

用于可控式粒子捕获和轴向往复运动的电流调制型单光纤光镊

王秀芳¹, 刘旭¹, 董太极¹, 闫文迪¹, 刘勇智², 高丙坤^{1*}

¹东北石油大学电气信息工程学院, 黑龙江 大庆 163318;

²大庆油田信息技术公司, 黑龙江 大庆 163453

摘要 提出一种基于电流调制的新型单光纤光镊。通过将经电流调制的 980 nm 激光注入单模光纤, 光纤探头的输出功率发生周期性变化, 实现了对粒子运动距离和运动速度的可控式操纵。此外, 通过调整盖玻片的倾斜角度改变溶液蒸发力的大小, 实现了对粒子的稳定捕获。在构建平面锥形纤维探针的基础上, 搭建仿真模型, 分析粒子的受力情况, 并进行实验验证。实验结果表明, 通过对激光器的驱动电流进行调制, 可以操纵聚苯乙烯小球实现长达 22.76 μm 的粒子运输, 且粒子的运动速度与激光器的调制电流有关, 实验结果得到了数值模拟的支持。所提方法使得粒子捕获点的可变式调节和粒子的长距离轴向可控式运输成为可能。

关键词 光纤光镊; 电流调制; 粒子捕获与操纵; 生物传感

中图分类号 Q631

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS230567

1 引言

近年来, 光镊已经在粒子操纵、单个运动蛋白和聚合物的力学性能检测中有着广泛应用^[1-7]。1986 年, Ashkin 等^[8]证明了聚焦的激光束可以加速、减速、甚至稳定地捕获微米大小中性粒子的结论。该技术为液体中的粒子操纵和细胞运输提供了一种有效方法。

光镊又称单光束梯度力光阱, 是用一束高度会聚的激光形成的三维势阱来实现对微小物体非接触式的捕获和操纵的工具, 目前已经成为生物领域最强有力的工具之一^[9]。在基因治疗和靶向给药领域, 光镊技术可以通过调整入射光和改变光与微粒的作用时间来实现对细胞受体的细微操作, 此外, 它还可以直接将目标基因嵌入靶细胞中, 整个操作过程不会与细胞直接接触, 因此没有污染, 克服了传统显微注射法的缺点^[10]。光镊技术还可以用于调整细胞行为, 通过操纵单个细胞来控制细胞的运动和分化, 从而更好地理解细胞行为和组织发育的过程, 对构建人工组织和器官具有重要意义^[11]。随着光纤技术的快速发展, 光纤器件的引入使得光镊系统捕获的自由度与操控的灵活性得到了大幅度提升, 光纤光镊已经成为又一探寻微观世界的有力工具。目前已经开发出很多种类的光纤镊子, 例如单光纤光镊^[12-13]、多光纤光镊^[14]、光纳米射流

光镊^[15]、光热泳光镊^[16-17]、等离子体纳米结构光镊^[18]等, 这些光纤光镊可以实现对粒子的捕获、组装、分离和运输等操作, 也可以通过光散射力和梯度力的共同作用, 实现对多个粒子的捕获。随着微操作领域的迅速发展, 人们对光镊的功能提出了越来越高的要求。因此, 使用光纤光镊来实现更多的操作功能是必要的。目前, 常规光镊和光纤光镊在不移动探头实现粒子运输方面受到普遍限制。这可能会对使用光学捕获技术测量红细胞的角频率以进行疟疾诊断产生一定的操作和分析影响^[19-20]。光纤光镊在体内的应用潜力很大, 因此, 在不移动光纤的情况下, 需要实现光纤光镊对粒子的可控式稳定捕获和不同焦点之间的往复轴向传输。目前已经提出了几种利用光纤光镊实现粒子往复传输的案例, 如模式复用型光镊及双光纤光镊。目前, 大多数模式复用型光镊通常采用错位熔接的方式在单模光纤中产生 LP_{01} 和 LP_{11} 模式^[21-23], 这种方式也可以在不移动光纤的情况下实现粒子的往复运动, 但操作较为复杂, 不仅需要两种不同类型的单模光纤, 还需要对两段光纤进行错位熔接, 且对光纤尖端形状也有着特殊的要求, 此外, 受限于产生的两个焦点位置, 并不能实现长距离的往复运动。而对于双光纤光镊^[13, 24-26], 其采用的原理为利用双光纤光镊改变粒子的受力平衡, 通过调整两端光纤出射的光功率, 实现粒

收稿日期: 2023-02-17; 修回日期: 2023-03-19; 录用日期: 2023-04-06; 网络首发日期: 2023-05-08

基金项目: 黑龙江省自然科学基金(LH2022E024)

通信作者: *gaobk@163.com

子的捕获及往复运动,但这种方法的实验装置较为复杂,操作繁琐,且粒子运输距离受到两端光纤限制,局限性较大。

针对上述问题,本文提出了一种在普通单模光纤尖端实现可控式粒子捕获和轴向往复运动的新型光纤光镊装置。在不移动光纤探针的情况下,通过调整激光器的驱动电流,光纤探头的输出功率呈周期性变化,以此来实现对粒子运动距离和运动速度的可控式操纵;此外,通过调整溶液盖玻片的倾斜角度,改变了溶液蒸发力的大小,利用蒸发力与光捕获力之间的平衡,实现了粒子的稳定捕获。利用有限元分析法建立了仿真模型,并分析了粒子的受力情况,采用聚苯乙烯小球和酵母菌细胞进行了实验,实验结果与仿真结果一致。所提方法的提出使得粒子可控式捕获和长距离轴向往复运动的操作成为可能,扩展了单光纤光镊的可能性。

2 原理与数值仿真

2.1 粒子捕获原理

设计了一种利用溶液蒸发力与光学力平衡的新型

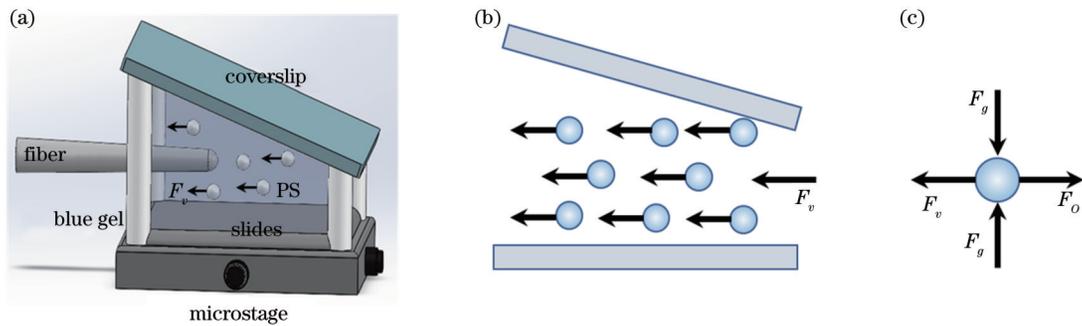


图1 粒子捕获原理示意图。(a)样品室结构示意图;(b)溶液流向示意图;(c)粒子受力示意图

Fig. 1 Schematic of particle capture principle. (a) Schematic of the sample chamber structure; (b) schematic of the solution flow direction; (c) schematic of the force on the particles

粒子在捕获过程中的受力分析如图1(c)所示,在光纤轴向上, F_o 代表梯度力与散射力的合力, F_v 代表溶液蒸发力。当光力 F_o 与溶液蒸发力 F_v 达到平衡时,即实现对粒子的捕获;当 F_o 大于或小于 F_v 时,即实现对粒子的推离或拉回操作。在光纤径向上,粒子主要受到一个指向光轴的拉力 F_g ,其作用是将粒子控制在光轴方向,使粒子在运输过程中不会发生偏移。

2.2 粒子往复运动原理

所使用的锥形纤维探针采用普通商用单模光纤(连接器类型为FC/PC,芯径为 $9\ \mu\text{m}$,包层直径为 $125\ \mu\text{m}$,康宁公司),通过火焰加热和拉伸技术制作。首先使用光纤剥离器将光纤的缓冲层和聚合物夹层剥离,得到直径为 $125\ \mu\text{m}$ 、长度为 $3\ \text{cm}$ 的裸纤。为了防止光纤断裂和翘起,采用不锈钢毛细管包覆。毛细管外的裸露光纤用酒精灯的外火焰在大约 $500\ ^\circ\text{C}$ 的温度下加热 $30\ \text{s}$,直至光纤的熔点,拉伸速度大约为 $1\ \text{mm/s}$,光纤在 $1\ \text{cm}$ 的长度范围内逐渐变细,直径由

光纤光镊,实验模型如图1(a)所示,在载玻片的4个角分别粘上适量的蓝丁胶,然后在蓝丁胶上放置盖玻片,将配置好的样品悬浊液用注射器注入到样品室中,由于溶液表面分子与样品室之间的张力,当溶液充满样品室时,液体并不会流出样品室。需要注意的是,放置光纤探头处的端口高度要高于相对一侧端口的高度,其余两侧保持平行,目的是增大放置光纤探针端口处溶液与空气的接触面积,从而增大该端口的蒸发力。在蒸发力的作用下,溶液会带动粒子向左侧运动,如图1(b)所示,从而提供一个与光学力相反的作用力,通过二者之间的平衡,即可实现微粒的捕获。微粒在水中受到蒸发力的大小^[27]可表示为

$$F_v = 6\pi \cdot \eta \cdot r \cdot v, \quad (1)$$

式中: η 代表溶液的黏度系数; r 代表粒子半径; v 代表溶液的流速。在实验过程中,需要注意的是,在制作微腔结构时,盖玻片翘起的角度不宜过大,否则会导致溶液蒸发力 F_v 过大,无法实现对粒子的捕获与操纵。

$125\ \mu\text{m}$ 减小到 $10\ \mu\text{m}$ 。然后以 $10\ \text{mm/s}$ 左右的速度快速拉断光纤,形成锥形尖端,其尖端尺寸约为 $2.9\ \mu\text{m}$ 。光纤尖端的末端是熔融光纤的表面张力形成的。最后,用一块经酒精浸湿的酒精棉仔仔细细擦拭锥形纤维的超细尖端,完成拉伸。光纤实物如图2所示。

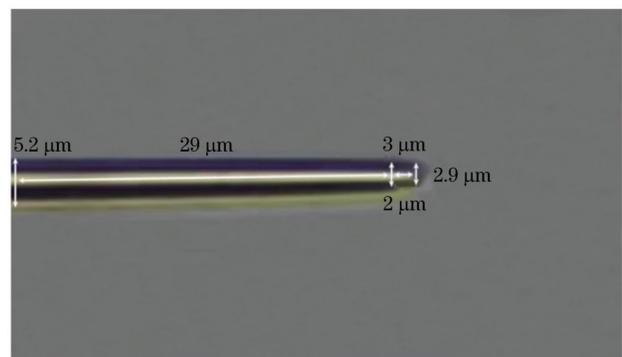


图2 单光纤光镊示意图

Fig. 2 Schematic of a single fiber optical tweezer

光镊捕获粒子时依赖光与粒子间的相互作用,这主要涉及 2 种不同类型的力:一种是把粒子拉向探针焦点的梯度力,另一种是推动粒子沿轴向传播的散射力。粒子在液体环境中所受的斯托克斯拖拽力和粒子本身的布朗运动也会影响微粒捕获的稳定性。光镊捕获粒子的基本原理是光梯度力大于光散射力,因此粒子可以在靠近光束焦点的位置被捕获。

使用有限元分析法,建立了仿真模型。施加在粒子上的总光力 F_o 可表示为

$$F_o = \oint_S (\langle T_M \rangle \cdot n) dS, \quad (2)$$

当积分在目标粒子周围的封闭表面 S 上进行时, n 是向外垂直于 S 的单位向量。 $\langle T_M \rangle$ 是可以提供的时间平均麦克斯韦压力张量,表达式为

$$\langle T_M \rangle = 1/2 \text{Re} \left[-1/2 (\epsilon |E|^2 + \mu |H|^2) I + (\epsilon E E^* + \mu H H^*) \right], \quad (3)$$

式中: I 代表单位并矢; ϵ 代表周围的介电常数; μ 代表周围的磁导率; E 代表电场; H 代表磁场。使用商业有限元仿真软件中的波动光学模块(电磁波,频域)和完美匹配的层边界条件对锥形光纤探针进行二维仿真。利用软件中的边界模态分析功能对传输模式进行分析。参数扫描用于计算电场中每个位置上的粒子所受的力。参数设定如下:光纤折射率设为 1.45,粒子折射率设为 1.59,水的折射率设置为 1.33,粒子的直径为 $7 \mu\text{m}$,波长设置为 980 nm 。锥形光纤探针尖端的电场分布如图 3(a) 所示, 980 nm 的激光源激发的能量主要集中在 x 轴方向上。此外,分析了粒子在径向上的受力情况,如图 3(b) 所示,当粒子向上或向下移动时,均会受到一个相反方向的力,将其拉回至光纤轴向的位置。

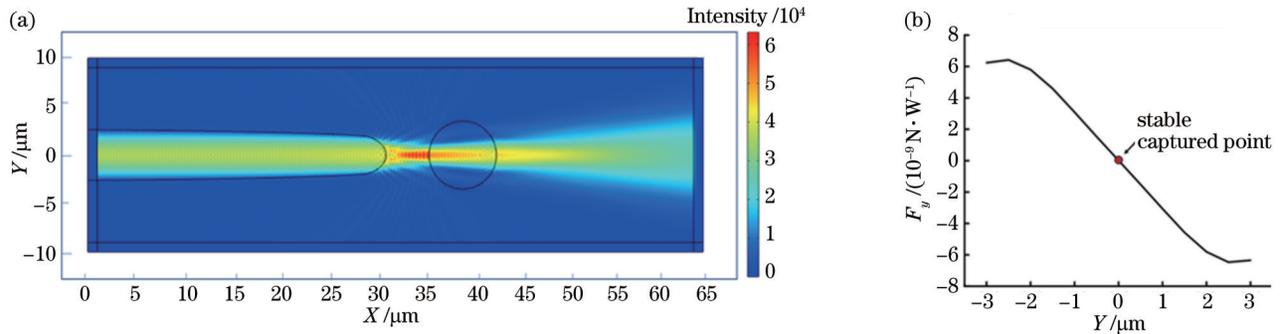


图 3 光纤光镊仿真示意图。(a)锥形光纤光场分布示意图;(b)粒子径向受力示意图

Fig. 3 Schematic of fiber optic tweezer simulation. (a) Schematic of the optical field distribution of the tapered fiber; (b) schematic of the radial force of the particle

最后,为了分析在不同功率下粒子在轴向的受力情况,将端口的输出功率密度设置为 $1 \sim 6 \text{ W/m}$,步长为 1 W/m ,结果如图 4 所示,横轴代表粒子在轴向所处的位置,纵轴代表粒子所受梯度力和散射力的合力 F_o (散射力与梯度力的差值)。当粒子处于 $34 \sim 35 \mu\text{m}$ 范围内时,随着离焦点距离越来越近[从图 3(b)可以看

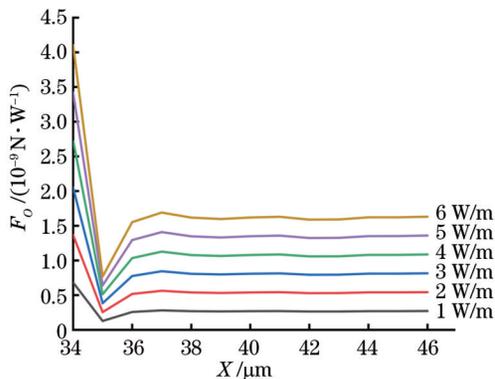


图 4 不同功率下粒子轴向受力曲线

Fig. 4 Particle axial force curve under different power

出光纤焦点位置处于 $35 \mu\text{m}$],粒子所受梯度力逐渐增大,而散射力随着远离光纤尖端逐渐变小,即二者的合力 F_o (取向右方向为正)逐渐减小;当粒子处于 $35 \mu\text{m}$ 时,此时粒子处于焦点位置,此时梯度力达到最大,即合力 F_o 达到最小;当粒子远离焦点时 ($37 \sim 46 \mu\text{m}$),梯度力逐渐减小,即合力 F_o 逐渐增大,所受合力 F_o 趋于稳定。因此,在溶液蒸发力 F_e 始终保持一定的情况下,当功率增大时,粒子所受光合力 F_o 逐渐增大即粒子将被推送至远离光纤端;当光纤提供的合力 F_o 小于溶液的蒸发力 F_e 时,粒子将向光纤一侧移动。因此,当激光器的驱动电流被调制时,粒子将会在光纤尖端实现往复振荡。

3 实验装置搭建及结果

3.1 实验装置搭建

实验装置如图 5 所示,实验图像由光学显微镜通过集成电荷耦合器件(CCD)采集,并在计算机上得到实时观察和记录。信号发生器(SG;LDC205C,索雷

博公司)用于调制激光器的输出电流,输出端与激光器驱动器(LDC)连接,且满足 $I_{LD} = I_{LDSET} + I_{LDMAX} \times \frac{U_{MOD}}{10}$,其中 I_{LD} 为调制电流, I_{LDSET} 为调制电流的设定值, I_{LDMAX} 为激光器最大工作电流, U_{MOD} 为调制电压。温度控制器(TEC;TEC205C,索雷博公司)用于控制

激光器工作时的温度,防止激光器工作时温度过高。驱动器和温度控制器的输出端连接散热底座(TCLDM9,索雷博公司),光纤探头固定在精密五维台上,用不锈钢毛细管(capillary)包裹,防止断裂。微球悬浮液放在安装在精密三轴平移台上的载玻片上,用于对粒子的捕获与操纵。

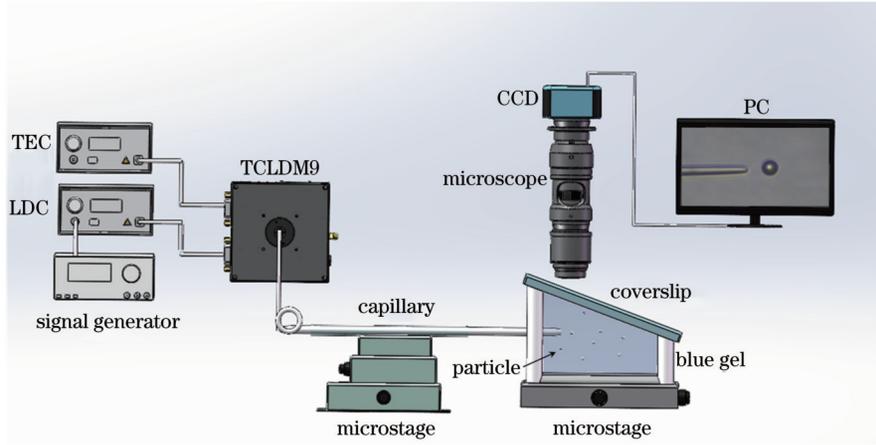


图 5 实验装置示意图

Fig. 5 Schematic of the experimental setup

3.2 实验结果

为验证所提方法的可靠性,分别选用聚苯乙烯(PS)颗粒和酵母菌细胞进行实验。首先对直径为 $7 \mu\text{m}$ 的 PS 粒子进行实验,打开波长为 980 nm 的激光光源。PS 粒子被稳定捕获在光纤探头,此时初始驱动电流为 22.71 mA 。具体操作过程详见补充视频 1 (<https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22775867.v1>)。当关闭激光光源后,观察到粒子被释放,说明动态操作是光纤探针引起的。然后,打开电流调制器,设置调制信号为频率为 100 mHz 、幅值为 250 mV 的正弦信号,换算调制信号的调制电流,为 26.21 mA ,此时 PS 颗粒运动趋势如图 6 所示。从 $1 \sim 5 \text{ s}$,PS 颗粒远离光纤尖端移动,在 5 s 时到达运动的最远距离 $15.67 \mu\text{m}$ 处, 5 s 后开始 PS 颗粒向靠近光纤尖端方向运动,在 10 s 时返回到初始位置。其运动过程详见补充视频 1。

此外,设置激光器的调制电流在 $23.41 \sim 27.61 \text{ mA}$ 范围内逐渐递增,步长为 0.7 mA ,调制频率为 100 mHz ,绘制了 PS 小球在不同驱动电流下的时间位移曲线,结果如图 7 所示。从图 7 可以看出:随着激光器的调制电流逐渐增大,粒子运动曲线的峰值也不断增大,表明小球沿轴向的运动距离增大;随着激光器调制电流的增大,粒子运动曲线的斜率也越来越大,表明粒子的运动速度随着调制电流的变大而变大;随着激光器调制电流的逐渐增大,粒子运动曲线的峰值点逐渐向左移动,这是因为小球经电流调制被推离光纤探针时,小球的散射力大于溶液的蒸发力,初始时调制电流越大,小球的初始运动速度越快,曲线峰值左端的斜率越大,达到最远可捕获距离的时间越短。PS 小球

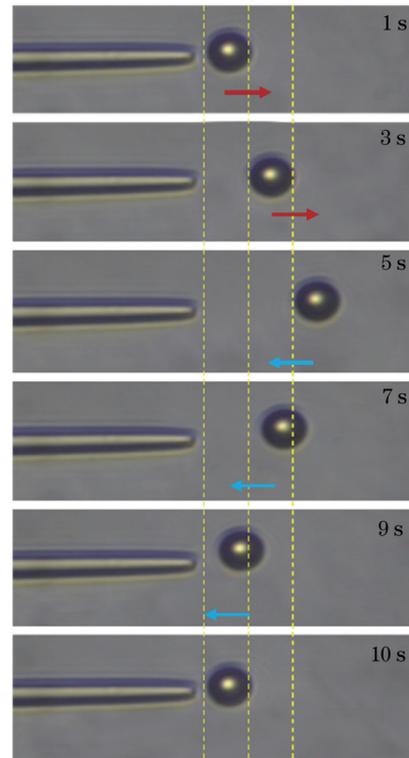


图 6 PS 小球轴向往复运动示意图

Fig. 6 Schematic of the axial reciprocating motion of the PS sphere

在调制电流为 $23.41 \sim 27.61 \text{ mA}$ 内所能被捕获的最近与最远距离分别为 $2.75 \mu\text{m}$ 和 $22.76 \mu\text{m}$ 。调制电流为 26.91 mA 和 27.61 mA 时,颗粒在一个周期时间之前返回到原始位置,原因是实验过程中调制电流过大,小球被推离的速度过快,在半个周期之前就已经到达

所能捕获的最远距离,从而缩短了周期时间。

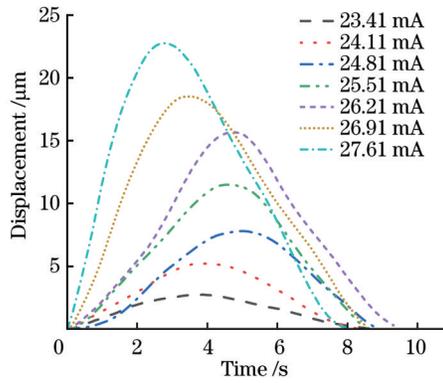


图 7 不同调制电流下的粒子运动曲线

Fig. 7 Particle motion curves under different modulation currents

为了验证所提方法在生物细胞上的适用性,选用酵母菌细胞作为实验对象,设置激光器的初始驱动电流为 33.64 mA,此时,酵母菌恰好可以克服溶液的蒸发力被捕获在光纤尖端,如图 8 所示。具体操作过程详见补充视频 2 (<https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22775879.v1>)。与 PS 小球一样,在关闭光源后粒子被释放,说明动态操作是光纤探针引起的。然后,打开电流调制器,设置激光器的调制信号频率为 100 mHz,调制电流为 34.34 mA,此时酵母菌颗粒运动趋势如图 8 所示。从 1~5 s,酵母菌细胞向远离光纤方向移动,在 5 s 时到达运动的最远距离 4.54 μm 处,5 s 后开始酵母菌细胞进行返回运动,在 10 s 时返回到

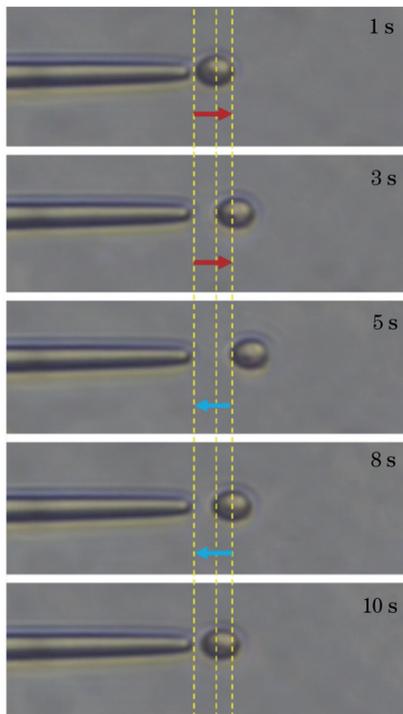


图 8 酵母菌细胞轴向往复运动示意图

Fig. 8 Schematic of the axial reciprocating motion of yeast cells

初始位置。

最后,为了研究调制电流和细胞运动距离的关系,设置激光器的调制电流为 34.34~39.24 mA,步长为 0.7 mA,对酵母菌细胞的调制电流与运动距离进行拟合,结果如图 9 所示。实验结果显示增大调制电流,酵母菌细胞沿轴向运动的距离也会增大,其原因是当激光器的调制电流增大时,光纤探针的尖端功率增大,作用在球上的合力 F_o 要远大于溶液的蒸发力 F_v ,进而导致酵母细胞的运输距离变长。

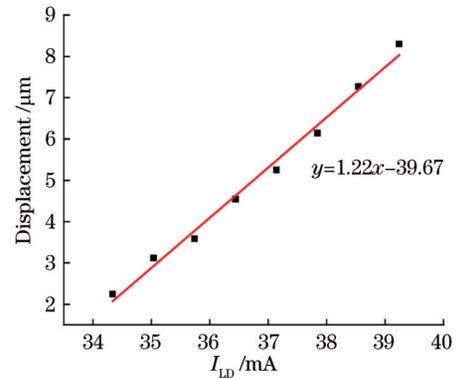


图 9 粒子的调制电流与运动距离之间的拟合关系

Fig. 9 Fitted relationship between the modulation current of the particle and the distance of motion

4 结 论

提出了一种基于电流调制的新型单光纤光镊,通过调整溶液蒸发力的大小,实现了对粒子的稳定捕获。此外,通过对激光器的驱动电流进行调制,其输出功率发生周期性变化,以此改变粒子的受力情况,实现了对粒子运输距离和运输速度的可控操纵。搭建了仿真模型,分析了粒子在运动过程中的受力情况,给出了粒子周期性往复运动的机理。实验结果表明,在不移动光纤的情况下,以聚苯乙烯微球和酵母菌细胞为目标粒子,实现了粒子的稳定捕获以及可重复的轴向往复运输。此外,分析了激光器的调制电流与粒子运动距离之间的对应关系,绘制了在不同驱动电流下的粒子运动曲线,得到了粒子的运动距离与其调制电流成线性关系的结论,并给出了拟合方程。此外,由于实验过程中采用波长为 980 nm 的激光光源,该光源能有效降低粒子操作过程中的光热效应,避免了粒子运输过程中造成的损伤。作为一种可控的全光纤集成器件,所提方法扩展了单光纤光镊的可能性,为其在微操作、生物医学研究等领域的应用提供了潜在的技术支持。

参 考 文 献

- [1] Moritz T J, Brunberg J A, Krol D M, et al. Characterization of FXTAS-related isolated intranuclear protein inclusions using laser tweezers Raman spectroscopy[J]. Journal of Raman Spectroscopy, 2010, 41(1): 33-39.
- [2] Geonzon L C, Kobayashi M, Sugimoto T, et al. Adsorption

- kinetics of polyacrylamide-based polyelectrolyte onto a single silica particle studied using microfluidics and optical tweezers[J]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2023, 630: 846-854.
- [3] Tilahun M, Tatek Y B. Star-shaped polymer translocation into a nanochannel: Langevin dynamics simulations[J]. *Physica Scripta*, 2023, 98(2): 025006.
- [4] Liu Z H, Sha C Y, Zhang Y, et al. Improved photopolymerization for fabricating fiber optical tweezers[J]. *Optics Communications*, 2022, 508: 127801.
- [5] Takao R, Ushiro K, Kusano H, et al. Fluorescence colour control in perylene-labeled polymer chains trapped by nanotextured silicon[J]. *Angewandte Chemie*, 2022, 61(11): 202117227.
- [6] 申泽, 成煜, 邓洪昌, 等. 鸟喙形环芯光纤光镊粒子捕获受力分析[J]. *光学学报*, 2021, 41(18): 1808001.
Shen Z, Cheng Y, Deng H C, et al. Analysis of the trapping force of beak-shaped optical tweezers with annular core fibers for particles[J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(18): 1808001.
- [7] 张聿全, 张硕硕, 闵长俊, 等. 飞秒光镊技术研究与应用进展[J]. *中国激光*, 2021, 48(19): 1918001.
Zhang Y Q, Zhang S S, Min C J, et al. Research progress of femtosecond optical tweezers and their applications[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(19): 1918001.
- [8] Ashkin A, Dziedzic J M, Bjorkholm J E, et al. The observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles[J]. *Optics Letters*, 1986, 11(5): 288-290.
- [9] Xie X, Wang X Y, Min C J, et al. Single-particle trapping and dynamic manipulation with holographic optical surface-wave tweezers[J]. *Photonics Research*, 2022, 10(1): 166-173.
- [10] Waleed M, Kim J D, Lee Y G. Nanoparticles insertion into individual mammalian cells using optical tweezers[J]. *Proceedings of SPIE*, 2012, 8247: 824706.
- [11] Li W, Lin J, Wang T F, et al. Photo-triggered drug delivery systems for neuron-related applications[J]. *Current Medicinal Chemistry*, 2019, 26(8): 1406-1422.
- [12] Zhao X T, Zhao N, Shi Y, et al. Optical fiber tweezers: a versatile tool for optical trapping and manipulation[J]. *Micromachines*, 2020, 11(2): 114.
- [13] Xin H B, Li B J. Fiber-based optical trapping and manipulation[J]. *Frontiers of Optoelectronics*, 2019, 12(1): 97-110.
- [14] 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]. *Optics Express*, 2005, 13(7): 2634-2642.
- [15] Trukhova A, Pavlova M, Sinitsyna O, et al. Microlens-assisted microscopy for biology and medicine[J]. *Journal of Biophotonics*, 2022, 15(9): 202200078.
- [16] Li J G, Lin L H, Inoue Y, et al. Opto-thermophoretic tweezers and assembly[J]. *Journal of Micro- and Nano-Manufacturing*, 2018, 6(4): 0408011-4080110.
- [17] Peng X L, Li J G, Lin L H, et al. Opto-thermophoretic manipulation and construction of colloidal superstructures in photocurable hydrogels[J]. *ACS Applied Nano Materials*, 2018, 1(8): 3998-4004.
- [18] Yamini S, Gunaseelan M, Gangadharan A, et al. Upconversion, MRI imaging and optical trapping studies of silver nanoparticles decorated multifunctional NaGdF₄: Yb, Er nanocomposite[J]. *Nanotechnology*, 2021, 33(8): 085202.
- [19] Suresh S, Spatz J, Mills J P, et al. Connections between single-cell biomechanics and human disease states: gastrointestinal cancer and malaria[J]. *Acta Biomaterialia*, 2005, 1(1): 15-30.
- [20] Paul A, Padmapriya P, Natarajan V. Diagnosis of malarial infection using changes in the properties of optically trapped red blood cells[J]. *Biomedical Journal*, 2017, 40(2): 101-105.
- [21] Zhang Y X, Zhou Y, Tang X Y, et al. The mode division multiplexing for multiple particles noncontact simultaneous trap[J]. *Optics Letters*, 2021, 46(13): 3017-3020.
- [22] Wu H, Jiang C L, Ren A N, et al. Single-fiber optical tweezers for particle trapping and axial reciprocating motion using dual wavelength and dual mode[J]. *Optics Communications*, 2022, 517: 128333.
- [23] Liu Z H, Wang L, Liang P B, et al. Mode-division multiplexing technology for single-fiber optical trapping axial-position adjustment[J]. *Optics Letters*, 2013, 38(14): 2617-2620.
- [24] Uchiyama K, Fick J, Huan S, et al. Optical trapping of photochromic microcrystals by a dual fiber tweezers[J]. *Applied Physics Letters*, 2022, 121(11): 111103.
- [25] Gao B K, Zhong H, Yan B, et al. Combined single/dual-fiber optical trapping for flexible particle manipulation[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2023, 161: 107373.
- [26] 王一松, 胡妹玲, 张雍丰. 惯导应用中光力加速度计前沿研究综述[J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(11): 1100008.
Wang Y S, Hu S L, Zhang Y F. A summary of the research on the frontier of optical accelerometer in inertial navigation application[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(11): 1100008.
- [27] Liu X S, Huang J B, Li Y C, et al. Optofluidic organization and transport of cell chain[J]. *Journal of Biophotonics*, 2017, 10(12): 1627-1635.

Current-Modulated Single Fiber Optical Tweezers for Controlled Particle Capture and Axial Reciprocating Motion

Wang Xiufang¹, Liu Xu¹, Dong Taiji¹, Yan Wendi¹, Liu Yongzhi², Gao Bingkun^{1*}

¹*School of Electrical & Information Engineering, Northeast Petroleum University, Daqing 163318, Heilongjiang, China;*

²*Daqing Oilfield Information Technology Company, Daqing 163453, Heilongjiang, China*

Abstract

Objective The optical manipulation of particles is important in biomedicine, physics, and optics. Given the rapid development of the field of micromanipulation, there is considerable demand for improved functionality of optical tweezers. Currently, conventional optical tweezers and fiber optic optical tweezers can achieve limited particle transport

without moving the probe. This limitation may have certain operational and analytical implications in the measurement of the angular frequency of cells for malaria diagnosis using optical capture techniques. Thus, there is a requirement to perform research on controlled and stable particle capture using fiber optic optical tweezers without moving the fiber and reciprocal axial transport between different capture sites. Certain researchers proposed multiple cases of reciprocal particle transport using fiber optic optical tweezers such as mode multiplexed tweezers and dual fiber optical tweezers. Most mode multiplexing tweezers use misaligned fusion to generate LP_{01} and LP_{11} modes in single-mode fibers, and these modes can realize the reciprocal motion of particles without moving the fiber. These tweezers have special requirements for shaping the fiber tip and cannot achieve reciprocal motion over long distances owing to the formation of two focal positions. Dual fiber optical tweezers are used to change the force balance of particles by adjusting the magnitude of the optical power emitted from both fiber ends so as to achieve particle capture and reciprocal motion. However, this method is a complex experimental setup, involves cumbersome operation, and has a limited particle transport distance owing to the two fiber ends. Therefore, in this study, a new fiber optic optical tweezer device is proposed that enables stable particle capture and the controlled manipulation of motion distance and velocity without moving the fiber optic probe.

Methods A new optical tweezer is proposed using the balance of solution evaporation force and optical force in which an appropriate amount of blue butyl glue is glued to each of the four corners of the slide, and then a coverslip is placed on the blue butyl glue to form the sample chamber. Here, the height of the port where the fiber optic probe is placed should be higher than the height of the port on the opposite side while the remaining two sides should be in parallel. Such an arrangement increases the contact area between the solution and air at the port where the fiber optic probe is placed, thus increasing the evaporation force of the port. Then, the configured sample suspension is injected into the sample chamber using a syringe. The liquid does not flow out of the sample chamber when the solution fills it owing to the tension between the surface molecules of the solution and sample chamber. The solution will drive the particles to the fiber side owing to the effect of evaporation force, thus providing a force opposite to the optical force. When the optical force and evaporation force of the solution reach equilibrium, a stable capture of particles can be achieved. Moreover, the output power of the fiber probe can be periodically changed by modulating the driving current of the laser. When the optical force is more than the solution evaporation force, the particles will move far away from the fiber tip, but when the optical force is less than the solution evaporation force, the particles will be pulled to the fiber tip. The distance and speed of particle movement can be controlled by adjusting the amplitude and period of the modulation signal. Finite element analysis was used to analyze the optical field distribution at the tip of the fiber and the magnitude of the force on these particles.

Results and Discussions The experimental and simulation results demonstrate that the proposed method can achieve stable capture of polystyrene spheres and repeatable axial reciprocal transport without moving the fiber. When the driving current of the laser increases, the peak of the particle motion curve increases as the modulation current of the laser gradually increases, moreover, the motion distance of blob increases. The slope of the particle motion curve increases as the modulation current increasing, indicating that the particle motion is faster. The motion distance of the particle is linear with the modulation current. Moreover, the laser light source with 980 nm used in the experiment can effectively reduce the photothermal effect during particle manipulation and avoid the damage caused during particle transport. As a controllable all-fiber integrated device, the method proposed in this study enhances the functionality and flexibility of the optical manipulation method, providing a potential technical support for its application in the fields of micromanipulation and biomedical research.

Conclusions In this study, a new single-fiber optical tweezer based on current modulation is proposed to achieve stable particle capture by adjusting the magnitude of the evaporation force of the solution. Moreover, the driving current of the laser is modulated to change the output power periodically and change the force of the particle so as to achieve the controlled manipulation of particle transport distance and transport speed. In this study, a simulation model is built to analyze the force situation of the particles during the motion, and the mechanism of the periodic reciprocating motion of the particles is provided. The experimental results demonstrate that stable particle capture and reproducible axial reciprocal transport are achieved with polystyrene microspheres and yeast cells as target particles without moving the optical fiber. Moreover, the correspondence between the modulation current of the laser and the particle motion distance are analyzed, the particle motion curves under different driving currents are plotted, and the particle motion distance is demonstrated to be linearly related to its modulation current as presented in the fitting equation. As a controllable all-fiber integrated device, the proposed method extends the application possibilities of single-fiber optical tweezers.

Key words fiber optical tweezer; current modulation; particle capture and manipulation; biosensing