20(4): 609-620.
- [15] Fienup J R. Synthetic-aperture radar autofocus by maximizing sharpness [J]. *Optics Letters*, 2000, 25(4): 221-223.