

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905110

# 基于动态权重 PSO 算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测\*

付雪松<sup>1</sup>, 王建林<sup>1</sup>, 胡志雄<sup>2</sup>, 郭永奇<sup>1</sup>, 邱科鹏<sup>1</sup>

(1. 北京化工大学信息科学与技术学院 北京 100029; 2. 中国计量科学研究院 医学与生物计量研究所 北京 100029)

**摘要:**眼科光学相干层析成像(OCT)设备的横向分辨率检测易受光斑噪声和干涉条纹影响,为提高横向分辨率检测精度,提出一种基于动态权重粒子群优化(DWPSO)算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测方法。通过构造动态权重因子对局部 PSO 算法进行改进,构建了 DWPSO 算法;建立了光束光强分布模型,采用 DWPSO 算法辨识模型参数并获得光束宽度,应用最小二乘算法拟合光束宽度得到数值孔径,用于实现眼科 OCT 设备横向分辨率检测。实验结果表明:DWPSO 算法与其他相关算法相比较能够快速得到光束光强分布模型的全局最优解;被测眼科 OCT 设备在近焦点位置的横向分辨率为 18.21  $\mu\text{m}$ ,远焦点位置的横向分辨率为 49.91  $\mu\text{m}$ ,该横向分辨率检测方法使光斑噪声和干涉条纹的影响有效降低,具有较好的噪声鲁棒性。

**关键词:**眼科光学相干层析成像设备;横向分辨率;数值孔径;粒子群优化算法

**中图分类号:** TH786 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

## Lateral resolution detection for ophthalmic OCT equipment based on dynamic weight PSO algorithm

Fu Xuesong<sup>1</sup>, Wang Jianlin<sup>1</sup>, Hu Zhixiong<sup>2</sup>, Guo Yongqi<sup>1</sup>, Qiu Kepeng<sup>1</sup>

(1. College of Information Science and Technology, Beijing University of Chemical Technology, Beijing 100029, China;

2. Division of Medical and Biological Measurement, National Institute of Metrology, Beijing 100029, China)

**Abstract:** The lateral resolution detection of ophthalmic optical coherence tomography (OCT) equipment is easily affected by the noise and interference fringes in spot image. To improve the accuracy of lateral resolution detection, an ophthalmic OCT equipment lateral resolution detection method based on dynamic weight particle swarm optimization (DWPSO) algorithm is proposed. Firstly, through constructing the dynamic weight factor, the local PSO algorithm is improved and the DWPSO algorithm is established. Then, the beam intensity distribution model is established. The DWPSO algorithm is adopted to identify the beam intensity distribution model parameters, and the beam width is obtained. Finally, the least squares algorithm is used to fit the beam width, and the numerical aperture is obtained. On this basis, the numerical aperture is used to achieve the lateral resolution detection of ophthalmic OCT equipment. The experiment results indicate that the DWPSO algorithm can quickly obtain the global optimal solution of the beam intensity distribution model compared with other algorithms. The lateral resolution of the measured ophthalmic OCT equipment is 18.21  $\mu\text{m}$  on close focus, and its lateral resolution is 49.91  $\mu\text{m}$  on far focus. The proposed lateral resolution detection method can effectively reduce the influence of noise and interference fringes in spot image, and has good noise robustness.

**Keywords:** ophthalmic optical coherence tomography (OCT) equipment; lateral resolution; numerical aperture; particle swarm optimization (PSO) algorithm

## 0 引言

光学相干层析成像(optical coherence tomography,

OCT)技术具有高灵敏度、无创、高分辨率等优点,被广泛应用于生物医学、考古探测、工业检测等多个领域<sup>[1-3]</sup>。在眼科 OCT 设备中,横向分辨率直接影响着眼科 OCT 设备的成像质量及眼科疾病的诊断,准确检测眼科 OCT 设

备的横向分辨率,能实现对眼科 OCT 设备的检定,确保眼科疾病诊断的准确性<sup>[4]</sup>。

目前,主要的眼科 OCT 设备横向分辨率检测方法有基于分辨率板的检测方法<sup>[4-5]</sup>和基于点扩散函数的检测方法<sup>[6-7]</sup>。基于分辨率板的检测方法依赖于靶板图案线宽,受靶板图案线宽制作的制约,难以获得较高的横向分辨率。基于点扩散函数的检测方法对点扩散函数模体材料的选择有严格的要求,微粒的大小及混杂程度选取不当会导致检测结果有较大偏差。近年来出现的光束聚焦特性检测方法,其主要实现方式为利用瑞利宽度<sup>[8]</sup>或数值孔径<sup>[9]</sup>(numerical aperture, NA)实现眼科 OCT 设备横向分辨率的检测。瑞利宽度利用瑞利判据实现眼科 OCT 设备横向分辨率的检测,但瑞利宽度对单点光斑直径测量精度要求较高,制约着横向分辨率的检测;NA 方法依据 NA 计算眼科 OCT 设备横向分辨率<sup>[10]</sup>,采用 NA 通过多半径拟合可避免瑞利宽度中高精度测量光斑直径的问题,但易受到眼科 OCT 设备光束光斑噪声和干涉条纹的影响,导致横向分辨率检测结果一致性较差,难以获得高分辨率检测。采用光束模型表征光束轴向光斑可以有效减小噪声和干涉条纹对光束宽度检测的影响<sup>[11]</sup>,并利用优化算法对光束模型进行参数辨识,可实现模型对光斑光强的表征。单纯形法<sup>[12]</sup>、共轭梯度法<sup>[13]</sup>、Levenberg-Marquardt<sup>[14]</sup>等传统优化算法可以实现光束模型参数辨识,但在光束模型比较复杂时难以获得全局最优解;遗传算法<sup>[15]</sup>、模拟退火算法<sup>[16]</sup>、差分进化算法<sup>[17]</sup>等智能优化算法可以获得全局最优解,但是存在着求解效率低、收敛速度慢的问题。粒子群优化(particle swarm optimization, PSO)算法<sup>[18]</sup>能很好地解决复杂光束模型参数辨识问题,在光束模型比较复杂时可以获得全局最优解,并且具有参数设置少、求解方便、收敛速度快的优势<sup>[19-21]</sup>,但存在易陷入局部最优的缺陷;同时,在 PSO 算法迭代初期,粒子聚合度较小,寻优耗时较长,影响模型参数辨识效率;因此,利用 PSO 算法的优势,并对其进行改进,提高其粒子更新速度,将改进的 PSO 算法用于眼科 OCT 设备光束光强分布模型参数辨识,能提高横向分辨率检测的准确性。

为减小横向分辨率检测中光斑噪声和干涉条纹的影响,本文提出一种基于动态权重粒子群优化(dynamic weight PSO, DWPSO)算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测方法,该方法建立眼科 OCT 设备光束光强分布模型,通过椭圆拟合光斑边缘并获得拟合参数,确定 DWPSO 算法寻优空间;采用 DWPSO 算法对眼科 OCT 设备光束光强分布模型参数辨识得到光束宽度,利用最小二乘算法获得 NA,并由中心波长和 NA 得出眼科 OCT 设备横向分辨率。

## 1 DWPSO 算法

局部 PSO 是一种利用粒子自身和邻居信息的 PSO 算法,其采用粒子自身和邻居中的最优位置更新速度,易找到全局最优解,但收敛速度慢。为了提高粒子收敛速度,通过引入  $\arccot(x)$  函数、平移系数  $\alpha$  和缩放系数  $\beta$ ,结合粒子聚合度构造动态权重因子  $\omega_d$ ,构建 DWPSO 算法,利用当前迭代的粒子速度  $v(k)$  结合  $\omega_d$ ,与粒子最优位置  $x_{pbest}$  和邻居粒子最优位置  $x_{nbest}$ 、最差位置  $x_{nworst}$  共同估计下一迭代的速度  $v(k+1)$ ,并利用  $v(k+1)$  和当前粒子位置  $x(k)$  估计下一次迭代位置  $x(k+1)$ 。由  $\alpha$  和  $\beta$  灵活改变  $\omega_d$  的变化率,利用  $\omega_d$  动态调节粒子速度更新的权重,在粒子聚合度低的寻优初期提高速度权重,快速找到全局最优区域,寻优后期降低速度权重,快速找到全局最优,提高粒子的寻优效率。

DWPSO 算法表示为

$$v(k+1) = \omega_d \cdot v(k) + c_1 \cdot r_1 \cdot [x_{pbest}(k) - x(k)] + c_2 \cdot r_2 \cdot [x_{nbest}(k) - x(k)] - c_3 \cdot r_3 \cdot [x_{nworst} - x(k)] \quad (1)$$

$$x(k+1) = x(k) + v(k+1) \quad (2)$$

$$p = \frac{s \cdot f_{gbest}}{\sum_{i=1}^s f_{ibest}} \quad (3)$$

$$\omega_d = 0.4 \cdot \left( \arccot\left(\frac{k - \alpha}{\beta}\right) + \pi \right) + 0.3p \quad (4)$$

式中: $k$  为第  $k$  次迭代; $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  为学习因子; $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$  为相互独立的  $(0, 1)$  区间的随机数; $s$  为邻居粒子个数; $f_{gbest}$  为全局最优解的适应值; $f_{ibest}$  为当前邻居粒子的适应值; $\arccot(x)$  的取值范围为  $(0, 2\pi)$ 。

通过构造的  $\omega_d$  能提高粒子初始寻优速度,跳出局部最优,并在寻优后期降低速度,快速找到全局最优值,期望能解决粒子聚合度寻优初期常易陷入局部最优的难题,以为下一步提高眼科 OCT 设备横向分辨率的检测精度做准备。

## 2 基于 DWPSO 算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测

通过建立眼科 OCT 设备光束光强分布模型,采用椭圆拟合光斑边缘并获得拟合参数,确定 DWPSO 算法寻优空间;采用 DWPSO 算法辨识光束光强分布模型参数,并从参数中获得光束宽度,利用最小二乘算法拟合光束宽度得到 NA,进而实现眼科 OCT 设备横向分辨率检测。

### 2.1 光束光强分布模型

眼科 OCT 设备采用超辐射发光二极管(superlumin-

escent diode, SLD) 作为光源, SLD 光源光束进入 ABCD 光学元件到离开光学元件均为线性变换, 且 SLD 光束在空间传输满足高斯函数, 将所有 OCT 中的光学元件等效为一个 ABCD 光学系统。在 ABCD 光学系统中, 二维高斯光束的入射面( $z=0$ )场分布为<sup>[22]</sup>:

$$E(x_0, y_0, 0) = E_0 \exp\left(-\frac{x_0^2 + y_0^2}{w_0^2}\right) \quad (5)$$

式中:  $x_0, y_0$  为光束中心坐标;  $w_0$  为高斯光束的束宽;  $E_0$  为最大振幅。

光束通过近轴 ABCD 光学系统的传输遵从 Collins 公式<sup>[23]</sup>, 其场分布为:

$$E(x, y, L) = \frac{-i}{\lambda B} \exp(ikL) \iint E_0(x_0, y_0, 0) \cdot \exp\left\{\frac{ik}{2B}[A(x^2 + y^2) - 2(xx_0 + yy_0) + D(x^2 + y^2)]\right\} dx_0 dy_0 \quad (6)$$

式中:  $k=2\pi/\lambda$  为波数;  $L$  为沿  $z$  轴光程。

因此其光强形式为:

$$I(x_1, y_1, L) = \frac{E_0 \exp(ikL)}{2B\left(\frac{1}{w_0^2} + \frac{ikA}{2B}\right)} \exp\left[-\frac{ikD}{B} - \frac{k^2}{2B^2\left(\frac{1}{w_0^2} + \frac{ikA}{2B}\right)}\right] (x_1^2 + y_1^2) \quad (7)$$

建立不同  $z$  轴位置的二维高斯光束光强分布模型为:

$$I_z(x, y) = I_0 \exp\left(-2\left[\frac{(x - x_0)^2}{\omega_x^2} + \frac{(y - y_0)^2}{\omega_y^2}\right]\right) \quad (8)$$

式中:  $I_0$  为光斑最大光强;  $x_0, y_0$  为光斑中心坐标;  $\omega_x, \omega_y$  为  $X$  方向和  $Y$  方向的光束宽度。

## 2.2 光束光强分布模型参数辨识

为适应不同光束宽度检测横向分辨率的要求, 并快速准确的辨识光束光强分布模型参数, 通过  $1/e^2$  法提取  $N$  个光斑边缘特征点, 并引入椭圆拟合获得椭圆光斑参数作为 DWPSO 算法的初始寻优空间, 利用所构建的 DWPSO 算法实现模型参数辨识。椭圆方程表示为

$$F(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0, \quad (9)$$

$$b^2 - 4ac < 0$$

式中:  $a, b, c, d, e, f$  为椭圆系数。

将  $N$  个光斑边缘特征点坐标值代入式(9)中并结合式(9)中的约束条件计算得到  $a, b, c, d, e, f$  5 个参数, 椭圆的中心坐标( $x'_0, y'_0$ )及长短轴  $\omega'_x, \omega'_y$  表示为:

$$x'_0 = (be - 2cd)/(4ac - b^2) \quad (10)$$

$$y'_0 = (bd - 2ae)/(4ac - b^2) \quad (11)$$

$$\omega'_x = \frac{2(ax'^2_0 + cy'^2_0 + bx'_0y'_0 - f)}{(a + c + \sqrt{(a - c)^2 + b^2})} \quad (12)$$

$$\omega'_y = \frac{2(ax'^2_0 + cy'^2_0 + bx'_0y'_0 - f)}{(a + c - \sqrt{(a - c)^2 + b^2})} \quad (13)$$

式中: ( $x'_0, y'_0$ ) 为光斑的中心坐标;  $\omega'_x, \omega'_y$  分别为  $X$  方向和  $Y$  方向的光束宽度。

将椭圆拟合确定的( $x'_0, y'_0$ )及  $\omega'_x, \omega'_y$  作为参考值确定 DWPSO 寻优空间, 保证粒子的收敛速度; 利用 DWPSO 算法辨识  $z$  轴方向不同位置光斑模型式(8)中的参数, 进而确定不同位置光束宽度。

## 2.3 眼科 OCT 设备横向分辨率

利用获取的不同位置光束宽度计算 NA, 进而计算眼科 OCT 设备的横向分辨率  $\delta_{xy}$ 。

$$NA = n \cdot \sin \alpha \quad (14)$$

式中:  $n$  为介质折射率;  $\alpha$  为光进出透镜时最大锥角的一半; 对于近轴光束, 当折射率为 1 时,  $NA = \sin \alpha \approx \tan \alpha \approx \alpha$ 。通过光束光强分布模型获取  $z$  轴方向不同位置的光束宽度, 利用最小二乘算法拟合不同位置的光束宽度, 拟合后的直线斜率即为  $\alpha$ , 利用  $\alpha$  计算 NA。利用 NA 计算得  $\delta_{xy}$ 。

$\delta_{xy}$  为样品臂探测光聚焦后的光束束腰径向强度分布的半高全宽, 表示为:

$$\delta_{xy} = 2\sqrt{\ln 2} \cdot \omega_0 = \frac{\sqrt{2\ln 2}}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0}{NA} \approx 0.37 \frac{\lambda_0}{NA} \quad (15)$$

式中:  $\omega_0$  为束腰宽度;  $\lambda_0$  为光束中心波长,  $\lambda_0$  由眼科 OCT 设备生产厂商给出。

## 2.4 基于 DWPSO 算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测实现

基于 DWPSO 算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测实现流程如图 1 所示。

具体实现步骤如下:

1) 基于 SLD 光源光束在空间中的传播属性, 建立光束光强分布模型;

2) 对光束光斑进行椭圆拟合, 将拟合参数作为参考参数, 构建 DWPSO 算法寻优空间;

3) 为获得  $z$  轴不同位置的光束宽度, 采用 DWPSO 算法辨识光束光强分布模型参数;

4) 利用最小二乘算法拟合光束宽度并获得  $\alpha$ , 进而得到 NA, 最后将  $\lambda_0$  及 NA 代入式(15)得出横向分辨率。

## 3 实验与分析

### 3.1 DWPSO 算法收敛性能

为了验证本文所构建的 DWPSO 算法的收敛性能, 实验中选择现有的 PSO 算法、粒子探索能力增强 PSO (explorative capability enhancement PSO, ECEPSO) 算法<sup>[24]</sup>、局部随机搜索策略 PSO (local stochastic search strategy PSO, LSSPSO) 算法<sup>[25]</sup>进行实验对比。选取光斑

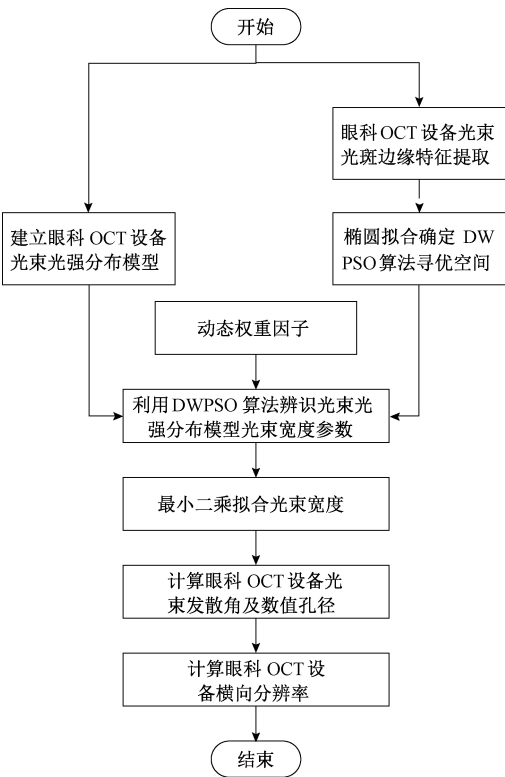


图 1 横向分辨率检测算法流程

Fig.1 The flow chart of the lateral resolution detection algorithm

图像作为实验对象,数据工作站配置为 Intel Core i7-4720HQ, 8 G 内存, MATLAB R2017b。通过多次实验选取参数,参数的选择为  $c_1 = c_2 = 1.46$ ,  $c_3 = 0.01$ ,  $\alpha = 10$ ,  $\beta = 8$ ,最大迭代次数为 100 次,种群数为 20,邻居数为 6。图 2 所示为适应度函数收敛速度比对结果。由图 2 得出,DWPSO 算法能快速得到光束光强分布模型的全局最优解,相比其他算法迭代开始时均陷入局部最优,同时,DWPSO 算法在迭代约 15 次时适应度函数达到最优值。

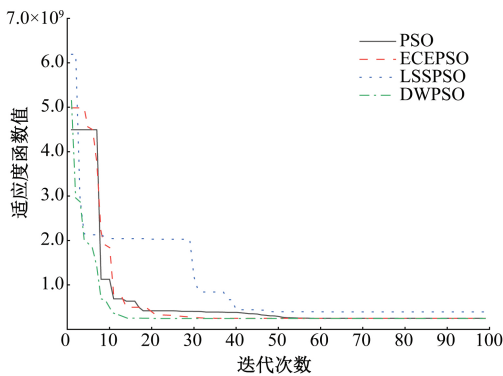


图 2 适应度函数收敛速度对比结果

Fig.2 The comparison result of the fitness function convergence speed

3.2 眼科 OCT 设备横向分辨率对比实验

选择 ISO 11146-2-2005 标准中的二阶矩法 ( $D4\sigma$ ) 和  $1/e^2$  法进行眼科 OCT 设备横向分辨率检测对比实验,并与高精度光束质量分析仪进行比对。选用 TOPCON 3DOCT-1000 眼科 OCT 设备,光源为中心波长  $\lambda_0 = 870$  nm 的 SLD 光源,具备调焦功能;光斑采集相机型号为 Mightex BTE-B050-U,分辨率为 2 592 pixel×1 944 pixel,单个像素大小为 2.2  $\mu\text{m}$ ×2.2  $\mu\text{m}$ ,12 位 A/D 转换精度(即光强灰度值范围为 0~4 095),相机加装套筒及光密度为 1.0、波长范围 650~1 050 nm 的吸收型中性密度滤光片,以滤除部分环境光影响;数据工作站配置为 Intel Core i7-4720HQ, 8G 内存, MATLAB R2017b。

DWPSO 方法的参数通过多次实验选取,参数的选择为  $c_1 = c_2 = 1.46$ ,  $c_3 = 0.01$ ,  $\alpha = 10$ ,  $\beta = 8$ ,最大迭代次数为 100 次,种群数为 20,粒子维度为 5,邻居数为 6,寻优空间由椭圆拟合获得的 5 个参数  $I'_0$ 、 $x'_0$ 、 $y'_0$ 、 $\omega'_x$ 、 $\omega'_y$  确定,表 1 所示为所设定的范围。

表 1 粒子的寻优范围

Table 1 Particle optimization range

| 参数         | 范围                  |
|------------|---------------------|
| $I_0$      | $I'_0 \pm 200$      |
| $x_0$      | $x'_0 \pm 100$      |
| $y_0$      | $y'_0 \pm 100$      |
| $\omega_x$ | $\omega'_x \pm 100$ |
| $\omega_y$ | $\omega'_y \pm 100$ |

适应度函数采用最小误差平方和表示,如式(16)所示,当达到式(17)的指标  $err < 10^{-9}$  或最大迭代次数时停止迭代。

$$FF = e_{\text{SSE}} = \sum_{i=1}^n (f(x_i) - y_i)^2 \tag{16}$$

式中:  $y_i$  为第  $i$  个像素点的灰度值;  $f(x_i)$  为估计出的第  $i$  个像素点的灰度值。

$$err = \left| \frac{FF_{\text{CurrentCount}} - FF_{\text{PreviousCount}}}{FF_{\text{CurrentCount}}} \right| \tag{17}$$

式中:  $FF_{\text{CurrentCount}}$  为当前迭代的适应度值;  $FF_{\text{PreviousCount}}$  为上一次迭代的适应度值。

选取焦点距离 OCT 设备物镜 5.5 cm 处的近焦点和焦点距离 OCT 物镜 8.5 cm 处的远焦点进行实验,在近焦点和远焦点分别以间隔 2 mm 移动相机采集 15 组光束光斑图像(置信概率为 95%),每组采集 10 次,其中近焦点采集光斑如图 3 所示。

图 4 所示为  $D4\sigma$  法光束宽度拟合结果,表 2 所示为  $D4\sigma$  法获得的 NA 值和  $\delta_y$  值,可知  $D4\sigma$  法易受噪声干扰,虽经降噪处理,每个位置的宽度计算结果仍然无法满足线



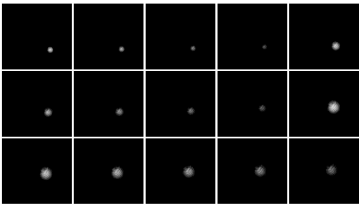


图 3 不同位置光斑图像

Fig.3 Spot images at different positions

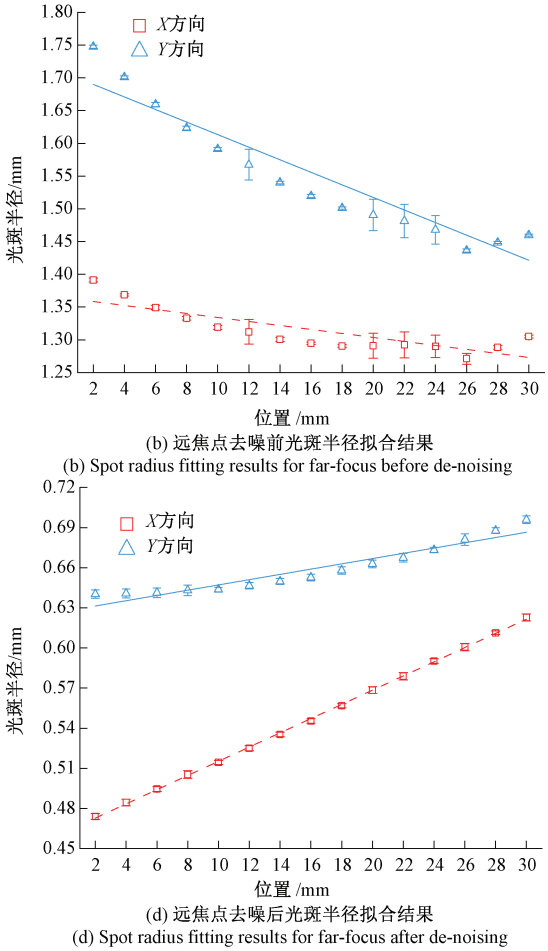
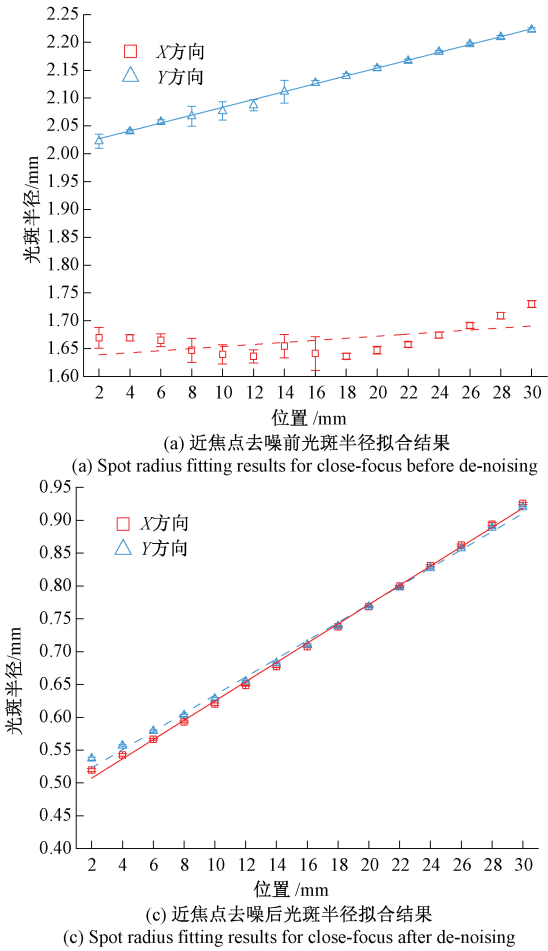


图 4 D4σ 法计算的光斑半径拟合结果

Fig.4 Spot radius fitting results calculated with D4σ method

表 2 NA 及 δ<sub>xy</sub> 测量结果 (D4σ 法)

Table 2 The measurement results of NA and δ<sub>xy</sub> (D4σ)

| 焦点位置            |          | NA                               | δ <sub>xy</sub> /μm |
|-----------------|----------|----------------------------------|---------------------|
| 5.5 cm<br>(近焦点) | 去噪前 X 方向 | 0.001 8±7.973 7×10 <sup>-4</sup> | 178.83±77.39        |
|                 | 去噪后 X 方向 | 0.014 8±1.749 9×10 <sup>-4</sup> | 21.72±0.25          |
|                 | 去噪前 Y 方向 | 0.007 0±5.091 6×10 <sup>-5</sup> | 45.96±0.32          |
|                 | 去噪后 Y 方向 | 0.014 1±1.738 4×10 <sup>-4</sup> | 22.81±0.27          |
| 8.5 cm<br>(远焦点) | 去噪前 X 方向 | -                                | -                   |
|                 | 去噪后 X 方向 | 0.005 3±3.115 0×10 <sup>-5</sup> | 60.51±0.35          |
|                 | 去噪前 Y 方向 | -                                | -                   |
|                 | 去噪后 Y 方向 | 0.002 0±1.637 1×10 <sup>-4</sup> | 160.5±12.29         |

性关系;由于 TOPCON OCT 设备光路中透镜两侧反射发生相干干涉,使得光斑图像存在严重的干涉条纹,如图 5 所示,同时光斑图像包含噪声,因此远焦点在噪声处理之前无法得出合理结果,近焦点得出 X 方向和 Y 方向的 NA 值误差较大,导致 D4σ 法的横向分辨率检测不准确。

图 6 所示为 1/e<sup>2</sup> 法光束宽度拟合结果,表 3 所示为 1/e<sup>2</sup> 法获得的 NA 值和 δ<sub>xy</sub> 值,可知 1/e<sup>2</sup> 法易受噪声影响,光斑图像包含的噪声影响光斑最大光强值的稳定性,

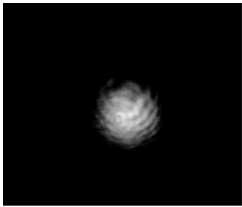


图 5 具有噪声和干涉条纹的光斑图像

Fig.5 The spot image with noise and interference fringes

当以光斑最大光强值的 1/e<sup>2</sup> 强度值作为宽度边界时,最

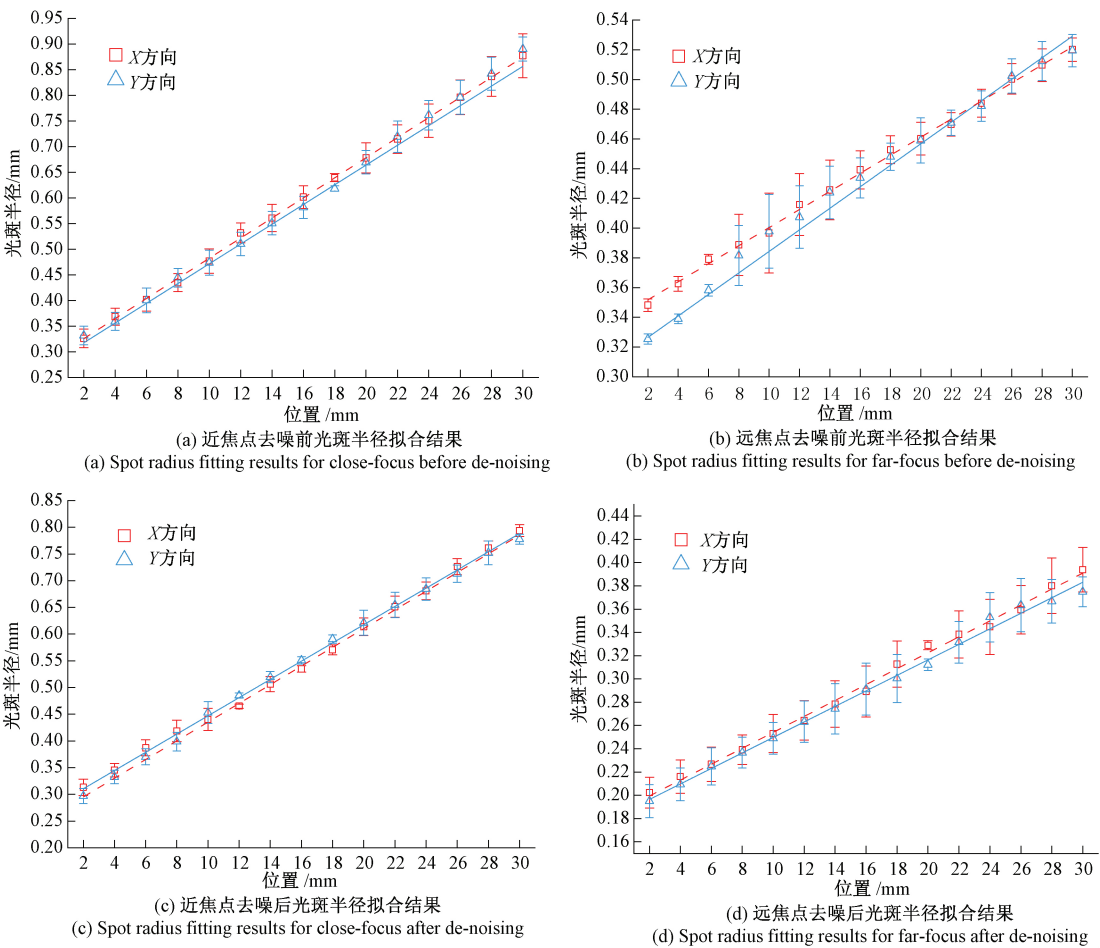


图 6  $1/e^2$  法计算的光斑半径拟合结果

Fig.6 Spot radius fitting results calculated with  $1/e^2$  method

表 3  $NA$  及  $\delta_{xy}$  测量结果 ( $1/e^2$  法)

Table 3 The measurement results of  $NA$  and  $\delta_{xy}$  ( $1/e^2$ )

| 焦点位置            |     | $NA$                                         | $\delta_{xy}/\mu m$ |
|-----------------|-----|----------------------------------------------|---------------------|
| 5.5 cm<br>(近焦点) | 去噪前 | $X$ 方向<br>$0.019\ 5\pm1.631\ 2\times10^{-4}$ | $16.42\pm0.14$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $17.69\pm0.12$      |
|                 | 去噪前 | $Y$ 方向<br>$0.019\ 2\pm4.623\ 3\times10^{-4}$ | $16.72\pm0.40$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $18.59\pm0.12$      |
| 8.5 cm<br>(远焦点) | 去噪前 | $X$ 方向<br>$0.006\ 0\pm8.274\ 1\times10^{-5}$ | $53.65\pm0.72$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $45.59\pm0.92$      |
|                 | 去噪前 | $Y$ 方向<br>$0.007\ 2\pm1.162\ 4\times10^{-4}$ | $44.70\pm0.71$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $49.60\pm0.89$      |

表 4  $NA$  及  $\delta_{xy}$  测量结果 (DWPSO 法)

Table 4 The measurement results of  $NA$  and  $\delta_{xy}$  (DWPSO)

| 焦点位置/cm         |     | $NA$                                         | $\delta_{xy}/\mu m$ |
|-----------------|-----|----------------------------------------------|---------------------|
| 5.5 cm<br>(近焦点) | 去噪前 | $X$ 方向<br>$0.019\ 4\pm1.323\ 3\times10^{-4}$ | $16.54\pm0.13$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $17.98\pm0.15$      |
|                 | 去噪前 | $Y$ 方向<br>$0.018\ 8\pm1.301\ 1\times10^{-4}$ | $17.11\pm0.13$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $18.43\pm0.17$      |
| 8.5 cm<br>(远焦点) | 去噪前 | $X$ 方向<br>$0.006\ 2\pm7.240\ 7\times10^{-5}$ | $51.91\pm0.61$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $50.29\pm0.57$      |
|                 | 去噪前 | $Y$ 方向<br>$0.006\ 3\pm7.711\ 0\times10^{-5}$ | $51.09\pm0.62$      |
|                 | 去噪后 |                                              | $49.52\pm0.50$      |

大光强值的变化将影响光束宽度计算的准确性,导致  $1/e^2$  法的横向分辨率检测的不确定度较大,但与  $D4\sigma$  方法相比,  $1/e^2$  法的光束宽度计算平均值具有较好的线性关系。

图 7 所示为 DWPSO 法光束宽度拟合结果,表 4 所

示为 DWPSO 法获得的  $NA$  值和  $\delta_{xy}$  值,可知 DWPSO 法能准确辨识光束模型参数,获得光束宽度,使得  $X$  方向与  $Y$  方向的  $NA$  值保持了较好的一致性,同时每个点的光斑宽度值不确定度较小,具有良好的重复性,且光斑图像去噪前后  $\delta_{xy}$  检测的差异较小,并能准确地检测  $\delta_{xy}$ ,有效减

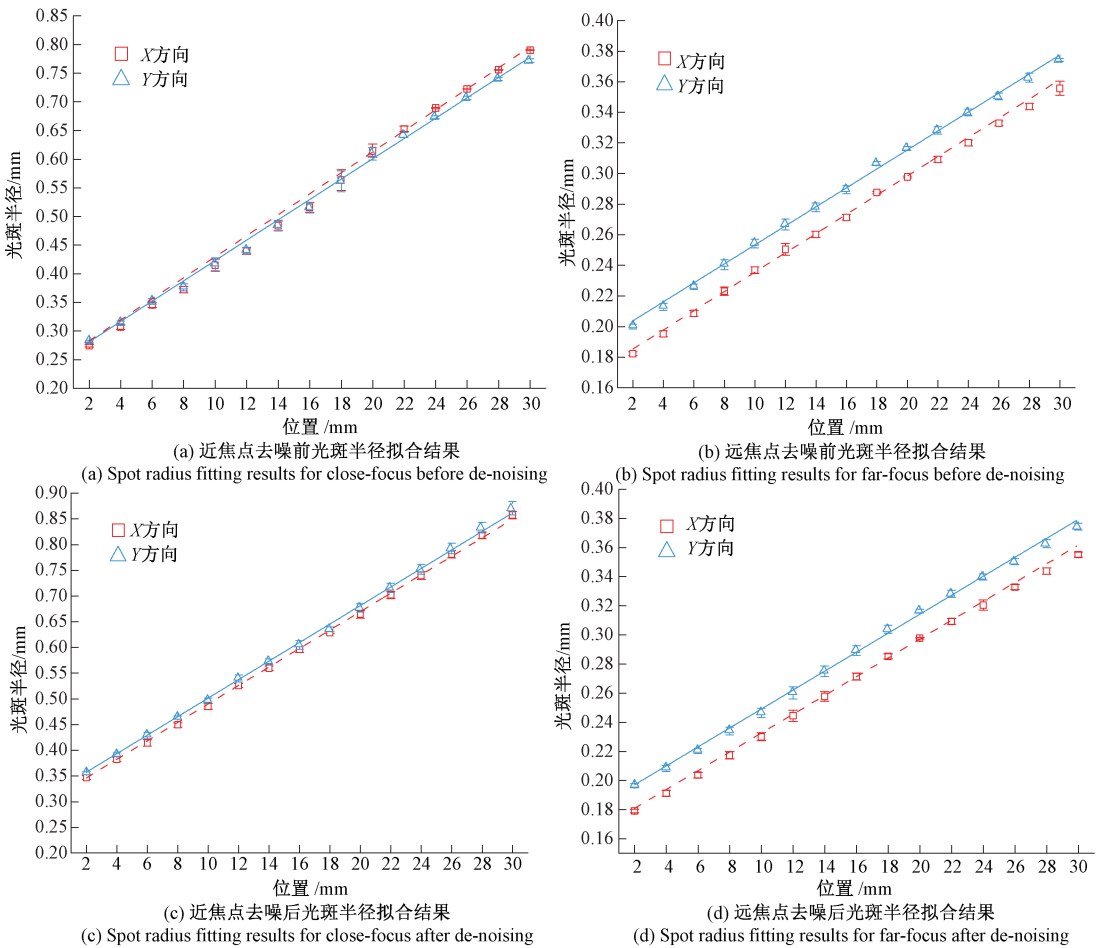


图7 DWPSO法计算的光斑半径拟合结果

Fig.7 Spot radius fitting results calculated with DWPSO method

小光斑干涉条纹和噪声对 $\delta_{xy}$ 检测的影响,具有较强的噪声鲁棒性。

表5所示为光束质量分析仪比对实验结果。实验结果表明本文方法的 $\delta_{xy}$ 检测结果与高精度光束质量分析仪 $\delta_{xy}$ 检测结果的相对误差较小,具有较高的横向分辨率检测准确性。

表5 光束质量分析仪比对结果

Table 5 Comparison results with beam profiler

| 焦点位置/cm | $\delta_{xy}/\mu\text{m}$<br>(光束质量分析仪) | $\delta_{xy}/\mu\text{m}$<br>(DWPSO方法) | 相对<br>误差/% |
|---------|----------------------------------------|----------------------------------------|------------|
| 5.5     | 17.50                                  | 18.21                                  | 4.1        |
| 5.7     | 19.65                                  | 18.96                                  | 3.5        |
| 6.7     | 27.48                                  | 29.67                                  | 7.9        |
| 8.5     | 47.41                                  | 49.90                                  | 5.2        |

4 结 论

本文针对现有眼科 OCT 设备横向分辨率检测方法

易受光斑噪声和干涉条纹影响的缺陷,提出了一种基于 DWPSO 算法的眼科 OCT 设备横向分辨率检测方法,在构建 DWPSO 算法的基础上,利用其辨识光束光强分布模型参数得到光束宽度,进而获得 NA 及眼科 OCT 设备横向分辨率。所构建的 DWPSO 算法与现有的 PSO 算法、ECEPSO 算法和 LSSPSO 算法的比对实验结果表明 DWPSO 算法收敛速度优于其他方法;所提出的横向分辨率检测方法与  $D4\sigma$ 、 $1/e^2$  方法的实验结果表明本文方法参数辨识结果精度高,具有较好的噪声鲁棒性,同时实验中被测各点宽度值不确定度较小,X 方向和 Y 方向横向分辨率一致性较好,能有效降低眼科 OCT 设备横向分辨率检测中光斑噪声和干涉条纹的影响;本文方法与光束质量分析仪的实验结果表明被测眼科 OCT 设备在不同焦点位置的横向分辨率不同,且本文方法在近焦点和远焦点的结果误差较小,具有较高的横向分辨率检测准确性。

参考文献

[1] LIANG H, PERIC B, HUGHES M, et al. Optical

- coherence tomography for art conservation and archaeology [J]. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 2007, 6618.
- [2] DREXLER W, FUJIMOTO J. State-of-the-art retinal optical coherence tomography[J]. *Progress in Retinal and Eye Research*, 2008, 27(1): 45-88.
- [3] GESSERT N, SCHLÜTER M, SCHLAEFER A. A deep learning approach for pose estimation from volumetric oct data[J]. *Medical Image Analysis*, 2018, 46: 162-179.
- [4] 胡志雄, 郝冰涛, 刘文丽, 等. 用于光学相干层析成像设备点扩散函数测量的模体制作与使用方法研究[J]. *光学学报*, 2015, 35(4): 273-279.
- HU ZH X, HAO B T, LIU W L, et al. Research on point spread function phantom fabrication and application for evaluating resolution performance of OCT systems [J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(4): 273-279.
- [5] 刘艳珍, 孟祥峰, 王浩, 等. 眼科光学相干断层扫描仪的横向分辨率检测探讨[J]. *中国医疗设备*, 2016, 31(9): 43-45.
- LIU Y ZH, MENG X F, WANG H, et al. Discussion on detection of lateral resolution of ophthalmic optical coherence tomography scanner [J]. *China Medical Devices*, 2016, 31(9): 43-45.
- [6] WOOLLIAMS P D, TOMLINS P H. Estimating the resolution of a commercial optical coherence tomography system with limited spatial sampling [J]. *Measurement Science & Technology*, 2011, 22(6): 065502.
- [7] BOUSI E, ZOUVANI I, PITRIS C. Lateral resolution improvement of oversampled OCT images using Capon estimation of weighted subvolume contribution [J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(3): 1319.
- [8] 周王婷, 陈重江. 基于光学相干检测的非接触全光学光声显微镜[J]. *激光生物学报*, 2016, 25(6): 509-514.
- ZHOU W T, CHEN CH J. Noncontact all optical photoacoustic microscopy based on optical coherent detection [J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2016, 25(6): 509-514.
- [9] TOMLINS P H, FERGUSON R A, HART C, et al. Point-spread function phantoms for optical coherence tomography[J]. *NPL Report OP*, 2009, 2: 1754-2944.
- [10] 付晓宇, 胡志雄, 葛春风, 等. 眼科光学相干层析成像设备分辨率关键参数的小型化检测装置研制[J]. *计量学报*, 2017, 38(6): 690-692.
- FU X Y, HU ZH X, GE CH F, et al. A miniaturized test device to measure key resolution parameters of an ophthalmic optical coherence tomography equipment [J]. *Acta Metrologica Sinica*, 2017, 38(6): 690-692.
- [11] LIAO C Y, KUO C H, WU C Y, et al. Beam profiles analysis for beam diagnostic applications [J]. *Proceedings of the second international particle accelerator conference*, 2012, 9240: 92400N-92400N-6.
- [12] BARATI R. Parameter estimation of nonlinear muskingum models using nelder-mead simplex algorithm [J]. *Journal of Hydrologic Engineering*, 2011, 16(11): 946-954.
- [13] BRANCH M A, COLEMAN T F, LI Y. A subspace, interior, and conjugate gradient method for large-scale bound-constrained minimization problems [J]. *SIAM Journal on Scientific Computing*, 1999, 21(1): 1-23.
- [14] BJARKASON E K, MACLAREN O J, O'SULLIVAN J P, et al. Randomized truncated svd levenberg-marquardt approach to geothermal natural state and history matching [J]. *Water Resources Research*, 2018, 54(3): 2376-2404.
- [15] 边霞, 米良. 遗传算法理论及其应用研究进展 [J]. *计算机应用研究*, 2010, 27(7): 2425-2429.
- BIAN X, MI L. Development on genetic algorithm theory and its applications [J]. *Application Research of Computers*, 2010, 27(7): 2425-2429.
- [16] 王伟, 朱侠, 方芳, 等. 基于芯核分层布图的 3D 芯片扫描链优化设计 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2016, 30(10): 1482-1489.
- WANG W, ZHU X, FANG F. Optimal design of 3D chip scan chains based on cores-hierarchical-placement [J]. *Journal of Electronic measurement and instrumentation*, 2016, 30(10): 1482-1489.
- [17] ZHAO X S, BAO L L, NING Q, et al. An improved binary differential evolution algorithm for feature selection in molecular signatures [J]. *Molecular Informatics*, 2017, 37(4): 1700081.
- [18] POLI R, KENNEDY J, BLACKWELL T. Particle swarm optimization [J]. *Swarm Intelligence*, 2007, 1(1): 33-57.
- [19] 邱伟, 唐求, 林海军, 等. 基于 PSO-LSSVM 的水分仪称重传感器非线性补偿研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(3): 757-764.
- QIU W, TANG Q, LIN H J, et al. Study on weighing sensor's nonlinear compensation of the moisture instrument based on PSO-LSSVM [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, 38(3): 757-764.
- [20] 何存富, 王志, 刘秀成, 等. 基于 GA-PSO 混合算法的钢杆磁性参数识别方法 [J]. *仪器仪表学报*, 2017,

38(4): 838-843.

HE C F, WANG ZH, LIU X CH, et al. Magnetic property parameter identification of steel pole based on GA-PSO hybrid algorithm [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(4): 838-843.

- [21] DU W B, GAO Y, LIU C, et al. Adequate is better: particle swarm optimization with limited-information[J]. Applied Mathematics and Computation, 2015, 268: 832-838.

- [22] 沈学举, 许芹祖, 王龙, 等. 平顶高斯光束经含失调圆孔光阑的失调光学系统的传输特性[J]. 光子学报, 2010, 39(10): 1844-1850.

SHEN X J, XU Q Z, WANG L, et al. Propagation properties of flattened gaussian beams passing through an misaligned optical system with misaligned circular aperture[J]. Acta Photonica Sinica, 2010, 39(10): 1844-1850.

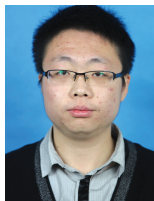
- [23] 赵光普, 吕百达. 高斯光束通过含硬边光阑复杂光学系统的传输[J]. 激光技术, 2003, 27(4): 299-301.
- ZHAO G P, LV B D. Propagation of Gaussian beams passing through complicated ABCD optical system with internal hard-edge aperture[J]. Laser Technology, 2003, 27(4): 299-301.

- [24] 杨永建, 樊晓光, 甘轶, 等. 基于改进 PSO 算法的传感器网络覆盖优化[J]. 系统工程与电子技术, 2017, 39(2): 310-315

YANG Y J, FAN X G, GAN Y, et al. Coverage optimization of sensor network based on improved particle swarm optimization [J]. Systems Engineering and Electronics, 2017, 39(2): 310-315.

- [25] DING J, LIU J, CHOWDHURY K R, et al. A particle swarm optimization using local stochastic search and enhancing diversity for continuous optimization [J]. Neurocomputing, 2014, 137: 261-267.

## 作者简介



**付雪松**, 2013 年于北京化工大学获得学士学位, 现为北京化工大学博士研究生, 主要研究方向为复杂工业过程智能检测、视觉检测。

E-mail: 2015400133@ mail.buct.edu.cn

**Fu Xusong** received his B. Sc. degree from Beijing University of Chemical Technology in 2013. Now, he is a Ph. D. candidate at Beijing University of Chemical Technology. His main research interests include intelligent measurement technology of complex industrial process and vision detection.



**王建林** (通信作者), 1997 年于天津大学获得博士学位, 现为北京化工大学教授, 主要研究方向为复杂工业过程智能检测与传感器技术、视觉检测等。

E-mail: wangjl@ mail.buct.edu.cn

**Wang Jianlin** (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Tianjin University in 1997. Now, he is a professor in Beijing University of Chemical Technology. His main research interests include intelligent measurement technology of complex industrial process, sensor technology and vision detection.



**胡志雄**, 2012 年于英国格拉斯哥大学获得博士学位, 现为中国计量科学研究院副研究员, 主要研究方向为医学计量、医学和生物学光学以及生理参数测试设备等。

E-mail: huzhixiong@ nim.ac.cn

**Hu Zhixiong** received his Ph. D. degree from University of Glasgow, UK in 2012. Now, he is an associate research fellow in National Institute of Metrology, P. R. China. His main research interests include medical metrology, medical & biological optics and physiological parameter testing device.