

文章编号: 1673-3193(XXXX)XX-0001-08

基于声表面波驱动的大体积液滴高速运动研究

常国鑫, 耿文平, 丑修建, 张亦弛*

(中北大学 铁电物理微纳器件与系统山西省重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 声表面波驱动液滴技术中高速运动与大体积液滴难以兼容的瓶颈问题。传统电极无法同时满足这两种需求。本文以声表面波驱动液滴系统为研究对象, 基于声学理论建立了叉指电极结构的声流模型, 以同时实现高速运动与大体积液滴操控为目标, 提出一种新型叉指电极结构。通过优化电极几何参数实现了声流增强, 显著提升了能量耦合效率。实验结果表明, 在相同体积液滴驱动过程中, 新型结构相较于传统的直型和聚焦型叉指电极, 驱动速度分别提高了185%~195%和33%~37%, 速度波动范围缩小, 稳定性显著增强。随后以体积为变量, 在19.2 MHz工作频率下, 成功实现了对10 μ L液滴的驱动, 速度达到24.04~24.92 mm/s, 表现出较高的运动速率。进一步设计了双液滴融合实验, 验证了该结构在实现液滴主动趋近、界面融合以及融合后稳定输运方面的有效性, 为多组分反应触发提供了技术支持。本研究为高流速下大体积液滴的操控提供了创新的解决方案, 为构建液滴级微反应器及实现多步生化反应的时序控制等应用奠定了基础, 有力推动了声控微流控技术在生物传感与材料合成领域的实用化进程。但是现有研究尚未实现液滴在三维空间的精准操控, 并且血液、组织液等不同粘度液体的驱动效率尚未研究, 需要进一步对不同维度、不同粘度的流体进行进一步探究, 保证大体积液滴在更广泛的领域的应用。

关键词: 微流控; 声表面波; 高速驱动; 大体积液滴

中图分类号: TN250; TB559 **文献标识码:** A **doi:** 10.62756/jnuc.issn.1673-3193.2026.01.0011

引用格式: 常国鑫, 耿文平, 丑修建等. 基于声表面波驱动的大体积液滴高速运动研究[J]. 中北大学学报(自然科学版), DOI:10.62756/jnuc.issn.1673-3193.2026.01.0011.

Chang Guoxin, Geng Wenping, Chou Xiujian, et al. Research on the High-Speed Motion of Large-Volume Droplets Driven by Surface Acoustic Waves[J]. Journal of North University of China(Natural Science Edition), DOI:10.62756/jnuc.issn.1673-3193.2026.01.0011.

Research on the High-Speed Motion of Large-Volume Droplets Driven by Surface Acoustic Waves

Chang Guoxin, Geng Wenping, Chou Xiujian, Zhang Yichi*

(Shanxi Key Laboratory of Ferroelectric Physical Micro-nano Devices and Systems,
North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: To address the bottleneck of simultaneously achieving high-speed motion and large-volume droplet manipulation in surface acoustic wave (SAW)-driven droplet technology, this study proposes a novel interdigital electrode structure and enhances acoustic streaming forces through optimization of elec-

收稿日期: 2026-01-16

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金项目(C类)(62404210, 52505646); 山西省留学回国人员科技活动择优资助项目(20250012)

作者简介: 常国鑫(1997-), 男, 硕士生, 主要从事MEMS声学器件相关研究。

* **通信作者:** 张亦弛(1991-), 男, 副教授, 博士, 主要从事铁电MEMS声学器件等相关研究。E-mail: zhangyichi@nuc.edu.cn。

trode geometric parameters, thereby significantly improving energy coupling efficiency. The experimental results demonstrate that, during the driving process of droplets with identical volume, the proposed structure achieves driving speed increases of 185% – 195% and 33% – 37%, respectively, compared to conventional straight and focused interdigital electrodes. The reduced speed fluctuation range indicates significantly improved stability. At a working frequency of 19.2 MHz, the successful actuation of a 10 μL droplet was achieved, with a velocity ranging from 24.04 to 24.92 mm/s, demonstrating a relatively high speed. Furthermore, a dual-droplet fusion experiment was designed to verify the effectiveness of this structure in enabling active droplet approach, interfacial fusion, and stable post-fusion transport, thereby providing technical support manipulation of large-volume droplets under high flow rates and establishes a foundation for applications such as the construction of droplet-scale microreactors and the sequential control of multi-step biochemical reactions, thereby effectively advancing the practical implementation of acoustic microfluidic technology in the fields of biosensing and material synthesis. Traditional electrodes cannot meet both demands simultaneously. This paper takes the surface acoustic wave-driven droplet system as the research object, establishes a sound streaming force model of the interdigital electrode structure based on acoustic theory, and proposes a novel interdigital electrode structure with the goal of simultaneously achieving high-speed motion and large-volume droplet manipulation. However, existing studies have not yet achieved precise manipulation of droplets in three-dimensional space, and the driving efficiency of liquids with different viscosities such as blood and tissue fluid has not been studied. Further exploration of fluids with different dimensions and viscosities is needed to ensure the application of large-volume droplets in a wider range of fields.

Key words: microfluidics; surface acoustic wave; high-speed driving; large-volume liquid droplets

0 引 言

微流控技术凭借自身高灵敏度、低功耗和高度集成化的优势,在材料合成、化学连锁反应及药物泵送等领域发挥着重要作用^[1-3]。液滴作为微流控系统的核心操作单元,其精准操控(包括驱动、融合、分裂与定位)是实现单细胞分析、多步化学反应及微尺度材料组装等复杂功能的前提^[4-7]。在多种液滴操控技术中,声表面波(Surface Acoustic Wave, SAW)驱动技术凭借其非接触性、快速响应、强可编程性强及良好的生物相容性等优势,在液滴操作方面较其他微流控技术更具竞争力。声流控技术利用振动产生的声波与流体耦合产生的声辐射力,诱导液滴形变以实现对流体的精确操控,其中液滴操作是该技术的重要分支之一一直被研究人员当作热门的研究方向。

随着作用于液滴上的声波能量逐渐增大,液滴会依次展现出循环流动、整体位移、定向喷射乃至液滴雾化等现象^[8]。大体积液滴因具备容纳更多反应物的容积、可降低蒸发损失的特点,在材料合成、生化反应等领域展现出不可替代的独

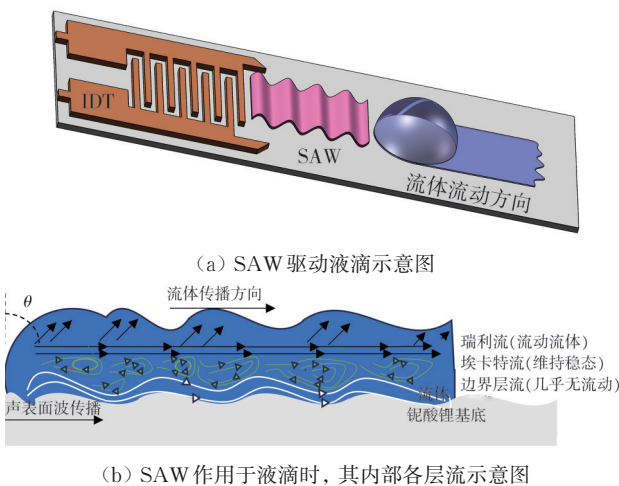
特价值,并且实现驱动速度 $>10\text{ mm/s}$ 的高速驱动也是达成快速输运与时序精准调控的核心诉求。针对以上问题,近年来研究人员还未提出相应的解决方法。Collignon等^[9]提出了一种声表面波液滴操纵结构,该设计采用两个平行布置且带有偏移的叉指电极构成了核心组件,完成对液滴的驱动。Zhakiyev等^[10]围绕液滴驱动开展了实验测试与仿真分析,结果显示其驱动速度最高可达 $4.5\text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$,但此时的液滴已经完全变形。王如阳等^[11]通过调制声表面波实现了液滴定向驱动,发现 $3\sim 4\text{ }\mu\text{L}$ 液滴具有最优驱动效率和高的能量吸收率,但该实验仅对小体积的液滴进行了讨论且认为 $7\text{ }\mu\text{L}$ 以上的液滴很难驱动。Sui等^[12]和Dong等^[13]提出了“激振-激振”驱动模式,通过实验验证该模式可显著提升液滴驱动速度,在 $0.8\text{ }\mu\text{L}$ 液滴实验中实现 15.3 mm/s 的驱动速度,但驱动体积不足 $1\text{ }\mu\text{L}$ 不符合大液滴的标准。上述所有研究都未能解决高速驱动与大液滴体积难以兼容这个问题^[14],传统SAW驱动结构难以兼顾二者。Wang等^[15]提出通过优化叉指电极几何参数来提高声流控装置性,但并未提出解决“高速-大体积”矛盾的方法。这一矛盾限制了SAW在微流控中

的应用,因此亟待解决。

综上所述,本文提出一种双激振-反射型叉指电极结构,通过调整电极结构的几何参数,增强了声流力与耦合效率,实现了大体积液滴的高速驱动。对比新型结构与传统结构在最优驱动体积量下的性能差异,确定了结构的最优参数。由于液滴速度与体积之间呈非单调关系^[16],在新结构基础上探究了4~20 μL 液滴范围内的速度优势与稳定性。鉴于微流控应用场景的复杂性,进一步设计了双液滴融合实验,以验证声表面波技术在复杂环境下实现液滴按序反应的可行性。

1 基本原理

SAW对液滴驱动的本质源于声流效应和漏波模式的转换^[11]。为了阐释SAW驱动液滴的作用机理以及受到声流作用时液滴内部的层流结构,我们构建了如图1所示的原理示意图。当SAW沿固体边界传播进入液体时,由于SAW的周期性振动会向液体表面传递交变压力,使得液体质点产生微小振动。液体与固体表面的粘滞力会将此振动拖曳至液滴内部,导致边界层流的形成。在该边界层流中,粘性耗散会使声能转化为热能。这种热能会导致边界层内质点运动速度呈现不对称性,这种速度不对称性最终会驱动边界层流体产生局部微小流动。声能随着声表面波的传播并泄漏在流体中,泄露在流体中的声能衰减非常快,衰减的能量将部分转化为流体的动能。



(b) SAW 作用于液滴时,其内部各层流示意图

图1 液滴高速驱动原理示意图

Fig. 1 Schematic diagram of high-speed droplet driving principle

当SAW工作在漏波模式时流体内部的质点位移(u_x, u_z)可以将之表示为^[11,17]

$$u_x = A \exp(j\omega t - jk_L x - \alpha k_L z), \quad (1)$$

$$u_z = -j\alpha A \exp(j\omega t - jk_L x - \alpha k_L z), \quad (2)$$

式中: A 、 k_L 、 α 、分别为声表面波振幅、漏波复波数、衰减系数; $k_L = k_R + jk_1$, k_R 为瑞利波波数, k_1 为漏波在液滴中的衰减。

$$\alpha = \sqrt{1 - \left(\frac{v_s}{v_{\text{liq}}}\right)^2}. \quad (3)$$

式中: v_s 、 v_{liq} 分别为声表面波波速、声表面波在流体介质中的传播速度。

纵波通过声流效应、声辐射力、流固耦合等机制协同产生声压梯度,从而推动流体向声压低的方向移动,即声致微流效应^[18]。根据 Nyborg^[19]的研究,作用于流体上的声流力是驱动液滴直接动力。该声流力 F_s 的表达式为

$$F_s = -\rho_0 \langle v \cdot \nabla v + v(\nabla \cdot v) \rangle, \quad (4)$$

式中: ρ_0 为流体静密度; v 为质点速度的线性成分; 尖括号 $\langle \cdot \rangle$ 表示平均时间周期;

当外部产生的声流力大到克服液滴附着在固体表面的静钉扎力时,液滴才能移动。静钉扎力可用 F_{pin} 表示^[20]

$$F_{\text{pin}} = k\gamma a(\cos \theta_r - \cos \theta_a), \quad (5)$$

式中: k 为与表面特性无关的无量纲常数; γ 为水-空气界面张力; a 为液滴半径; θ_r 为液滴的后退接触角; θ_a 为液滴的前进接触角。

此外还需关注流动的液滴厚度,这将直接影响液滴流动时层流的组成成分。基底上的液膜厚度为 h , θ 是液膜与固体接触角,即瑞利角,粘性边界层厚度 δ 表示为^[21]

$$\delta = \sqrt{\mu / (\rho \pi f)}, \quad (6)$$

式中: μ 为液膜的粘度; ρ 为液膜密度; f 为声表面波的振动频率。

若液膜厚度 $h < \delta$,液体运动主要由粘性力主导。在本文关注的液膜厚度 $h > \lambda$ 的情形下,声波在流体中的粘性衰减可忽略,且SAW进入液滴后衰减强烈,仅能传播数个波长。这致使其能量主要存在于液-气界面下方1~3个波长范围,故瑞利流成为流体运动的主导形式,在此条件下,液体位移方向与SAW传播方向一致。

从液滴结构分析,其宏观流动以三种层流结构为主导:瑞利流是最显著的流动形式,分布于液滴上表面区域,由质量输运与声衰减共同作用引发,呈现沿界面的流体射流形态,是宏观流动的个体;埃卡特流形成于流体内部,由粘性力与声场梯度协

同驱动形成闭环流涡结构,核心功能是维持流体内部动态平衡;施利希廷流位于流体底部区域,为平行于壁面的边界层流,紧贴液滴-基底接触界面,作用是约束底层流动。三者共同构成SAW驱动下液滴内部层流体系,其中瑞利流的射流特性主导宏观输运过程,埃卡特流的闭合涡旋维持流体稳态,施利希廷流调控近壁面边界效应。

从液滴吸收的能量来看,其吸收能量的效率决定其运动形态。利用SAW衰减现象来表征这一能量转化效率。当表面存在流体介质时,SAW的衰减长度 L_{SAW} 可由式(7)估算^[22]。

$$L_{SAW} \approx \frac{\rho_s v_{sl}}{\rho_{liq} v_{liq}}, \quad (7)$$

式中: ρ_{liq} 和 ρ_s 分别为流体、基底的密度; v_s 和 λ 分别为基底表面波波速和波长; v_{liq} 为声表面波在流体介质中的传播速度。为了提高的声能利用率,测试的液滴样品直径必须大于声表面波的衰减长度。

2 材料与方法

2.1 芯片结构设计

金属叉指电极和128°Y-X 铌酸锂基底共同组成了本文设计的声表面波微流控芯片。为验证本文所设计叉指电极在液滴驱动性能上较现有结构更具优势,研究构建三种叉指电极构型(直型、聚焦型、双激振-反射型),其中前两者为液滴驱动的传统电极,后者为新型电极。通过对比实验结果测试分析了三种电极结构驱动液滴性能差异。如图2所示,本研究所提出的叉指结构采用间距与指宽相等的设计,IDT的金属化率达到50%。这样的结构可以保证激励场强最大化,且有效抑制信号传输损耗。

本研究设计的三种叉指电极参数如下:直型与聚焦型电极的指宽均为50 μm 、叉指对数20对、理想工作频率19.2 MHz;其中直型电极声孔径1 700 μm 。双激振-反射型由两个直型电极间隔10 000 μm 相对布置而成,二者共性参数为指宽50 μm 、叉指对数20对、声孔径1 700 μm 、理想频率19.2 MHz;右侧电极后端增设反射栅,反射栅距末端叉指距离为半波长,其指宽与间隔均为50 μm ,反射栅对数10对。增加反射栅是为了将反向产生的声波叠加到正向传播的声波,增强声场强度。位于左侧的直型叉指电极,通过调节相位差使其产生的声波与右侧叉指电极产生的声波叠加形成更强的声波,

其产生的声流比传统电极产生声流更强,可以在更高的速度下运输更大的体积。

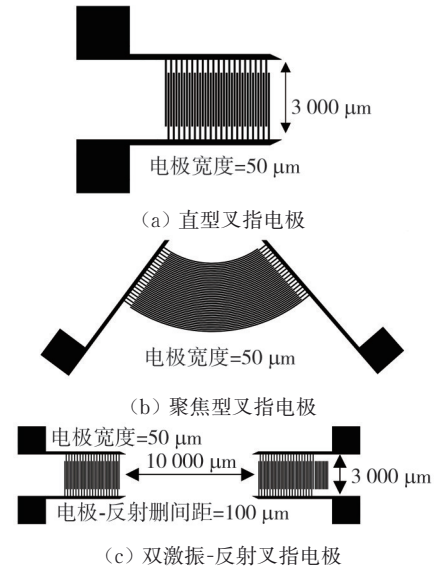


图2 不同叉指电极结构示意图

Fig. 2 Schematic illustration of different interdigital transducer structures

2.2 芯片制备与测试

本工作设计的微流控芯片是利用微纳加工工艺在128°Y-X 铌酸锂压电基底上制备,器件制造工艺流程图如图3所示。

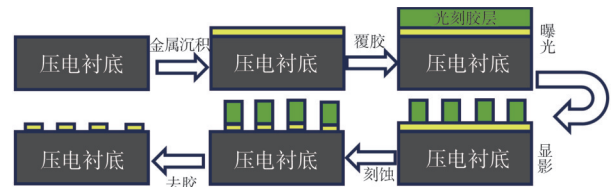


图3 器件制备工艺流程图

Fig. 3 Flowchart of the device fabrication process.

首先在双面抛光、厚度为500 μm 的128°Y-X 铌酸锂基底上沉积20 nm的铬作为黏附层以及100 nm的金作为导电层,利用标准光刻工艺,镜检、刻蚀、去胶等工艺完成SAW器件制备。器件制备完成后,以低温焊锡将导线焊至叉指电极焊盘,以便输入测试信号。

对器件进行实验前,利用矢量网络分析仪测试电极的回波损耗,得到频率特性曲线如图4所示,选取19.2 MHz频率作为输入信号用来驱动双激振-反射叉指电极。

实验测试平台如图5所示。函数信号发生器(DG4202, 普源精电, 中国苏州)为信号源生成输入电压,外接射频功率放大器(LZY-22X+, Mini-Circuits, 美国纽约)和功率衰减器(N-50 W, 华思通

讯,中国深圳)共同调整信号输入;其中功率放大器由直流稳压电源(UTP3305,中翰电子仪器,中国苏州供电),输出可驱动声流控器件的交变电压。观测实验时,将样品放置于倒置荧光显微镜(NIB620-FL,永新光学,中国宁波)载物台,该显微镜搭载630万像素高速CMOS相机(Nexcam-TC6CCD,永新光学,中国宁波),记录实验动态过程。液滴是通过微量注射泵(LSP01-3A,燕京电子,中国北京)调控微量注射器(高鸽工贸,中国上海),流经聚四氟乙烯管(PTFE)进入工作区域。

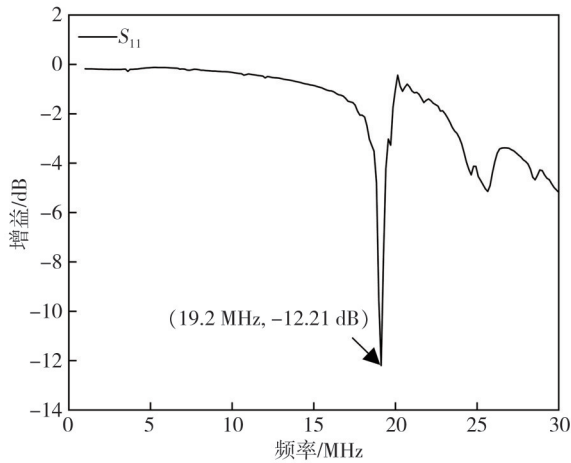


图4 双激励-反射型叉指电极频率特性曲线

Fig. 4 Frequency characteristic curve of the double-excited reflective interdigital transducer

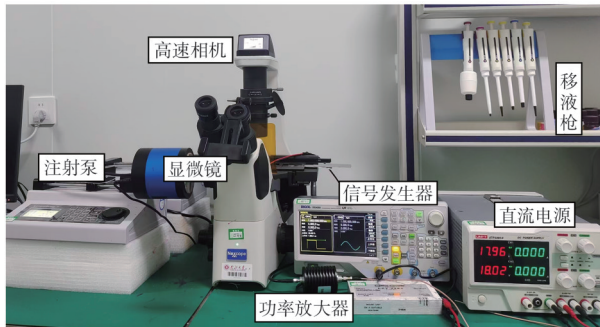


图5 观察液滴驱动现象所用的实验装置

Fig. 5 Experimental device used to observe the droplet-driven phenomenon

2.3 实验步骤

本研究对液滴驱动的性能进行研究,重点考察微流控芯片结构与液滴体积对液滴运动速度的影响。实验操作中,先通过注射泵与移液枪将目标液滴经聚四氟乙烯管转移至工作表面;随后接入放大后的驱动信号,依托荧光倒置显微镜实时观测液滴动态,同时用高速相机全程录制运动过程。由于液滴运动中存在纵向形变,且不同体积液滴固液接触面积存

在差异,为规避形变程度与接触面积变化的干扰,实验以液滴前沿初始位置为基准,追踪其前沿的相对位移变化。借助计算机图像分析固定时段内的相对位移量计算出液滴平均运动速度。

本研究中液滴驱动的实现流程如下:在SAW器件工作区域放置4 μL 去离子水,通过测试不同叉指电极结构,在相同条件下对比液滴驱动速度,获得最优电极结构;在该最优结构中,测试了不同液滴体积下固定时间走过的相对位移,从而归纳得出最优速度。分析过程中,采用ImageView软件处理沿声表面波传播方向的液滴前沿变化,通过可视化手段记录液滴前沿位移。进一步对比分析不同叉指电极结构的速度差别,及不同液滴体积下的速度变化规律。实验于标准大气条件下进行,控制温度(20 ± 0.5) $^{\circ}\text{C}$ 、相对湿度(35 ± 1)%,并维持SAW器件功率恒定。

3 结果与讨论

3.1 叉指结构性能对比

为验证本文设计的叉指电极的液滴驱动特性,本研究选用微流控常用的两种经典结构—直叉指电极、聚焦叉指电极与新型结构—双激励-反射叉指电极进行对比实验。通过记录并分析图6所示的液滴形态时序演化图(时间节点为0, 30, 60, 90 ms),发现三种SAW器件驱动下液滴的形态演化呈现显著差异。直叉指电极:液滴形态扩散最平缓。0~90 ms内,液滴边缘扩展幅度小,表面纹路的传播速度慢,由于液滴受钉扎力约束,直叉指电极输入的声流力较弱,整体运动表现出更强的“惰性”。在聚焦叉指电极作用下,液滴表面纹路及边缘扩展速率处于另两种电极的中间水平。声表面波能量高度局域于局部区域,加速液滴形态演化进程(例如30~60 ms区间内,其纹路扩张幅度显著高于直叉指电极)。而双激励-反射叉指电极展现出最强的液滴驱动能力。从时序图中可见,相同时间区间内液滴前沿的扩展范围最大,表面声波诱导的液滴动力学响应最为剧烈,液滴形态演化节奏显著快于前两种结构。为直观体现双激励-反射电极的驱动性能优势。本研究借助图像处理工具提取固定时间间隔的液滴前沿位置记录,选取其相对位移开展数据分析,进而标定不同电极结构驱动液滴的速度,结果如图7所示。通过拟合斜率量化驱动效率,由此观察得出液滴移动的距离与时间呈现近似线性关系。

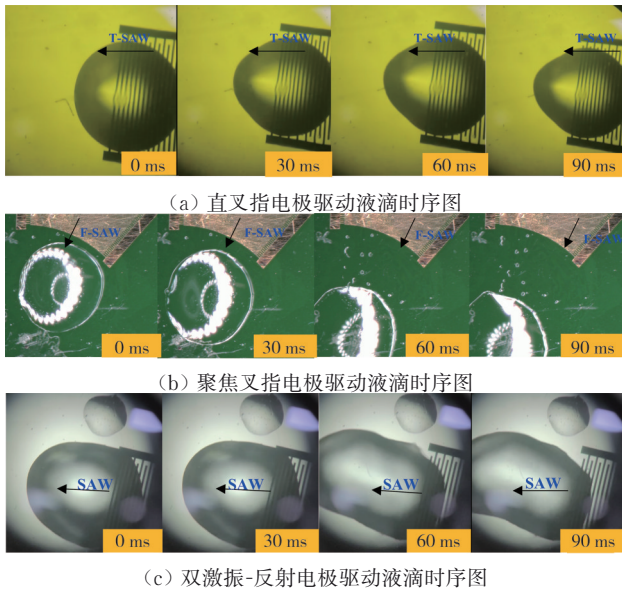


图 6 时间节点分别为 0, 30, 60 和 90 ms 的不同叉指电极驱动液滴形态随时间的演化时序图

Fig. 6 Time sequence diagrams of droplet morphologies driven by different interdigital electrode configurations over time at the time points of 0, 30, 60, and 90 ms

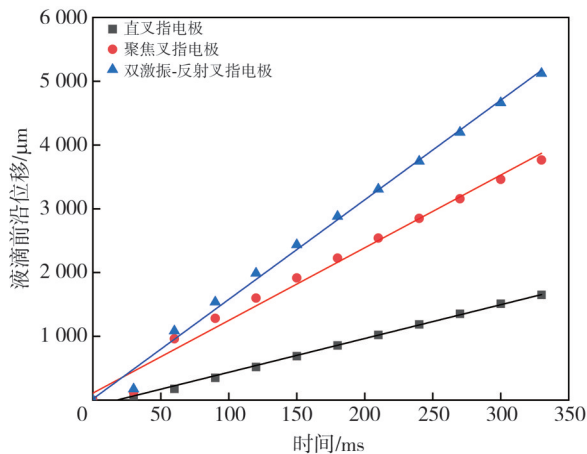


图 7 不同叉指电极驱动同体积量液滴前沿位移变化

Fig. 7 Displacement evolution of the leading edge of a liquid droplet driven by different interdigital electrode configurations with constant droplet volume

实验结果表明,不同的电极结构会使液滴所受声流力不同,进而影响液滴的驱动性能。新型电极采用“激振-激振”模式,并加入反射栅来增强声波干涉与能量聚焦,从而使液滴受到的声流力更大,速度更快。聚焦叉指电极将调控几何参数让SAW能量集中于狭窄的区域内,但其能量聚焦的强度仍弱于双激振-反射电极。直叉指电极虽然结构简单,但能量分散,其聚焦能量强度弱于聚焦型叉指电极,这导致液滴受到的声流力更弱。外在表现是液滴移动在固定时间走过的相对位移近更近,速度更慢。通过对三种电极驱动同体积

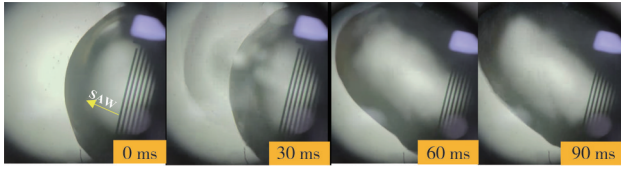
量液滴的相对分析,得出新结构产生的声流力更大。这为后续探究驱动液滴最快速度和最优体积分量的匹配提供了结构前提。

3.2 驱动液滴体积性能对比

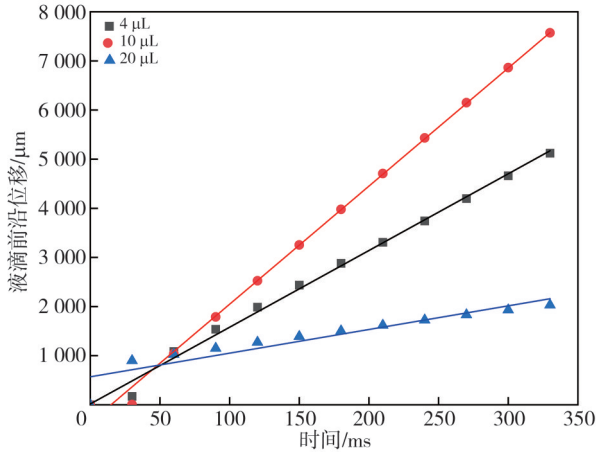
为了探究在新器件下的速度与体积关系。得到了速度与体积的规律,通过记录与分析液滴驱动的过程,如图 8(a) 所示。将 $10\ \mu\text{L}$ 液滴置于新器件的工作区域内,通过高速相机记录和分析形成液滴驱动时序图,需要注意的是 30 ms 和 60 ms 时序图的液滴变化较大,这是因为液滴驱动依赖弹性形变积累能量。在钉扎阶段,驱动力使液滴微小弹性形变,能量以“弹性势能”形式储存。因为静钉扎力远大于动钉扎力,所以当外力超过静钉扎力时,阻力骤减,合力突增,形变突然释放,积累的弹性势能瞬间转化为液滴的动能,导致速度骤增。突破钉扎力后的高速通常是短暂的,液滴加速后会因动钉扎力逐渐稳定,液滴的速度也趋于稳定。为探究所设计叉指电极的性能,在 SAW 驱动功率恒定的条件下,本研究以液滴体积为变量开展系列实验,分析与记录不同体积液滴在固定时间内的相对位移量,进而选取测试中最小、最大及最优体积的液滴,对其时间与相对位移数据进行拟合处理,结果如图 8(b) 所示。

为了消除不同体积液滴在同一工作区域的液滴前沿误差以及液滴克服钉扎力的瞬时高速。本工作选取 $4\ \mu\text{L}$ 为起始测试量,该体积是传统叉指电极驱动速度最快,能量吸收效率最高的体积。对 $4\ \mu\text{L}$ 到 $20\ \mu\text{L}$ 的液滴,以 $2\ \mu\text{L}$ 为递增量进行测量与表征。需要注意的是 $20\ \mu\text{L}$ 液滴的平均速度已不满足高速驱动范畴,且后续测试 $20\sim 40\ \mu\text{L}$ 的液滴驱动均不满足高速驱动范畴。故本工作只取 $4\sim 20\ \mu\text{L}$ 的液滴进行探究,并对该范围内液滴前沿在固定时间内走过的相对位移进行平均速度标定,如图 8(c) 所示。

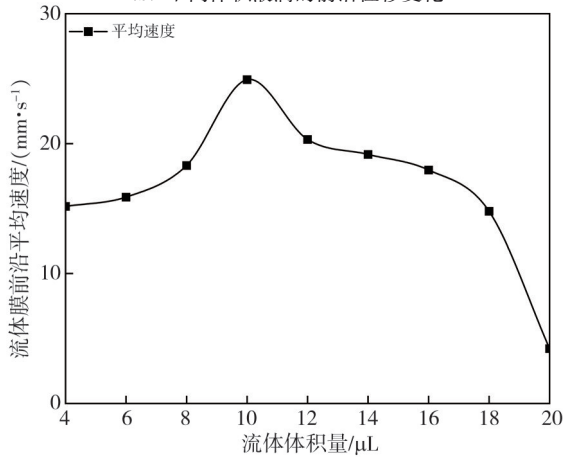
上述实验结果表明,双激振-反射电极结构在 $19.2\ \text{MHz}$ 的输入频率下进行 $4\sim 20\ \mu\text{L}$ 液滴驱动,并且其速度随着液滴体积量先增大后减少,存在驱动体积量区间内的最快速度。当体积从 $4\ \mu\text{L}$ 增至 $10\ \mu\text{L}$ 时,速度因声场能量与液滴惯性力的匹配度提升而上升。超过 $10\ \mu\text{L}$ 后,液滴体积增大会导致声能传递效率下降并且钉扎力占比增加,从而导致速度逐渐回落。 $10\ \mu\text{L}$ 液滴平均速度范围为 $24.04\sim 24.92\ \text{mm/s}$,已达声表面波领域高速驱动标准(通常以 $10\ \text{mm/s}$ 为界定阈值)。



(a) 时间节点分别为0, 30, 60, 90 ms的双激励-反射电极高速驱动10 μL 液滴时序图



(b) 不同体积液滴的前沿位移变化



(c) 不同体积液滴体积-速度曲线

图8 双激励-反射电极驱动液滴的性能测试

Fig. 8 Performance testing of double excitation-reflection electrode driven droplets

3.3 声表面波驱动双液融合

在对单液滴驱动性能测试完成后,结果表明,通过调整叉指电极的几何参数对单液滴实现基础输运与定位,却难以满足微流控中连续化学反应的精准触发需求。如有机合成中,互不相溶反应物液滴融合可规避预混副反应,实现“按序反应”。这类按序反应核心要求是反应物的时空隔离。因此本工作在单液滴驱动研究基础上,进一步设计双液滴融合实验(如图9所示)。实验通过SAW对液滴进行调控,对液滴从趋近到界面融合以及最后稳定输运的全过程记录分析,完成了在复杂微流控中的多液滴

融合,为连续按序化学反应提供实验基础。

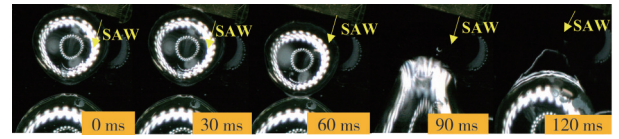


图9 时间节点分别为0, 30, 60, 90, 120 ms的声表面波(SAW)驱动双液滴融合的时序图

Fig. 9 Timing diagram of the fusion process of two droplets driven by surface acoustic waves at time points of 0, 30, 60, 90, and 120 ms

由双液融合时序图可知,初始阶段双液滴呈分离且近距离共存态;随时间推移,液滴表面先出现不规则波动并伴随轻微形变,随后液滴间距离缩小、形变更显著,界面呈现“主动趋近”态势。90 ms时,双液滴界面消失并融合为单一连续液滴,120 ms时,融合液滴形态趋于稳定。实验结果表明,哪怕在复杂微流控场景下,SAW精准、高速、操控大液滴的需求仍能被满足。

4 结 论

本文针对传统结构无法兼具液滴“高速-大体积”这一问题,提出了一种新型叉指电极结构。首先对三种结构在驱动相同体积液滴时的性能进行了对比,分析了其在声能耦合效率和稳态速度方面的差异。结果表明,新型电极通过优化几何参数,显著增强了液滴所受的声流。通过对各结构在驱动相同体积液滴时相对位移的分析,得出新结构的运输速度较直型和聚焦型结构分别提升185%~195%和33%~37%,且速度波动幅度更小,被证实为最优的电极结构。在此基础上,进一步以液滴体积为变量,以2 μL 为增量进行实验设计,系统探究新器件的驱动性能。结果表明,器件在工作频率为19.2 MHz时驱动10 μL 液滴的速度可达24.04~24.92 mm/s,该体积为对应最高速度的最大输运体积。对于复杂微流控场景中多组分反应精准触发的需求,本研究进一步设计了双液滴融合实验,成功实现了液滴趋近、界面融合及融合后液滴的稳定输运,验证了该结构在按序反应与多液滴操控中的实用性。本工作不仅提出了一种用于SAW驱动液滴的高性能叉指电极方案,其双液滴融合实验还为多步化学反应的时序控制等研究奠定了实验基础,有助于推动微流控技术在药物泵送、材料合成以及生物检测等领域的应用。后续将深入探索该结构在三维液滴操控与多液滴阵列并行驱动中的拓展潜力。

利益冲突声明/Conflict of Interests

所有作者声明不存在利益冲突。

All authors declare no relevant conflict of interests.

参考文献:

- [1] SANJAY S T, ZHOU W, DOU M, et al. Recent advances of controlled drug delivery using microfluidic platforms[J]. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2018, 128: 3-28.
- [2] ANG B, JIRAPANJAWAT T, TAY K P, et al. Rapid concentration and detection of bacteria in milk using a microfluidic surface acoustic wave activated nanosieve[J]. *ACS Sensors*, 2024, 9(6): 3105-3114.
- [3] KULKARNI K, FRIEND J, YEO L, et al. An emerging reactor technology for chemical synthesis: Surface acoustic wave-assisted closed-vessel Suzuki coupling reactions[J]. *Ultrasonics Sonochemistry*, 2014, 21(4): 1305-1309.
- [4] PARK J, DESTGEER G, KIM H, et al. In-droplet microparticle washing and enrichment using surface acoustic wave-driven acoustic radiation force[J]. *Lab on a Chip*, 2018, 18(19): 2936-2945.
- [5] JUE B J, WEN K N, ZHENG T F, et al. Manipulating acoustic streaming in a droplet using a single surface acoustic wave transducer[J]. *Applied Acoustics*, 2025, 231: 110517.
- [6] HE L, LIANG W T, YUAN K X, et al. Facilitating droplets detachment in microchannels via surface acoustic wave[J]. *Physics of Fluids*, 2025, 37(8): 082126.
- [7] LUO J T, GERALDI N R, GUAN J H, et al. Slippery liquid-infused porous surfaces and droplet transportation by surface acoustic waves [J]. *Physical Review Applied*, 2017, 7(1): 014017.
- [8] YEO L Y, FRIEND J R. Ultrafast microfluidics using surface acoustic waves[J]. *Biomicrofluidics*, 2009, 3(1): 012002.
- [9] COLLIGNON S, FRIEND J, YEO L. Planar microfluidic drop splitting and merging[J]. *Lab on a Chip*, 2015, 15(8): 1942-1951.
- [10] ZHAKIYEV N, TYNYSHTYKBAYEV K, INSEPOV Z. Modeling and comparison with experiment of saw induced water droplet motion[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2020, 1696: 012036.
- [11] 王如阳, 万建国. 调制声表面波驱动液滴的研究[J]. *声学技术*, 2024, 43(4): 451-457.
WANG Ruyang, WAN Jianguo. Study of droplet driven by modulated surface acoustic wave droplet driving[J]. *Technical Acoustics*, 2024, 43(4): 451-457. (in Chinese)
- [12] SUI M Y, DONG H J, MU G Y, et al. Droplet transportation by adjusting the temporal phase shift of surface acoustic waves in the exciter-exciter mode [J]. *Lab on a Chip*, 2022, 22(18): 3402-3411.
- [13] DONG H J, SUI M Y, MU G Y, et al. Velocity and direction adjustment of actuated droplets using the standing wave ratio of surface acoustic waves (SAW) [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2023, 28(4): 2399-2404.
- [14] FASANO M, LI Y, DIEZ J A, et al. Modelling the dynamics of an oil drop driven by a surface acoustic wave in the underlying substrate[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2025, 1022: A49.
- [15] WANG Y, WANG B, HU L K, et al. Parameter optimization of interdigital transducers for high-performance acoustofluidic devices [J]. *Ultrasonics*, 2025, 153: 107677.
- [16] 章安良, 费景臣. 基于压电基片微液滴间隙式驱动研究[J]. *传感技术学报*, 2009, 22(2): 155-159.
ZHANG Anliang, FEI Jingchen. Study on a droplet driven intermittently on piezo-electric substrate [J]. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2009, 22(2): 155-159. (in Chinese)
- [17] STRUTT J W. I. On the circulation of air observed in Kundt's tubes, and on some allied acoustical problems [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 1884(175): 1-21.
- [18] SHIOKAWA S, MATSUI Y, UEDA T. Liquid streaming and droplet formation caused by leaky Rayleigh waves [C]//*IEEE Ultrasonics Symposium*, 1989: 643-646.
- [19] NYBORG W L. Acoustic streaming due to attenuated plane waves [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1953, 25(1): 68-75.
- [20] HASSAN G, YILBAS B S, BAHATAB S, et al. A water droplet-cleaning of a dusty hydrophobic surface: Influence of dust layer thickness on droplet dynamics [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 14746.
- [21] ALTSHULER G, MANOR O. Free films of a partially wetting liquid under the influence of a propagating MHz surface acoustic wave [J]. *Physics of Fluids*, 2016, 28(7): 072102.
- [22] GUO Y J, LV H B, LI Y F, et al. High frequency microfluidic performance of LiNbO₃ and ZnO surface acoustic wave devices[J]. *Journal of Applied Physics*, 2014, 116(2): 024501.