中国科学: 物理学 力学 天文学 2026 年 第 56 卷 第 2 期: 224501
SCIENTIA SINICA Physica, Mechanica & Astronomica physcn.scichina.com
《中国科学》杂志社 SCIENCE CHINA PRESS
评 述

界面电作用型无桨泵的研究进展与应用

何庆塑, 徐若程, 易志然*, 张文明*

上海交通大学机械与动力工程学院, 机械系统与振动全国重点实验室, 上海 200240
*联系人, 易志然, E-mail: yizhiran@sjtu.edu.cn; 张文明, E-mail: wenmingz@sjtu.edu.cn

收稿日期: 2024-10-15; 接受日期: 2025-03-10; 网络出版日期: 2025-08-12

摘要 无桨泵因其噪声小、无振动、体积小、质量轻等优势而备受关注, 尤其对于微型无桨泵, 在医疗、健康、生物、机器人等领域具有重要应用价值. 本文首先介绍了微机电系统和微型泵的研究背景, 随后详细讨论了界面电作用型无桨泵的分类、原理、发展历程和应用. 根据工质流动的形式不同, 无桨泵分为连续型和离散型, 其中连续型无桨泵以电流体动力泵为代表, 离散型无桨泵包括介质电润湿泵、光诱导电润湿泵、光电耦合泵以及静电泵. 本文分别对这四种泵的工作原理进行了阐述, 并对它们的发展历程进行了详细的讨论. 在应用方面, 电流体动力泵因其结构简单、易于与软体材料结合的特点, 在软体机器人和可穿戴设备中有广泛应用. 介质电润湿泵则在微化学反应、可调焦液体透镜、散热等领域有显著应用. 光诱导电润湿泵和光电耦合泵由于其低成本和紧凑的结构, 适合用于家用检测设备和细胞操控. 静电泵则因其非接触性、精确控制等优点, 在生物、化学等领域有广泛应用.最后讨论了无桨泵技术目前面临的挑战和未来的发展方向, 指出了光诱导电润湿和光电耦合泵在材料选择和结构设计上还有改进空间, 静电泵则需要解决在微重力条件下的效能问题. 未来, 界面电作用型无桨泵的应用有望在医疗、健康、生物、机器人等领域发挥重要作用.

关键词 微机电系统, 无桨泵, 界面电作用

PACS: 47.61.Fg, 47.65.-d, 47.85.-g, 47.85.L-

1 引言

微机电系统(Micro-Electro-Mechanical System, MEMS)是指尺度在毫米级以下的微型系统[1,2]. MEMS是一门在微加工技术的助推下快速发展的交叉学科, 涉及电子、机械、医学、化学、物理等诸多学科知识. 它拥有微型化、集成化等优势[3], 在医疗器械、可穿戴设备、微缩芯片实验室、软体机器人等诸多方面有着广泛而明朗的应用前景.

微流体系统是微机电系统的重要组成部分, 而微泵既可以是微流体系统的动力来源, 也可以是微流体系统的执行机构, 是微流体系统的重要组成部分, 其尺度通常在毫米级以下[4]. 区别于有桨叶的传统微泵, 我们定义无桨泵为不包含旋转电机以及桨叶结构的流

引用格式: 何庆塑, 徐若程, 易志然, 等. 界面电作用型无桨泵的研究进展与应用. 中国科学: 物理学 力学 天文学, 2026, 56: 224501
He Q L, Xu R C, Yi Z R, et al. Research progress and applications of electrokinetic paddleless pumps (in Chinese). Sci Sin-Phys Mech Astron, 2026, 56: 224501, doi: 10.1360/SSPMA-2024-0478

© 2025《中国科学》杂志社

体驱动装置. 无桨泵相对于传统微泵具有噪声小、体积小、质量轻等诸多优势[5], 是微型泵发展的一大热点.

近年来, 随着生物医学以及软体机器人领域的发展, 国内外已有大量的关于无桨泵的研究, 主要聚焦于机械力蠕动泵、静电泵等, 通过对于设备施加高压电场、外部激励等方式实现机械力或是梯度力来实现流体的无桨泵送.

在国外, Rogóż等人[6]通过光驱动液晶材料, 制造了一种新型的机械蠕动泵, 在定向光源的刺激下, 即可实现对于腔道内流体或者颗粒的泵送; 美国哈佛大学的Sinatra等人[7]基于卷绕介电弹性体驱动器设计了一种紧凑的软蠕动泵, 实现了对于多种不同黏度流体的泵送; 瑞士洛桑联邦理工学院的Shea等人[8]基于静电射流效应, 提出了一种类纤维样式的流体泵, 可以集成于衣物中用于制冷液的泵送, 来实现温度控制.

在国内, 无桨流体泵这一概念也得到了大家的认可和广泛探究, 浙江大学Tang等人[9]基于静电射流效应设计了一系列具有自愈合、高频驱动能力的静电液压泵, 在软机器人驱动上展现出极大的应用潜力; 清华大学赵慧蝉课题组[10]提出了一种基于卷绕介电弹性体材料的软体泵, 长度仅为4 cm, 可以通过径向的挤压来实现轴向上的高效流体泵送; 北京化工大学Wei等人[11]基于介电弹性体驱动器以及摩擦纳米发电机, 制造了一种用于胰岛素泵送的无桨流体泵, 并实现了器件的自供能.

国内外的科研工作者在近几年, 基于静电液压、软体气动、机械蠕动原理对无桨流体泵展开了深入的研究并且取得了很大的进展, 但仍存在缺乏反馈、难以小型化、难以实现对于流体的精确控制、单位体积能量密度低等问题. 因此, 本文对现有的无桨泵技术进一步细分, 提出界面电作用型无桨泵, 即依靠库仑力直接驱动流体的驱动装置. 该类型无桨泵具有体积小、控制精确、无振动等优势, 已应用于微机电系统、可穿戴设备、软体机器人等领域, 受到研究者们的广泛关注.

本文通过分析界面电作用型无桨泵的发展历史, 讨论该技术诞生及迭代的驱动力. 同时, 讨论了当前无桨泵技术研究情况, 阐明该领域备受关注的原因. 最后, 综合考虑目前不同种类无桨泵的优缺点, 分析未来技术可能的发展方向与应用落地领域.

2　无桨泵原理

界面电作用型无桨泵可根据工质流动的不同形式分为: 连续型和离散型无桨泵. 连续型无桨泵的工质以水流的形式运动, 而离散型的无桨泵的工质以液滴的形式运动. 连续型无桨泵的代表是基于电动流体力学(Electrohydrodynamics)的无桨泵(EHD泵). 离散型无桨泵可根据是否包含活动部件分为两类, 前者包含基于光诱导电润湿原理的无桨泵(Optoelectrowetting, OEW泵)、基于光电耦合镊的无桨泵(Optoelectronic Tweezers, OET泵)以及基于静电作用的无桨泵(静电泵), 后者主要为基于介质电润湿原理(Electrowetting on Dielectric)的无桨泵(EWOD泵). 其中, EWOD泵是发展历史最长, 研究最成熟, 应用最广泛的离散型无桨泵. 而OEW泵和OET泵是利用光场诱导电荷产生代替传统EWOD泵中的电源的离散型无桨泵, 它们统称为基于光诱导电荷的无桨泵. 静电泵则是在摩擦纳米发电机出现后快速发展的新型离散型无桨泵. 在接下来的原理、发展历程和应用三个小节中, 本文将以EHD泵、EWOD泵、基于光诱导电荷的无桨泵和静电泵的顺序分别进行讨论.

2.1　EHD泵

EHD泵包含电源、极板与介电液体三个基本结构. 介电液体, 即在电场作用下能够产生EHD效应的液体, 通常具有较高的介电常数和较低的电导率[12]. EHD泵的工作原理关键在于阐述两个方面的机理, 即电荷从何而来和液体为何运动. 电荷是通过介电液体电离的方式产生的. 众所周知, 液体存在着一种电离的动态平衡, 其方程式如下所示:

$$AB \underset{\text{结合}}{\overset{\text{电离}}{\rightleftarrows}} A^{+}+B^{-}. \tag{1}$$

而根据Onsager-Wien效应, 外加的电场强度越高, 电离的程度就会越大[13]. 不过值得注意的是, 由于EHD泵外加的电压不够高, 不能通过电荷注入的方式使中性的介电液体带电, 所以电离是电荷产生的唯一方式[14]. 接下来是液体驱动的问题, 液体是通过有质动力(Ponderomotive Force)驱动的, 其作用力可表示为[12]

$$\mathbf{f}_e=\rho_e\mathbf{E}-\frac{1}{2}E^2\nabla\varepsilon+\frac{1}{2}\nabla\left(E^2\frac{\partial\varepsilon}{\partial\rho}\rho\right), \tag{2}$$

其中, ρ_e是体电荷密度, **E**是电场强度矢量, ε是介电常数, ρ是流体的密度. 同时, 这个式子中的第一项是库仑力项, 第二项和第三项是作用于极化液体上的离子极化力. 值得注意的是, 离子极化力只在电极附近有作用, 远离电极时几乎为零, 所以, 液体移动的主要驱动力是库仑力[15].

2.2　EWOD泵

电润湿首先是一种润湿. 润湿是液体与固体表面接触并形成固-液界面的现象, 其中液相与固相的接触点处液-固界面和液态表面切线的夹角称为润湿角. 润湿角的大小由固-液、固-气、气-液三个接触界面的界面张力共同决定, 其表达式如下:

$$\cos\theta_y = \frac{\gamma_{\mathrm{SV}} - \gamma_{\mathrm{SL}}}{\gamma_{\mathrm{LV}}}, \tag{3}$$

其中, γ_{SV}, γ_{SL}, γ_{LV}分别为固-气、固-液、气-液的界面张力, θ_y为接触角[16]. 而界面的电压作用会诱导出电毛细现象, 即会改变固-液界面的界面张力. γ_{SL}与电压V的关系为

$$\sigma_e = -\frac{\partial \gamma_{\mathrm{SL}}}{\partial V}, \quad c_H = \frac{\partial \sigma_e}{\partial V}, \tag{4}$$

其中, σ_e(C/m^2)为表面电荷密度, c_H(F/m^2)为电双层(Electrical Double Layer, EDL)的单位面积的电容. 由以上两式可导出:

$$\gamma_{\mathrm{SL}} = \gamma_{\mathrm{SL0}} - \frac{1}{2} c_H V^2, \tag{5}$$

$$\cos\theta = \cos\theta_0 + \frac{1}{2}\frac{c_H V^2}{\gamma_{\mathrm{LV}}}, \tag{6}$$

其中, γ_{SL0}是未加电压时的固-液界面张力, θ, θ_0分别为加电压和未加电压时的接触角.

为了避免电极处的高电压导致溶液水解, 研究者们普遍会在电极与液体之间加入一层介电材料, 其会使c_H发生变化:

$$c_H = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_1}{d}, \tag{7}$$

其中, ε_0, ε_1分别为真空与介电液体的介电常数, d为介电液体的厚度.

综上, 介电层上的电润湿接触角随电压的变化可以写为

$$\cos\theta = \cos\theta_0 + \frac{1}{2}\frac{\varepsilon_0 \varepsilon_1 V^2}{d\gamma_{\mathrm{LV}}}. \tag{8}$$

2.3　OEW泵和OET泵

尽管基于电润湿原理的液滴控制方法已经成熟, 也在诸多方面开展了应用研究, 然而其存在着一些难以避免的问题. 其中最为突出的就是其电路控制以及电极的制造与排布问题. 随着要控制的液滴越来越小, 其电极和控制的电路也要越来越小, 这导致基于表面电荷分布的无桨泵的精密程度与制造成本显著上升, 抑制了它的进一步发展与应用.

为了解决上述问题, 研究人员开始探索新的液滴控制方式, 其中通过外加光场诱导电荷产生代替基于表面电荷分布的无桨泵是一个广受关注的思路. 其主要的驱动原理分别是光诱导的电润湿原理(OEW)和光电耦合镊(OET). 本质上说, 其直接驱动液滴的原理是电润湿与介电电泳. 但与基于表面电荷分布的无桨泵不同的是, 基于光诱导电荷的无桨泵的电荷不均匀分布来自光照射在特殊材料上所产生的电荷. 在实现方式上, 其基本结构与基于表面电荷分布的无桨泵相比, 就是将后者的四层结构(液滴层、疏水材料层、介电材料层、电极层)中的电极层换成了“光电极层”. 而“光电极层”中所用的材料就是在一定的条件下, 经过光照射后可以诱导原有电荷分布变化的特殊材料. 常用的“光电极层”材料有三种: 光导材料、光电材料、光热电材料. 其中光导材料是指光照后电导率会发生变化的材料, 其依靠串联电阻与外加偏置电压实现光诱导电荷分布的改变; 光电材料是指在光的照射下会产生电荷的材料; 光热电材料是光热材料与热释电材料的复合, 光热材料将光能转变为热能, 热释电材料再将热能转化为电能.

OEW的原理同样可以用[17]

$$\cos\theta = \cos\theta_0 + \frac{1}{2}\frac{c_H V^2}{\gamma_{\mathrm{LV}}} \tag{9}$$

进行解释. 不过电压不再通过信号发生器产生, 而是通过外加光场进行诱导. 光照射在“光电极层”上诱导液滴下方固体基质上的电荷分布发生改变, 影响液滴与固体接触表面两侧的接触角的大小, 进而产生不对称的接触角与吸引力, 实现液滴的运动.

OET的原理是, 光照射在光导材料上时将在固体表面产生非均匀的电场. 非均匀的电场中, 物体会产生介电电泳(Dielectrophoresis, DEP)现象. 而由于外加的交流偏置电压的频率大小、物体本身和环境的介电

性质的不同, 会产生两种截然相反的介电电泳: 阳性介电电泳与阴性介电电泳. 它们分别会使物体向着电场强度更大和更小的方向运动. 而介电电泳的不同将导致物体运动方向的不同, 研究人员把物体朝向光照亮的区域移动的OET效应称为正OET效应; 远离照亮区域的称为反OET效应. OET泵的基本结构如图1所示, 其中F_{OET1}, F_{OET2}分别为阳性与阴性的介电电泳力.

最广泛应用的介电电泳力计算公式是基于经典偶极子模型提出的近似公式, 其作用于一个球形物体的形式为[18]

$$F_{\mathrm{DEP}} = 2\pi r^3 \varepsilon_m Re[CM] \nabla |E|^2, \tag{10}$$

其中, r为该球型物体的半径, ε_m是介质的介电常数, E是外加电场的电场强度, CM是Clausius-Mossotti因子, CM的表达式如下[19]:

$$CM = \frac{\varepsilon'_p - \varepsilon'_m}{\varepsilon'_p + 2\varepsilon'_m}, \tag{11}$$

其中, ε'_p, ε'_m分别是物体颗粒和介质的复介电常数, 它们的表达式分别为[19]

$$\varepsilon'_m = \varepsilon_m - j\frac{\sigma_m}{\omega}, \tag{12}$$

$$\varepsilon'_p = \varepsilon_p - j\frac{\sigma_p}{\omega}, \tag{13}$$

其中, ε_p, ε_m分别是物体和介质的介电常数, σ_p, σ_m分别是物体和介质的电导率, ω是外加电压的角频率. CM是决定阴阳介电电泳的核心[20]. $Re[CM]>0$表示物体颗粒比介质更容易极化, 会被吸引到电场强度更大的地方, 即产生阳性介电电泳; 反之, $Re[CM]<0$则表示介质比物体颗粒更容易极化, 物体将被吸引到电场强度更小的地方, 即产生阴性介电电泳. 而在OET的场景下, 受光照的地方电场强度大, 所以$Re[CM]>0$就会出现正OET效应, $Re[CM]<0$就会出现反OET效应.

2.4　静电泵

不同于电润湿与光电驱动液滴的原理, 静电驱动的原理较为简单, 即通过摩擦、感应、摩擦纳米电机(TENG)等方法向目标液滴中注入静电荷, 再施加外部电场, 利用库仑力使液滴按照设定路径移动. 由于所产生的静电力不大, 液滴一般都运动于超疏水表面以降低黏附力. 这种方式不需要在液滴外部施加多个电极, 仅用一个电极吸引或推动液滴移动, 因此对于特定场景有使用价值.

3　发展历程

基于上述原理, 研究人员们开始了对各种泵的制作探索. 其中EHD泵和EWOD泵出现的较早, 作为EWOD的替代与升级, OEW泵和OET泵在21世纪初也逐步开始了研究; 静电泵出现的比较晚, 在TENG出现后, 作为TENG的一个重要应用场景而在当前受到了极大的关注.

3.1　EHD泵

这一概念最早在17世纪初由Cabeo等人提出[12]. 经后人在相关理论与实验上不断的推论与验证, 在1961年, Robinson等人[21]以针尖为正极, 金属网为负极, 空气为流体介质, 制作出了第一台EHD泵, 结构如图1所示, 虽然该机器的泵送效率极低, 无法达到1%, 但是它开启了EHD泵实际应用上的大门. 近年来, EHD泵的研究重点主要聚焦在提高泵送性能上, 具体指标包括能量转化效率、反应时间、输出压力、流率等. EHD具有结构简单等优势, 其主体结构由流体通道与驱动电极两部分构成, 因此研究人员主要通过改变电极形状、电极材料与排布等来提升其泵送性能. Sharbaugh等人[22]在1985年利用EHD泵首次实现了对于液体的泵送. 在接下来的研究中, 越来越多的科研人员聚焦于EHD泵电极结构的研究, 在1989年, Crowley等人[23]使用一种基于“环到环”结构的EHD泵测试了不同流体介质的固有属性对泵送效果的影响, 从介质、电极结构层面考虑优化泵送效果. 不过EHD泵的效率还是特别低, 直到2008年, Moreau等人[24]优化了“针-网”电极结构, 其效率也不过只用1.72%. 到2011年, June等人[25]使用多根针作为正极, 一个大圆环作为负极, 并经过详细调节负极圆环的半径、正极针的长度、正负极之间的距离、泵送空气的流率等诸多参数后, 才达到了14%的效率. EHD泵的各个发展阶段中的性能如表1[26–29]所示.

从出现到如今, 研究人员们不断地更新EHD泵的结构, 优化它的各种几何参数. 结合前述的原理与前人的工作细节, 可以发现, 他们优化的总体思路主要在于提高工质分子附近的电场强度, 增强静电作用.

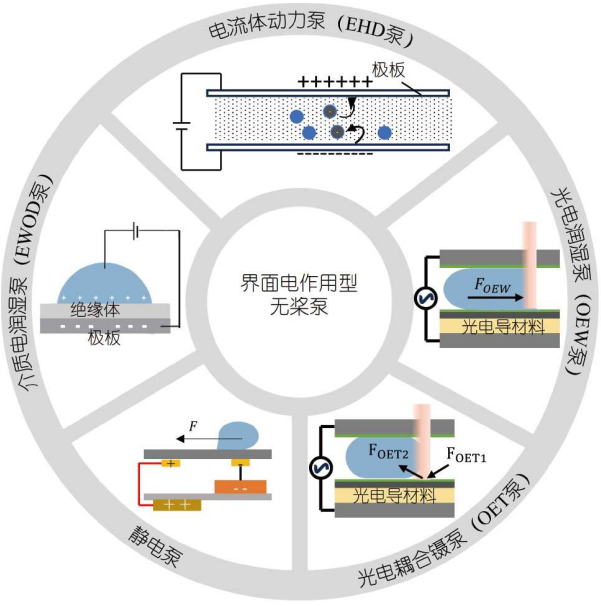

图 1　(网络版彩图)界面电作用型无桨泵工作原理图. 流体分子在电流体动力泵的负极处带上负电荷, 在电场力的作用下向正极移动[12]; 界面的带电情况会影响液滴的接触角, 利用不对称的接触角介电润湿泵可以实现对液滴的控制[16]; 静电泵通过摩擦使电极带电, 液滴在电荷的吸引下移动[30]; 光电耦合镊利用介电电泳现象, 不同特征频率的液滴会受到不同方向的作用力, 使液滴靠近或原理光照处[19]; 光电润湿泵通过光照诱导出不均匀电荷分布, 使用电润湿现象控制液滴[17]

Figure 1　(Color online) Working principle of the electromagnetic actuation type paddleless pump. In an electrohydrodynamic pump, fluid molecules acquire negative charges at the negative electrode and move towards the positive electrode under the influence of the electric field [12]. The charge distribution at the interface affects the contact angle of the droplet, and an asymmetric contact angle dielectric electrowetting pump can be used to control the droplet [16]. An electrostatic pump generates charges on the electrodes through friction, and the droplet moves under the attraction of the charges [30]. The optoelectronic tweezers utilize the dielectrophoretic effect, where droplets with different characteristic frequencies experience forces in different directions, causing the droplets to move closer to or away from the illuminated area [19]. An optoelectrowetting pump induces an uneven charge distribution through light exposure and controls the droplet using the electrowetting phenomenon [17].

在众多研究人员的共同努力下, EHD泵技术逐渐成熟, 开始走出实验室, 落地应用.

3.2　EWOD泵

基于电润湿原理的液滴驱动方法最早可追溯到1875年, Lippmann观察到的电毛细现象, 即在汞与电解液之间施加电压后, 液面沿着固体表面上升的现象[31]. 1936年, Froumkine[32]利用电润湿原理(Electrowetting, EW)影响水滴的润湿情况, 从而改变其形状. 在随后的很长时间里, EW泵相关研究饱受水电解的困扰, 没有取得实质性的进展. 直到1993年, Berge[33]在电极与液体之间加入了一层薄的绝缘层, 隔离了电极与工质, 解决了水电解的问题. 同时, 他们从原理上阐释了电压影响接触角的演化过程. 至此, EWOD泵技术正式诞生, 其四层的结构也基本确定, 即电极层、介电材料层、疏水涂层与液滴层. 随着材料技术的不断发展,研究者们从这几层结构的材料入手不断提升EWOD泵的泵送性能.

Pollack等人[34]是第一批使用这种结构的代表. 受限于当时疏水材料的制造技术, 实验中, 它们的最大液滴移动速度为10 cm/s, 且泵送过程中液滴损耗比较大. 为了解决损耗问题, Velev等人[35]在2003年提出使用液体氟化油等作为绝缘层材料. 虽然在液体绝缘材料上的运输没有损耗, 启动电压也比较低, 但是其运动的阻力远大于固体表面的液滴运送, 使得液滴只能以2 mm/s的速度移动. 而随着纳米材料的制造技术的不断成熟, 介电材料层, 疏水层与液滴层均开始使用纳米材料. 介电材料主要使用各种金属氧化物和氮化物[36], 如: Al_2O_3, TiO_2, Ta_2O_5, ZrO_2, Si_3N_4等[37]. 疏水层则是使用特氟隆[38]、全氟树脂[39]等来减小阻力. 纳米材料在这两层的使用降低了启动电压, 提高了击穿电压, 提升了泵的性能. 纳米液滴由于其特殊的性能在多个方面均受到关注, 如研究者们发现纳米金颗粒在拉曼散射检测[40]、毒品检测[41]、气体分析[42]、癌症治疗[43]等诸多方面都有特殊的性能. EWOD泵性能逐渐提升, 应用方面的研究开始大规模铺开. EWOD泵的各个发展阶段中的性能如表2[44–51]所示.

3.3　OEW泵和OET泵

OEW泵的发展历史并不长, 2003年, Chiou等人[52]首次提出OEW泵的概念, 阐释了其原理. 他们的OEW泵采用双层电极结构, 并且需要使用像素式的小方块电极. 这导致它的体积较大, 结构复杂. 实验中可以使用4 mW的激光束引导1 μL的去离子水运动. 2010年, Park等人[53]设计了一种新的OEW泵结构, 称为单面连续性基于光诱导电润湿的无桨泵(SCOEW泵), 其结构如图2所示. 泵的主体结构有三层, 液滴层、疏水材料层和光导材料层. 光导材料选用的是a-Si:H. 疏水材料选用的是Cytop, 在它的两侧是用于连接偏置电源的铝

表 1　EHD泵发展历程表

Table 1　Development history of EHD pumps

作者	年份	结构名称	主要工作	流体物态	泵体积 (cm^3)	流速 (m/s)	流量 (m^3/s)
Peng[12]	17世纪	–	提出电动流体力学泵			–	
Robinson等人[21]	1961	针-网	提出并使用了“针-网”结构	气体	343	3	1.5×10^{-2}
Crowley等人[23]	1989	环-环	提出并使用了“环-环”结构	液体	662	6.62	1×10^{-6}
Moreau等人[24]	2008	针-网(优化)	优化了“针-网”结构	气体	4.7	5.9	4.3×10^{-4}
Kano等人[26]	2010	梳状-平面电极	提出并使用“梳状-平面”电极结构	液体	4.77	0.0625	1×10^{-7}
June等人[25]	2011	针-孔	使用“针-孔”结构, 效率达14%	气体	0.381	21	6.2×10^{-4}
Cacucciolo等人[27]	2019	平面电极	将EHD泵首次应用于软体器械	液体	1.9	0.001	1×10^{-7}
Gazaryan等人[28]	2022	环-环	设计并使用了多孔电极阵列	液体	0.002	0.21	3.4×10^{-7}
Tang等人[9]	2023	针-孔	将EHD泵应用于自修复机器人	液体	7.02	0.031	2.2×10^{-5}
Zhu等人[29]	2023	平面电极	实现了流体的非线性流动方式	液体	1.06	0.051	2.9×10^{-7}

表 2　EWOD发展历程表

Table 2　Development history of EWOD pumps

作者	年份	主要工作	启动电压 (V/V_{RMS})	流速 (mm/s)	实验泵送体积 (nL)
Lippmann等人[31]	1875	发现了电毛细现象			
Froumkin等人[32]	1936	使用电润湿影响水滴的润湿情况		–	
Berge[33]	1993	加入介电材料层, 开启EWOD的研究			
Pollack等人[34]	2002	加入疏水材料层	15–100	100	3
Velev等人[35]	2003	使用液体作为介电材料	200–600	2	750
Chen等人[44]	2012	使用三角形电极控制不同体积的液滴	80(AC)	45	15
Sun等人[45]	2020	联合使用交流电与表面微结构以减少电极数	60(AC)	13	1.5×10^4
Yamamoto等人[46]	2022	在微型泵中加入润滑油以降低驱动电压	15	1	1.9×10^4
Gao等人[47]	2023	在管道中布置微型柱, 实现边移动边搅拌	90.2(AC)	10.5	650
Shen等人[48]	2023	优化新月型电极以降低驱动电压	21	240	1000
Hu等人[49]	2024	设计并优化了链条型的电极以降低驱动电压	25	44	4.5×10^6
Ullah等人[50]	2024	提出了一种廉价的EWOD泵制作方式	450	3.1	6000
Shen等人[51]	2024	在介电材料中加入了$BaTiO_3$降低驱动电压	27	–	1000

电极. 在实验上, 其可以实现从50 μL到250 pL的液滴的控制, 并且所需的光强很小, 甚至可以使用计算机或者手机显示屏控制液滴. 与Chiou等人[52]的初代OEW泵相比, SCOEW泵只有单层电极, 体积更小, 并且没有像素式的小电极, 制造难度大幅降低.

SCOEW泵大规模应用的另一大阻碍是其使用的光导材料a-Si:H, 制造工艺复杂, 条件要求苛刻[54]. 为了降低SCOEW泵的制造成本, Jiang等人[55]提出使用制备成本更低的氧钛酞菁(TiOPc)替代a-Si:H作为光导材料. 不过TiOPc在光导性能上要远远弱于a-Si:H材料. 为提高TiOPc材料的光导性能, Thio等人[56]在前述SCOEW泵的结构上加入了纳米金属材料层, 结构如图2所示. 纳米金属材料层, 相当于一面反射镜. 部分透射光可经纳米铝颗粒散射后被TiOPc吸收. 在实验

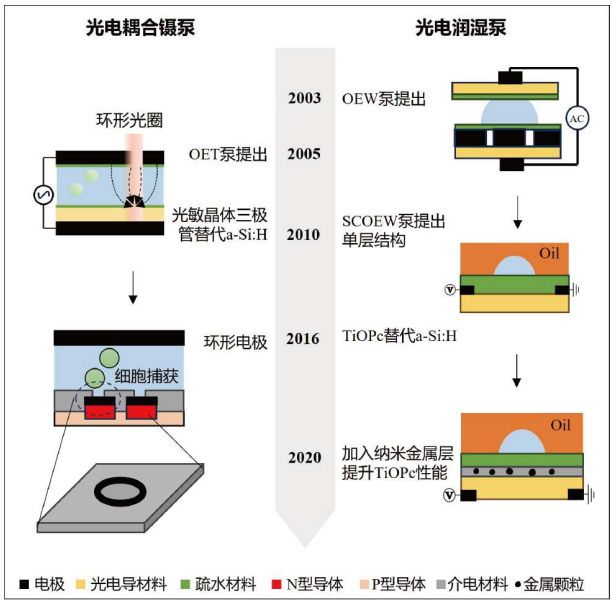

图 2　(网络版彩图) OEW和OET的发展历程. Chiou等人首次提出了OET泵[57]; Hsu等人使用光照前后电阻抗变化更加剧烈的光敏晶体三极管作为光导材料[58]; Yang等人将OET应用于细胞分选领域[59]; Chiou等人首次提出OEW泵[52]; Park等人提出了体积更小、更实用的SCOEW泵[53]; Dongyue Jiang等人提出使用制备成本更低的TiOPc作为光导材料[55]; Thio等人加入了纳米金属材料层, 提升了TiOPc光导材料的性能[56]

Figure 2　(Color online) Development history of OEW and OET pumps. Chiou et al. [57] first proposed the OET pump; Hsu et al. [58] used photosensitive crystal transistors with more pronounced changes in impedance before and after illumination as the light-guiding material; Yang et al. [59] applied OET to the field of cell sorting; Chiou et al. [52] first proposed the OEW pump; Park et al. [53] proposed the SCOEW pump, which is smaller in volume and more practical; Jiang et al. [55] proposed using TiOPc, which is less costly to produce, as the light-guiding material; Thio et al. [56] added a nanometallic material layer to enhance the performance of the TiOPc light-guiding material.

上, 这种纳米增强涂层可以将TiOPc的光导性能提升两个量级.

从结构上看SCOEW泵采用单面和连续的电极配置, 而OEW泵则有双面的疏水材料与离散的电极阵列. 显然SCOEW泵结构更为简单灵活. 从光导材料上看, SCOEW泵对光的敏感性更强. SCOEW泵使用的TiOPc制成的光导材料光照下的电导率与暗态的电导率比值为241.48; 而传统非晶硅a:Si-H制成的光导材料电导率比值为5.23. 从制造难度上看, a-Si:H需要在300°C以上的真空环境中生产, 而TiOPc生产工艺中最高温度低于110°C, 且不需要真空. 综上, SCOEW在结构层面、成本层面和性能层面均优于OEW泵; SCOEW泵也让其应用的推广成为可能.

在降低了成本, 减小了体积后, OEW泵也趋于成熟, 逐渐投入应用.

OET的研究历史比较短, 在2005年, Chiou等人[57]为解决光镊所需的光强过大不适用于生物样品的液滴控制而提出了OET泵. 他们设计的结构如图2所示, 主要有四层: 电极层、光导材料层、疏水材料层和液滴层. 整个泵放置在一块玻璃板上, 电极层连接着交流偏置电源. 控制液滴移动时, 他们将特定的图案通过一个物镜照射在泵体上, 由此诱导出介电电泳. 值得注意的是, 初代泵的实用性不强, 因为a-Si:H受光照后的电阻抗虽然有所下降, 但是依旧很大, 无法与介电常数同样很大的生物样品溶液产生差异. 为了使OET泵可以泵送介电常数比较大的液滴, Hsu等人[58]提出使用光照前后电阻抗变化更加剧烈的光敏晶体三极管替代a-Si:H, 其结构如图2所示. 实验中, 他们发现光敏三极管在光照前的导电能力是实验使用的细胞培养基的十分之一, 但是光照后, 光敏三极管的导电能力将变为培养基的10倍. 实验中可以产生14.5 pN的力, 控制细胞以33 μm/s的速度移动. Yang等人[59]基于光敏三极管设计了一个结构更为复杂的OET泵用于细胞分选, 其结构如图2所示. 泵的主体结构由多个独立的“细胞陷阱”组成. 每个“陷阱”呈圆环状, 外圈是P型的基质, 内圆是N型的基质, 中心放置一个电极, 陷阱与陷阱之间由氧化铝制成的隔离层隔开, 其等效电路如图2所示. 研究者们会根据待分选的细胞的特性选取合适的偏置频率, 利用阴性介电电泳效应将目标细胞困在“陷阱”中. 而其余细胞则会由于阳性介电电泳, 无法被束缚, 随着水流流走. OET泵的结构也趋于成熟, 虽然光导材料的制备成本比较高, 但是它也在实验室设备中找到了应用方向.

3.4　静电泵

2012年, Wang等人[60]发明了摩擦纳米发电机(TENG), 可以利用摩擦生电, 将机械能高效地转化成电能. 而且, TENG具有低成本、制造简单、体积小等优点, 适合作为微流体装置中液滴的电荷来源, 所以TENG与液滴驱动的结合也是最近几年一大研究热门. 2018年, Nie等人[30]使用TENG作为电源, 成功使用静电库仑力驱动液滴. TENG输出端的负极与液滴下方的引导电极相连; 而液滴会因与空气的摩擦而带上正

电. 通过库仑力的吸引, 液滴就会随着滑动电极的移动而移动. 不过, 由于该方法通过液滴与空气摩擦向其中加入电荷, 效率并不高. 2022年, Sun等人[61]改进了TENG的结构, 并设计一种新的电荷注入方式——直接电荷注入法(Direct Charge Injection, DCI). TENG输出端的正极与一电极相连, 电极会通过直接接触的方式将电荷注入液滴, 其效率远高于通过与空气摩擦而带电的方式. 2024年, Tan等人[62]提出了一种采用新型双功能摩擦电纳米发电机(DF-TENG)的摩擦电非接触电荷注入(TCCI)方法, 提高了可操纵液滴的体积. 他们将DF-TENG的正极与驱动针相连, 利用DF-TENG产生的超高电压可以诱导针尖与液滴之间产生电晕放电, 从而将电荷通过非接触的方式注入液滴. 此方法可控制的液滴体积是传统方法的5倍以上. 其结构如图3(a)所示.

近年来, 除了使用TENG技术之外, 研究者们还提出用其他方法向液滴注入电荷. 2019年, Dai等人[63]用直接摩擦的方式使液滴带电, 再施加外界电场实现对液滴的操控. 他们用移液管尖端在超疏水表面上拖动水滴使其带电. 然后用带正电的玻璃棒靠近液滴, 通过库仑力驱动液滴. 2022年, Jin等人[64]设计了一种基于感应电荷的液滴静电镊. 为了使液滴带电, 研究者们将液滴移至氧化铜材料制作超疏水衬底上, 然后, 在其上放置电极. 当电极通电时, 静电感应会导致电荷在液滴和衬底中重新分布. 将液滴与衬底分离, 就可得到带电液滴. 此时, 液滴所带电荷与电极相反, 因此通过移动电极就能使液滴同步运动. 其结构如图3(b)所示.

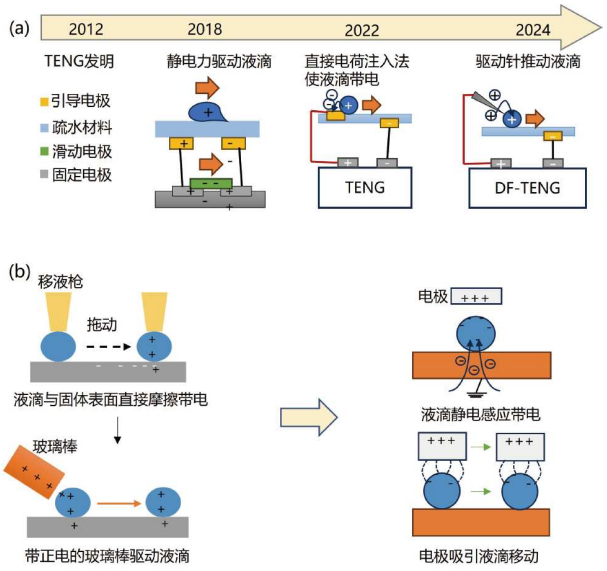

图 3　(网络版彩图)静电泵的发展历程. (a) 使用TENG的静电泵发展历程, Nie等人通过摩擦使电极带电吸引液滴移动[30]; Sun等人使用高电压向液滴内注入电荷, 利用电荷间的吸引驱动液滴[61]; Tan等人利用电晕放电向液滴中注入电荷, 使用驱动针驱动液滴[62]; (b) 未使用TENG的静电泵的发展历程图. Dai等人先用移液枪拖动液滴使其带电, 再用带电的玻璃棒驱动液滴运动[63]; Jin等人使用静电感应使液滴带电, 再用电极控制液滴运动[64]

Figure 3　(Color online) Development history of electrostatic pumps. (a) Development history of electrostatic pumps using TENG, Nie et al. [30] used friction to charge the electrodes to attract droplet movement; Sun et al. [61] injected charges into the droplet using high voltage to drive the droplet by the attraction between charges; Tan et al. [62] injected charges into the droplet using corona discharge and used a driving needle to move the droplet. (b) Development history of electrostatic pumps without using TENG, Dai et al. [63] first used a pipette to drag the droplet to charge it, and then used a charged glass rod to drive the droplet movement; Jin et al. [64] used electrostatic induction to charge the droplet and then controlled the droplet movement with electrodes.

4　应用

不同类型的无桨泵具有不同的优势与缺陷, 由此延伸发展出的应用也不尽相同. 无桨泵的性能对比如表3[65–69]和4所示, 从表中数据可以看到, EHD泵与传统电驱动无桨泵相比, 在泵体体积更小的情况下, 可以提供更大的出口压力和流量. 同时, 由于其泵体柔软等天然优势, 在软体机器人和可穿戴设备等前沿领域, 具有在实验室中取代传统微型泵的能力. 但是, EHD泵过高的工作电压和对泵送流体的特殊要求给其应用设下了障碍.

传统电驱动无桨泵与EHD泵均为连续型无桨泵, 具有持续运输液体与提供压力的能力, 而离散型无桨泵能实现小体积液滴的移动、分割、合并等精密操作. 在离散型无桨泵中, 对比EWOD和OEW泵发现, 在实验中, 两者可以泵送的体积和控制液滴移动的速度大致相当. 而EWOD泵的控制精度更高, OEW泵无须结构化的电极布置, 简化了设备的设计和制造过程, 成本更低. 因此OEW泵比EWOD泵更适合推广应用而EWOD泵则更适用于实验室中的精密设备. 静电泵相较于前二者也有优良的泵送性能, 由于该类型泵可以TENG为电源, 常应用于自供电微流控系统. OET泵虽然制造成本较高, 但由于其独特的原理, 可以应用于实验室中的各种分选场景下, 具有其他泵类型无法替代

表 3　连续型流体无桨泵性能对比表

Table 3　Performance comparison of continuous flow paddleless pumps

微泵种类		泵体积 (cm^3)	压力 (kPa)	最大流量 (mL/min)	工作电压 (V)	有/无活动部件
传统电驱动无桨泵	无阀静电蠕动泵[65]	–	–	0.136	60–120	有
	有阀静电蠕动泵[66]	0.48	17.5	4	100	有
	无阀压电泵[67]	59.4	–	167.8	210	有
	有阀压电泵[68]	59.375	2.18	271	160–220	有
	电磁泵[69]	<1	–	0.007	<10	有
EHD泵	环-环[28]	0.002	620	4920	16.4k	无
	针-孔[9]	7.02	1.7	1320	14k	无
	平面电极[29]	1.06	109	17.4	16k	无

表 4　离散型流体无桨泵性能对比表

Table 4　Performance comparison of discrete flow paddleless pumps

离散型泵的种类	作者	年份	流速 (mm/s)	泵送液滴体积	工作电源	有/无活动构件	泵送流体类型
EWOD泵	Sun等人[45]	2020	13	15 μL	60 V(AC)		
	Gao等人[47]	2023	10.5	65 μL	90.2 V(AC)		
	Shen等人[48]	2023	240	1 μL	21 V		
OEW泵	Thio等人[17]	2022	1.21	5 μL	–		
	Thio等人[56]	2020	12.5	1.0 μL	–	无	一般液体
	Park等人[53]	2010	17.5	250 pL	100 V		
静电泵	Tan等人[62]	2024	81.2	30 μL	TENG		
	Sun等人[61]	2022	225	10 μL	TENG		

的优势.

4.1　EHD泵

在经历了前人在理论、样机的诸多研究之后, EHD泵逐渐从实验室器械向着应用产品过渡. 由于EHD泵没有桨叶, 结构简单, 其可以比较容易地与软体材料结合, 制成软体泵. 相较于传统的硬质泵, EHD软体泵震动小、噪声小、质量轻、材料软, 在软质器械有着与生俱来的优势. 所以, 目前EHD泵的应用热点之一是软质器械, 包括软体机器人与可穿戴设备等.

2019年, Cacucciolo等人[27]首先提出了将EHD泵应用于软质器械的想法. 他们使用了一种简单的平面电极结构的软体EHD泵. 整个泵是一个三明治结构, 其中电极层夹在中间, 细条形的正负极板交替分布在管道的上方, 下层结构板上的凹槽是工质流动的管道. 作为本领域的开山之作, 他们创新性地将软体EHD泵应用在软体机械臂和温度调节手套上.

Cacucciolo等人[27]的工作开启了EHD泵在软质器械方向上的应用. 研究人员在他们的基础上根据应用方向上的需求, 不断提升泵的性能使其可以更好地承担软体机器人和可穿戴设备中动力核心的任务.

在软体机器人层面, 平面型结构流体运动形式单一, 不能满足机器人最基本的三种运动形式: 伸缩、弯曲、旋转中的旋转. 为此, Zhu等人[29]利用3D打印技术, 将平面电极分别以线性、同心圆、切线等形式打印在平面流道上, 实现了液体的直线、周向、径向运动, 可以更好地适应软体机器人对工质运动形式的要求, 其结构如图4(a)所示. 平面型电极产生的电场强度大小有限, EHD泵的反应时间、输出压力与输出流率等指标达不到机器人所需要的水平. Tang等人[5]考虑尖端放电效应, 使用了“针-孔”型结构, 针型电极为正, 多孔板电极为负. 该结构与平面结构相比, 显然在正极附近电场强度更大. 实验显示, 使用该结构的EHD泵反应时间小于0.25 s, 输出力超过0.8 N. 研究人员还对EHD泵的工质进行了提升. Tang等人[9]使用溶解了$C_6H_{12}O_6Si$和$C_{32}H_{64}O_4Sn$的乙酸芳樟酯作为工质, 配合智能加热电阻网络. 当硅胶外壳损坏后, 电阻网络自动加热, 泄露的工质在高温下快速凝结使缺口愈合, 实验

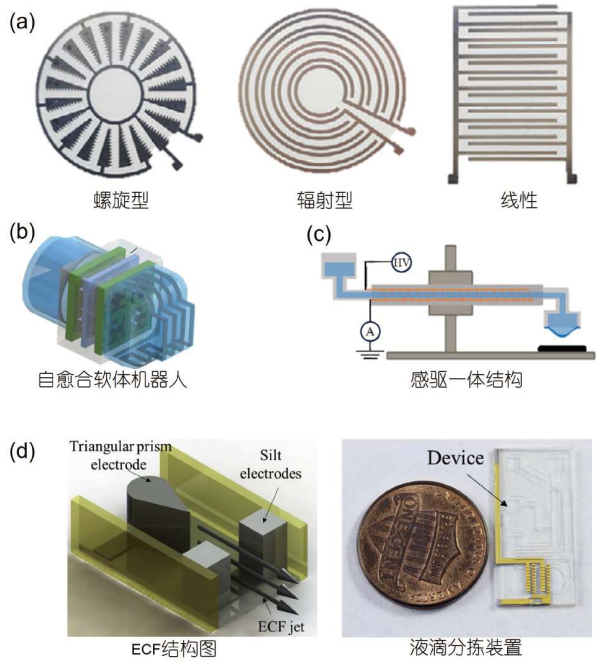

图 4　(网络版彩图) EHD泵的应用. (a) 利用3D打印出来的电极可以实现液体的周向、径向和直线运动[29], 图片改自文献[29]. (b) 以“针-孔”结构的EHD泵为驱动元件的自愈合软体机器人[9], 图片改自文献[9]. (c) 利用EHD泵结构制成的感驱一体的机械臂[70], 图片改自文献[70]. (d) ECF的结构图, 以及基于ECF技术的液滴操控装置[71], 图片改自文献[71]

Figure 4　(Color online) Applications of EHD Pumps. (a) Electrodes made by 3D printing can achieve circumferential, radial, and linear motion of liquids [29], reproduced from ref. [29]. (b) Soft robots driven by “needle-hole” structured EHD pumps [9], reproduced from ref. [9]. (c) A sensory-actuation integrated robotic arm made using the EHD pump structure [70], reproduced from ref. [70]. (d) The structure diagram of ECF, and a droplet manipulation device based on ECF technology [71], reproduced from ref. [71].

中, 泄露的工质在250°C下, 只需要10 s即可凝结, 其结构与应用如图4(b)所示. 除了提升EHD泵的性能外, 研究人员还尝试拓展EHD泵结构的更多功能以简化机器人的结构. Kuwajima等人[70]利用EHD泵的驱动结构对管道内流体的流速进行测量, 制作出感驱一体的EHD泵. 他们在正极处加上偏置电压, 负极则连接一个电荷计. 通过测量撞击在负极板上的电荷量, 他们就可以推测出带电工质的流动速度. 流动速度的突变可以反映前端薄膜的形变, 即机械臂与其他物体接触. 而切换为正常的泵状态后, 该结构又可以主动控制薄膜上凹, 利用大气压抓取物品, 该结构的响应时间约为18 ms. 由此, 可以实现感知与驱动的集成, 其结构如图4(c)所示. 相比之下, 传统的软体机器人至少需要3个传感器才可以完成.

在可穿戴设备层面, Smith等人[8]设计了一种螺旋型结构. 他们将泵的驱动电极埋入管壁, 让动力源随着管壁一直延伸, 将传统泵的单点动力输入转化为连续的推进. 该EHD泵的制作方式巧妙. 他们将两根铜丝与管道材料, 热塑性聚氨酯(TPU), 一起缠绕在一根圆柱上. 最后再移除圆柱, 形成通道. 实验中, 该泵输出压力大于80 kPa, 流率接近55 mL/min. 由于这种螺旋型的EHD泵为连续型的动力, 所以它们可以胜任更大面积、更复杂线路的穿戴设备. Smith等人[8]将EHD泵的管道缠绕在毛衣上, 制成了全身的热量管理系统.

在微液滴操控方面, EHD泵也有良好的表现. 在该应用领域, EHD泵通常借助电共轭流体(Electro-conjugate Fluid, ECF)实现对目标液滴的运输. Mao等人开发了一种基于ECF微泵的液滴分拣装置[71]. 该装置通过T形结滴液发生器与两个精确的注射泵控制连续相(油相)和分散相(水相)的流速, 生成水包油滴液. 当混合液体流过ECF泵时, 在ECF泵上施加的电压大小可以控制液滴流入收集通道的速度, 从而实现对液滴的精确控制.

4.2　EWOD泵

基于电润湿的液滴式无桨泵在多个领域都有着广泛的应用前景, 如: 微化学反应[72]、可调焦液体透镜[73]、散热[74,75]以及使用其逆效应的液滴发电[76]等. 其中微化学反应控制由于其可以显著降低实验的成本, 减小试剂的使用, 提高实验的安全性等优势[77]而广受关注. 由于微化学反应要求可以产生并控制纳米尺度的小液滴, 研究者们根据该应用方向的需求对EWOD泵进行了多方面的改造, 以求更好地分割与控制液滴.

目前分割生产液滴的方法主要有两种, 一种是使用电极分割液滴, 另一种是使用挡板分割液滴. Cho等人[78]提出使用三块方形极板来实现液滴的分割. 其液滴生产过程如下: 首先, 三块极板同时通电, 让容器中的液体流入分割器; 然后中间极板接地, 分割器中的液体在两侧极板的吸引下向两侧移动并最终断开.

上述的液滴分割器通过模拟拉伸作用分割液滴, Zhou等人[79]在此基础上增加了挤压操作, 提高了液滴分割的速率. 其电极包含三个方形电极, 其中夹在中间的方形电极又被分割为上下两个弧形电极与一个哑铃形电极. 生产液滴时, 首先, 全部电极通电, 将液体吸入

工作区域; 然后两个弧形电极停止供电, 其上的液体受到周边电极吸引, 向两边移动. 最后哑铃型电极停止供电, 中间液滴完全被吸引到两端, 实现液滴的分割. 实验中, 该装置可以以95%的精准度分割出体积在324到326 nL之间的液滴, 其结构和液滴分割过程如图5(a).

Zhou等人[79]设计的基于电极的分割方法虽然精度高, 结构简单, 但是生产效率与灵活性不足. 使用挡板分割液滴的方法可以将母液滴分割为多颗相同大小的子液滴. 母液滴的体积不同, 子液滴的体积也不一样. 所以该方法的生产效率和灵活性较高. Dong等人[80]在一个常规的EWOD泵上添加分割母液滴的3D挡板和辅助引导子液滴的围栏, 结构如图5(b)所示. 生产液滴的时候, 母液滴被电极驱动向挡板移动, 在间隔等距的挡板的切割下变为相同体积大小的子液滴. 实验上可以实现从一分为二到一分为六的液滴等体积分割, 最大体积误差为2%.

Dong等人[80]在上述研究中提到, 子母液滴大小受到正方形极板大小的约束. 过大或者过小都会导致液滴无法控制. 为了提升电极的控制能力, Chen等人[44]提出使用三角形的电极代替矩形的电极, 进一步增大液滴移动方向上吸引力的不对称性, 电极形状如图5(c)所示. 实验上可以使用同一组三角电极实现从7到150 nL液滴的泵送.

产生并控制微体积液滴是微缩实验的基础. 在这些基于EWOD泵的液滴分割器的加持下, 芯片微缩实验室(Lap On Chip)逐步成熟, 迈向商业化.

4.3　OEW泵和OET泵

经过十几年的研究, SCOEW泵趋于成熟, 逐步投入应用. 由于其造价低廉, 结构紧凑, 并且可以使用手机等移动电子设备作为控制光源, 所以它的一个重要应用场景是, 简单的家用检测设备.

Thio等人[17]提出了一种基于SCOEW泵的家用水质检测技术, 其装置如图5(f). 他们设计的检测设备包含一个前述的带有纳米增强层的SCOEW泵、一个透明的恒温加热器以及一台智能手机. 他们检测的指标为大肠杆菌的数量. 在检测的过程中, 智能手机的屏幕会产生特殊的图案, 引导水体试样与包含LAMP反应所需反应物的液滴混合, 并在透明加热器的65°C保温下发生大肠杆菌DNA扩增反应, 即环介导等温扩增反应(LAMP). 混合后的液滴继续被SCOEW泵运送到

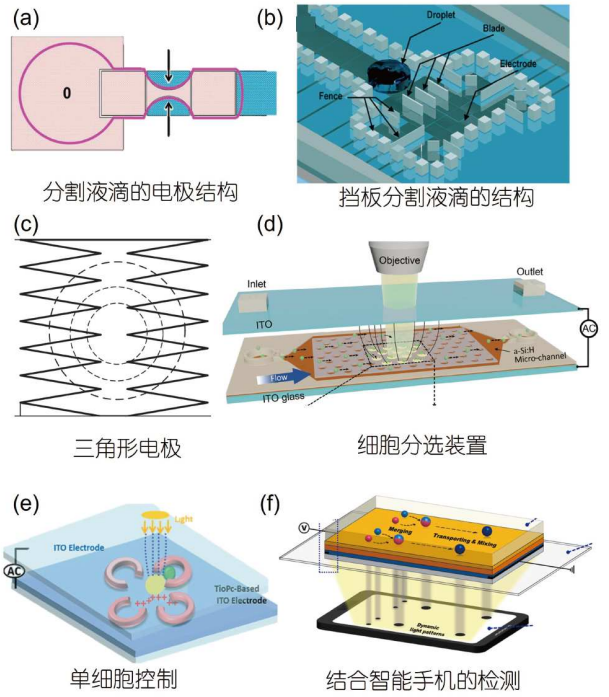

图 5　(网络版彩图) EWOD泵、OEW泵和OET泵的应用. (a) 加入了中间电极挤压的液滴分割[79], 图片改自文献[79]. (b) 利用挡板实现的液滴分割[80], 图片改自文献[80]. (c) 使用三角形电极实现更小体积的液滴控制[44], 图片改自文献[44]. (d) 利用OET泵实现细胞分选[84], 图片改自文献[84]. (e) 利用OET泵实现单细胞控制[83], 图片改自文献[83]. (f) 基于OEW泵制成的家用水质检测器[17], 图片改自文献[17]

Figure 5　(Color online) Applications of EWOD pumps, OEW pumps, and OET pumps. (a) Droplet segmentation with the addition of a middle electrode for squeezing [79], reproduced from ref. [79]. (b) Droplet segmentation using a baffle [80], reproduced from ref. [80]. (c) Control of smaller volume droplets using triangular electrodes [44], reproduced from ref. [44]. (d) Cell sorting using OET pumps, reproduced from ref. [84], reproduced from ref. [84]. (e) Single cell control using OET pumps [83], reproduced from ref. [83]. (f) Domestic water quality detector made based on OEW pumps [17], reproduced from ref. [17].

检测区域. 在检测区域, 利用智能手机的摄像头与图案分析软件, 拍下反应结果并在软件中进行分析, 最终得到水质的检测结果. 这种检测方式快速便捷, 耗费的时间不超过30 min, 并且可以通过互联网将检测结果上传、分享, 供周边的住户和城市管理者们参考.

相似的研究还有Jiang等人[81]提出的家用有害藻类细胞检测技术. 在全民大健康与智慧城市的背景下, 这类有智能手机参与的快捷检测技术拥有广阔的应用前景.

OET泵的主要应用场景是细胞的控制. 而经过十几年的发展, 目前OET泵的应用方向包含: 免疫反应分析与细胞分选等领域.

免疫治疗法是癌症的一种治疗方法. 研究人员需要

操控免疫细胞与癌细胞的一对一接触, 观察它们的相互作用, 对免疫治疗法进行研究[82]. 而OET泵可以实现单细胞的高精度操控, 非常适合应用于免疫细胞和癌细胞接触过程的细胞分析. Ke等人[83]设计的实验装置如图5(e)所示. 他们使用PEG-DA制作了四个反应井, 用光操控NK细胞与目标癌细胞, 分析它们一对一的接触过程.

细胞分选是利用不同细胞在相同频率的偏置电压下所受到的介电电泳效应不同, 使用阴阳介电电泳效应分选出特定的细胞. Gan等人[84]设计的细胞分选器如图5(d)所示. 在实验中, 他们可以实现人肝癌细胞和正常干细胞精度超过91%的分选.

4.4　静电泵

静电操控液滴具有非接触性、精确控制、快速响应、可编程性等优点, 应用于生物、化学等众多领域中.

Yu等人[85]提出了一种基于TENG自驱动的水滴操控系统(Self-powered Droplet Manipulation System, SDMS). 该系统利用TENG作为高压电源诱导产生电润湿现象, 对水滴实现移动、分裂、合并等多种操作, 其装置如图6(a)所示.

Sun等人[86]则提出了一种新的方法, 利用基于摩擦电效应的电泳(Tribo-Electrophoresis, TEP)在油介质中进行水滴操控, 不仅有效防止交叉污染和分散, 还实现了水滴在三维空间中的运动. 他们还将TEP运用于提取油中不溶性罗丹明6G (Rhodamine 6G)以及微溶性荧光素和糠醛, 并证明了这种方法的有效性, 其装置如图6(b)所示.

Lin等人[87]将这项技术运用于抗菌黏附领域. 与通过调节超润湿表面和结合抗菌物质来预防细菌黏附的被动防御方法不同, 这种基于TENG驱动的细菌滴液定向输送系统(TENG Driving Droplet System, TNDDS)可以主动实现抗菌黏附. TNDDS能够主动驱动带电的银纳米棱柱(Ag NPs)滴液前后移动, 与微小的细菌滴液混合并清除, Ag^+的释放可以杀死细菌, 并通过调节运动方向有效去除细菌. 该方法为从材料表面去除细菌提供了一种有前景的应用, 并为细菌抗黏附开辟了新的途径, 其装置如图6(c)所示.

5　结论

回顾五种无桨泵的发展历程, EHD泵与EWOD泵

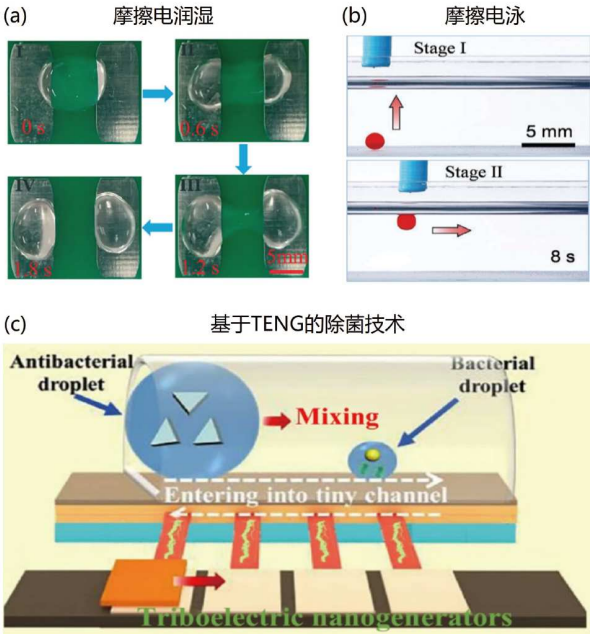

图 6　(网络版彩图)静电泵的应用, (a) 利用摩擦电润湿实现的液滴分割[85], 图片改自文献[85]. (b) 基于摩擦电泳的液滴控制装置[86], 图片改自文献[86]. (c) 利用TENG产生高电压控制除菌液滴运动, 实现微小管道的除菌清洁[87], 图片改自文献[87]

Figure 6　(Color online) Applications of electrostatic pumps. (a) Droplet segmentation achieved by triboelectric wetting [85], reproduced from ref. [85]. (b) Droplet control device based on triboelectrophoresis [86], reproduced from ref. [86]. (c) Utilizing TENG to generate high voltage to control the movement of disinfectant droplets, achieving sterilization and cleaning in microchannels [87], reproduced from ref. [87].

经历了长时间的发展, 已经趋于成熟, 在可穿戴设备、软体机器人等领域得到了广泛的应用.

而OEW、OET和静电泵在基本结构上还有很大的发展空间. 如今OEW和OET泵大多是利用光导材料a-Si:H或者TiOPc进行光电转化. 不过常用的光电转化材料除了光导材料外还有光电材料和光热电材料. 相对于光导材料, 这两种材料不需要外加的偏置电压, 有独特的优势[88], 相关研究也在同步发展. Li等人[89]就使用光热电材料制作了一个OEW泵, 不过其所需要的光强比较大, 需要用激光进行诱导. Esseling等人[90]利用光电材料制作了一个OET泵, 不过其需要使用紫外线, 且需要比较大的光强. 若这两种材料可以克服目前的各种困难, 将有望降低OET, OEW泵的成本, 简化结构, 进一步推广应用.

静电泵目前大多是依靠TENG作为机械能和电能的转化装置, 而我们知道, 摩擦是可以直接产生电荷

的. Xu等人[91]就直接使用摩擦生电诱导电润湿现象, 可以实现液滴的复杂三维运动. 另外, 静电泵中常用到的超疏水表面虽然可以显著降低横向的附着力, 但也使得液滴纵向的吸附能力减弱, 使其在微重力等条件下失效. 研究人员们在寻找解决该问题的办法, Yong等人[92]在超疏水表面上注入了电绝缘硅油作为润滑剂, 在增大液滴的纵向附着力的同时保留了表面低横向附着力的特点.

在应用层面, 五种无桨泵的主要应用方向集中在医疗、健康、生物、机器人等热点领域. 综合分析, 未来应用继续在这些领域发展的可能性仍然比较大. 芯片微缩实验室、家用检测设备等还要进一步降低成本; 而软体机器人领域还要进一步提升实用性与可靠性.

致谢　向评审人和对该文有帮助的人士表示谢意.

参考文献

1 Lee H J, Choi N, Yoon E S, et al. MEMS devices for drug delivery. Adv Drug Deliver Rev, 2018, 128: 132–147
2 Li M, Hu T. Research status and development trend of MEMS S&A devices: A review. Defence Tech, 2021, 17: 450–456
3 Abbas Z, Mansoor M, Habib M, et al. Review: MEMS sensors for flow separation detection. Microsyst Technol, 2023, 29: 1253–1280
4 Zhao A, Zhong Y B. Research status and progress of micropumps based on MEMS. Chin Med Equip J, 2010, 31: 46–49
5 Tang W, Zhang C, Zhong Y, et al. Customizing a self-healing soft pump for robot. Nat Commun, 2021, 12: 2247
6 Rogóż M, Dradrach K, Xuan C, et al. A millimeter-scale snail robot based on a light-powered liquid crystal elastomer continuous actuator. Macromol Rapid Commun, 2019, 40: 1900279
7 Sinatra N R, Teeple C B, Vogt D M, et al. Ultragentle manipulation of delicate structures using a soft robotic gripper. Sci Robot, 2019, 4: eaax5425
8 Smith M, Cacucciolo V, Shea H. Fiber pumps for wearable fluidic systems. Science, 2023, 379: 1327–1332
9 Tang W, Zhong Y, Xu H, et al. Self-protection soft fluidic robots with rapid large-area self-healing capabilities. Nat Commun, 2023, 14: 6430
10 Tang C, Du B, Jiang S, et al. A pipeline inspection robot for navigating tubularenvironments in the sub-centimeter scale. Sci Robot, 2022, 7: eabm8597
11 Wei Y, Wu W, Wang Y, et al. Self-powered syringe pump for insulin pump therapy based on high-voltage triboelectric nanogenerator and dielectric elastomer actuator. Adv Funct Mater, 2023, 33: 2213727
12 Peng Y, Li D, Yang X, et al. A review on electrohydrodynamic (EHD) pump. Micromachines, 2023, 14: 321
13 Onsager L. Deviations from Ohm's law in weak electrolytes. J Chem Phys, 1934, 2: 599–615
14 Vázquez P A, Talmor M, Seyed-Yagoobi J, et al. In-depth description of electrohydrodynamic conduction pumping of dielectric liquids: Physical model and regime analysis. Phys Fluids, 2019, 31: 113601
15 Kuroboshi Y, Takemura K, Edamura K. Understanding of electro-conjugate fluid flow with dibutyl decanedioate using numerical simulation—Calculating ion mobility using molecular dynamics simulation. Sens Actuat B-Chem, 2018, 255: 448–453
16 Wang Z, Xing Z, Wang H, et al. Research progress of droplet wetting behavior on solid textured surface. J Mech Eng, 2022, 58: 124
17 Thio S K, Bae S W, Park S Y. Lab on a smartphone (LOS): A smartphone-integrated, plasmonic-enhanced optoelectrowetting (OEW) platform for on-chip water quality monitoring through LAMP assays. Sens Actuat B-Chem, 2022, 358: 131543
18 Hwang H, Park J K. Optoelectrofluidic platforms for chemistry and biology. Lab Chip, 2011, 11: 33–47
19 Pethig R. Dielectrophoresis: Status of the theory, technology, and applications. Biomicrofluidics, 2010, 4: 022811
20 Zhang S, Xu B, Elsayed M, et al. Optoelectronic tweezers: A versatile toolbox for nano-/micro-manipulation. Chem Soc Rev, 2022, 51: 9203–9242
21 Robinson M. Movement of air in the electric wind of the corona discharge. Trans Amer Inst Electr Eng Part I-Commun Electron, 1961, 80: 143–150
22 Sharbaugh A H, Walker G W. The design and evaluation of an ion-drag dielectric pump to enhance cooling in a small oil-filled transformer. IEEE Trans Ind Appl, 1985, IA-21: 950–955

23 Crowley J M, Wright G S, Chato J C. Selecting a working fluid to increase the efficiency and flow rate of an EHD pump. IEEE Trans Ind Appl, 1990, 26: 42–49

24 Moreau E, Touchard G. Enhancing the mechanical efficiency of electric wind in corona discharges. J Electrostatics, 2008, 66: 39–44

25 June M S, Kribs J, Lyons K M. Measuring efficiency of positive and negative ionic wind devices for comparison to fans and blowers. J Electrostatics, 2011, 69: 345–350

26 Kano I, Nishina T. Electrode arrangement for micro-scale electrohydrodynamic pumping. J Fluid Sci Technol, 2010, 5: 123–134

27 Cacucciolo V, Shintake J, Kuwajima Y, et al. Stretchable pumps for soft machines. Nature, 2019, 572: 516–519

28 Gazaryan A V, Vasilkov S A, Chirkov V A. Simple in fabrication and high-performance electrohydrodynamic pump. Phys Fluids, 2022, 34: 123604

29 Zhu P, Tang W, Jiao Z, et al. Liquid manipulator with printed electrode patterns for soft robotic systems. Adv Mater Technol, 2023, 8: 2300308

30 Nie J, Ren Z, Shao J, et al. Self-powered microfluidic transport system basedon triboelectric nanogenerator and electrowetting technique. ACS Nano, 2018, 12: 1491–1499

31 Nelson W C, Kim C J. Droplet actuation by electrowetting-on-dielectric (EWOD): A review. J Adh Sci Tech, 2012, 26: 1747–1771

32 Froumkine A. Phénomènes superficiels. 1. Couche double. Électrocapillarité. Surtension. Paris: Hermann, 1936

33 Berge B. Electrocapillarity and wetting of insulator films by water. C R Acad Sci Ser Ii, 1993, 317: 157–163

34 Pollack M G, Shenderov A D, Fair R B. Electrowetting-based actuation of droplets for integrated microfluidics. Lab Chip, 2002, 2: 96–101

35 Velev O D, Prevo B G, Bhatt K H. On-chip manipulation of free droplets. Nature, 2003, 426: 515–516

36 Wilk G D, Wallace R M, Anthony J M. High-κ gate dielectrics: Current status and materials properties considerations. J Appl Phys, 2001, 89: 5243–5275

37 Azadmanjiri J, Berndt C C, Wang J, et al. A review on hybrid nanolaminate materials synthesized by deposition techniques for energy storage applications. J Mater Chem A, 2014, 2: 3695–3708

38 Kim J H, Lee J H, Kim J Y, et al. Electrowetting on dielectric (EWOD) properties of Teflon-coated electrosprayed silica layers in air and oil media and the influence of electric leakage. J Mater Chem C, 2018, 6: 6808–6815

39 Mibus M, Zangari G. Performance and reliability of electrowetting-on-dielectric (EWOD) systems based on tantalum oxide. ACS Appl Mater Interfaces, 2017, 9: 42278–42286

40 Adamo C B, Junger A S, Bressan L P, et al. Fast and straightforward *in-situ* synthesis of gold nanoparticles on a thread-based microfluidic device for application in surface-enhanced Raman scattering detection. Microchem J, 2020, 156: 104985

41 Wang L, McCord B. A four-channel paper microfluidic device with gold nanoparticles and aptamers for seized drugs. Anal Biochem, 2020, 595: 113619

42 Lee M R, Lee H K, Yang Y, et al. direct metal writing and precise positioning of gold nanoparticles within microfluidic channels for SERS sensing of gaseous analytes. ACS Appl Mater Interfaces, 2017, 9: 39584–39593

43 Barbosa A I, Wichers J H, van Amerongen A, et al. Towards one-step quantitation of prostate-specific antigen (PSA) in microfluidic devices: Feasibility of optical detection with nanoparticle labels. Bionanoscience, 2017, 7: 718–726

44 Chen J, Yu Y, Li J, et al. Size-variable droplet actuation by interdigitated electrowetting electrode. Appl Phys Lett, 2012, 101: 234102

45 Sun D, Böhringer K F. EWOD-aided droplet transport on texture ratchets. Appl Phys Lett, 2020, 116: 093702

46 Yamamoto K, Takagi S, Ichikawa Y, et al. Lubrication effects on droplet manipulation by electrowetting-on-dielectric (EWOD). J Appl Phys, 2022, 132: 204701

47 Gao S, Rui X, Zeng X, et al. EWOD chip with micro-barrier electrode for simultaneous enhanced mixing during transportation. Sensors, 2023, 23: 7102

48 Shen H, Zhang J, Chen L. Optimization of crescent electrode shape for low-voltage actuation of EWOD. In: Proceedings of the 2023 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR). Datong, 2023: 345–349

49 Hu, B, He L, Wang P, et al. Optimization of electrode shape for driving capability improvement of low voltage EWOD device. In: Proceedings of the 2024 9th International Conference on Electronic Technology and Information Science (ICETIS). Hangzhou, 2024: 189–194

50 Ullah H, Ali M, Naeem N, et al. Droplet actuation enhancement through voltage control and hydrophobic coating selection. MATEC Web Conf, 2024, 398: 01020

51 Shen H, Shen L, Zhang J, et al. Dielectric constant enhancement of $BaTiO_3$/SU-8 for low-voltage droplet actuation. Sens Actuat A-Phys, 2024,

379: 115919
52 Chiou P Y, Moon H, Toshiyoshi H, et al. Light actuation of liquid by optoelectrowetting. Sens Actuat A-Phys, 2003, 104: 222–228
53 Park S Y, Teitell M A, Chiou E P Y. Single-sided continuous optoelectrowetting (SCOEW) for droplet manipulation with light patterns. Lab Chip, 2010, 10: 1655
54 Thio S K, Park S Y. A review of optoelectrowetting (OEW): From fundamentals to lab-on-a-smartphone (LOS) applications to environmental sensors. Lab Chip, 2022, 22: 3987–4006
55 Jiang D, Park S Y. Light-driven 3D droplet manipulation on flexible optoelectrowetting devices fabricated by a simple spin-coating method. Lab Chip, 2016, 16: 1831–1839
56 Thio S K, Bae S, Park S Y. Plasmonic nanoparticle-enhanced optoelectrowetting (OEW) for effective light-driven droplet manipulation. Sens Actuat B-Chem, 2020, 308: 127704
57 Chiou P Y, Ohta A T, Wu M C. Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images. Nature, 2005, 436: 370–372
58 Hsu H, Ohta A T, Chiou P Y, et al. Phototransistor-based optoelectronic tweezers for dynamic cell manipulation in cell culture media. Lab Chip, 2010, 10: 165–172
59 Yang Y, Mao Y, Shin K S, et al. Self-locking optoelectronic tweezers for single-cell and microparticle manipulation across a large area in high conductivity media. Sci Rep, 2016, 6: 22630
60 Fan F R, Tian Z Q, Wang Z L. Flexible triboelectric generator. Nano Energy, 2012, 1: 328–334
61 Sun J, Zhang L, Zhou Y, et al. Highly efficient liquid droplet manipulation via human-motion-induced direct charge injection. Mater Today, 2022, 58: 41–47
62 Tan L, Zeng Q, Xu F, et al. Controllable manipulation of large-volume droplet on non-slippery surfaces based on triboelectric contactless charge injection. Adv Mater, 2024, 36: e2313878
63 Dai H, Gao C, Sun J, et al. Controllable high-speed electrostatic manipulation of water droplets on a superhydrophobic surface. Adv Mater, 2019, 31: e1905449
64 Jin Y, Xu W, Zhang H, et al. Electrostatic tweezer for droplet manipulation. Proc Natl Acad Sci USA, 2022, 119: e2105459119
65 Lee I, Hong P, Cho C, et al. Four-electrode micropump with peristaltic motion. Sens Actuat A-Phys, 2016, 245: 19–25
66 Kim H, Astle A A, Najafi K, et al. An integrated electrostatic peristaltic 18-stage gas micropump with active microvalves. J Microelectromech Syst, 2015, 24: 192–206
67 Amrani I, Cheriet A, Feliachi M. Design and experimental investigation of a bi-directional valveless electromagnetic micro-pump. Sens Actuat A-Phys, 2018, 272: 310–317
68 He L, Wu X, Zhao D, et al. Exploration on relationship between flow rate and sound pressure level of piezoelectric pump. Microsyst Technol, 2020, 26: 609–616
69 Mi S, Pu H, Xia S, et al. A minimized valveless electromagnetic micropump for microfluidic actuation on organ chips. Sens Actuat A-Phys, 2020, 301: 111704
70 Kuwajima Y, Seki Y, Yamada Y, et al. Electrochemical dual transducer for fluidic self-sensing actuation. ACS Appl Mater Interfaces, 2022, 14: 3496–3503
71 Mao Z, Yoshida K, Kim J. Active sorting of droplets by using an ECF (Electro-conjugate Fluid) micropump. Sens Actuat A-Phys, 2020, 303: 111702
72 Wang W, Wang Q, Zhang K, et al. On-demand contact line pinning during droplet evaporation. Sens Actuat B-Chem, 2020, 312: 127983
73 Abdelgawad M, Watson M W L, Wheeler A R. Hybrid microfluidics: A digital-to-channel interface for in-line sample processing and chemical separations. Lab Chip, 2009, 9: 1046–1051
74 Suzuki K, Homma H, Murayama T, et al. Electrowetting-based actuation of liquid droplets for micro transportation systems. J Adv Mech Design Sys Manuf, 2010, 4: 365–372
75 Schertzer M J, Ben-Mrad R, Sullivan P E. Using capacitance measurements in EWOD devices to identify fluid composition and control droplet mixing. Sens Actuat B-Chem, 2010, 145: 340–347
76 Yang H, Hong S, Koo B, et al. High-performance reverse electrowetting energy harvesting using atomic-layer-deposited dielectric film. Nano Energy, 2017, 31: 450–455

77 van Reenen A, de Jong A M, den Toonder J M J, et al. Integrated lab-on-chip biosensing systems based on magnetic particle actuation—A comprehensive review. Lab Chip, 2014, 14: 1966–1986
78 Cho S K, Moon H, Kim C J. Creating, transporting, cutting, and merging liquid droplets by electrowetting-based actuation for digital microfluidic circuits. J Microelectromech Syst, 2003, 12: 70–80
79 Wang W, Chen J, Zhou J. An electrode design for droplet dispensing with accurate volume in electro-wetting-based microfluidics. Appl Phys Lett, 2016, 108: 243701
80 Dong C, Jia Y, Gao J, et al. A 3D microblade structure for precise and parallel droplet splitting on digital microfluidic chips. Lab Chip, 2017, 17: 896–904
81 Jiang D, Lee S, Bae S W, et al. Smartphone integrated optoelectrowetting (SiOEW) for on-chip sample processing and microscopic detection of water quality. Lab Chip, 2018, 18: 532–539
82 Cheng M, Chen Y, Xiao W, et al. NK cell-based immunotherapy for malignant diseases. Cell Mol Immunol, 2013, 10: 230–252
83 Ke L Y, Kuo Z K, Chen Y S, et al. Cancer immunotherapy μ-environment LabChip: Taking advantage of optoelectronic tweezers. Lab Chip, 2018, 18: 106–114
84 Gan C, Zhang J, Chen B, et al. Optoelectronic tweezers micro-well system for highly efficient single-cell trapping, dynamic sorting, and retrieval. Small, 2024, 20: 2307329
85 Yu J, Wei X, Guo Y, et al. Self-powered droplet manipulation system for microfluidics based on triboelectric nanogenerator harvesting rotary energy. Lab Chip, 2021, 21: 284–295
86 Sun J, Zhang L, Gong S, et al. Mechano-driven tribo-electrophoresis enabled human-droplet interaction in 3D space. Adv Mater, 2023, 35: 2305578
87 Lin J, Li J, Feng S, et al. An active bacterial anti-adhesion strategy based on directional transportation of bacterial droplets driven by triboelectric nanogenerators. Nano Res, 2023, 16: 1052–1063
88 Cheng G, Kuan C Y, Lou K W, et al. Light-responsive materials in droplet manipulation for biochemical applications. Adv Mater, 2025, 37: 2313935
89 Li W, Tang X, Wang L. Photopyroelectric microfluidics. Sci Adv, 2020, 6: eabc1693
90 Esseling M, Zaltron A, Horn W, et al. Optofluidic droplet router. Laser Photon Rev, 2015, 9: 98–104
91 Xu W, Jin Y, Li W, et al. Triboelectric wetting for continuous droplet transport. Sci Adv, 2022, 8: eade2085
92 Yong J, Li X, Hu Y, et al. Triboelectric ‘electrostatic tweezers’ for manipulating droplets on lubricated slippery surfaces prepared by femtosecond laser processing. Int J Extrem Manuf, 2024, 6: 035002

Research progress and applications of electrokinetic paddleless pumps

HE QingLang, XU RuoCheng, YI ZhiRan* & ZHANG WenMing*

State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China

**Corresponding authors (YI ZhiRan, email: yizhiran@sjtu.edu.cn; ZHANG WenMing, email: wenmingz@sjtu.edu.cn)*

The bladeless pump has garnered significant attention due to its advantages of low noise, no vibration, small size, and light weight. In particular, the micro bladeless pump is an important type of micro-electromechanical device, with significant application value in fields such as medicine, health, biology, and robotics. This paper first introduces the background of micro-electromechanical systems, and then discusses in detail the classification, principles, development history, and applications of electrostatic interface-driven bladeless pumps. Bladeless pumps are classified into continuous and discrete types based on the form of fluid flow. The continuous type is represented by electrohydrodynamic pumps, while the discrete type includes dielectric electrowetting pumps, photo-induced electrowetting pumps, optoelectronic coupling pumps, and electrostatic pumps. The working principles of these four types of pumps are elaborated, and their development histories are reviewed in detail, from the initial concept to their current widespread applications. In terms of applications, electrohydrodynamic pumps, with their simple structure and ease of integration with soft materials, are widely used in soft robots and wearable devices. Dielectric electrowetting pumps have significant applications in microchemical reactions, tunable liquid lenses, and heat dissipation. Photo-induced electrowetting pumps and optoelectronic coupling pumps, due to their low cost and compact structure, are suitable for home-based detection devices and cell manipulation. Electrostatic pumps, with their non-contact and precise control advantages, are widely used in biological and chemical fields. The paper concludes by discussing the current challenges and future directions of bladeless pump technology, pointing out that photo-induced electrowetting and optoelectronic coupling pumps have room for improvement in material selection and structural design, while electrostatic pumps need to address the efficiency issue under microgravity conditions. In the future, the applications of electrostatic interface-driven bladeless pumps are expected to continue to expand in the fields of medicine, health, biology, and robotics.

micro-electro-mechanical systems, bladeless pump, interfacial electrostatic effect

PACS: 47.61.Fg, 47.65.-d, 47.85.-g, 47.85.L-

doi: 10.1360/SSPMA-2024-0478