

基于双平板剪切干涉的阵列光镊系统

李 勤¹ 胡晓明¹ 王 欣¹ 林家明² 沙定国²

(¹北京理工大学生物医学工程系, 北京 100081; ²北京理工大学光电工程系, 北京 100081)

摘要 研究了基于双平板剪切干涉形成阵列光镊的装置,并将其应用于聚苯乙烯颗粒的捕获,此技术有望成为一种新型的细胞等生物颗粒的分选方法。首先对传统光镊理论进行修正,确定适合本研究方案的理论模型,并对模型中的具体参数采用 Matlab 软件进行仿真分析。根据理论分析的结果确定相关光学元件参数,搭建阵列光镊系统。通过调节两干涉场之间的叠加角度,可以获得不同分布特点的二维阵列光镊。将该系统用于颗粒捕获实验,成功实现对 6 μm 聚苯乙烯小球的捕获,证实系统设计方案合理可行。

关键词 生物光学; 阵列光镊; 双平板剪切干涉; 颗粒捕获; 仿真分析

中图分类号 Q63; TN249 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS200929s1.0070

Optical Tweezers Array System Based on Double-Plate Shearing Interference

Li Qin¹ Hu Xiaoming¹ Wang Xin¹ Lin Jiaming² Sha Dingguo²

(¹Department of Biomedical Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China
²Department of Opto-Electronic Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

Abstract A device of optical tweezers array based on double-plate shearing interference and its application to separating polystyrene particles are studied. The technique is hopeful to be a novel method of particle separation, such as cells. Firstly, the classical optical tweezers theory is modified to set up theoretical model of optical tweezers array system. The parameters of the model are discussed and simulated by Matlab software to provide the theoretical foundation for the following device design. And an optical tweezers array is set up based on the parameters. With adjusting the angle between two interference fields, a two-dimensional optical tweezers array which has different distribution characters can be obtained. By applying the system to particle trapping, 6 μm polystyrene particles are trapped successfully, which proves the rationality and feasibility of the design.

Key words biological optics; optical tweezers array; double-plate shearing interference; particle trapping; simulation

1 引 言

自 A. Ashkin^[1]提出用三维光势阱捕获微小颗粒的光镊技术以来,光镊技术获得了广泛应用^[2,3]。近年来,光镊技术逐渐由过去的单光镊向阵列光镊发展^[4~6]。基于光的非接触、无损伤等特点,阵列光镊有望成为一种新的颗粒分选技术,特别是为细胞等颗粒性样品的分选提供了新的可能^[7]。

本文主要研究基于双平板剪切干涉形成阵列光镊的装置,并将其应用于聚苯乙烯颗粒的捕获。在

对传统光镊理论进行修正的基础上,确定适合本研究方案的理论模型。通过 Matlab 软件对模型中的具体参数进行仿真分析,并根据理论分析的结果确定相关光学元件参数,搭建阵列光镊系统。通过调节两干涉场之间的叠加角度,可以获得不同分布特点的二维阵列光镊。将该系统用于颗粒捕获实验,成功实现对 6 μm 聚苯乙烯小球的捕获,证实系统设计方案合理可行,并为细胞等生物样品的分离、富集方法的研究奠定了基础。

基金项目: 国家自然科学基金(20505002)和北京市优秀人才培养资助计划(20071D1600300394)资助课题。

作者简介: 李 勤(1970—),女,博士,副教授,主要从事生物医学光子学和医学图像处理等方面的研究。

E-mail: liqin@bit.edu.cn

2 理论模型及仿真分析

根据麦克斯韦的电磁波理论,光是一种电磁波,具有动量和能量。当光作用于粒子时,会对粒子产生作用力。光镊就是利用光的力学效应对粒子进行操控。典型的光镊是由一束激光引入一个高数值孔径的物镜形成的。本文采用双平板剪切干涉形成干涉场作用于粒子,只要干涉条纹的强度变化足够强就能实现对粒子的捕获和控制,即粒子所受到的梯度力 F_{grad} 能够克服其它阻力而把粒子控制在有限区域内。该梯度力可表示为^[8]

$$F_{\text{grad}} = -\frac{8\pi^2 r^3}{3x_0} \alpha I_1 \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \sin\left(\frac{2\pi x}{x_0}\right), \quad (1)$$

其中 $\alpha = 3n_m^2 \frac{m^2 - 1}{m^2 + 2}$ 是特殊极化系数, $m = n_p / n_m$ 是相对折射率, n_p 和 n_m 分别是颗粒和周围介质的折射率。 r 是颗粒半径, ϵ 是介电常数, μ 是磁导率, I_1 是颗粒表面接收到的激光的强度。液体环境下,颗粒还将受到粘滞阻力的影响。当颗粒移动时,其所受合力为

$$F_x = \frac{8\pi^2 r^3}{3x_0} \alpha I_1 \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \sin\left(\frac{2\pi x}{x_0}\right) - 6\pi r \eta v - kx, \quad (2)$$

式中 η 为液体粘滞系数, v 为系统驱动颗粒的初始速度, k 为光镊刚度^[8]。

对一维干涉光场中颗粒的受力情况进行的分析,将其结果推广到二维阵列光镊。本文采用两个相同强度的激光干涉场以一定角度进行叠加形成阵列光镊。由于干涉光场分布为正弦规律,设 x 方向

激光干涉场场强表达式为

$$E_x = E_1 \sin x, \quad (3)$$

y 方向光场分布与 x 方向规律相同。两干涉场叠加后激光干涉场场强可表示为

$$\mathbf{E} = E_x \times E_y = (E_x E_y \sin \theta) \mathbf{i}, \quad (4)$$

θ 为两强度相同激光干涉场的叠加角度($0^\circ \sim 90^\circ$), \mathbf{i} 为表征光场方向的单位矢量。当叠加角度为 0° 时,二维干涉场重叠区域的场强为 0,当叠加角度为 90° 时,二维干涉场重叠区域场强达到最大。在 $0^\circ \sim 90^\circ$ 范围内随着叠加角度的增加,二维干涉场重叠域场强增大,从而使颗粒受到的捕获力增强。

由二维干涉场场强可得到二维干涉场梯度力表达式:

$$\mathbf{F}_{\text{grad}} = \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right) \alpha r^3 \text{grad} \mathbf{E}, \quad (6)$$

梯度力 \mathbf{F}_{grad} 的大小与光强梯度 $\text{grad} \mathbf{E}$ 的大小成正比。当叠加角度由 0° 增加到 90° 时,颗粒受到的梯度力随之增大。选择叠加角度分别为 90° 和 60° 进行仿真分析,结果如图 1(a)、图 1(b) 所示。由图 1 可见,两激光干涉场进行叠加,在亮条纹的重叠区域,光场强度增加。随着角度的增加颗粒受到的梯度力增大,在角度为 90° 时,干涉光场达到最佳捕获效果。因此,在系统设计时将尽可能采取叠加角度为 90° 的方式,保证颗粒在二维干涉场中受到最大的梯度力,从而被稳定地捕获。

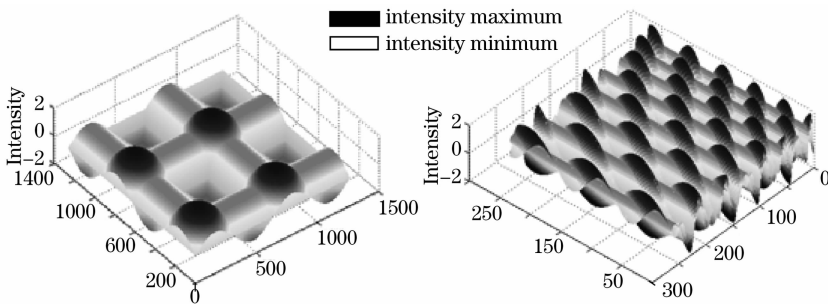


图 1 相同强度的干涉场叠加形成二维干涉场仿真模型。(a) 90° 叠加;(b) 60° 叠加

Fig. 1 Two-dimensional interference field overlapped by interference fields of two equal intensity.

(a) Overlapped with 90° ; (b) overlapped with 60°

实际使用过程中,两干涉场既可独立操作,以条纹的方式分别实现对颗粒的控制,也可以组合起来构成网状阵列光镊,对颗粒进行三维空间内的控制。此时,阵列光镊的形状取决于两干涉场的叠加角度,分选效率取决于颗粒的尺寸和折射率、液体的粘滞系数和移动速度、干涉场的光强等物理参数。具体

讨论可参考文献[8]。

3 阵列光镊装置

在理论分析的基础上,确定相关光学元件的参数,搭建阵列光镊系统。系统结构如图 2 所示。系统由 1: 激光器, 2: 扩束镜, 3: 分光机构, 4: 光束转

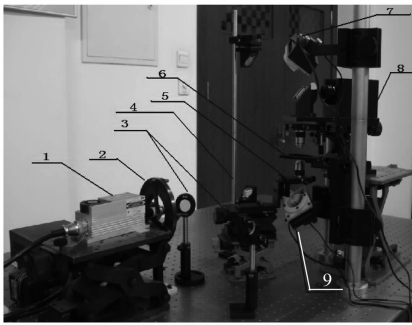


图2 基于平板剪切干涉的阵列光镊系统图

Fig. 2 Picture of optical tweezers array system based on double-plate shearing interference

折器,5: Y方向聚焦机构,6: 样品台,7: X方向双平板剪切干涉发生装置,8: 成像及X方向聚焦机构,9: Y方向双平板剪切干涉发生装置组成。光源采用输出波长为532 nm,总输出功率为1 W,发散角为 1.2 ± 0.2 mrad,光束直径为1.1 mm,功率稳定性小于5%的半导体抽运固体激光器。形成剪切

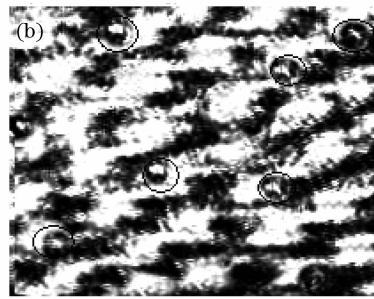
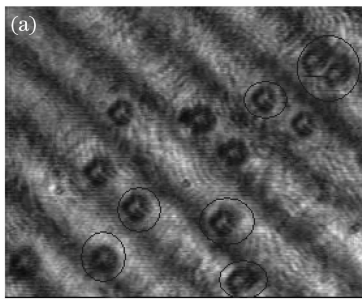


图3 阵列光镊对6 μm聚苯乙烯小球的捕获。(a)一维阵列光镊;(b)二维阵列光镊

Fig. 3 6 μm polystyrene particles are trapped by optical tweezers array. (a) one-dimensional optical tweezers array; (b) two-dimensional optical tweezers array

实验发现,干涉场对颗粒的操控作用除了与照射到颗粒上的光功率密切相关以外,聚焦平面的选择以及条纹宽度对颗粒捕获也非常重要。实验中我们观察到靠近聚焦物镜焦平面的颗粒受到较大捕获力的作用,样品池中其它层面的颗粒受到的影响较小,保持无规则的布朗运动,这说明梯度力 F_{grad} 与颗粒在光场中的相对位置密切相关。另外,调节条纹宽度观察靠近焦平面的颗粒的运动情况,发现当亮条纹宽度约为粒子直径的1.5倍时,粒子受到较强的捕获力,捕获现象明显。由此可以确定本系统可分选颗粒的尺度。

5 结 论

本文着重讨论了基于双平板剪切干涉形成阵列光镊的理论和方法,并用所搭建的装置成功实现对聚苯乙烯颗粒的捕获,证实系统设计方案合理可行。

干涉的双平板的各项参数由理论模型决定。

4 实验结果与讨论

实验样品采用直径为6 μm的聚苯乙烯颗粒,它的折射率 $n_p = 1.59$ 。通过调节得到干涉周期为18 μm激光干涉场,照射到颗粒表面的激光功率调节范围为 $2 \sim 30$ mW/cm²,溶液折射率 $n_m = 1.33$ 。当样品置于强度较小的干涉光场时,颗粒几乎不受干涉光场的影响,处于布朗运动状态。当激光输出功率达到捕获条件时,处于明条纹的颗粒依旧处于明条纹中,只是在明条纹中的位置可能会发生变化。而处于暗条纹中的颗粒受到梯度力的作用,向明条纹移动[如图3(a)所示]。两干涉场以某种角度叠加形成的二维阵列光镊同样可以实现对6 μm聚苯乙烯颗粒的捕获[如图3(b)所示],且移动阵列光镊的位置可带动颗粒一起移动。配合可控的移动方式即可实现对颗粒有目的的分选和富集。

通过调节激光输出功率和干涉条纹的周期可以实现对1~15 μm颗粒的捕获,该尺度范围刚好与大多数细胞的尺度相符合,因此在阵列光镊的设计过程中着重考虑了其在细胞生物学方面的潜在应用前景。实验结果表明,可以通过调节系统参数实现对不同尺度颗粒的捕获和分选,进而完成对颗粒的富集。将其与微流控芯片技术相结合,有望成为一种新型的细胞等生物颗粒的分选方法。这种方法的优势在于无需对细胞等生物颗粒进行荧光标记,而是依赖于颗粒自身在尺度、折射率、光学吸收特性、溶液的粘滞系数等方面的特点,调节系统的光功率、干涉条纹的周期和移动速率等控制参数,在实现对颗粒分选的同时能够尽可能真实地保持样品原有状态,从而使实验数据更加可靠。

今后的工作将进一步在系统的操控性方面进行完善,选择适合于生物样品的激光波长,并对控制软

件进行更加合理地设计,使其更能满足实验需要,将该系统应用于实际样品的分选。

参 考 文 献

- 1 A. Ashkin, J. M. Dziedzic, J. E. Bjorkholm *et al.*. Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles [J]. *Opt. Lett.*, 1986, **11**(5): 288~290
 - 2 A. D. Mehta, M. Rief, J. A. Spudich *et al.*. Single-molecule biomechanics with optical methods [J]. *Science*, 1999, **283** (5408): 1689~1695
 - 3 Yu Youli, Zhang Lei, Zhang Zhenxi. Computation for optical trap stiffness versus refractive index of biological cell [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(6): 1076~1079
 - 4 E. Ferrari, V. Emiliani, D. Cojoc *et al.*. Biological samples micro-manipulation by means of optical tweezers [J]. *Microelectronic Engineering*, 2005, **78~79**: 575~581
 - 5 M. P. MacDonald, G. C. Spalding, K. Dholakia. Creation and manipulation of three-dimensional optically trapped structures [J]. *Science*, 2002, **296**(5570): 1101~1103
 - 6 J. Leach, G. Sinclair, P. Jordan *et al.*. 3D Manipulation of particles into crystal structures using holographic optical tweezers [J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(1): 220~226
 - 7 M. P. MacDonald, G. C. Spalding, K. Dholakia. Microfluidic sorting in an optical lattice[J]. *Nature*, 2003, **426**(6965): 421~424
 - 8 Li Qin, Feng Wanli, Hu Xiaoming *et al.*. Theoretical study of the trapping efficiency of an optical tweezers array system[J]. *Chinese Physics B*, 2008, **17**(2): 726~735
- 喻有理,张 磊,张镇西. 细胞光阱刚度与折射率关系理论计算