

文章编号: 0253-2239(2008)10-1971-06

两种单光纤光镊捕获效果的数值仿真与实验研究

吴忠福 刘志海 郭成凯 杨 军 苑立波

(哈尔滨工程大学理学院光子科学与技术研究中心, 黑龙江 哈尔滨 150001)

摘要 采用一种基于时域有限差分(FDTD)的数值算法, 仿真计算了抛物线形和大锥角形两种新型单光纤光镊的出射光场, 并在稳态场下通过对麦克斯韦应力张量积分求得介质球在两种光场中受到的光阱力, 得到大锥角型光纤端产生的光阱力较大的结论; 讨论了不同介质球大小、折射率, 光纤探针形状对光阱力的影响。在实验中这两种光纤探针都实现了对水中酵母菌细胞的捕获, 且采用流体力学法对抛物线形和大锥角形二种新型单光纤光镊产生的光阱力进行了标定。结果表明: 基于 FDTD 数值仿真方法计算受力与实验结果一致, 并且这种计算光纤光镊产生的光阱力的方法简单, 适用; 且抛物线形和大锥角形光纤探头都具备构成单光纤光镊的条件。

关键词 医用光学与生物技术; 单光纤光镊; 时域有限差分; 光学捕获; 流体力学法

中图分类号 Q631 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS20082810.1971

Numerical Simulation and Experiments of Two Fiber Optical Tweezers

Wu Zhongfu Liu Zhihai Guo Chengkai Yang Jun Yuan Libo

(Photonics Research Center, College of Science, Harbin Engineering University, Harbin, Heilongjiang 150001, China)

Abstract The finite difference time domain (FDTD) method was used to calculate the output optical fields of parabolic and large angle single-fiber optical tweezers. The transverse and axial trapping forces were then obtained by integrating the Maxwell stress tensor in stable state. Compared with the parabolic fiber optical probe, the optical force of the large angle fiber probe is larger. Meanwhile, the influences of sizes and diffractive indexes of microscopic particles and profile of fiber probe on the optical force were considered. In experiment, these two fiber probes both successfully trap yeast cells in water and the two types of force are calibrated by hydromechanics. The results indicate that the optical force obtained by numerical simulation based on FDTD is in good agreement with that from experiments. This method is simple and suitable for the optical force calculation of fiber optical tweezers, and the parabolic and large angle optical fiber tips meet the demand of forming single-fiber optical tweezers.

Key words medical optics and biotechnology; single-fiber optical tweezers; finite difference time domain (FDTD); optical trapping; hydrodynamics method

1 引 言

光镊能无接触、无损伤捕获及操纵微米量级的粒子, 已成为了生物学、表面科学、凝聚态物理、微细加工、光子晶体等研究领域里重要的工具^[1~7]。

基于显微镜的常规光镊仪器体积庞大, 价格昂贵, 样品移动自由度小, 几何尺寸大, 工作距离短, 很难操纵位于狭窄位置(如: 深孔中)的微粒, 也不易实现多光镊操纵。

新发展的光纤光镊技术较好地解决了这些问题。利用基于平端面光纤的双光纤光镊^[8]和基于半球形自透镜型光纤的双光纤^[9]和多光纤光镊技术实现了物体的空间捕获、搬运及旋转^[10~13]。利用双光纤或多光纤构成的光镊要求光纤出射的光束在空间上对准、移动时所有光纤必须同时动作, 操作上仍存在诸多不便。Taguchi 等^[14,15]报道了单锥形透镜光纤对沉于样品池底部的粒子捕获作用。R. S.

收稿日期: 2007-11-07; 收到修改稿日期: 2008-03-20

作者简介: 吴忠福(1985-), 女, 硕士研究生, 主要从事生物医学光子学和光纤传感器技术等方面的研究。

E-mail: wzf_666@126.com

导师简介: 苑立波(1962-), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事光纤传输理论、光纤传感技术及智能结构等方面的研究。

E-mail: lbyuan@vip.sina.com

Taylor 等^[16]利用腐蚀和镀膜的方法,制作了一种中空的金属化光纤探针尖,巧妙地利用针尖的静电引力与光的散射力达到平衡,捕获和操纵了浸没在水中的玻璃微粒。中国科技大学的明海等用数值仿真方法分析得出光纤探针作用在 2 μm 聚苯乙烯球上的轴向作用力沿光束传播方向、径向作用力指向光轴^[17]。清华大学的王佳等利用数值仿真的方法对光纤针的出射光场进行了仿真研究,并采用与 Taguchi 等相同的自透镜型光纤结构测量了置于水中的酵母菌的受力情况^[18]。南安普顿大学光电研究中心报导了一种具有绝热特性的锥形光纤对水中微球的捕获现象^[19]。

光镊在三维方向上稳定捕获粒子的首要条件就是有大的光强梯度^[20~22]。而在光纤光镊中,则通常是利用特殊的光纤端结构改变出射光场的聚焦性质。随着光纤端面结构越来越复杂,已经不能得到光场封闭形式的解析解,就是半解析解的近似方法也只能在个别问题中得到有限应用,能够较广泛发挥作用的唯有各种数值方法。

本文采用一种基于动量守恒原理的方法计算光阱力。利用时域有限差分(FDTD)数值仿真计算出光镊出射光场值,然后结合动量守恒定理推导出的光阱力公式,求出不同条件下的横向和纵向光阱力。仿真了抛物线形和大锥形两种新型单光纤光镊的出射光场,给出了球半径和折射率对光阱力影响的特性分析。实验中,这两种形式的单光纤光镊都实现了对酵母细胞的捕获,且对光阱力进行了标定。并取得了与仿真计算结果相近的结果。

2 光阱力分析方法

通常将光阱中光的散射过程视为电磁散射,通过求解麦克斯韦方程就可以求解光的散射场。基于 FDTD 法计算光作用力,从洛伦兹(Lorentz)力公式出发,可以推得电磁场的动量守恒定理^[23]:

$$f + \frac{\partial g}{\partial t} = -\nabla \cdot \mathbf{T}, \quad (1)$$

其积分形式为

$$\int_V f dV + \frac{d}{dt} \int_V g dV = - \int_V \nabla \cdot \mathbf{T} dV = - \oint_S \mathbf{T} \cdot \mathbf{n} dS, \quad (2)$$

\mathbf{T} 为电磁场动量流密度张量,或称为电磁场应力张量(stress tensor),其面积分表示 V 外通过界面 S 流入到 V 区域内的动量流。(2) 式左边则为 V 内电磁场和电荷系统的总动量变化率。对于电磁场的稳态

分布,左式中第二项的时间平均值为零,则区域内电荷系统总动量变化率,也即 V 内电磁场作用于电荷系统的总作用力,等于应力张量在界面 S 上的面积分。

麦克斯韦应力张量(\mathbf{T})的分量 T_{ik} 可表示为

$$T_{ik} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_1 |E|^2 + \mu \mu_0 |H|^2}{2} \delta_{ik} - \epsilon_0 \epsilon_1 E_i E_k - \mu \mu_0 H_i H_k, \quad (3)$$

其中 i, k 任取 x, y, z 中的某一个, ϵ_0, ϵ_1 分别为真空电容率和介质的相对电容率, μ_0, μ_1 分别为真空磁导率和介质的相对磁导率。

在 FDTD 的数值仿真可以计算出应力张量通过一选定界面的值,然后取若干周期的时间步数的值叠加后得到时间平均的值,理论上可得到界面包围体积内电磁场作用于介质上的合力。

以上算法从电磁场基本理论出发分析得到光阱中粒子的受力情况。可以看出,此方法采用近似少,适用范围广,具有很大的通用性。

采用三维时域有限差分法能够真实准确地模拟电磁波在介质中的传输情况。但是由于时域有限差分法是将空间和时间离散为密集的点进行海量模拟运算,需要大量的计算机内存和大容量硬盘,同时需要极高的计算速度,因此三维时域有限差分法在空间小范围(通常不超过微米量级)光传播特性的模拟中得到了广泛应用。对于光镊所要仿真的十几微米到几十微米空间范围而言,这一方法则遇到了诸如计算机内存容量限制、计算时间过长等一系列技术问题。因此通常是将三维问题简化为二维问题进行计算。采用二维时域有限差分进行光纤光镊的出射光场与光阱力的计算,存在一些明显不足,例如,对于线偏振入射,我们通过分析经过光纤中心光轴的平面上的光场分布来分析光纤光镊的特性。但是实际上,光不是仅仅在这个平面内传输,散射后的场分布三维方向都存在分量,而且不在这个平面内的电磁波也将耦合到这个平面上。但二维时域有限差分法很大程度上已经能够清楚地描述计算对象的物理性质,而且相比三维时域有限差分法具有计算量小、计算速快等明显优点,因此在光阱力的仿真计算中得到了广泛的应用^[24~26]。

考虑二维 TM 模单频连续波入射情形,存在 (H_y, E_x, E_z) 三个场分量,根据(2)式、(3)式可推得纵向和横向受力公式为(4)式、(5)式,其中 S 为在二维 xoz 平面内包围目标空间的外边界。

$$F_z = \frac{1}{2} \oint_S \left[-\frac{1}{2} (\mu \mu_0 |H_y|^2 + \epsilon_0 \epsilon_1 |E_x|^2 - \epsilon_0 \epsilon_1 |E_z|^2) \right] dx + \oint_S \epsilon_1 \epsilon_0 \operatorname{Re}(E_x E_z^*) dz, \quad (4)$$

$$F_x = \frac{1}{2} \oint_S \left[-\frac{1}{2} (\mu \mu_0 |H_y|^2 + \epsilon_0 \epsilon_1 |E_x|^2 - \epsilon_0 \epsilon_1 |E_z|^2) \right] dz + \oint_S \epsilon_1 \epsilon_0 \operatorname{Re}(E_x E_z^*) dx, \quad (5)$$

FDTD 数值仿真如图 1 所示(PML 为最佳匹配层)。仿真得到电磁场各分量场值后,利用(4)式、(5)式可以计算出应力张量通过一选定界面的值。取若干周期的时间步数的叠加,得到时间平均的值,理论上可得到界面包围体积内电磁场作用于介质上的合力。

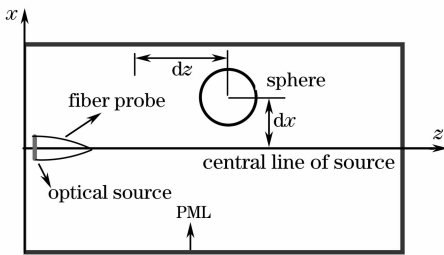


图 1 FDTD 数值仿真计算示意图

Fig. 1 Schematic of FDTD numerical simulation

3 仿真结果及分析

3.1 抛物线形状的熔拉型光纤端

构造出稳定的三维光势阱的首要条件减小光束的束腰,单光纤光镊所遇到的问题与近场扫描光学显微镜是类似的。借鉴近场扫描光学显微镜中光纤针结构设计了一种具有抛物线形状的熔拉型光纤针结构,其长度为 $10 \mu\text{m}$,其线型方程为

$$z = 10 - x^2, \quad (6)$$

其光强分布如图 2 所示。

沿 z 轴不同位置 dz 的横向光阱力曲线如图 3(a) 所示。介质球半径 $r=2.5 \mu\text{m}$,折射率 $n=1.4$,横坐

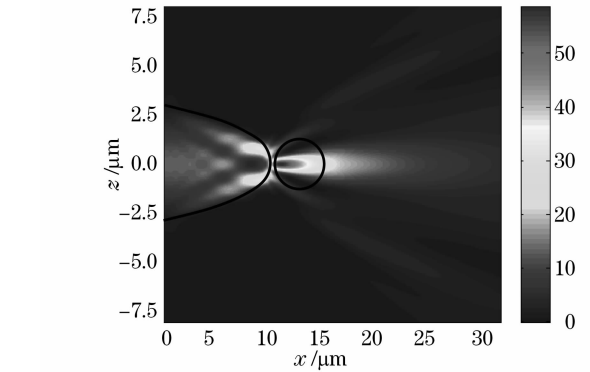
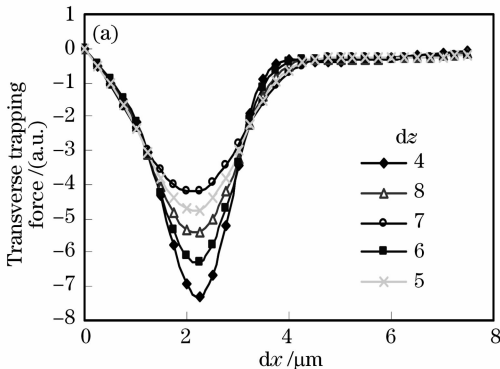


图 2 抛物线形光纤端出射光场

Fig. 2 Distribution of the light field intensity in and around a parabolic fiber probe

标为偏离光束中心轴线的距离,纵坐标为横向光阱力,负值表示光场具有将介质球吸引回中线的趋势。可以看出,在具有抛物线形状的熔拉型光纤针的出射光场中,介质球始终受到指向光场轴心的横向光阱力的作用。该力的作用使介质球向光场轴心运动,并最终束缚在轴心线上。由于光场的对称性,介质球位于轴心时所受的横向光阱力的合力为零。随着 dz 的增加,横向光阱力的最大值呈现减小的趋势,但横向光阱力的作用范围随之增加。

纵向光阱力分布情况如图 3(b) 所示。介质球 ($n=1.4$) 半径分别为 $1.5 \mu\text{m}, 2 \mu\text{m}, 2.5 \mu\text{m}$ 的。横坐标表示球心离开光纤探针针尖的距离,纵坐标为纵向光阱力,负值表示光场具有将介质球吸引回探针针尖的趋势。随着球半径的增加,纵向光阱力呈

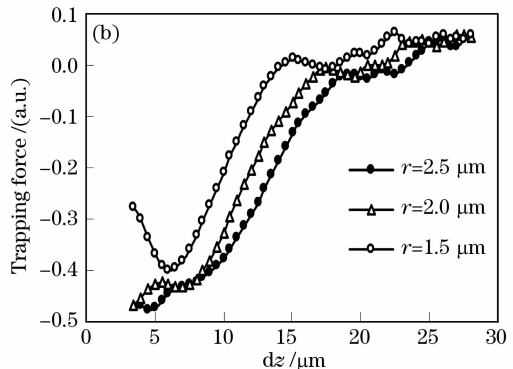


图 3 抛物线形光纤横向(a),纵向(b)光阱力

Fig. 3 Transverse (a), axial (b) optical forces by a parabolic fiber probe

现增加趋势,同时捕获作用的范围随之增加^[27]。可见,抛物线形光纤探针出射光场纵向存在光势阱力,可以将介质球吸引向光纤针尖的方向。

纵向光阱力与介质球折射率^[28]的关系曲线如图4所示。介质球半径 $r=2.5\ \mu\text{m}$ 。可以看出,光阱力是一个与折射率有关的物理量,随着折射率的增加,光阱力呈总体增加趋势,且同时捕获范围缩小。当介质球折射率大于1.55时,纵向光阱力将不存在负值,即不再存在吸引力作用。

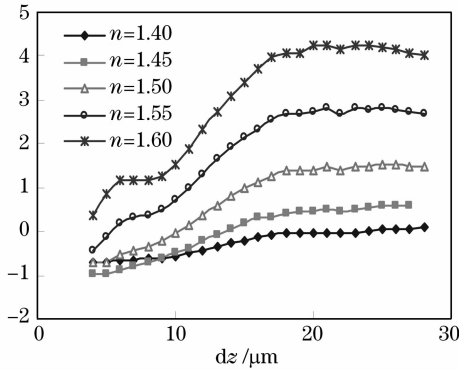


图4 不同折射率的介质球纵向光阱力分布

Fig.4 Axial optical forces by a parabolic fiber probe exerted on dielectric particles with different refractive indexes

由以上分析可知,具有抛物线形状的熔拉型光纤端的出射光场对于浸没在水中的具有合适折射率的介质球同时存在横向和纵向的捕获作用。可以预见,利用这种具有抛物线形状的熔拉型光纤能够构成单光纤光镊。

3.2 大锥角形状的熔拉型光纤端

使用单光纤光镊时要充分考虑到光纤的机械性能,因此在光纤拉制过程中保证能够正常实现功能的前提下,光纤针的过渡区应尽可能的短。设计了一种具有大锥角结构的熔拉型光纤端结构,并对其出射光场进行数值仿真。仿真光纤针长度为 $10\ \mu\text{m}$,描述其轮廓的线型方程为

$$\begin{cases} z = -4.625\ln(|x|/7), & 0 \leq z \leq 9 \\ z = 10 - x^2, & 9 < z \leq 10 \end{cases} \quad (7)$$

在 $z=0$ 处,光纤的直径为 $14\ \mu\text{m}$,光纤芯直径 $0.448\ \mu\text{m}$ 。纤芯已经不能有效地限制光的传播,传输光已经扩散到包层,为简化模型,将光源设置为宽度为 $10\ \mu\text{m}$ 高斯光,其光强分布如图5所示。

仿真计算后得到介质球 ($r=2.5, n=1.4$) 在光场中沿 z 轴不同位置的横向光阱力曲线如图6(a)

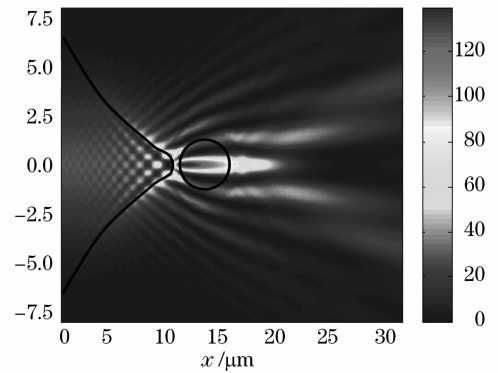


图5 具有大锥角结构的熔拉型光纤出射光场光强分布

Fig.5 Distribution of the light field intensity in and around melt-pulled fiber probe with a large-taper

所示。横坐标表示微球球心偏离光轴的横向偏离量。纵坐标为其横向光阱力。因具有大锥角结构的光纤针出射光场分布较为复杂,所以,介质球在横向上的受力情况也较复杂。但总的趋势表明,介质球在横向上始终指向光场轴心的横向光阱力的作用,该力的作用是使介质球向光场轴心运动,并最终被束缚在轴心线上,光场的对称性质使得介质球位于轴心时所受的横向光阱力的合力为零。可见光场对介质球存在横向二维的捕获作用。

折射率为1.4的介质球在半径为 $2\ \mu\text{m}$, $2.5\ \mu\text{m}$, $3\ \mu\text{m}$ 时所受的纵向光阱力曲线如图6(b)所示。介质球球心位于光轴上,横坐标表示球心离开光纤探针针尖的距离,光阱力的负值表示光场对介质球的作用力指向负光轴的方向。可以看出,大锥角型光纤探针出射光场纵向同样存在光势阱力,可以将球吸引向光纤针尖的方向。与具有抛物线形状的熔拉型光纤相比,横向光阱力明显较大,这意味着,对于同样的介质球而言,大锥角结构的光纤能够以更小的光功率实现捕获,无疑在应用中大锥角结构的光纤更具有优势。这一点在实验中得到验证。

由于光阱力是一个与折射率有关的物理量,仿真了半径为 $2.5\ \mu\text{m}$ 介质球折射率分别为1.4, 1.45, 1.5, 1.55, 1.6 的所受纵向力情况,如图7所示。可以看出对于具有大锥角形状的熔拉型光纤端而言,当介质球折射率大于1.55时,纵向光阱力将不存在负值,即不再存在吸引力作用。

综上所述,利用大锥角形的熔拉型光纤同样具有构成单光纤光镊的条件,且横向光阱力较抛物线型大。

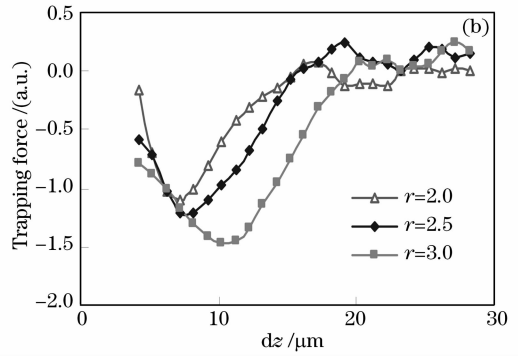
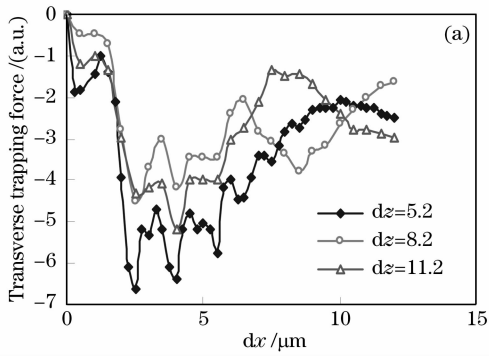


图 6 具有大锥角结构的熔拉型光纤横向(a),纵向(b)光阱力

Fig. 6 Transverse (a), axial (b) optical forces by melt-pulled fiber probe with a large-taper

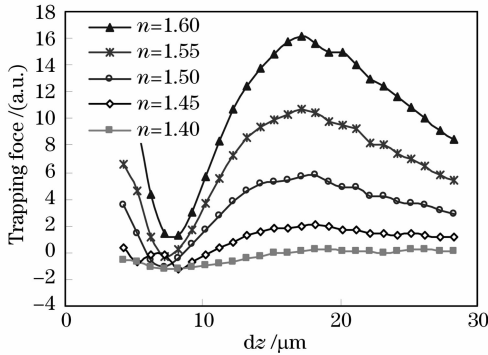


图 7 不同折射率的介质球纵向光阱力分布

Fig. 7 Axial optical forces by a large-taper fiber probe exerted on dielectric particles with different refractive indexes

4 实验标定

利用普通单模光纤采用熔拉法^[29]制作了抛物线型和大锥角型的光纤探针,并实现了对悬浮在水中的酵母细胞的捕获及操纵。如图 8 所示。实验中光源使用波长 980 nm 抽运激光器,最大出纤功率 100 mW。

采用流体力学法^[30]对浸没在水中的酵母细胞所受的最大光阱力进行了标定。酵母细胞具有制备简单、价格便宜等优点,是光镊特性初步研究中常见的操作对象^[31]。但由于其细胞结构呈现椭圆形,个体之间存在着一定差异,导致测量结果具有很大的离散性。为减小这一离散性对实验结果的影响,实验中对同一光功率值重复进行 20 次测量,实验结果为 20 次测量值的算术平均值。

图 9 为抛物线型和大锥角型光纤最大纵向光阱力的标定结果。图中横坐标为光纤尖出口处出射光功率值,纵坐标为光阱力值。从图中可看出,单光纤光镊的最大光阱力与光功率呈线性关系。对比抛物线形和大锥角形两种光纤探针纵向光阱力的标定结果,可见同一功率下,大锥角光纤端产生的纵向光阱

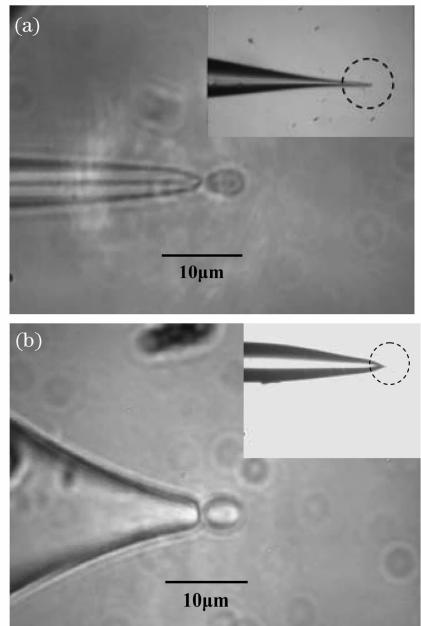


图 8 抛物线型(a),大锥角型(b)单光纤光镊实现酵母细胞的捕获

Fig. 8 Yeast cell trapped by single-fiber optical tweezers using a parabolic fiber probe (a), large-taper fiber probe (b)

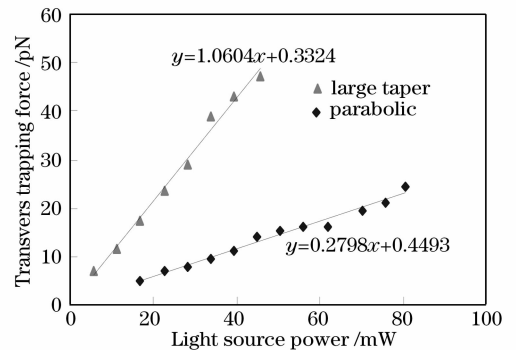


图 9 抛物线型和大锥角型光纤纵向光阱力的标定结果
Fig. 9 Calibration results of transverse optical forces in parabolic fiber tweezers and large taper angle fiber tweezers

力大约是抛物线型的 3 倍左右,这一结论与理论计算的结果符合得较好。

5 结 论

利用 FDTD 的数值方法仿真单光纤光镊出射光场,并在稳态场下通过对麦克斯韦应力张量积分得到介质球的受力公式计算光阱力的方法,对具有抛物线形状的熔拉型光纤端、具有大锥角的熔拉型光纤端出射光场和光阱力进行了详细的计算和分析。在实验中两种光纤探针都实现了三维捕获,并对各自的最大光阱力与光功率进行了标定。结果表明,抛物线形状和大锥角形状的熔拉型光纤端形式都能构成单光纤光镊系统,且大锥角形产生的横向光阱力较大。这两种单光纤光镊系统结构简单、紧凑,操纵灵活,便于调整,可以适应更多的生物细胞和生物分子的光微操作需求。

参 考 文 献

- Ashkin A, Dziedzic J M, Bjorkholm J E. Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectrical particles[J]. *Opt. Lett.*, 1986, **11**(5): 288~290
- Ashkin A, Schutze K, Dziedzic J M. Force generation of organelle transport measured in vivo by an infrared laser trap[J]. *Nature*, 1990, **348**(6299): 346~348
- Furst E M, Gast A P. Micromechanics of dipolar chains using optical tweezers[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 1999, **82**(20): 4130~4133
- Kitamura N, Sekiguchi N, Haeng-Boo K. Optical transformation and fission of single giant vesicles in water by radiation pressure [J]. *J. Am. Chem. Soc.*, 1998, **120**(8): 1942~1943
- Gauthier R C. Optical trapping a tool to assist optical machining [J]. *Opt. and Laser Technol.*, 1997, **29**(7): 389~399
- Zhang Wenjing, Li Yinmei, Lou Liren *et al.*. New method of measuring temperature of liquid micro-area by using technology of optical tweezers[J]. *Chin. J. Lasers*, 2006, **33**(5): 663~666
张文静, 李银妹, 楼立人 等. 应用光镊技术测量液相微区温度 [J]. *中国激光*, 2006, **33**(5): 663~666
- Lei Ming, Yao Baoli. Theoretical and experimental studies on multi-beam interference by using pyramid lens[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(5): 757~762
雷 铭, 姚保利. 多棱锥镜产生多光束干涉场的理论和实验研究 [J]. *光学学报*, 2006, **26**(5): 757~762
- Constable A, Kim J, Mervis J *et al.*. Demonstration of a fiber-optical light-force trap[J]. *Opt. Lett.*, 1993, **18**: 1867~1869
- Lyons E R, Sonek G J. Confinement and bistability in a tapered hemispherically lensed optical fiber trap[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 1995, **66**(13): 1584~1586
- Taguchi K, Atsuta K, Nakata T *et al.*. Levitation of a microscopic object using plural optical fibers[J]. *Opt. Commun.*, 2000, **176**(1): 43~47
- Collins S D, Sidick E, Knoesen A *et al.*. Micromachined optical trap for use as a microcytology workstation[C]. *Proc. SPIE*, 1997, **2978**: 69~74
- Singer W, Frick M, Haller T *et al.*. Combined optical tweezers and optical stretcher in microscopy [C]. *Proc. SPIE*, 2001, **4434**: 227~232
- Jensen-McMullin C, Lee H P, Lyons E R. Demonstration of trapping, motion control, sensing and fluorescence detection of polystyrene beads in a multi-fiber optical trap[J]. *Opt. Exp.*, 2005, **13**(7): 2634~2642
- Taguchi K, Ueno H, Hiramatsu T *et al.*. Optical trapping of dielectric particle and biological cell using optical fiber [J]. *Electron. Lett.*, 1997, **33**(5): 413~414
- Taguchi K, Ueno H, Ikeda M. Rotational manipulation of a yeast cell using optical fibers[J]. *Electron. Lett.*, 1997, **33**(14): 1249~1250
- Taylor R S, Hnatovsky C. Particle trapping in 3-D using a single fiber probe with an annular light distribution[J]. *Opt. Exp.*, 2003, **11**(21): 2775~2782
- Bai Ming, Lu Yonghua, Zhang Jiangyin *et al.*. Analysis of trapping force and torque for fiber-optical trap by the finite-differential time-domain (FDTD) method[J]. *Chin. J. Lasers B*, 2002, **B11**(3): 169~172
- Zhaohui Hu, J Wang, J Liang. Manipulation and arrangement of biological and dielectric particles by a lensed fiber probe[J]. *Opt. Exp.*, 2004, **12**(17): 4123~4128
- Brambilla G, Xu F. Adiabatic submicrometric tapers for optical tweezers[J]. *Electron. Lett.*, 2007, **43**(4): 204~206
- Svoboda K, Block S M. Biological applications of optical forces [J]. *Annual Review of Biophysics and Biomolecular Structures*, 1994, **23**: 247~285
- Neuman K C, Block S M. Optical trapping [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2004, **75**(9): 2787~2809
- Numata T, Takayanagi A, Otani Y *et al.*. Laser manipulation and fixation of metal nanoparticles using optical fiber probe[C]. *Proc. SPIE*, 2003, **5220**: 66~73
- Guo Shuohong. *Electricdynamics* [M]. 2nd ed., Beijing: Higher Education Press, 1997. 217~221
郭硕鸿. *电动力学* [M]. 第 2 版, 北京: 高等教育出版社, 1997. 217~221
- Gauthier R. Computation of the optical trapping force using an FDTD based technique[J]. *Opt. Exp.*, 2005, **13**(10): 3707~3718
- A. R. Zakharian, M. Mansuripur, J. V. Moloney. Radiation pressure and the distribution of the electromagnetic force in dielectric media[J]. *Opt. Exp.*, 2005, **13**(7): 2321~2336
- V. V. Kotlyar, A. G. Nalimov. Analytical expression for radiation forces on a dielectric cylinder illuminated by a cylindrical Gaussian beam[J]. *Opt. Exp.*, 2006, **14**(13): 6316~6321
- Chen Hongtao, Li Yinmei, Lou Liren. Experimental conditions dependence of trap stiffness in optical tweezers[J]. *Chin. J. Lasers*, 2004, **31**(11): 1361~1366
陈洪涛, 李银妹, 楼立人 等. 光阱刚度与实验条件的依赖关系 [J]. *中国激光*, 2004, **31**(11): 1361~1366
- 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
喻有理, 张 磊, 张镇西. 细胞光阱刚度与折射率关系理论计算 [J]. *光学学报*, 2007, **27**(6): 1076~1079
- Liu Zhihai, Guo Chengkai, Yang Jun *et al.*. Tapered fiber optical tweezers for microscopic particle trapping; fabrication and application[J]. *Opt. Exp.*, 2006, **14**(25): 12510~12516
- Felgner H, Muller O, Schliwa M. Calibration of light forces in optical tweezers[J]. *Appl. Opt.*, 1995, **34**(6): 977~982
- Li Yinmei, Zhu Tian, Wei Xunbin *et al.*. The dynamic monitor of the control of living cell by laser tweezers[J]. *Laser Biology*, 1993, **2**(1): 193~195, 198
李银妹, 鲁润龙. 光钳捕获、操纵、分离和模拟提取酵母细胞[J]. *激光生物学*, 1993, **2**(1): 193~195, 198