

光电子镊的研究进展

闫树斌¹ 杨德超¹ 安盼龙¹ 郑永秋¹ 李小枫¹ 张文栋^{1,2} 薛晨阳^{1,2}

¹中北大学仪器科学与动态测试教育部重点实验室, 山西 太原 030051

²中北大学电子测试技术国家重点实验室, 山西 太原 030051

摘要 光电子镊是在介电泳基础上发展出来的一种新型微粒操纵技术,利用投影原理将光图案投影于具有光电效应的光电导层,产生虚拟电极,以此来实现对微粒的。相对于传统的介电泳操纵,光电子镊最大的特点是具有可灵活操控的虚拟电极,通过软件控制可以在光电导层的任意位置形成需要的光学图案从而达成灵活的操纵效果。阐述了光电子镊的实验系统和工作原理,并详细介绍了其研究进展和在微纳操纵方面的应用。

关键词 光学器件; 光电子镊; 虚拟电极; 微纳操纵

中图分类号 TP271

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.090003

Advances of Optoelectronic Tweezers

Yan Shubin¹ Yang Dechao¹ An Panlong¹ Zheng Yongqiu¹ Li Xiaofeng¹

Zhang Wendong^{1,2} Xue Chenyang^{1,2}

¹Key Laboratory of Instrumentation Science and Dynamic Measurement, Ministry of Education, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China

²State Key Laboratory of Electronic Measurement Technology, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China

Abstract Optoelectronic tweezers is a new kind of particle manipulation technology based on dielectrophoresis. Light pattern is projected onto a photoconductive layer with the photoelectric effect, and then virtual electrodes is generated on the layer, to manipulate particles. Compared with traditional dielectrophoresis manipulation, the most obvious feature of the optoelectronic tweezers is virtual electrode; it can be flexible controlled by graphics software. Through software, optical pattern can form on anywhere of the photoconductive layer, so as to achieve flexible control. Experimental system and working principle of optoelectronic tweezers are expounded, research progress and application in micro-nano manipulation are introduced.

Key words optical devices; optoelectronic tweezers; virtual electrode; micro and nano manipulation

OCIS codes 230.2090; 230.3990; 230.0040

1 引言

针对微纳米尺寸物体的观测和操纵一直都是研究微纳米科学和实现微纳制造的核心技术之一。尤其是近年来,随着生物、医疗技术的迅速发展,对生物粒子[如癌细胞^[1]、脱氧核糖核酸(DNA)分子^[2]]的检测和追踪,以及进一步操纵,越来越受到科学家们的关注。然而传统的技术手段已经无法满足当前高效、快捷、准确的检测要求,因此,一系列新型操纵技术应运而生。

介电泳作为一种非接触式操纵方式,不仅能实现生物粒子的分离、运输、捕捉、分类等多种复杂操纵,而且与其他的微操纵技术(微针^[3-4]、原子力显微镜^[5-6]、声学阱^[7-8]、光镊^[9-10]、磁镊^[11-12]、微流体^[13-14]等)相比,介电泳方法易于集成,可以实现单一或大面积操纵。然而,传统介电泳所实现的操纵功能与其电极结构的设计密切相关,欲完成对粒子的复杂操纵,需要设计一系列相应的电极结构与之匹配。其使用的物理电极存在设计加工周期长、造价高、成型后无法更改等问题,大大限制了介电泳在生物操纵中的应用。

收稿日期: 2015-03-20; 收到修改稿日期: 2015-00-00; 网络出版日期: 2015-08-25

基金项目: 国家自然科学基金(91123036, 61178058, 61275166)、山西省高等学校中青年拔尖创新人才项目、中北大学杰出青年基金支持计划

作者简介: 闫树斌(1975—),男,博士,副教授,硕士生导师,主要从事光学微腔、光MEMS、集成光学传感等方面的研究。

E-mail: shubin_yan@nuc.edu.cn

光电子镊(OET)又称光诱导介电泳(ODEP)是由 Chiou P Y 等^[15]于 2003 年提出,它是一种将光学电极与介电泳方法相结合的新型操纵技术。通过借鉴光学电极在静电复印领域的应用,首次将光学电极代替传统的物理电极,从操纵功能的确定到电极设计并投入使用,周期极短,避免了复杂的电极制造过程,提高了微粒操纵灵活性,降低了加工成本。由于可以产生动态光虚拟电极,实现对微粒更加复杂的操纵,拓宽了传统介电泳的操纵思路,具有广阔的研究价值和应用前景。本文阐述了光电子镊的实验系统和工作原理,并详细介绍了其研究进展和在微纳操纵方面的应用。

2 OET 原理

2.1 OET 操纵理论

OET 在本质上并没有脱离介电泳的范畴,其原理依然遵循英国学者 Pohl H^[16]提出的介电泳理论模型,依据粒子的极化率高于或低于周围媒介,使粒子向强电场或弱电场区域移动,用于生物粒子的分离操作^[17-18],其表达式为

$$\langle F_{\text{DEP}} \rangle = \frac{3}{4} v \varepsilon_m \operatorname{Re}[\tilde{f}_{\text{CM}}] |\nabla \tilde{E}|^2 - \frac{3}{2} v \varepsilon_m \operatorname{Im}[\tilde{f}_{\text{CM}}] [\nabla \times (\operatorname{Re}[\tilde{E}] \times \operatorname{Im}[\tilde{E}])], \quad (1)$$

其中,

$$\tilde{f}_{\text{CM}} = \frac{\tilde{\varepsilon}_p - \tilde{\varepsilon}_m}{\tilde{\varepsilon}_p - 2\tilde{\varepsilon}_m}, \quad (2)$$

$$\tilde{\varepsilon} = \varepsilon - j \frac{\sigma}{\omega}, \quad (3)$$

其中 $\langle F_{\text{DEP}} \rangle$ 表示粒子所受时间平均介电泳力; v 表示粒子体积; \tilde{f}_{CM} 表示克劳修斯-莫索提(CM)因子; \tilde{E} 表示与空间电位相关的电场复矢量; $\tilde{\varepsilon}_p$ 表示粒子的复介电常数; $\tilde{\varepsilon}_m$ 表示溶液的复介电常数; ω 表示电场角频率; ε 表示介电常数; σ 表示电导率。(1)式等号右侧前半部分是传统介电泳力部分,产生使粒子靠近或远离电场的力;后半部分是行波介电泳力部分,产生使粒子随行波移动的牵引力。对于没有空间变化的相位,电场虚部为零,只存在实数部分。故(1)式可变为

$$\langle F_{\text{DEP}} \rangle = \frac{3}{4} v \varepsilon_m \operatorname{Re}[\tilde{f}_{\text{CM}}] |\nabla E|^2. \quad (4)$$

由(4)式可知:传统介电泳力大小与所控粒子的体积和电场强度梯度成正比,方向仅与 $\operatorname{Re}[\tilde{f}_{\text{CM}}]$ 正负有关,如图 1 所示:当 $\operatorname{Re}[\tilde{f}_{\text{CM}}] > 0$ 时,微粒受正介电泳力作用从弱电场区被吸引至强电场区;当 $\operatorname{Re}[\tilde{f}_{\text{CM}}] < 0$ 时,微粒受负介电泳力作用从强电场区被排斥至弱电场区。

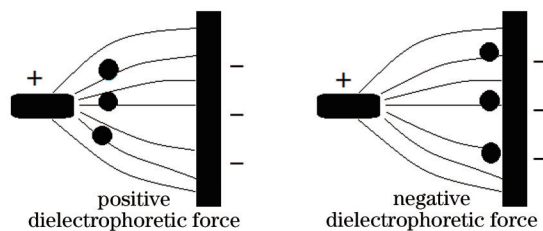


图 1 介电泳工作原理示意图

Fig.1 Schematic diagram of working principle of dielectrophoresis

2.2 OET 系统

OET 的系统结构如图 2 所示:根据功能不同可以分为 3 个部分:1)投影区:它是由透镜组,全反射棱镜,投影仪及其连接的电脑 1 组成,主要控制光电极图案的生成、投影并操纵光电极图案移动。2)测试区:它是由信号发生器与其连接的 OET 芯片组成,信号发生器连接芯片的上下两层提供交变信号,微粒将在芯片内被操纵。3)观测区:它是由电荷耦合器件(CCD)与其连接的电脑 2 组成,CCD 置于芯片上方,将芯片内部粒子的位置及操纵情况实时反馈至电脑屏幕。

3 OET 的研究进展

OET 由于利用虚拟电极代替普通的金属电极,避免了复杂、繁琐的电极制造过程。自从问世以来,由于其高度的灵活性和可实现实时的动态操纵,已经受到微纳操纵领域广泛关注和研究,成功应用于对微纳

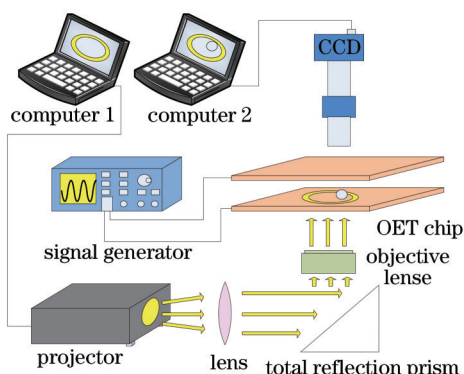


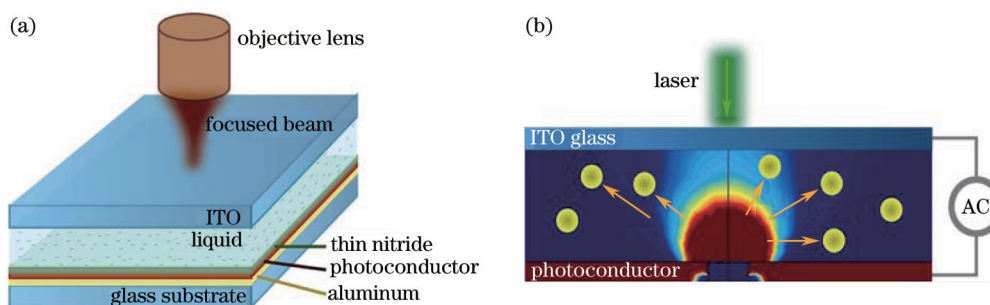
图2 OET系统

Fig.2 System of OET

颗粒^[19],碳纳米管^[20]、线^[21],细胞^[22]甚至是DNA分子^[23]的操纵中。目前主流的OET按其芯片结构可分为三类:常规OET,共面光电子镊(LOET)和晶体管光电子镊(Ph-OET)。

3.1 常规OET

其结构如图3所示:OET芯片采用三明治结构,上层是氧化锡铟(ITO)导电玻璃、中间层是带有微粒的悬浮溶液、下层是淀积有光敏材料[氢化非晶硅(α -Si:H)^[24-25]]的ITO玻璃。将交流电压施加在上下层导电玻璃上,在无光条件下,光敏材料阻抗很大,可近似绝缘,两极板间形成均匀电场;当光学图案投影到光敏材料上时,发生光电效应,光敏材料的曝光部分产生大量光生载流子从而导致局部阻抗急剧减小,其电压差大于未曝光处,最终形成空间非均匀电场,由此产生介电泳力实现对微粒的操纵。

图3 常规OET芯片操纵粒子的原理图。(a) OET结构示意图;(b) OET原理示意图^[15]Fig.3 Schematic diagram of OET to manipulate particles chip. (a) Schematic of the OET structure; (b) illustration of the OET mechanism^[15]

2003年,Chiou P Y首次提出OET模型,并于2005年进行了优化完善^[26],通过计算机软件在 $1.3 \text{ mm} \times 1.0 \text{ mm}$ (操纵区域比光镊大50倍)的基底上形成1500个捕获点,实现了对直径 $4.5 \mu\text{m}$ 小球的批量操纵。小球被负介电泳力推到光强较弱的暗区域,实现捕获。还根据活细胞和死细胞细胞质的内外浓度差异不同,分析出其所受介电泳力的方向不同,最后利用多个动态的同心环形虚拟电极实现活细胞和死细胞的分离,如图4所示。随着环形电极的缩小,活细胞由于受正介电泳力的作用被吸引到圆心位置,而死细胞由于受负介电泳力的作用被排斥到电极的外侧。

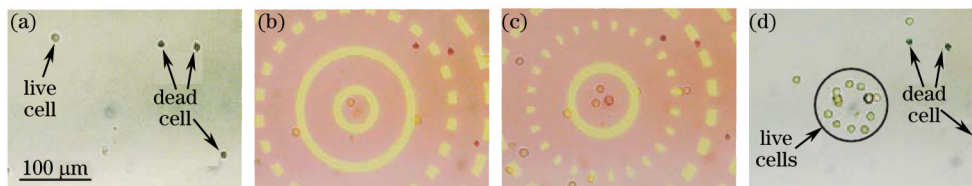


图4 活细胞和死细胞的分离。(a) OET开启前细胞的位置;(b) 把活细胞捕获到光亮区域,并将它们推至光图案中心;

(c) 死细胞从图案间隙漏出,不被收集;(d) 分离完毕的细胞^[26]

Fig.4 Separation of live and dead cells. (a) Randomly positioned cells before OET; (b) trapping the live cells in the bright areas, and pulling them into the pattern's center;

(d) sorted cells^[26]

2008年, Jamshidi A 小组^[27]利用银纳米线比硅纳米线的极化率高的物理特性, 并实验得出在 8 V 的偏置电压下银纳米线的最大的捕获速度为 125 $\mu\text{m/s}$, 硅纳米线的最大捕获速度小于 2 $\mu\text{m/s}$ 。最终使用扫描速度大于 2 $\mu\text{m/s}$ 的捕获光斑, 实现了对直径低于 20 nm 硅和银纳米线的动态分离。该项目使用的氦氖激光 [633 nm, 10 μm 半峰全宽 (FWHM), 100 W/cm^2], 光功率密度比光镊小 100000 倍, 但是对纳米线的最大操纵速度却是光镊的 4 倍以上。在对纳米级材料的分离和异质整合方面具有广泛的应用前景。

2009年, Jamshidi A 等^[28]提出了“纳米笔”的概念, 利用光诱导介电泳技术, 实现了对 90 nm 金颗粒的批量化操纵。金颗粒受到正介电泳力的作用后, 被吸引到光电极处, 组成阵列和文字 (NIH, CAS) 如图 5 所示。2010年, 台湾国立成功大学李国宾等^[29]利用 OET 实现了对碳纳米管的图形排列、运输、筛选提纯等批量操纵, 实验的成功表明 OET 技术在微纳米器件装配和制造方面的可行性。该小组还将 DNA 分子与微小液滴相连, 通过操纵液滴, 间接实现了对 DNA 分子的操纵^[30]。

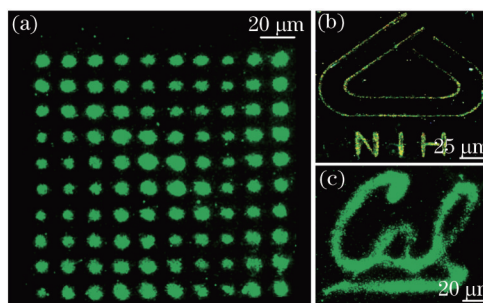


图 5 纳米笔在特定区域内实现金纳米颗粒的操纵。(a) 10×10 阵列; (b) “NIH” 标志; (c) “CAL” 标志^[28]

Fig.5 Manipulation to gold nanoparticles by nano pen in a certain region. (a) 10×10 array; (b) “NIH” logo; (c) “CAL” logo^[28]

2012年, Pauzauskie P J 等^[31]将 OET 技术与拉曼检测结合, 在检测同时利用 OET 将稀释的单壁碳纳米管 (SWCNT) 富集到检测光斑处, 从而将拉曼检测信号增强了一个数量级。可以预见, OET 与光谱检测技术结合后, 将在物理、化学、生物科学方面得到广泛的应用。

细胞硬度是细胞健康监测的重要指标, 细胞硬度增加可能是高血压或者糖尿病的先兆。2013年, Neale S L 等^[32]利用 OET 捕获老鼠的红细胞, 通过观测细胞的形变, 对其相对硬度进行分析, 当使用 20 V_{pp}、1.5 MHz 交流电, 溶液电导率为 10 mSm^{-1} 时, 红细胞长轴的最大变化率可达 10%。同时, 得出细胞的硬度很大程度上取决于细胞的健康度; 该方法还可以应用到病人的细胞, 以验证药物对肥胖型糖尿病的疗效; 同样也可以扩展到其他病情检测及药物实验领域中。

常规 OET 应用广泛、结构简单、便于实现, 对于各类微粒操纵均具有很强的适用性。尽管 OET 非常灵活, 但是双面的结构会影响其与其他技术, 如微流通道技术的集成。

3.2 LOET

LOET 结构, 如图 6 所示: LOET 比传统的结构复杂, 但是依然符合低成本加工的要求, 其制作的前两道工序与传统 OET 相同, 仅仅在淀积氢化非晶硅层后, 使用反应离子刻蚀 (RIE), 刻出电极阵列。在 ITO 层停止, ITO 层的刻蚀使用化学腐蚀的方法 (质量分数为 38% 的盐酸) 来完成, 最终形成交叉的电极阵列。然后再使用 RIE 刻蚀出外部的电极, 最后形成含有多个梳齿的梳状电极, 其电场方向平行于电极方向。

2007年, Ohta Aaron T 等^[33]提出这种新型结构并对其操纵理论进行分析最终实现了对 25 μm 的聚苯乙烯微球的操纵, 微球的移动速度超过 15 $\mu\text{m/s}$ 。2008年, 该小组利用 LOET 实现了对微纳米线的批量并行排列^[34], 如图 7 所示。使用新型的 LOET 实验台, 纳米线放置在中间沟道中, 两侧为电极区域, 偏置电压加载在两侧金属电极上, 通过成对的三角光斑实现对平面内的纳米线的操纵和聚集。

该方法突破了常规微操纵方法无法批量处理纳米线的限制, 而且由于其电场方向并非如常规 OET 那样垂直于工作平面, 而是平行于工作平面, 捕获纳米线亦平行于工作平面, 更易于实现针对纳米线的装配。

2008年, 东南大学朱树存等^[35]设计的共面型光诱导介电泳平台, 如图 8 所示。该平台芯片的两金属电极均处于光电导层的同一表面, 在玻璃衬底上淀积光电导层, 由上至下依次为: 25 nm 厚的碳化硅钝化层, 100 nm 厚的共面金属铝电极层以及 1.5 μm 厚的本征 $\alpha\text{-Si:H}$ 层, 利用实时可重构虚拟电极实现对微粒的捕获和释放; 同时对共面型和常规型 OET 的捕获模式进行了对比分析, 证实该共面型光诱导介电泳芯片的捕获模式更易于捕获粒子。

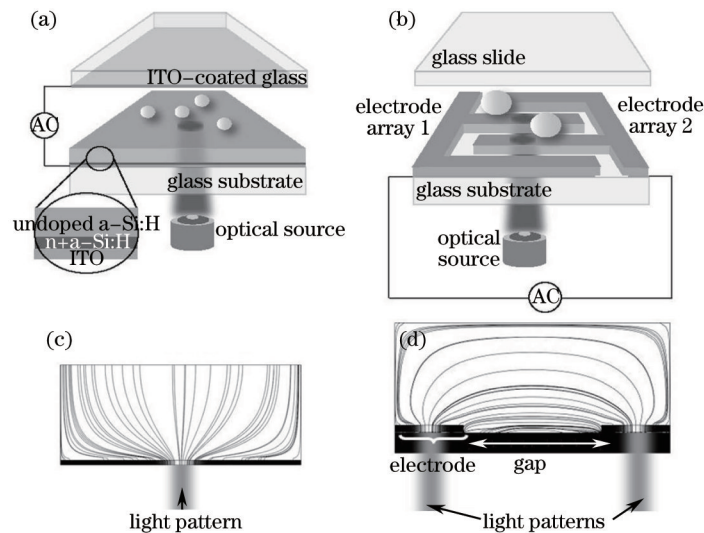


图6 传统OET与LOET的结构与电场分布。(a) OET结构; (b) LOET结构; (c) 常规OET电场; (d) LOET电场^[33]

Fig.6 Structure and electric field distribution of OET and LOET. (a) Structure of OET; (b) structure of LOET; (c) electric field in standard OET; (d) electric field in LOET^[33]

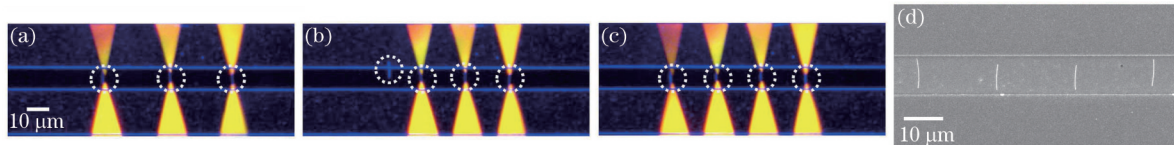


图7 LOET实现对纳米线的并行排列。(a) 3根纳米线被并行捕获; (b) 阵列左侧出现另一根纳米线;

(c) 第4根纳米线被另一对光图案捕获; (d) 纳米阵列的SEM图像^[34]

Fig.7 LOET realize the parallel arrangement of the nanowires. (a) Three nanowires have been trapped in parallel; (b) another nanowire can be seen to the left of the array; (c) fourth nanowire is trapped by another set of optical patterns; (d) SEM image of the nanowire array^[34]

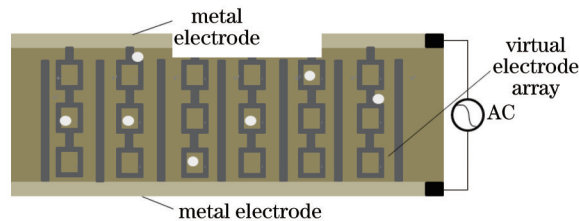


图8 共面型光诱导介电泳芯片结构^[35]

Fig.8 Structure of coplanar type light induced dielectrophoresis chip^[35]

2009年, Tien M C等^[36]实现了将LOET技术应用到微盘激光器的装配中, 首先将微盘激光器的固定组件预先置于沟道中, 再利用光斑形成的虚拟电极操纵微盘移动到指定位置, 从而实现了激光器的装配, 该项技术证明了OET技术在微纳机械装配方面的广泛应用前景。

2011年, Song Chunfeng^[37]针对LOET进行理论分析, 以电场平方梯度为主要参数, 分别对横向电场中的环状悬浮电极和齿状电极进行仿真。仿真表明悬浮电极改变了电场梯度, 并提高了条形电极间隙区域的操纵能力。在同样条件下虚拟电极电场平方梯度的幅值比传统物理电极小15%, 这是由于光电导薄膜存在光衰减, 这一缺陷可通过增加交流电压来克服。该研究丰富了LOET的操纵理论, 为进一步开发其应用能力奠定了基础。

传统OET产生的力, 取决于上下电极的间隙, 该间隙同样也是OET芯片中液层的厚度。如果偏置电压不变, 且减小上下电极间隙, 芯片中的电场强度将会增加, 所产生的介电泳力也会增强。但是液层的厚度有实际的限制, 太薄将会导致细胞受到一个很大的剪应力, 因此间隙应该限制在50 μm 或者更厚。与之相比, LOET芯片是共面的, 其产生的力对于电极阵列和上下间隙并不敏感, 而是取决于梳状电极的基本尺寸: 电极厚度和梳齿间的间隙。因此在与其它技术集成使用时, 单面的LOET会大大简化集成难度, 尤其在对待纳米

线的装配时,LOET由于电场方向平行于工作平面,可以操纵纳米线平行于工作平面,在操纵空间的灵活性上具有独特的优势。

3.3 Ph-OET

Ph-OET结构如图9所示:其结构总体上和普通OET结构相似,同样采用三明治结构,带有细胞的溶液在ITO玻璃和光电导层中间;其特殊之处在于光电导层是由阵列式的双极型光电晶体管单元组成,光电晶体管结构是由一个n型重掺杂的发射极,p掺杂的基区和n型轻掺杂的集电极组成。

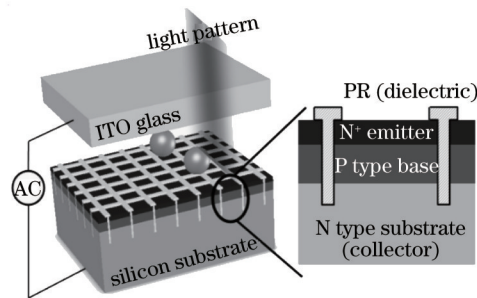


图9 Ph-OET结构示意图^[38]

Fig.9 Structure diagram of Ph-OET^[38]

2007年,伯克利大学Hsu H Y等^[38]首次提出了Ph-OET结构,并实现了对海拉细胞和白血病细胞的操纵。在磷酸盐缓冲液中,海拉细胞和白血病细胞的操纵速度分别达到了 $35 \mu\text{m/s}$ 和 $20 \mu\text{m/s}$,而所使用的光功率仅仅为 3 W/cm^2 。该实验利用较小的光功率达到较大的操纵速度,很好地展示了Ph-OET在生物细胞操纵中的优势。

2009年,该小组^[39]将Ph-OET与微流道集成构造了一种自动检测与分离系统,首次实现了对已分化的神经元细胞的筛选。该系统使用CCD进行实时观测,利用数字投影仪进行细胞驱动,通过荧光信号识别活细胞,最终完成了活神经元细胞的分离和富集。该系统可实现对神经元细胞的替补疗法,也可以被应用到其他需要分离黏连细胞的生物应用中,例如针对神经细胞的药物筛选。

在生物细胞操纵中环境温度的控制是非常重要的环节,由于介电泳工作时会产生焦耳热,且在高电导率溶液中(如生理学溶液)发热将更加严重,而Ph-OET基于介电泳原理,一般都是工作在高电导率溶液中,相对于传统OET将产生更多的热量,所以为了避免细胞损伤,对Ph-OET内的温度测量和控制是非常重要的。针对该问题Hsu H Y^[40]小组使用热敏微凝胶作为传感器实现了对Ph-OET的温度测量。通过图形模式匹配技术测定出微凝胶半径与温度变化的函数关系,并针对各种情况下的Ph-OET的升温情况进行测量,该技术的精确度可达 $0.054 \text{ }^\circ\text{C}$,最大升温为 $2.6 \text{ }^\circ\text{C}$ 。结果显示微凝胶传感器能够很好的适用于生物温度的精确测量,再通过适当的散热装置来避免细胞受到损伤,该项技术也可以应用到其他的微流控装置中去。

图10描述的是单位面积上光电晶体管和单晶硅电导率的关系,在光功率密度为 1 W/cm^2 时,前者比后者大将近两个数量级。假设溶液厚度为 $100 \mu\text{m}$,电导率为 1.5 S/m ,要使OET正常运作,光电导率应该大于 1.5 S/cm^2 ,使用光电晶体管结构作为光电导层,所需的最小光功率为 0.3 W/cm^2 ,而使用非晶硅作为光电导层,所需光功率要大于 50 W/cm^2 。由比较可知,Ph-OET显著地减小了在高电导率溶液中工作所需的光功

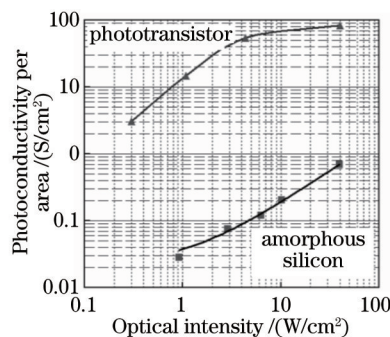


图10 单晶硅和光电晶体管的电导率关系^[38]

Fig.10 Relationship of conductivity between monocrystalline silicon and silicon phototransistor^[38]

率。较低的光功率可以减少发热并避免生物样本的光损伤。

2011年, Hsu H Y等^[41]将 Ph-OET 与生物培养皿结合, 设计了如图 11 所示的新型开放式结构, 可以实现对单体生物细胞长达一周的操纵, 该设计一方面克服了传统微流控装置仅能对细胞团簇进行操纵的缺陷, 另一方面由于其低光功率密度($< 0.1 \text{ W/cm}^2$), 和低电场强度的优势, 长时间操纵的情况下对细胞的生长几乎不会产生影响。适用于对单个细胞培养, 以观察其不同于细胞团簇的个体信息。

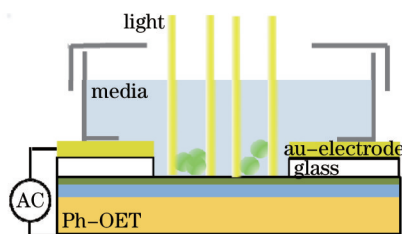


图 11 开放式 Ph-OET 结构的剖面图: 用带有金涂层的玻璃盖片取代原有的 ITO 电极^[41]

Fig.11 Cross-section view of open-access configuration: the ITO electrode replaced with a gold coated glass cover-slip^[41]

2014年, Yang Yajia^[42]通过在横向的 Ph-OET 结构上设计环形电极, 实现了对单个粒子的自动锁定和选择性释放功能, 在通电后环形电极(p 型重掺杂硅)通电, 介电泳力对粒子进行捕获; 选定某一粒子, 投射光束以后, 环形电极中央(n 型硅)区域电导率升高, 介电泳力减弱, 粒子被释放。如图 12 所示, 该结构可以大量复制, 从而实现对粒子的批量操纵和选择, 另外可以通过调控合适的离子掺杂浓度, 使其适用于不同的电解质溶液。

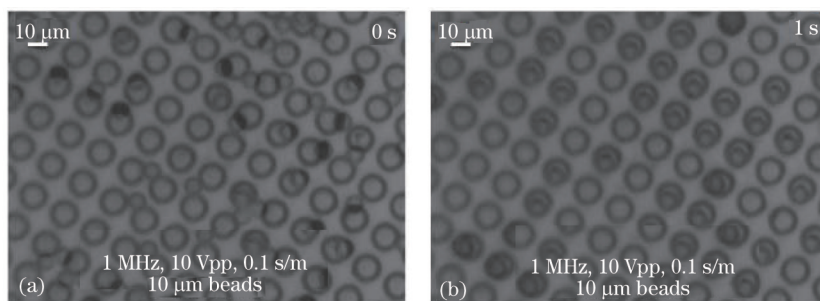


图 12 环形电极阵列对微粒的高密度自动锁定^[42]。(a) 0 s; (b) 1 s

Fig.12 High-density self-locking of microparticles by the ring-shape electrodes array^[42]. (a) 0 s; (b) 1 s

在细胞操纵装置中, 温度的突然升高, 或者稳固升温超过生理学环境都会产生高热应力和细胞损伤, 一些特殊的应用如细胞培养还需要精确的温度控制, 因此控制温度在合适的范围内非常重要, 生物细胞的存活环境存在大量的电解质, 具有较高的电导率, Ph-OET 具有光功率需求小, 在高电导率溶液中发热少等优点, 相较于普通 OET 的技术, 更适用于生理学溶液中进行操纵。

国内针对 OET 的研究尚处于起步阶段, 目前仅东南大学以及中科院沈阳自动化研究所进行了相关研究, 其中东南大学针对微粒的输运、富集、分离^[43]、旋转^[44]等方面都获得了重大进展, 而中科院沈阳自动化研究所针对不同颜色光源对 OET 的操纵影响也进行了相关实验, 并总结出重要结论^[45-46]。

4 结 论

OET 通过在光电导层投射光学图案实现对微纳米级物体的操纵, 拥有很大的发展空间, 在芯片结构方面除上述 3 种基本类型外, 还延伸出许多变化以达到不同的应用目的, 如在光电导层上添加磷脂双分子层, 改善与生物粒子的相容性, 为细胞生物学、力学、热学等方面的研究提供了一个崭新的平台^[47]。此外, 国内外学者针对 OET 的其他方面也进行了广泛的研究, 如不同颜色的操纵光源对介电泳力的影响, 对 OET 的简化、小型化^[48-49]以及与其他微流通通道^[50-51]集成, 构成完整的系统^[52]等, 同时还针对新型的光敏材料(酞菁氧钛 TiOPc^[53-54]、铌酸锂^[55-56]等)制造光电导层进行研究, 为 OET 光电导材料选择拓宽道路。

OET 技术将光学技术与介电泳技术相结合, 可以产生动态光虚拟电极, 实现对微粒更加复杂的操纵, 拓宽了传统介电泳的操纵思路, 同时又拥有介电泳技术的无接触, 无损伤的操作优势, 在细胞生物学方面可以实现细胞培养, 细胞分离, 针对 DNA 分子的基因操纵, 并可与其他技术结合实现对细胞内部结构的检测; 在药理学方面, 可以应用于病理检测及药物疗效的检测; 在微纳操纵方面可以推动微机械装配技术的进一步

发展,尤其在平行操纵方面具有特别的应用前景。OET由于其灵活、易于集成的特性,极易于与其他操纵、检测技术相结合,尤其在生物和胶体科学^[57],纳米技术以及环境科学方面拥有广泛的应用前景。

参考文献

- 1 Bai Chunli. Analysis of development trend of nano science and Technology (a)[J]. *Nanoscience & Technology*, 2005, (5): 3-7.
白春礼. 纳米科技发展趋势分析(一)[J]. *纳米科技*, 2005, (5): 3-7.
- 2 Peng Zhiyong. A confocal laser-induced fluorescence system for detection of single DNA molecules in a thermoplastic microfluidic chip[J]. *Journal of Shihezi University (Natural Science)*, 2014, 32(3): 371-377.
彭志勇. 基于微流体芯片用于单个DNA分子检测的共焦激光诱发荧光系统[J]. *石河子大学学报(自然科学版)*, 2014, 32(3): 371-377.
- 3 Smith D E, Tans S J, Smith S B, *et al.*. The bacteriophage straight phi 29 portal motor can package DNA against a large internal force[J]. *Nature*, 2001, 413(6857): 748-752.
- 4 Xu Baojian, Jin Qinghui, Zhao Jianlong. An review of MEMS-based microneedles technology developments[J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2005, 4: 150-156.
许宝建, 金庆辉, 赵建龙. 基于MEMS微针技术的研究现状与展望[J]. *微纳电子技术*, 2005, 4: 150-156.
- 5 Li H B, Oberhauser A F, Redick S D, *et al.*. Multiple conformations of PEVK proteins detected by single-molecule techniques[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2001, 98(19): 10682-10686.
- 6 Cervantes N A G, Medina B G. Robust deposition of lambda DNA on mica for imaging by AFM in air[J]. *Scanning*, 2014, 36(6): 561-569.
- 7 Hertz H M. Standing-wave acoustic trap for nonintrusive positioning of microparticles[J]. *Journal of Applied Physics*, 1995, 78(8): 4845-4849.
- 8 Kozuka T, Yasui K, Tuziuti T, *et al.*. Acoustic standing-wave field for manipulation in air[J]. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2008, 47(5): 4336-4338.
- 9 Ashkin A, Dziedzic J M, Yamane T. Optical trapping and manipulation of single cells using infrared-laser beams[J]. *Nature*, 1987, 330(6150): 769-771.
- 10 Curtis J E, Koss B A, Grier D G. Dynamic holographic optical tweezers[J]. *Optics Communications*, 2002, 207(1-6): 169-175.
- 11 Yan Jie, Skoko D, Marko J F. Near-field-magnetic-tweezer manipulation of single DNA molecules[J]. *Physical Review E*, 2004, 70(1): 011905.
- 12 Lee H, Purdon A M, Westervelt R M. Manipulation of biological cells using a microelectromagnet matrix[J]. *Applied Physics Letters*, 2004, 85(6): 1063-1065.
- 13 Kessler J O. Hydrodynamic focusing of motile algal cells[J]. *Nature*, 1985, 313(5999): 218-220.
- 14 Sundararajan N, Pio M S, Lee L P, *et al.*. Three-dimensional hydrodynamic focusing in polydimethylsiloxane (PDMS) microchannels[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2004, 13(4): 559-567.
- 15 Chiou P Y, Chang Zehao, Wu M C. A novel optoelectronic tweezer using light induced dielectrophoresis[C]. *IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS*, 2003: 8-9.
- 16 Pohl H. *Dielectrophoresis*[M]. New York: Cambridge University Press, 1978: 350-432.
- 17 Whitesides G M. The origins and the future of microfluidics[J]. *Nature*, 2006, 442(7101): 368-373.
- 18 Hughes M P. Strategies for dielectrophoretic separation in laboratory on a chip systems[J]. *Electrophoresis*, 2002, 23(16): 2569-2582.
- 19 Chiou P Y, Ohta A T, Wu M C. Microvision-activated automatic optical manipulator for microscopic particles[C]. *18th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 2005: 682-685.
- 20 Jamshidi A, Pauzaskie P J, Schuck P J, *et al.*. Dynamic manipulation and separation of individual semiconducting and metallic nanowires[J]. *Nature Photonics*, 2008, 2(2): 86-89.
- 21 Lee Mingwei, Lin Yenheng, Lee Gwobin, *et al.*. Manipulation and patterning of carbon nanotubes utilizing optically induced dielectrophoretic forces[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2010, 8(5): 609-617.
- 22 Hwang H, Choi Y J, Choi W, *et al.*. Interactive manipulation of blood cells using a lens-integrated liquid crystal display based optoelectronic tweezers system[J]. *Electrophoresis*, 2008, 29(6): 1203-1212.

- 23 Lin Yenheng, Chang Chenmin, Lee Gwobin. Manipulation of single DNA molecules by using optically projected images [J]. *Opt Express*, 2009, 17(17): 15318–15329.
- 24 Liao Naiman. Research on the Preparation, Microstructure and Optoelectronic Properties of Hydrogenated Amorphous Silicon Thin Films[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2009.
廖乃钺. 氢化非晶硅薄膜制备及其微结构和光电性能研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2009.
- 25 Gu Weidong, Xu Chao, Li Yanli. Study of amorphous silicon thin films by PECVD[J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2009, 46(11): 664–666.
顾卫东, 胥超, 李艳丽. PECVD制备非晶硅薄膜的研究[J]. *微纳电子技术*, 2009, 46(11): 664–666.
- 26 Chiou P Y, Ohta A T, Wu M C. Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images [J]. *Nature*, 2005, 436(7049): 370–372.
- 27 Jamshidi A, Pauzauskie P J, Schuck P J, *et al.*. Dynamic manipulation and separation of individual semiconducting and metallic nanowires[J]. *Nature Photonics*, 2008, 2(2): 85–89.
- 28 Jamshidi A, Neale S L, Yu K, *et al.*. NanoPen: dynamic, low-power, and light-actuated patterning of nanoparticles[J]. *Nano letters*, 2009, 9(8): 2921–2925.
- 29 Lee Mingwei, Lin Yenheng, Lee Gwobin. Manipulation and patterning of carbon nanotubes utilizing optically induced dielectrophoretic forces[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2010, 8(5): 609–617.
- 30 Lin Yenheng, Chang Chenmin, Lee Gwobin. Manipulation of single DNA molecules by using optically projected images [J]. *Opt Express*, 2009, 17(17): 15318–15329.
- 31 Pauzauskie P J, Jamshidi A, Zaig J M, *et al.*. In situ Raman spectroscopy of COOH-functionalized SWCNTs trapped with optoelectronic tweezers[J]. *Advances in Opto Electronics*, 2012, 869829.
- 32 Neale S L, Mody N, Selman C, *et al.*. Optoelectronic tweezers for the measurement of the relative stiffness of erythrocytes[C]. *SPIE*, 2012: 845827.
- 33 Ohta A T, Chiou P Y, Phan H L, *et al.*. Optically controlled cell discrimination and trapping using optoelectronic tweezers [J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2007, 13(2): 235–243.
- 34 Ohta A T, Neale S L, Hsu H Y, *et al.*. Parallel assembly of nanowires using lateral-field optoelectronic tweezers[C]. *IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics*, 2008: 7–8.
- 35 Zhu Shucun, Yi Hong, Ni Zhonghua. Real-time reconfigurable micro-manipulation platform using coplanar light-induced dielectrophoresis[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2008, 29(6): 1143–1148.
朱树存, 易红, 倪中华. 实时可重构的共面型光诱导介电泳微操纵平台[J]. *仪器仪表学报*, 2008, 29(6): 1143–1148.
- 36 Tien M C, Yu K, Ohta A T, *et al.*. Optofluidic assembly of InGaAsP microdisk lasers on Si photonic circuits with submicron alignment accuracy[C]. *Conference on Optical Fiber Communication*, 2009, 1–5: 1176–1178.
- 37 Song Chunfeng, Chen Ke, Ni Zhonghua. Analysis of influence of optical electrode geometry effects on manipulation using lateral-field optoelectronic tweezers[J]. *Advanced Materials Research*, 2011, 194–196: 2444–2447.
- 38 Hsu H Y, Ohta A T, Chiou P Y, *et al.*. Phototransistor-based optoelectronic tweezers for cell manipulation in highly conductive solution[C]. *14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. 2007: 477–480.
- 39 Hsu H Y, Lee H, Pautot S, *et al.*. Sorting of differentiated neurons using phototransistor-based optoelectronic tweezers for cell replacement therapy of neurodegenerative diseases[C]. *15th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, 2009: 1598–1601.
- 40 Hsu H Y, Vogler S, Jamshidi A, *et al.*. Thermo-sensitive microgels as in-situ sensor for temperature measurement in optoelectronic tweezers[C]. *23rd IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2010)*, 2010: 1123–1126.
- 41 Hsu H Y, Jamshidi A, Shekarchian S, *et al.*. Open-access phototransistor-based optoelectronic tweezers for long-term single cell heterogeneity study[C]. *24th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, 2011: 63–66.
- 42 Yang Yajia, Mao Yufei, Chui Chion, *et al.*. Self-locking optoelectronic tweezers for micro-particle manipulation[C]. *International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics*, 2014: 55–56.
- 43 Zhu Xiaolu, Yin Zhifeng, Gao Zhiqiang, *et al.*. Experimental study on filtering, transporting, concentrating and focusing of microparticles based on optically induced dielectrophoresis[J]. *Science China Technological Sciences*, 2011, 41(3): 334–342.

- 朱晓璐, 尹芝峰, 高志强, 等. 基于光诱导介电泳的微粒过滤, 输运, 富集和聚焦的实验研究[J]. 中国科学: 技术科学, 2011, 41(3): 334-342.
- 44 Ni Zhonghua, Zhu Shucun, Chen Ke. Light-induced electro-rotation: Microspheres spin in micro-manipulation using light-induced dielectrophoresis[J]. Science China Technological Sciences, 2012, 42(1): 91-102.
- 倪中华, 朱树存, 陈科. 光诱导介电泳微操纵过程中的光电旋转[J]. 中国科学: 技术科学, 2012, 42(1): 91-102.
- 45 Wang Shue, Qu Yanli, Dong Zaili, *et al.*. Automatic manipulation of polystyrene beads via optically-induced dielectrophoresis [J]. Micronanoelectronic Technology, 2011, 48(2): 132-137.
- 王淑娥, 曲艳丽, 董再励, 等. 基于光诱导介电泳的微粒自动化操作实验研究[J]. 微纳电子技术, 2011, 48(2): 132-137.
- 46 Liang Wenfeng, Wang Shue, Dong Zaili, *et al.*. Optical spectrum and electric field waveform dependent optically-induced dielectrophoretic (ODEP) micro-manipulation[J]. Micromachines, 2012, 3(2): 492-508.
- 47 Ota S, Wang Sheng, Wang Yuan, *et al.*. Lipid bilayer-integrated optoelectronic tweezers for nanoparticle manipulations [J]. Nano letters, 2013, 13(6): 2766-2770.
- 48 Huang Kuowei, Chiou P Y. Optoelectronic tweezers integrating with lensless imaging for wide field interactive optical manipulation[C]. IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, 2009: 83-84.
- 49 Zarowna-Dabrowska A, Neale S L, Massoubre D, *et al.*. Miniaturized optoelectronic tweezers controlled by GaN micro-pixel light emitting diode arrays[J]. Opt Express, 2011, 19(3): 2720-2728.
- 50 Huang Kuowei, Kung Yuchun, Wu Yichien, *et al.*. Optoelectronic tweezers integrated with 3D microfluidic networks [C]. International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, 2013: 79-80.
- 51 Witte C, Wilson R, Cooper J M, *et al.*. OET meets acoustic tweezing[C]. SPIE, 2012, 8458: 84582I.
- 52 Jeorrett A H, Neale S L, Massoubre D, *et al.*. Optoelectronic tweezers system for single cell manipulation and fluorescence imaging of live immune cells[J]. Opt Express, 2014, 22(2): 1372-1380.
- 53 Ho W C, Yu T M, Wei S Y, *et al.*. The integration of TiOPc-based optoelectronic tweezers and optoelectrowetting with frequency modulation[C]. 26th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2013: 544-547.
- 54 Verma R S, Dasgupta R, Kumar N, *et al.*. Manipulation of microparticles and red blood cells using optoelectronic tweezers[J]. Pramana, 2014, 82(2): 433-437.
- 55 Esseling M, Zaltron A, Argiolas N, *et al.*. Highly reduced iron-doped lithium niobate for optoelectronic tweezers[J]. Applied Physics B, 2013, 113(2): 191-197.
- 56 Glaesener S, Esseling M, Denz C. Multiplexing and switching of virtual electrodes in optoelectronic tweezers based on lithium niobate[J]. Opt Lett, 2012, 37(18): 3744-3746.
- 57 Wu M C, Chiou P Y. Optoelectronic tweezers[J]. Nature Photonics, 2011, 5(6): 322-324.

栏目编辑: 韩峰