

## 单根多模光纤数字扫描成像方法

刘国栋<sup>1</sup>, 尹哲<sup>1,2</sup>, 刘炳国<sup>1\*</sup>, 卢丙辉<sup>1</sup>, 魏富鹏<sup>1</sup>, 庄志涛<sup>1</sup>, 甘雨<sup>1</sup>, 陈凤东<sup>1</sup>, 张大权<sup>2</sup>

(1. 哈尔滨工业大学 电气工程及自动化学院, 黑龙江 哈尔滨 150001;  
2. 沈阳理工大学 自动化与电气工程学院, 辽宁 沈阳 110159)

**摘要:**针对现有多模光纤数字扫描成像方法, 形成扫描聚焦光斑计算量大、速度慢的问题, 提出了一种基于自适应并行坐标(Adaptive Parallel Coordinate, APC)算法的单根多模光纤数字扫描成像方法, 通过控制多模光纤输入端的光场, 在单根多模光纤出射端实现光斑的聚焦和扫描。建立了单根多模光纤数字扫描成像数学模型; 采用自适应并行坐标算法对空间光调制器(Spatial Light Modulator, SLM)加载相位进行优化, 有效缩短了扫描聚焦光斑的形成时间, 提高了成像速度。实际生成 30×30 个聚焦光斑, 对 50 μm×50 μm 范围的分辨率板进行扫描成像。实验证明, 该方法实现了单根多模光纤对距离光纤端面 60 μm 处平面内的目标成像, 分辨率达到 2.46 μm。

**关键词:** 自适应并行坐标算法; 多模光纤; 数字扫描成像; 空间光调制器

**中图分类号:** O436 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3788/IRLA201746.0422002

## Single multi-mode fiber digital scanning imaging method

Liu Guodong<sup>1</sup>, Yin Zhe<sup>1,2</sup>, Liu Bingguo<sup>1\*</sup>, Lu Binghui<sup>1</sup>, Wei Fupeng<sup>1</sup>,  
Zhuang Zhitao<sup>1</sup>, Gan Yu<sup>1</sup>, Chen Fengdong<sup>1</sup>, Zhang Daquan<sup>2</sup>

(1. School of Electrical Engineering and Automation, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China;  
2. School of Automation and Electrical Engineering, Shenyang Ligong University, Shenyang 110159, China)

**Abstract:** For the problem of large computation and slow speed to generate the focused spots in the multimode fiber digital scanning imaging method, the digital scanning imaging method with a single multi-mode fiber (MMF) was proposed based on adaptive parallel coordinate(APC) algorithm. By controlling the input field of the MMF, the focused spots were formed. The theoretical imaging model of single MMF digital scanning was established. APC algorithm was adopted to optimize the phase on the spatial light modulator (SLM), which can effectively reduce the time to form focused spots and improve the imaging speed. 30×30 focused spots were formed to sample the resolution target in 50 μm×50 μm region. The experiment demonstrates that the object on the sample plane 60 μm far from the MMF output end can be reconstructed. The resolution is 2.46 μm.

**Key words:** adaptive parallel coordinate algorithm; multi-mode fiber; digital scanning imaging; spatial light modulator

收稿日期: 2016-08-05; 修订日期: 2016-09-03

基金项目: 国家自然科学基金(51275120)

作者简介: 刘国栋(1974-), 男, 教授, 博士生导师, 博士, 主要从事光电检测, 图像处理方面的研究。Email: lgd@hit.edu.cn

通讯作者: 刘炳国(1975-), 男, 副教授, 硕士生导师, 博士, 主要从事光电测量技术机器、视觉技术方面的研究。

Email: liu\_bingguo@hit.edu.cn

## 0 引言

内窥镜主要分为硬式内窥镜、电子内窥镜、光纤内窥镜三类产品<sup>[1-3]</sup>。其中,光纤内窥镜由于光纤束良好的柔韧性和环境适应性而得到广泛应用<sup>[4]</sup>。现代内窥镜的发展趋势是小型化和光纤化<sup>[5]</sup>,对于生命科学和纳米手术具有重大意义。传统的光纤成像系统通过排列紧密的光纤束<sup>[6]</sup>成像,或者通过带有机械扫描设备的单根光纤成像。在光纤束成像系统中,单光纤作为一个成像像素,分辨率受到光纤的数量和光纤之间的间隔的限制。机械扫描成像系统扩大了探测器的尺寸,不适用于内窥镜。基于 CCD 的内窥镜探头可以是柔性的,但是像素数量和探头的芯片尺寸是一对矛盾。近几年,单根多模光纤成像方法受到很大的关注<sup>[7-9]</sup>。

单根光纤成像系统可以归类为非相干和相干成像方法。相干成像方法往往是实时成像的,比如非线性光学混频技术<sup>[10-11]</sup>和全息技术<sup>[12]</sup>。但是非线性光学方法结构复杂且不适用于内窥镜,全息方法对环境振动和空气扰动非常敏感。非相干成像方法通过强度图样对物体的反射率采样,可以分为随机光斑采样<sup>[13]</sup>和局部光斑扫描采样<sup>[14]</sup>。基于随机光斑采样的重建方法对噪声很敏感,且随机光斑在光轴方向的强度分布变化较大,标定位置和测量位置的误差直接影响图像重建结果。

针对多模光纤形成扫描聚焦光斑计算量大、速度受限的问题,作者提出并行坐标<sup>[14]</sup>(Adaptive Parallel Coordinate, APC)算法,控制 SLM 加载相位,在距单根多模光纤(Multi-mode Fiber, MMF)出射端一定距离的平面上形成高聚焦度的扫描光斑,并对该平面上的样品进行采样,相比于传统方法,该方法不需要迭代优化<sup>[15]</sup>,计算量少,使扫描成像速度大幅提高。根据非相干成像原理对多模光纤数字扫描成像方法建立数学模型,推导物像关系公式。

## 1 方法原理

单根多模光纤数字扫描成像实验装置原理如图 1 所示,激光器发出的光经过扩束后入射到液晶空间光调制器(Spatial Light Modulator, SLM)上,SLM 加载闪耀光栅相位,使出射光产生多级衍射光。一级衍射光耦合到 MMF 中,在距 MMF 出射端一定距离

的平面上形成出射光斑光强分布。通过 SLM 控制 MMF 入射光场,在 MMF 出射端形成光斑聚焦。通过 SLM 加载不同相位得到不同位置的聚焦光斑,实现聚焦光斑在该平面上聚焦扫描。聚焦光斑用于对被测物表面反射率采样,从物体表面反射的光,部分耦合到 MMF 中并被光功率计测量,被测物体表面的反射率正比于功率计探测的光功率,通过采样功率值重建物体。

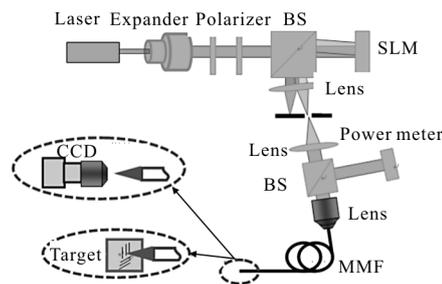


图 1 实验装置原理图

Fig.1 Schematic of experimental setup

自适应并行坐标算法的基本思想是将入射到 SLM 的光场可以分解成为若干个区域光场,每个区域的光场代表一个模态,这些模态之间彼此正交,组成一组正交的模态场。当这些模态场在空间上特定区域的相位相等时,该区域可形成聚焦光斑。自适应并行坐标算法将 SLM 分解成若干个子区域,选择其中一个子区域作为参考模态,其他子区域作为测试模态,逐一与参考模态相干涉,当满足目标函数的极值条件时,得到测试模态的最优相位。该方法的最大优点是,通过遍历一次液晶空间光调制器的子区域,即可得到满足所有位置形成聚焦光斑的最优相位,实现了在线访问 SLM 子区域次数最少、无迭代、计算量小、离线计算最优相位、并行形成所有聚焦光斑的聚焦光斑快速形成方法。

通过高倍镜头和 CCD 对距离 MMF 出射端 60 μm 的平面成像。采集该平面上的光斑强度分布,通过 APC 算法对 SLM 加载的相位和 CCD 采集的光斑图像进行分析,得到使出射光斑聚焦在采样平面上不同位置的 SLM 相位控制数据。目标函数描述了理想光斑与实际光斑接近程度。

$$F(\phi_{\text{SLM,test}}) = \iint |I_{\text{des}} - I_{\text{fiber,out,norm}}| dx dy +$$

$$A + B \cos(\phi_{\text{SLM,test}} - \phi_{\text{SLM,ref}}) + C \sin(\phi_{\text{SLM,test}} - \phi_{\text{SLM,ref}}) \quad (1)$$

式中： $I_{des}$  为理想光斑分布； $I_{fiber,out,norm}$  为实际光斑分布； $\phi_{SLM,test}$  为参考模态的相位； $\phi_{SLM,ref}$  为测试模态的相位； $A、B、C$  是与光纤输出端强度分布有关的系数。

当公式(1)取最小值时，聚焦光斑分布最接近理想光斑分布，得到测试模态的优化相位。实验生成的聚焦光斑强度分布三维图如图 2 所示，部分聚焦光斑如图 3 所示。

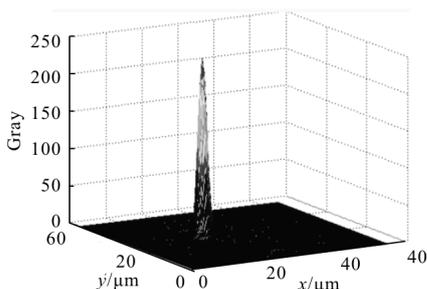


图 2 实验生成的聚焦光斑强度分布三维图

Fig.2 Experimental 3D intensity distribution of focused spots

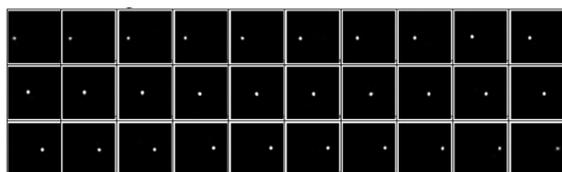


图 3 实验生成的聚焦光斑

Fig.3 Experimental focused spots

聚焦光斑采样物体表面反射率属于非相干成像过程，用非相干成像理论分析。根据成像系统模型，将多模光纤数字扫描成像系统分为三个部分。物体反射光到多模光纤这部分为物平面到入瞳平面，即成像系统的第一部分；从多模光纤的物方端面到多模光纤光像方端面为从入瞳平面到出瞳平面，可作为“黑箱”处理，即成像系统的第二部分；从多模光纤的光功率端面到光功率，为出瞳平面到像平面，即成像系统的第三部分。

多模光纤的性质决定了整个成像系统的性质。将多模光纤看成“黑箱”，物方平面上的一个点源经多模光纤，到达功率计平面，测量其光功率。每个物方平面上的点源经多模光纤调制，产生的光强的变化称为点扩展函数，或者脉冲响应函数。

多模光纤扫描成像公式为：

$$I(x',y')=k \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} R(x,y)h_1(x'-x,y'-y)dx dy =$$

$$kR(x,y)*h_1(x',y') \quad (2)$$

式中： $R(x,y)$  为物体表面反射率； $k$  为实常数； $I(x',y')$  为像点强度， $h_1(x'-x,y'-y)$  为强度脉冲响应函数。

在非相干衍射受限成像系统中，脉冲响应是光学系统出瞳的夫琅和费衍射图样，其中心在几何光学的理想像点处，出瞳为圆形孔径时，脉冲响应函数为艾里斑。

对于多模光纤数字扫描成像系统，点物经过该系统成像，得到的是光强无规则分布的散斑，不能产生理想出瞳的夫琅和费衍射图样分布，非艾里斑分布。由于扫描成像的点物之间彼此在时间和空间上不相关，每个物点经过该系统后的散斑光强可以通过光功率计测量得到，文中的脉冲响应函数是指多模光纤出射端光能与入射端物点的光能之比。

采样光斑照射到物体表面，在物体表面某点  $(x,y)$  产生反射光，其强度为：

$$I_{reflect}(x,y)=I_{sample}(x,y)R_{obj}(x,y) \quad (3)$$

式中： $R_{obj}(x,y)$  为物体表面反射率分布函数； $I_{sample}(x,y)$  是强度中心为  $(x,y)$  的采样光斑强度分布； $I_{reflect}(x,y)$  为来自物体表面的反射光强。

物平面的反射光中仅有一部分可耦合到多模光纤。受多模光纤数值孔径限制，不同物点耦合到多模光纤中的光强比例不同，称为耦合系数，与物点位置有关。耦合到多模光纤中的光强为：

$$I_{couple}(x,y)=C(x,y)I_{sample}(x,y)R_{obj}(x,y) \quad (4)$$

式中： $C(x,y)$  为耦合系数。

对于某个像点  $(x',y')$ ，其强度  $I'(x',y')$  为所有物点反射光经过多模光纤后在像平面上输出响应的叠加，根据非相干成像公式得：

$$I'(x',y')= \iint I_{couple}(x,y)T_{MF}(x',y';x,y)dx dy \quad (5)$$

式中： $T_{MF}(x',y';x,y)$  为多模光纤的光强传输矩阵。光功率计测量像平面上所有像点强度的和，记为  $P_{meter}$ ：

$$P_{meter}= \iint I'(x',y')dx' dy' \quad (6)$$

由公式(3)和公式(6)可得：

$$P_{meter}= \iint \left[ \iint C(x,y)I_{sample}(x,y)R_{obj}(x,y)T_{MF}(x',y';x,y)dx dy \right] dx' dy' =$$

$$\iint \left[ \iint I_{\text{sample}}(x,y)R_{\text{obj}}(x,y)h(x',y';x,y)dx dy \right] dx' dy' \quad (7)$$

式中： $h(x',y';x,y)$ 为脉冲响应函数， $h(x',y';x,y)=C(x,y) \cdot T_{MF}(x',y';x,y)$ 。

将物平面和像平面各分成  $N \times N$  个矩形区域，将上式写成离散形式为：

$$P_{\text{meter}} = \sum_{k=1}^N \sum_{m=1}^N \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N [I_{\text{sample}}(x_i,y_j)R_{\text{obj}}(x_i,y_j)h(x'_k,y'_m;x_i,y_j)] \quad (8)$$

$$P_{\text{meter}} = \sum_{k=1}^N \sum_{m=1}^N [I_{\text{sample}}(x'_k,y'_m)R_{\text{obj}}(x'_k,y'_m)*h(x'_k,y'_m)] \quad (9)$$

对物体进行  $N^2$  次采样，得到多模光纤非相干成像模型：

$$\begin{cases} p_1 = \sum_{k=1}^N \sum_{m=1}^N [I_{\text{sample},1}(x'_k,y'_m)R_{\text{obj}}(x'_k,y'_m)*h(x'_k,y'_m)] \\ p_2 = \sum_{k=1}^N \sum_{m=1}^N [I_{\text{sample},2}(x'_k,y'_m)R_{\text{obj}}(x'_k,y'_m)*h(x'_k,y'_m)] \\ p_3 = \sum_{k=1}^N \sum_{m=1}^N [I_{\text{sample},N^2}(x'_k,y'_m)R_{\text{obj}}(x'_k,y'_m)*h(x'_k,y'_m)] \end{cases} \quad (10)$$

$p_s$  通过功率计测得； $I_{\text{sample},s}$  通过 CCD 测得， $h$  通过标定得到， $R_{\text{obj}}$  待求解，共有  $N^2$  个变量。因此，通过求解公式(10)可实现物体表面反射率的重构。

将  $N \times N$  维矩阵  $R_{\text{obj}}$  逐行首尾相连转换成  $N^2 \times 1$  维矩阵  $R_{\text{obj+com}}$ ，将  $N \times N$  维矩阵  $h(x_i,y_j)$  转换成  $N^2 \times 1$  维矩阵  $H_{\text{com}}$ ，将  $N \times N$  维矩阵  $I_{\text{sample},s}$  转换成  $N^2 \times 1$  维矩阵  $I_{\text{sample},s,\text{com}}$ 。通过  $N^2$  次采样，记  $I_{\text{sample},\text{com}} = [I_{\text{sample},1,\text{com}}; I_{\text{sample},2,\text{com}}; \dots; I_{\text{sample},N^2,\text{com}}]$ ，记  $P = [p_1 \ p_2 \ p_{N^2}]^T$ ，则上式可写成矩阵的形式，

$$P = I_{\text{sample},\text{com}} \times R_{\text{obj+com}} \cdot H_{\text{com}} \quad (11)$$

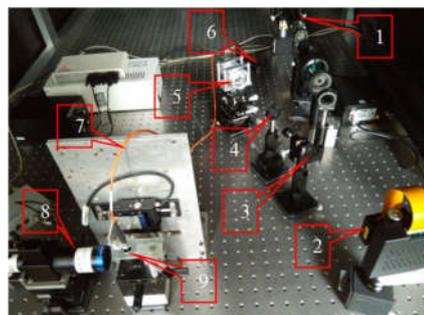
## 2 实验

实际的成像响应函数受样品的反射特性影响，情况比较复杂。因此，在标定阶段，采用标准样品分辨率板(1951 USAF)标定。把分辨率板放置在采样平面，选择反射率一致的区域作为标定区域。在 SLM 加载由 APC 算法得到的优化相位，在采样平面形成聚焦扫描光斑，对分辨率板采样，反射光耦合到

MMF，并由功率计测量。然后利用公式(2)得到脉冲响应函数。

扫描成像时，在采样平面放置分辨率板，并选择一个区域作为待测区域。控制 SLM 相位在样品平面上形成扫描采样光斑，经样品反射的光部分耦合到 MMF 中，由光功率计测量。耦合系数和采样光斑的强度分布是已知的，物体表面的反射率是未知的。重建图像可以通过公式(11)计算得到。

实验装置采用的主要器件如下：632.8 nm 线偏振 He-Ne 激光器 (Thorlabs 25-LHP-151-230)，SLM (BNS P512 - 635, 512×512 像素，像素大小：15 μm×15 μm)，双胶合透镜 1 ( $f=150$  mm)，双胶合透镜 2 ( $f=125$  mm)，光纤耦合透镜 (Thorlabs F810SMA-635  $f=35.4$  mm)，多模光纤 (纤芯直径 50 μm，长度 1 m， $NA=0.19$ )，CCD (AVT F145B)，显微镜镜头 L6 (Moritex 20×)，光功率计 (Ophir PD300W)。实验装置如图 4 所示。



1-Laser; 2-SLM; 3-Lens 1; 4-Aperture; 5-Lens 2; 6-Optics power meter; 7-MMF; 8-CCD; 9-Object stage

图 4 实验装置图

Fig.4 Picture of experimental apparatus

扫描成像的分辨率取决于采样光斑的尺寸。理想的采样光斑是艾里斑，在不考虑 SLM 对光束相位控制能力的情况下，采样平面上不同位置点的聚焦光斑的尺寸取决于该点的数值孔径  $NA(x,z)$ ，根据瑞利判据，分辨率定义为：

$$\text{resolution}(x,z) = \frac{0.61\lambda}{NA(x,z)} \quad (12)$$

将多模光纤的数值孔径 0.19 代入上式，得到理论分辨率为 2.03 μm。

用 20 倍镜头对物体成像并用 CCD 记录的图像如图 5(a)~(d)所示；重建图像如图 5(e)~(h)所示。

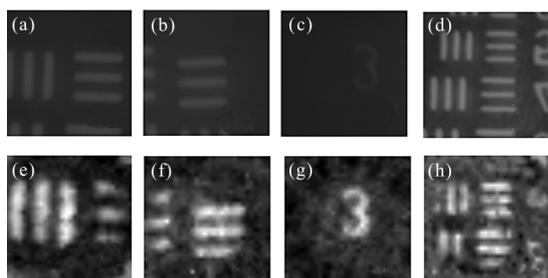


图 5 单根多模光纤数字扫描成像系统重建的图像

Fig.5 Images reconstructed by digital scanning imaging system with a single MMF

图 5(a)中的线宽度为 $8.77\ \mu\text{m}$ ,对应的重建图像为图 5(e)。图 5(b)中的线宽度为  $7.8\ \mu\text{m}$ ,对应的重建图像为图 5(f)。图 5(c)为数字‘3’,对应的重建图像为图 5(g)。图 5(d)中的线宽度对应 USAF 分辨率板第 7 组,第 5 单元线对,宽为  $2.46\ \mu\text{m}$ ,对应的重建图像为图 5(h)。从图(5)中可知,4 幅图像均能实现重建,系统成像分辨率可达到  $2.46\ \mu\text{m}$ 。

采样聚焦光斑光强在横向上是近似为高斯分布,在光轴上以高斯光束传播。在采样平面处,聚焦光斑的尺寸最小,当聚焦平面与实际测量平面不一致时,聚焦光斑变大。

利用 CCD 对聚焦光斑在聚焦平面上成像,记录聚焦光斑图像。调整 CCD 的轴向位置,使其与聚焦平面产生轴向偏移,记录聚焦光斑图像。如图 6 所示。图 6(a)~(e)代表聚焦平面不同轴向偏移量下的聚焦光斑。



(a)  $-30\ \mu\text{m}$  (b)  $-15\ \mu\text{m}$  (c)  $0\ \mu\text{m}$  (d)  $15\ \mu\text{m}$  (e)  $30\ \mu\text{m}$

图 6 不同轴向偏移量的聚焦光斑

Fig.6 Focus spots under different axis offsets

图 7 为聚焦平面不同轴向偏移量下的聚焦光斑的半高全宽(FWHM)。

从图 7 可以看出,聚焦光斑大小随着轴向的偏移量增大而增大。采样聚焦光斑的大小决定了扫描成像的分辨率,因此当聚焦平面与实际测量平面不一致时,成像分辨率降低。另外,采样聚焦光斑的聚焦效率对分辨率也有影响;杂散光、干扰光对光功率计测量准确性有一定影响。这些导致重建图像的分

辨率比理论分辨率低。

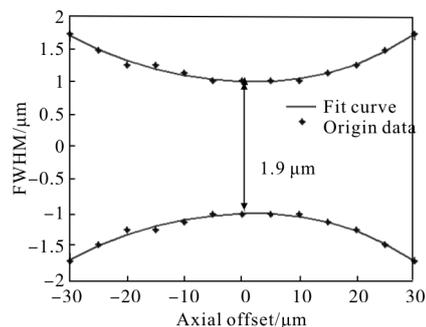


图 7 不同轴向偏移量的聚焦光斑 FWHM

Fig.7 FWHM of focused spots with different axes

### 3 结论

提出了单根多模光纤数字扫描成像方法。采用自适应并行坐标算法在多模光纤出射端形成扫描聚焦光斑,相比于其他算法,该算法通过一次液晶空间光调制器的扫描,即可形成所有聚焦光斑,计算量小、无迭代,提高了成像扫描速度。根据非相干成像理论建立了成像数学模型,推导了图像重建公式。建立了实验装置,采用自适应并行坐标算法快速形成 900 个聚焦光斑,对标准分辨率板,直径为  $50\ \mu\text{m}\times 50\ \mu\text{m}$  的圆形区域进行数字扫描成像。系统的理论分辨率最高为  $2.03\ \mu\text{m}$ ,实验表明,该方法的实际成像分辨率可以达到  $2.46\ \mu\text{m}$ 。分析了聚焦平面和采样平面不一致情况下,即采样平面产生轴向偏移量时,对分辨率的影响。同时受干扰光功率计测量准确性的影响,实际分辨率比理论分辨率略低。未来可以针对聚焦光斑采样存在误差进一步修正,提高系统分辨率。

### 参考文献:

[1] Yu Lu, Cheng Dewen, Zhou Wei, et al. Stray light analysis and suppression of rigid endoscope system [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2014, 22(3): 525-532. (in Chinese)

[2] Guo Junfeng, Liu Peng, Jiao Guohua, et al. Binocular optical system of industrial endoscope for three-dimensional measurement [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2014, 22(9): 2337-2334. (in Chinese)

[3] Yan Xingtiao, Yang Jianfeng, Xue Bin, et al. Design of the objective lens for endoscope with imaging fiber bundle [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2013, 42(2): 424-427. (in Chinese)

- Chinese)
- [4] Li Ka, Tan Zhongwei. Coupling of scattering light in space into single mode optical fiber [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2016, 45(1): 0122005. (in Chinese)
- [5] Čížmár T, Dholakia K. Exploiting multimode waveguides for pure fiber based imaging [J]. *Nature Communnications*, 2012, 3: 1–9.
- [6] Hughes M, Chang T P, Yang Guangzhong. Fiber bundle endoscopy [J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(12): 2781–2794.
- [7] Čížmár T, Dholakia K. Shaping the light transmission through a multimode optical fibre: complex transformation analysis and applications in biophotonics [J]. *Optics Express*, 2011, 19(20): 18871–18884.
- [8] Bianchi S, R Di Leonardo. A multi-mode fiber probe for holographic micro manipulation and microscopy [J]. *Lab Chip*, 2012, 12(3): 635–639.
- [9] Papadopoulos I N, Farahi S. Focusing and scanning light through a multimode optical fiber using digital phase conjugation [J]. *Optics Express*, 2012, 20(10): 10583–10590.
- [10] Mahalati R N, Askarov D, Wilde J P, et al. Adaptive control of input field to achieve desired output intensity profile in multimode fiber with random mode coupling [J]. *Optics Express*, 2012, 20(13): 14321–14337.
- [11] McMichael I, Yeh P, Beckwith P. Correction of polarization and modal scrambling in multimode fibers by phase conjugation [J]. *Optics Letters*, 1987, 12(7): 507–509.
- [12] Choi Y, Yoon C, Kim M, et al. Scanner-free and wide-field endoscopic imaging by using a single multimode optical fiber [J]. *Physical Review Letters*, 2012, 109(20): 20391–5.
- [13] Mahalati R N, Gu R Y, Kahn J M. Resolution limits for imaging through multi-mode fiber [J]. *Optics Express*, 2013, 21(2): 1656–1668.
- [14] Yin Z, Liu G, Chen F, et al. Fast forming focused spots through multimode fiber based on adaptive parallel coordinate algorithm [J]. *Chinese Optics Letters*, 2015, 13(7): 071404.
- [15] Wang D, Wu Y, Jin B, et al. A phase distribution design method for phased arrays multi-beam independently generating and three-dimensional scanning [J]. *IEEE Photonics Journal*, 2014, 6(5): 6802111.