

用纳米光纤捕获和输送鸡血红细胞

李英 胡艳军

(广东医学院信息工程学院, 广东 东莞 523808)

摘要 提出了用纳米光纤表面的倏逝波捕获和输送鸡血红细胞的方法。纳米光纤由通信用单模光纤通过热熔法拉制而成,直径为 700 nm,光纤的一端直接与带有单模光纤输出端口的 808 nm 激光器相连接,插入损耗非常小。纳米光纤被完全浸入到鸡血红细胞的悬浮液中。通过实验观察发现,当导入纳米光纤中的激光功率增大到 50 mW 时,光纤附近的鸡血红细胞在倏逝波所产生的光梯度力的作用下,被捕获到光纤表面,并在光散射力的作用下,沿着光的传播方向运动,鸡血红细胞的运动速度约为 $2.9 \mu\text{m/s}$ 。由进一步的实验分析可知,鸡血红细胞沿着光纤运动的平均速度与输入功率成线性拟合关系。利用该方法可以稳定地捕获和操控生物细胞和病毒等。

关键词 光纤光学;纳米光纤;血红细胞;捕获和输送

中图分类号 O439 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/LOP50.100606

Optical Trapping and Delivery of Chicken Red Blood Cells Using a Nanofiber

Li Ying Hu Yanjun

(School of Information Engineering, Guangdong Medical College, Dongguan, Guangdong 523808, China)

Abstract A method is presented to trap and deliver chicken red blood cells by using evanescent wave around an optical nanofiber. The nanofiber is fabricated by drawing a standard telecommunication single mode optical fiber through a flame-heated treatment. The nanofiber has a diameter of 700 nm, with one end connected to an 808 nm laser source, leading to an extremely low insertion loss. The nanofiber is immersed in a solution of chicken red blood cells. The experimental result shows that, when the injected optical power is increased to 50 mW, the red blood cells near the nanofiber can be captured by optical gradient force and then delivered along the direction of light propagation due to the scattering force induced by the evanescent optical field. The calculated delivery velocity is $2.9 \mu\text{m/s}$. By further experimental analysis, it is found that the velocity of red blood cells is linearly dependent on the input power. This technique could find some potential applications in trapping and manipulation of biological cells and virus.

Key words fiber optics; nanofiber; red blood cell; trapping and delivery

OCIS codes 060.2310; 140.3510; 350.4855

1 引言

自从美国贝尔实验室的 Ashkin 等^[1-2]首次利用强聚焦的激光束稳定地捕获和操控微纳颗粒以来,光操控技术在 40 余年中得到了飞速的发展,并已经广泛地应用于物理、化学、生物和医学等领域^[3-8]。传统光镊技术利用高数值孔径的物镜对激光束进行聚焦,可以高精度、无损伤地对微颗粒和生物细胞等进行三维的捕获和操控,但同时也受到衍射极限的限制,很难长距离地操控微颗粒。于是,有很多研究小组开始利用波导表面的倏逝波捕获和操控微颗粒^[9-12],微颗粒在倏逝波所产生的梯度力的作用下,被捕获到波导表面,并在散射力的作用下沿着波导表面运动。然而,由于平面波导是制作在基底上的,这不可避免地限制了倏逝波的分布,而且波导的制作工艺比较复杂,成本比较高,一旦制作好其结构也是确定的,不能随意改动,这就限制了沿任意路径光操控的发展。另外还有一个不足是激光必须经过透镜耦合才能进入波导,耦合过程中光损耗非常大。而利用纳米尺寸的光纤操控微颗粒就能克服这些不足^[13]。由单模光纤通过热熔法拉制而成的

收稿日期: 2013-05-15; **收到修改稿日期:** 2013-07-01; **网络出版日期:** 2013-09-02

基金项目: 广东医学院青年基金(XQ1221)

作者简介: 李英(1976—),女,硕士,讲师,主要从事光操控方面的研究。E-mail: xingziliying@126.com

纳米光纤,其表面存在着较强的倏逝波,可以稳定地捕获微颗粒,并使之沿着光的传播方向运动。光纤接头与带有单模光纤输出端口的激光器直接连接,插入损耗非常小,可以在较低的激光功率下长距离地操控颗粒。比如,将直径为 713 nm 的光纤置于微流通道中,导入与微流方向相反的激光,则可以实现颗粒在微流槽中的反向传输^[14]。借助光纤良好的柔韧性,可以在显微镜下使其任意弯曲,由此实现了颗粒沿任意弯曲路径的捕获和输送^[15]。此外,通过数值仿真模拟可知,在纳米光纤表面倏逝波的作用下,直径较大的颗粒所受到的光力也会较大。当不同直径的颗粒沿着光纤运动时,直径大的颗粒,运动的速度也相对较大^[16]。据我们所知,目前利用纳米光纤表面的倏逝波仅实现了聚苯乙烯微球和金纳米颗粒的捕获和操控^[17],还没有操控生物细胞的报道。生物细胞的折射率和水比较接近,操控难度相对要大很多。本文主要利用纳米光纤表面的倏逝波对鸡血红细胞进行稳定地捕获和输送。由于生物组织对波长范围在 650~900 nm 的激光是透明的^[15],即该波段范围的激光对生物组织的损伤是最小的,因此,实验中所使用的 808 nm 的激光对细胞的活性产生的影响很小。该方法有望拓展基于纳米光纤的光操控技术在生物医学等领域的应用。

2 实验装置

实验装置如图 1 所示,其中纳米光纤由标准单模光纤通过热熔法拉制而成,直径约为 700 nm。光纤的两端用两个高精度的三维调节架固定,其中的一端通过接头直接与带有单模光纤输出端口的激光器相连接,使得光源输出和光纤输入之间的插入损耗非常小,其值约为 0.4 dB,远远小于平面波导的耦合损耗。按以下步骤获得鸡红细胞悬浮液:首先,用注射器在鸡翼下静脉取鸡血 1 mL,注入到先前已配置好了的柠檬酸钠抗凝血剂和质量分数为 0.9% 的生理盐水中;然后,将细胞悬浮液注入离心管中,离心 10 min;最后,用吸管吸去含有白细胞和血浆的清液。将后两个过程重复三次即可得到实验所需的鸡红细胞悬浮液。在实验中,将红细胞悬浮液用去离子水稀释,并用移液管吸取几滴悬浮液滴到玻璃片上纳米光纤所在的位置,直到光纤完全浸入到悬浮液中为止。将接有 CCD 的光学显微镜直接与电脑相连接,这样就可以利用视频软件对纳米光纤捕获和输送血红细胞的情况进行观察和精确定位。

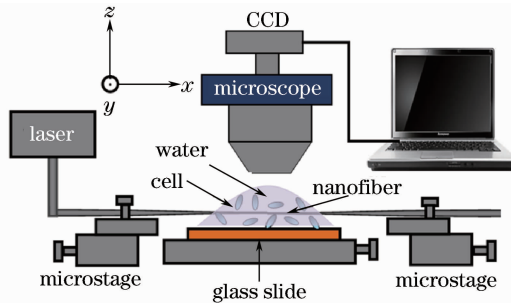


图 1 实验装置示意图

Fig. 1 Schematic of the experimental setup

用时域有限差分(FDTD)方法模拟了直径为 700 nm 的光纤表面光场的分布情况,模拟结果如图 2 所示。在模拟中,光纤被放置在水中,光纤的折射率为 $n_1 = 1.45$,水的折射率为 $n_2 = 1.33$,导入的激光波长为 808 nm。血红细胞在光纤表面附近时所受到的光力分为两部分,即光梯度力(F_g)和光散射力(F_s)。这两个

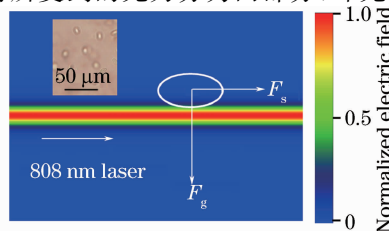


图 2 直径为 700 nm 的光纤表面的电场分布模拟图。插图为鸡血红细胞的光学显微镜图片

Fig. 2 Simulated optical field distribution of fiber with a diameter of 700 nm. Inset indicates the optical microscope image of chicken red blood cells

力可由麦克斯韦张量沿着整个红细胞表面的积分计算出来,其中,光梯度力指向光纤表面,其大小和光强梯度成正比,在光梯度力的作用下,红细胞将被捕获到光纤表面。光散射力和光强成正比,方向和光的传播方向一致,在光散射力的作用下,红细胞将沿着光的传播方向运动。图2中的插图是鸡红细胞的光学显微镜图片,由图可以看出,鸡红细胞呈椭球形,长轴方向的尺寸约为 $8\ \mu\text{m}$,短轴方向的尺寸约为 $4\ \mu\text{m}$ 。由于红细胞和水的折射率比较接近,因此与相同尺寸的聚苯乙烯微球相比,要使红细胞获得和聚苯乙烯相同的运动速度,所需要的激光功率也会大很多。

3 实验结果和讨论

在实验中,用直径为 $700\ \text{nm}$ 的光纤表面的倏逝波来捕获和操控鸡红细胞。通过实验观察发现,当波长为 $808\ \text{nm}$ 激光增加到 $50\ \text{mW}$ 时,光纤表面附近的红细胞被倏逝波所产生的光梯度力捕获到光纤表面,并在光散射力的作用下沿着光的传播方向运动。图3表示激光功率为 $70\ \text{mW}$ 时,用CCD拍摄的红细胞沿着光纤运动的连续光学显微镜图片,相邻图片之间的时间间隔为 $8\ \text{s}$ 。由图可以看出,黑色箭头所指的红细胞沿着纳米光纤从左向右运动,即沿着光的传播方向运动。在 $24\ \text{s}$ 的时间内移动的距离是 $142\ \mu\text{m}$,速度约为 $5.9\ \mu\text{m}/\text{s}$ 。而虚线椭圆所表示的红细胞被捕获到光纤表面,但没有沿着光纤运动,这可能是由于光纤表面粗糙度的影响,红细胞在该位置所受到的束缚力大于光散射力。图4表示实验测得的多个红细胞沿光纤运动的平均速度与输入功率之间的关系,由图可以看出,当激光功率为 $50\ \text{mW}$ 时,血细胞的平均速度约为 $2.9\ \mu\text{m}/\text{s}$;而当激光功率为 $150\ \text{mW}$ 时,红细胞的平均速度约为 $23\ \mu\text{m}/\text{s}$ 。拟合结果显示红细胞沿纳米光纤运动的速度与输入功率是成线性关系的。

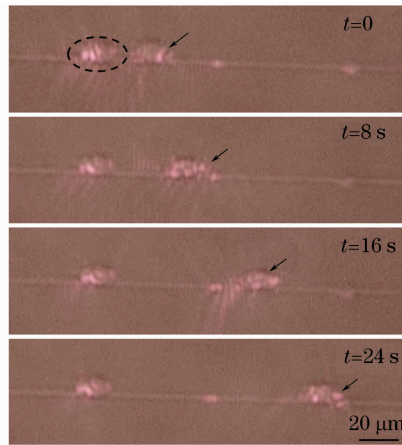


图3 鸡红细胞沿着光纤运动的连续光学显微镜图片。黑色箭头所指的红细胞沿着光纤从左向右运动,而虚线椭圆所指的鸡红细胞粘在光纤上没有移动

Fig. 3 Optical images of chicken red blood cells moving along the fiber. The cell indicated by the black arrow moves from left to right, while the cell indicated by the dashed circle sticks to the fiber

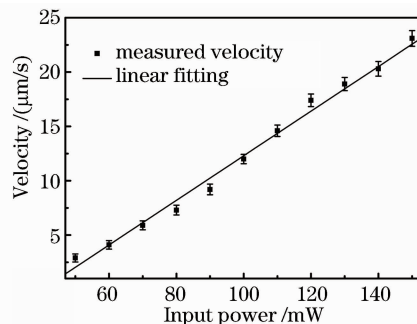


图4 红细胞的平均速度与输入功率之间的关系

Fig. 4 Measured average velocity of red blood cells versus input optical power

4 结 论

利用直径为 700 nm 的光纤表面的倏逝波对鸡血红细胞进行了稳定的捕获和输送。结果表明,当激光功率增大到 50 mW 时,纳米光纤附近的鸡血红细胞会被捕获到光纤表面,并沿着光纤运动。当激光功率为 150 mW 时,血红细胞的平均速度可以达到 23 $\mu\text{m}/\text{s}$ 。利用该技术可以稳定地捕获和输送生物细胞及病毒等。

参 考 文 献

- 1 A Ashkin. Acceleration and trapping of particles by radiation pressure[J]. Phys Rev Lett, 1970, 24(4): 156–159.
- 2 A Ashkin, J M Dziedzic. Optical trapping and manipulation of viruses and bacteria[J]. Science, 1987, 235(4795): 1517–1520.
- 3 S M Block, L S B Goldstein, B J Schnapp. Bead movement by single kinesin molecules studied with optical tweezers[J]. Nature, 1990, 348(6299): 348–352.
- 4 K Dholakia, P Reece. Optical micromanipulation takes hold[J]. Nano Today, 2006, 1(1): 18–27.
- 5 F M Fazal, S M Block. Optical tweezers study life under tension[J]. Nat. Photonics, 2011, 5(6): 318–321.
- 6 Li Yinmei, Lou Liren. Nanometer optical tweezers technology: an emerging nano biotechnology[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2003, 40(1): 1–5.
李银妹, 楼立人. 纳米光镊技术——新兴的纳米生物技术[J]. 激光与光电子学进展, 2003, 40(1): 1–5.
- 7 Sun Qing, Ren Yuxuan, Yao Kun, *et al.*. Algorithm for diffractive optical element of array optical tweezers[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(1): 0109003.
孙 晴, 任煜轩, 姚 焜, 等. 阵列光镊衍射元件的算法设计[J]. 中国激光, 2011, 38(1): 0109003.
- 8 Li Baojun, Xin Hongbao, Zhang Yao, *et al.*. Progress of optical trapping and manipulation[J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31(9): 0900126.
李宝军, 辛洪宝, 张 焱, 等. 光捕获和光操控研究进展[J]. 光学学报, 2011, 31(9): 0900126.
- 9 T Tanakaa, S Yamamoto. Optically induced propulsion of small particles in an evanescent field of higher propagation mode in a multimode, channeled waveguide[J]. Appl Phys Lett, 2000, 77(20): 3131–3133.
- 10 S Gaugiran, S Gétin, J M Fedeli, *et al.*. Optical manipulation of microparticles and cells on silicon nitride waveguides[J]. Opt Express, 2005, 13(18): 6956–6963.
- 11 A H J Yang, D Erickson. Stability analysis of optofluidic transport on solid-core waveguiding structures [J]. Nanotechnology, 2008, 19(4): 0457041.
- 12 S Gaugiran, S Getin, J M Fedeli, *et al.*. Polarization and particle size dependence of radiative forces on small metallic particles in evanescent optical fields. Evidences for either repulsive or attractive gradient forces[J]. Opt Express, 2007, 15(13): 8146–8156.
- 13 G Brambilla, G S Murugan, J S Wilkinson, *et al.*. Optical manipulation of microspheres along a subwavelength optical wire [J]. Opt Lett, 2007, 32(20): 3041–3043.
- 14 C Xu, H X Lei, Y Zhang *et al.*. Backward transport of nanoparticles in fluidic flow[J]. Opt Express, 2012, 20(3): 1930–1938.
- 15 Y Li, L L Xu, B J Li. Optical delivery of nanospheres using arbitrary bending nanofibers[J]. J Nanopart Res, 2012, 14(4): 799.
- 16 L L Xu, Y Li, B J Li. Size-dependent trapping and delivery of submicro-spheres using a submicrofibre[J]. New J Phys, 2012, 14(3): 033020.
- 17 Li Ying, Hu Yanjun. Optical manipulation of gold nanoparticles using an optical nanofiber[J]. Chin Phys B, 2013, 22(3): 034206.