声表面行波器件及其在微纳领域的应用

董惠娟,王敬轩,李天龙

哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室,哈尔滨 150001

摘要 声表面行波因其非接触性及生物相容性,在生物医学、诊断学领域得到了广泛关注。概述了声表面行波(TSAW)发生器件的基本结构,叉指换能器(IDT)的结构、参数、种类及引起声表面行波的内在机理,讨论了对微流体状态及微流体中粒子的声控制机理;综合当前该技术国内外研究现状,分析了在微纳领域中声表面行波相对于其他物理场的优势;针对声表面行波在微纳领域应用的技术难点及研究过程中存在的问题,提出了该技术的研究方向,并展望了其未来发展趋势。

关键词 声表面波;叉指换能器;声表面行波;微流体;微粒子操纵

近20年来,声表面波(SAW)在微纳领域开始吸引越发广泛的关注,声表面波泛指在弹性体表面产生并且沿着弹性固体表面传播的各种模式的声波,是英国物理学家瑞利在1855年研究地震波时发现的,能量主要集中在固体表面1~2个波长之内[1]。迄今为止,声表面波已经在电信行业中的信号传输、信号滤波等方面得到广泛应用[2],其他应用包括触屏感应、生物/化学传感、振荡器等[3-8]。近些来的研究和实践表明,声表面波在微纳领域可实现对微粒子及微流体的有效控制[9]。相对于其他控制方式,声表面波具有以下独特优势。

1) 设备简单、紧凑、便宜。声表面波器件已经被广泛应用于各种小型商业电子系统中,如当代每部手机中都包含并联声表面波器件及其附属器件,而它们仅仅占用手机的很小一部分体积。这一广泛应用表明声表面波器件及其能量供给和驱动器件都具有紧凑、便宜、可靠性好等特性[2],并且很容易与其他类型微型器件相复合,可适应实验及大规模生产需求。

2) 生物相容性好。目前,超声成像已经广泛应用于产检、孕检、病变检查等各个健康监控环节中,理论及实践均证明对人体没有任何负面影响。而在大多数声表面器件中的声波能量密度与频率均类似于生物成像[10]。因此,有理由相信,经过合理的设计和优化,声表面波器件可以和分子、细胞及其他生物样本具有良好的相容性,并且利用现有的声表面波器件,这一猜测已经通过细胞活性及增殖实验被部分证实[11-13]。

3) 驱动力大、流体流速快。目前的微流体技术很难对微粒子产生大驱动力和产生高流速,尤其是在高雷诺数流体中,特征尺寸的减小会进一步阻碍流速的增大,很大程度上限制了在医疗诊断和生物化学方面的应用。然而高频声场可以产生混沌对流[14],使流体主要维持在层流状态下,进而实现快速、高效的流体及粒子操纵[15]。目前,声表面波器件可以实现以1~10 cm/s的速度进行微流体运送[14],并且可以操纵毫米尺度的物体,如线虫[12]。这些都是其他微流体器件无法企及的。

收稿日期:2018-12-06;修回日期:2019-02-17

基金项目:国家自然科学基金项目(51675140)

作者简介:董惠娟,教授,研究方向为驻波声悬浮,电子信箱:dhj@hit.edu.cn

引用格式:董惠娟, 王敬轩, 李天龙. 声表面行波器件及其在微纳领域的应用[J]. 科技导报, 2019, 37(6): 114-128; doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2019.06.015

4）多功能、高精度。声表面波微流体器件可应用于生物/化学检测、流体控制（流体混合、传输、喷射和雾化等）和粒子操纵（粒子聚集、排布、分选、定向等），且对粒子的操纵仅与其尺寸及密度相关，与形状、电磁学、光学、化学等特性无关。粒子毫米到纳米尺度，单个或集群均可实现操纵，且通过对输入信号频率、相位、幅值的调节，可实现对微流体和粒子的高精度控制。

5）操纵非接触性。声表面波以瑞利角进入流体实现对其操纵，通过流体中的声辐射力和声流力实现对流体中粒子的操纵。器件不与受控体直接接触，很大程度上切断了受控样本的污染源。

6）能量效率高。相对于体声波能量在基质大部分空间内传输，声表面波能量大多集中在传输基底表面1~2个波长。要达到同样声学效果，声表面波所需能量要小很多。通常声表面波微纳器件所需工作电压不高于10 V，所需输入功率不高于10 W。

正因为声表面波具有这些体声波及其他操控方式不具有的特点和优势，因而在微纳领域具有广泛的应用前景。在国家大力推进国民医疗建设的大环境下，声表面行波更是在孕检、产检、疾病诊断等健康监控环节具有巨大的应用潜力。本研究首先对声表面波器件进行简要介绍，然后针对声表面行波对其原理和在微纳领域的应用进行综述，最后对相关技术难点及未来发展方向进行合理展望。

1　声表面波器件基本结构及工作原理

声表面波器件由压电基片和其表面的一个或多个叉指换能器（IDT）组成。叉指换能器由叉指对阵列组成，既可用于声表面波输入，也可用于传感或输出，是声表面波器件的核心元件[16]。

1.1　压电基片材料

1.1.1　压电基片材料参数

压电基片材料对声表面波器件来说至关重要[17]，因此对于声表面波压电基片材料的选择就必须要考虑其重要物理参数。

1）声表面波传播速度。声表面波波速可以通过实验测得。基片材料的波速v_s与叉指换能器的周期M决定声表面波器件的中心频率，即

$$f = v_s / M \tag{1}$$

当叉指换能器的周期一定，提高声表面波传播速度可以使声表面波器件的高频特性得以提高；反之降低波速可使声表面波器件的时延效果得以提升。声表面波波速大小主要取决于压电材料的弹性模量，不同压电材料的声表面波传播速度有所不同。

2）机电耦合系数。机电耦合系数反映了机械能与电能之间相互的转换关系。压电材料的机电耦合系数越大，电能向机械能转换效率越高，声表面波器件功耗越低，宽带越大。声表面波器件的机电耦合系数可以表示为

$$K_s^2 = \frac{e^2}{c\varepsilon} \tag{2}$$

式中，e、c和ε分别为压电基片的压电系数、弹性系数和介电常数。

3）温度系数。声表面波器件的中心频率一般会随外界温度的变化而产生漂移。压电基片温度系数越小，声表面波器件中心频率的温度漂移越小，即由周围环境温度变化引起的误差也越小。

4）传播损耗。声表面波在传播过程中会出现相应的衰减，衰减程度的大小用传播损耗来表示。当基片最大相对带宽不变时，机电耦合系数与声表面波的传播损耗反比。声表面波在压电基片上的传播损耗可以通过提高表面均匀度或降低表面粗糙度来减小[1]。

1.1.2　压电基片材料种类

随着声表面器件应用日益广泛，对压电基片的研究也随之不断深入。目前应用于声表面波器件的压电材料主要有压电单晶、压电陶瓷、压电薄膜3大类。

1）压电单晶。压电单晶具有严格整齐的晶胞结构，其传播损耗较小且性能稳定，但造价昂贵且一般难以同时保证机电耦合系数较大与温度系数较小。目前最常用的压电单晶体有石英、铌酸锂（$LiNbO_3$）、钽酸锂（$LiTaO_3$）等。

2）压电陶瓷。压电陶瓷是指一类具有压电特性的电子陶瓷材料，压电陶瓷性能较定，具有耐高温、耐腐蚀、硬度高等诸多优良特性，但同时也具有重复性差、均匀性低且容易老化等缺点。

3）压电薄膜。用无压电性、成本低的材料如玻璃等作衬底，在衬底上覆盖厚度大约为1个波长的压电薄膜，就制成了压电薄膜材料。用压电薄膜制成的声表面波器件造价低廉、制作简单、应用频率范围广，符合压电器件微型化和集成化的发展趋势。由于金刚石是

声表面波传播速度最快的介质,近年来一些学者探索用金刚石作为压电薄膜的衬底,获得了8000 m/s以上的声表面波速度,是压电单晶传播速度的2倍以上[18]。锆钛铝酸薄膜因其优良的压电性、热电性、铁电性、介电性及光电性是目前压电薄膜材料的研究热门[19],但一般压电薄膜机电耦合系数较小,在很大程度上限制了其应用,尚处于发展中阶段。

相对而言,晶体的压电系数大、传播损耗小、化学稳定性好,不同切向及传播方向性能不同,且微细加工性能优秀,易于在表面制作叉指换能器,因此,目前国内外大多数声表面波器件应用的都是128° Y-X方向传播的$LiNbO_3$晶体。主要参数为:声表面波传播速度v_s=3990 m/s,延迟温度系数TCD=-75×10^{-6}/℃,机电耦合系数K_s^2=5.5%。

1.2 叉指换能器

叉指换能器是声表面波器件的核心元件,其性能是影响和决定器件性能的重要因素。叉指换能器是通过淀积、光刻、刻蚀等工艺在压电材料上制作状如人手交叉的一系列金属电极,每组电极跟一个总线连接,该总线称为汇流条。电极材料通常采用金、银、铜、铝等[20]。

1.2.1 叉指换能器基本结构

叉指换能器基本结构如图1[1]所示,其中W是叉指换能器的声孔径,只有在声孔径范围内才能产生声表面波,因而W决定了声表面波波束的宽度,一定范围内叉指换能器的声孔径W越大,激发信号也越大,整个器件的能量损耗也会相应减小,但W过大则寄生电容过大,对高频信号不利;若声孔径过小,会使声表面波衍射严重。

相互交叉的金属条称为叉指电极,d为指条宽度,d'为指间宽度,$d+d'$为指间距p,d/p为金属化率η,M为周期节长度,叉指电极对的数量称为叉指对数N,由于每个叉指对激发的声表面波都会彼此相互干涉,整个声场是以其几何中心线为对称轴,同时向换能器的两个方向累计增长,因此N越大,声波越强,但同时也会导致换能器频带宽度变窄[21]。

h为叉指换能器金属膜厚度,h通常应尽可能小以避免声波的反射,但过小很导致叉指电阻过大,进而增加发热损耗,严重时甚至会导致指条断裂。通常金属膜厚度一般为50~100 nm。

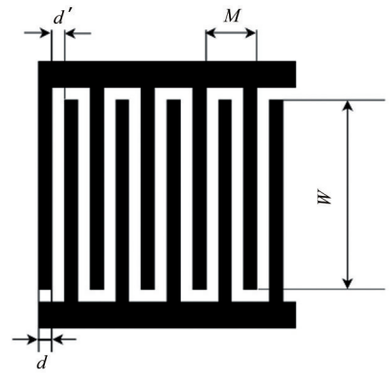


图1 叉指换能器基本结构[1]

Fig. 1 Basic structure of the interdigital transducer

1.2.2 叉指换能器工作原理

当输入电信号施加到汇流条上时,每个指条对之间有一定的电压。这个电压在压电材料上产生与指条长度方向垂直的电场。由于逆压电效应,压电基底表层在电场方向产生压缩或拉伸形变。如果输入电信号是交变电压,两根相邻指条之间的压电基底表层会交替压缩和拉伸的弹性振动。此弹性振动在基底表层的传播就形成了弹性表面波[20]。

叉指换能器激励声波时,表现为一列超声波源,每对叉指激发的声波会相互叠加。根据波的干涉原理,只有当指间距p等于输入信号半波长$\lambda_0/2$的整数倍时,各叉指产生的声波同相叠加,IDT激励的声表面波最强,也就是说,只有当外加激励电信号的频率与IDT结构决定的声波频率$f_0=v_s/2p$相等时,IDT发射的声波最强。所以,f_0称为叉指换能器的声同步频率或谐振频率。当偏离该频率的交变信号加于IDT上时,各叉指对激发的声波相位相消,因此叠加后总的声波幅度会减小[22]。

1.2.3 其他种类叉指换能器

目前声表面波设备中应用最广泛的是均匀叉指换能器,即指条宽度d与指间宽d'相等。但在实际应用中,为适应实验需求,许多新型种类的叉指换能器应运而生。如为削弱边端效应[23]而在均匀叉指换能器两端增加屏蔽电极[24](图2(a));为获得不同的延迟时间而设计出加权换能器[25](图2(b));为改善波阵面畸变而设计出带假指的叉指换能器[26](图2(c));为降低电极之间反射对叉指换能器频率响应的影响而设计出分裂指叉指换能器[26](图2(d));为减小声表面波中体声波的干扰,

在叉指换能器中引入多条带耦合栅(MSC)[27](图2(e));为抑制声表面波在其传播过程中的反射及因双向性而产生的3次渡越回波电平和插入损耗,设计了三换能器结构[26](图2(f))。

此外,为获得适应不同输入频率的声表面波器件,设计出斜指叉指换能器(SFITs)[28](图3(a));为使声波能量更集中,设计出聚焦叉指换能器(FIDTs)所示[29](图3(b))。

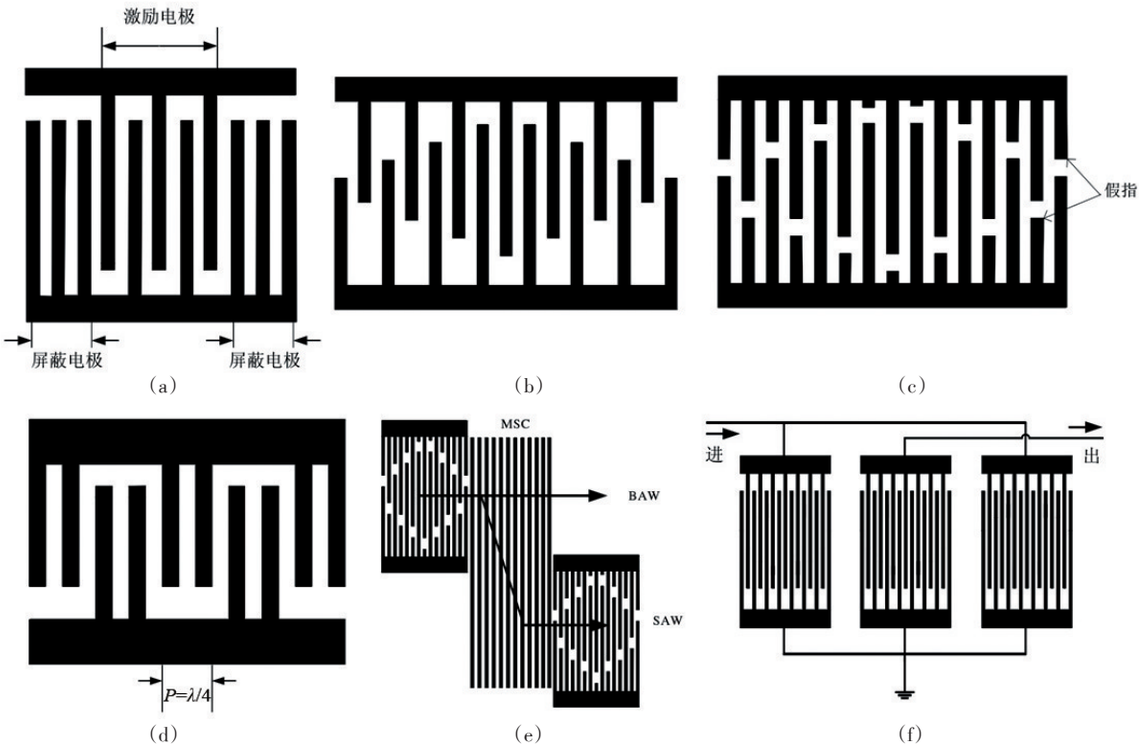


图2　其他种类叉指换能器

Fig. 2　Other types of IDT

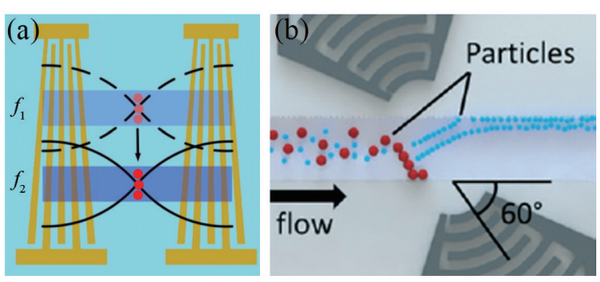


图3　斜指叉指换能器(a)及聚焦叉指换能器(b)

Fig. 3　Slant-fingers IDT (a) and focused IDT (b)

2　声表面行波传播原理

当声表面行波与流体相遇,流体会吸收声波的一部分能量,并以纵波的形式使其发生折射,折射角为瑞利角 θ_R ,其中

$$\theta_R = \arcsin\left(c_1/c_s\right) \tag{3}$$

式中, c_1 和 c_s 分别为声表面波在流体和压电基底中的传播速度。

折射到流体中的能量产生声流作用,与此同时,声能也会对流体介质和其中的粒子产生声压。声压实际上是一种力的作用,称作声辐射力。流体中的粒子除受到声压的直接作用,还受到其他粒子的作用,称作第二声辐射力。它们共同推进粒子向声场波节或波腹运动。

这样,流体中的粒子就会受到声辐射力和声流力的共同作用,关于哪种力占据主导作用,学者也进行了相关研究。2012年,丹麦科技大学Barnkob等[30]提出声辐射力和声流力的相对大小与粒子尺寸有关,并对临界尺寸进行研究,发现其与驱动频率、声对比系数、流体运动黏度等参数相关。通过理论和实验验证,发现聚苯乙烯微球在2 MHz频率下的临界尺寸为1.4 μm,

粒径超过1.4 μm,流体中声辐射力占主导作用;反之,声流力占主导作用。2015年,韩国科学技术院Sung等[31]针对此问题提出无量纲因数K

$$K=\pi df/C_f \tag{4}$$

式中,d为粒子直径;f为声表面波频率;C_f为流体中的声速。

当$K>m$时(m为与粒子性质有关的常数),声辐射力占主导作用,驱动粒子运动(图4(a));当$K<m$时,声流力占主导作用,粒子被捕获在声流涡旋中(图4(b))。这也为利用声表面行波实现粒子驱动及分选计提了理论基础。

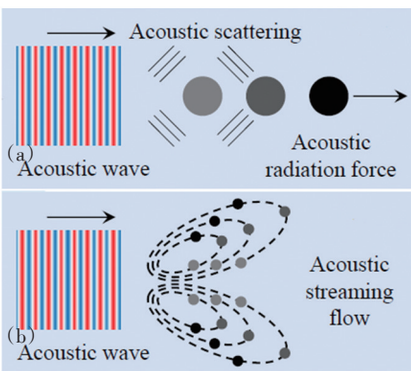


图4 行波驱动下粒子运动形态

Fig. 4 Motion state of the particle is driven by travelling wave

3 声表面行波在微纳领域研究现状

3.1 微流体混合

目前,很多微纳实验平台需要两种或两种以上流体完成混合。然而,在微观尺度上占主导地位的层流通过扩散产生混合,这种混合方式由于速度过慢不能适应大多数微纳实验平台的需求。因此,学者们尝试用声表面波在流体中产生的混沌对流来完成微流体的混合。2008年,澳大利亚莫纳什大学Friend等[32]利用单相单向叉指换能器产生的声表面行波在液滴中产生涡旋,进而实现水和丙三醇的快速混合。Frommely等[33]提出更加精确的液滴混合方式,利用一对可调节发射点的锥形叉指换能器产生狭窄的声表面波束。通过单独调节每个换能器的输入信号,能够调节流体流型进而实现高效混合,还可以通过调节表面波的幅值和频率控制流体混合速度。

除液滴中微流体的混合,Tseng等[34]提出一种在微流体通道中混合微流体的方式,如图5所示,并应用各种运行参数做了综合性实验,发现提高输入信号的电压可以显著提高混合效果。2010年,新加坡科技与设计大学Nguyen等[35]用一个环形叉指换能器聚焦声能,发现相对均匀叉指换能器,显著提高了混合效果。

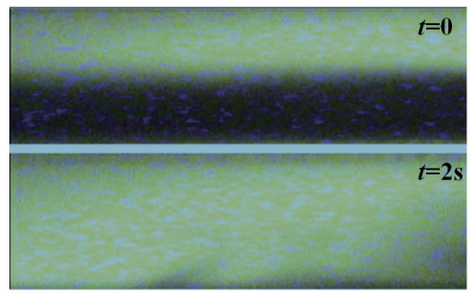


图5 微流通道中荧光染料和水的混合

Fig. 5 Mixing of fluorescent dyes and water in microcirculation channels

2012年,墨尔本皇家理工大学Yeo等[36]利用一种纸基微流体装置完成了声表面波驱动微流体混合,利用色彩对比技术比较了通过纸基微流体装置和通过毛细作用进行微流体混合的混合效率,发现这种声表面波驱动微流体混合的方式具有更高的相容性和混合速度。2014年,Sung等[37]利用聚焦声表面行波不光实现微流体的混合,还能得到微流体不同混合梯度,通过对输入电压的调节或设计换能器的通断周期可以实现对不同混合梯度的精确控制。图6为不同电压下的混合梯度。

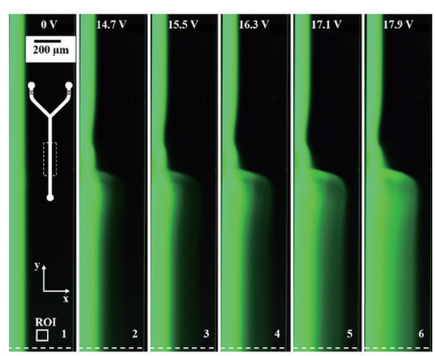


图6 不同电压下微流体混合梯度

Fig. 6 Microfluidic mixing gradient at different voltages

通过调节叉指换能器设计和输入信号的各项参数,研究人员已经证明声表面行波在封闭和开放空间中对微流体均能实现有效且精确的混合。也正是由于

这种多功能性,声表面行波驱动微流体混合持续吸引学者对其进行深入研究。

3.2　微流体驱动

3.2.1　开放空间微流体驱动

当液滴被置于声表面行波的传播路径上时,声表面行波便会以漏波的形式以瑞利角折射入液滴中。如果声波振幅很小,那么它便会在液滴中引起声流;而如果声波振幅足够大,声波能量就会对液滴施加力的作用,使其沿着声波传播路径运动。利用这种方式,液滴速度可达1~10 cm/s,比其他微流体驱动方式要快一个数量级[38]。

在此基础上,通过对叉指换能器输入信号的控制,可实现多个液滴的自动化控制,进而实现液滴之间的合并、混合、裂开,也可将此应用至生物化学反应中,称之为"可编程生物处理器"。2004年,德国奥格斯堡大学Wixforth等[39]利用此原理实现3个不同成分的液滴向任意方向的独立驱动,并能将它们同时混合,如图7所示。山东大学魏守水等[40]也利用类似原理实现了微流体驱动。2016年,上海应用技术大学李以贵等[41]利用单向叉指换能器实现了液滴单方向驱动。

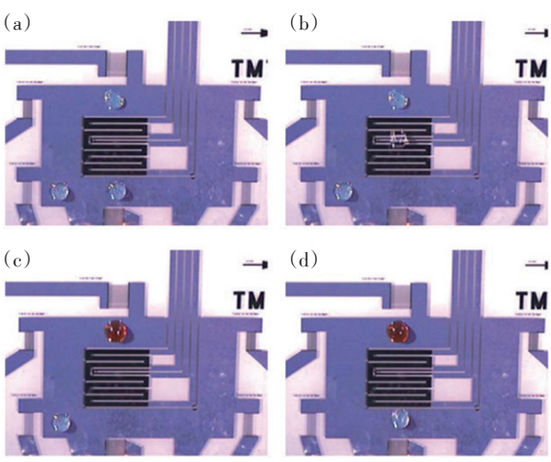


图7　液滴的独立精确控制

Fig. 7　Independent precise control of droplet

通过声表面行波驱动液滴有很多化学和生物领域的应用。2004年,德国Guttenberg等[42]通过精确驱动200 nL油包水液滴实现了高灵敏度、快速、具有特异性的DNA扩增反应。利用同样原理,澳大利亚莫纳什大学Friend等[43]通过利用声表面行波技术驱动液滴实现微粒子的快速有效收集和移除;随后,他们又利用同样原理实现细胞向组织支架移动实现细胞接种,为组织工程学提供了新的技术思路[44]。

2012年,Friend等[45]尝试利用声表面行波驱动硅油液滴移动,发现与水液滴完全不同的现象,并对该现象进行了原理分析。如图8所示,由于硅油相对水与铌酸锂压电基底具有更小的接触角,导致液滴的主要部分沿声表面波传播方向移动,而一部分硅油向反方向扩散,形成薄膜。随着薄膜面积扩大,形成指状图案。随后,孤子式波脉冲在薄膜上出现并沿声波方向传播。

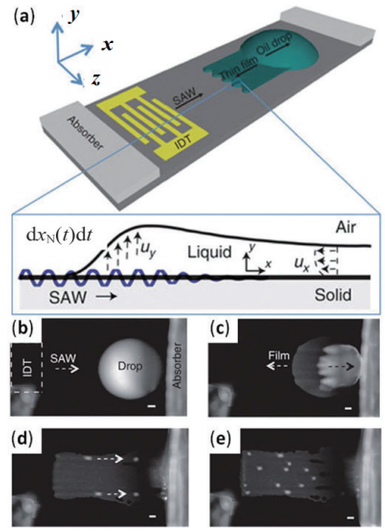


图8　硅油液滴在声表面行波驱动下的运动状态

Fig. 8　State of motion of a silicon oil droplet driven by TSAW

除利用铌酸锂、石英等压电单晶之外,2009年,英国博尔顿大学Luo等[46]尝试用压电薄膜材料作为基底制作叉指换能器,并用于液滴驱动。他们在硅衬底上镀一层氧化锌,再在上面附一层十八烷基三氯硅烷(OTS),可使基底更具疏水性,减小液滴移动的阻力。这种器件相对压电单晶成本更低,且更易与其他电子元件复合,在形成全自动化微系统方面具有很大潜力。

3.2.2　封闭空间微流体泵

除了在开放空间的液滴驱动,声表面行波还可以在封闭的通道中起到微流体泵的作用。2008年,意大利理工学院Cecchini等[47]在一对叉指换能器之间放置一个直的PDMS微流体通道,在通道入口处放置一大液滴,然后控制输入信号分别测试正向和反向驱动信号下流体的运动状态。如图9所示,输入正向信号时,即声表面波从入口处的叉指换能器输出,传播方向由入

口指向出口,液滴表现出剧烈的雾化现象,不能顺利向前流动;而当输入信号反向时,液滴以1.24 mm/s的速度快速向出口流动,并迅速充满整个微流通道。这似乎与正常的认知不符,分析原因,流体的流动源于前沿的不断雾化—形成小液滴—小液滴互相合并成大液滴—大液滴回归流体,通过不断重复此过程,声表面行波拖动流体向前运动;而当输入正向信号时,液滴前沿与信号源过近,雾化过于剧烈,液滴很难完成合并和回归流体,因而难以向前流动。

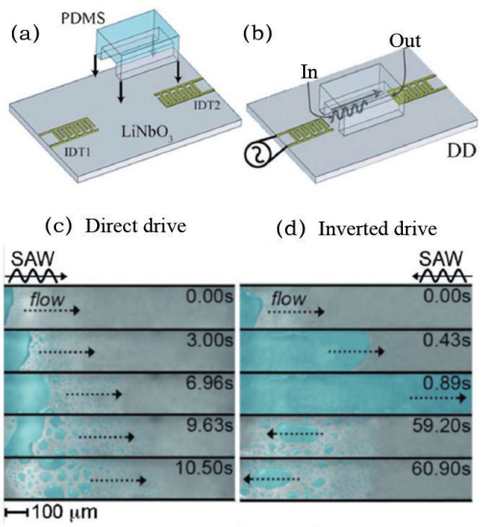


图9 声表面波驱动微流体泵

Fig. 9 Microfluid pump drived by TSAW

2008年,Cecchini等[48]利用此驱动原理实现了微流体泵的二维驱动方式。利用20个叉指换能器和5×5的PDMS微流通道正交阵列,通过控制一束或多束声表面行波实现微流体向任意期望出口流动。2015年,澳大利亚莫纳什大学Neild等[49]利用声表面行波实现小液滴的获取,最小体积可达2×10^{-7} L,为传统方式获取体积的1/60。2015年,Guldiken等[50]在封闭微流体通道中引入疏水层,使流体流动速度提高了130%。

2016年,Guldiken等[51]提出了一种集成了传感、移液、混合功能的高精度微纳平台。如图10所示,液滴首先被电容传感器感应以驱动声表面波的间歇性输入。当液滴移动到微流通道主支与分支交界处,聚焦叉指换能器自动开始工作,产生声表面行波驱动部分液体流进微流体通道支路,大部分液体依旧从主路通过。移液量的大小可通过调节脉冲作用时长或表面波幅值进行精确控制。该装置在支路设有混合腔,可通过在主路上通以不同成分液体,在混合腔中实现流体混合。图11为通过每次移液量的控制实现染色液滴和纯水液滴的不同比例混合,该装置为不同组分液滴任意比例混合提供了新思路。

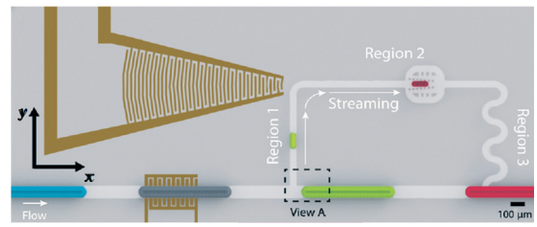
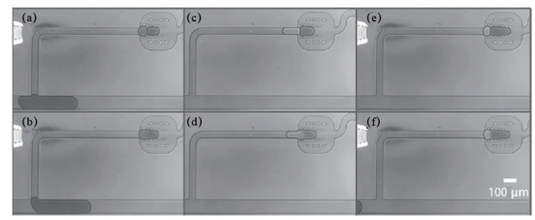


图10 集成微纳平台示意

Fig. 10 Schematic of integrated micro-flow control platform



(a)、(b)为100%染色液滴;(c)、(d)为50%染色液滴;(e)、(f)为75%染色液滴

图11 不同组分微流体任意比例混合

Fig. 11 Micro fluids of different components mix in any proportion

2017年,Sung等[52]利用斜指叉指换能器输入的可调频声表面行波实现了封闭微流腔体内的流道装换,如图12所示,两微流通道中分别为异丙醇(IPA)和FC-40氟化液两种互不相溶流体,两通道中间部分连通,形成H形状,在声表面行波作用下逐渐完成流道转换过程。他们还对信号及流体参数进行了深入仿真及实验分析,发现输入电压和流体流速对流道转换效果影响较大。如图13所示,按流道转换效果可分为平稳区、过

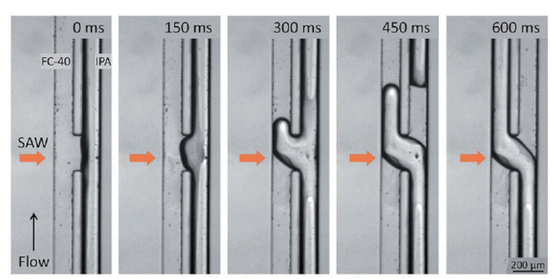


图12 流道转换效果随时间变化规律

Fig. 12 Change law of flow channel conversion effect with time

渡区和转换区,而转换区的蓝色部分为不稳定区,该区域会出现流体流动不连续现象。

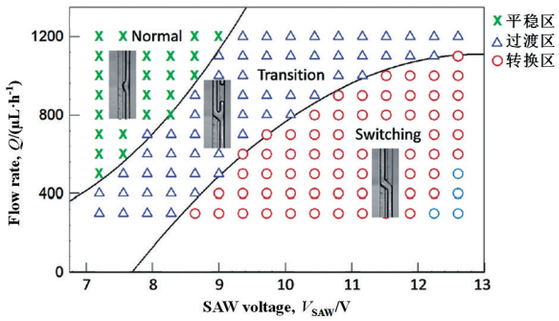


图13　不同参数下流道转换情况

Fig. 13　Flow channel conversion under different parameters

3.2.3　微流体旋转

2011年,Friend等[53]利用声表面行波产生的声流成功驱动微型马达产生旋转运动。如图14所示,他们在一对叉指换能器之间铺一层聚四氟乙烯薄膜以保证液滴在上面能保持住原有形态。在声表面波传播路径上布置一定的硅凝胶,以吸收一半能量,为中心液滴创造中心对称的声场。这样当叉指换能器输入电信号时,就会在液滴中创造一个中心对称的声流。当在液滴上放置一个厚度100 μm,直径5 mm的聚酯圆盘时,声流就会驱动圆盘发生转动。通过实验,发现在一定范围内,声波幅值越大,圆盘转速越快。幅值约为3 nm时,可得到最大转速2250 r/min,当进一步增大幅值,圆盘会因转动不稳而难以继续增速。随后,Friend等[54]又将圆盘上布置了微流通道,并利用此装置成功实现了微量离心操作。除此之外,该装置还可实现毛管阀、流体混合、粒子聚集及分离等多种功能。

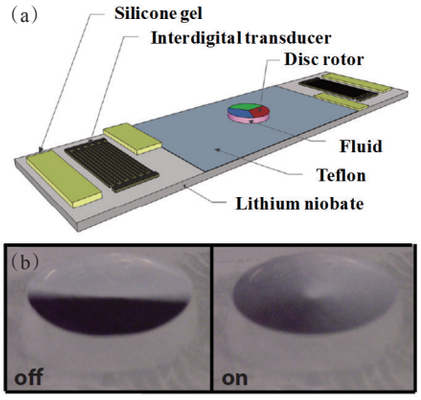


图14　声表面波控制微型旋转电机示意(a)及静止和自旋状态下的圆盘(b)

Fig. 14　Schematic of micro-rotating motor controlled by TSAW (a) and disk in the state of rest and spin (b)

3.3　微流体喷射及雾化

当声表面行波振幅足够大时,会引起液滴的流动。在此基础上,如果声波振幅进一步增大,大至可以突破流体和周围介质的表面张力时,流体便会发生喷射现象[55](图15),如果振幅继续增大,流体就会发生雾化现象[56](图16)。

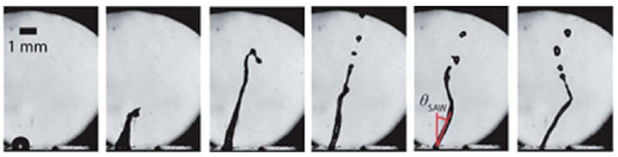


图15　流体在声波作用下的喷射现象

Fig. 15　Fluid ejection under acoustic excitation

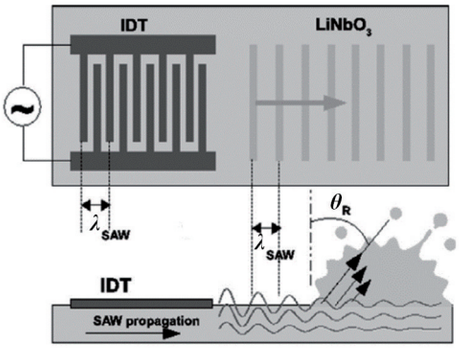


图16　流体在声波作用下的雾化现象

Fig. 16　Atomization of fluid under acoustic excitation

澳大利亚莫纳什大学Yeo等[55]对流体在声表面波作用下的喷射现象进行了相关研究,如图15所示,他们用驱动力和喷射韦伯数来表征喷射长度,还用喷射动量方程预测喷射速度与声雷诺数相关,并通过实验验证了此预测[57]。

1995年,日本东京大学Kurosawa等[58]首次提出并建立了基于声表面波的液滴雾化装置,此后,声表面波雾化就被应用在诸多领域,如蛋白质萃取、质谱分析、血液成分检测等。2008年,Friend等[59]提出了利用声表面波雾化作用产生蛋白质纳米粒子,随后又利用类似装置实现了纳米粒子的合成。这种低功耗、生物相容的新型雾化方式迅速吸引了学者的广泛关注,并在药物运送方面具有很大的潜在价值。

3.4 微粒子/细胞聚集

在化学和生物医学领域,粒子/细胞聚集是一个很基本但又很关键的操作。在宏观尺度,用离心的方式很容易将粒子分离,然后到了微观尺度,粒子承受的表面张力要远大于离心所带来的体积力,因此离心的作用变得微不足道。因此,学者们尝试利用声表面行波在微流体中引起的声流来聚集粒子或细胞。

2008年,Friend等[32]将一个带有微粒子的液滴放在声表面行波的传播路径上,由于声波在液滴中声流作用使液滴中产生涡旋,从而粒子被聚集在液滴的涡旋中心。他们还分析了相关机理,将这种现象归因于涡旋边缘和中心的剪切梯度,粒子总是趋向于向线速度趋近于零的中心区域移动。2016年,Huang等[60]在微流通道和压电基片之间引入紫外固化环氧树脂层(图17(a)),并利用"纵向振动相对横向振动90°相位滞后时会在方形通道中产生单一声涡流"原理,合理控制结构参数及声信号参数实现了纳米尺度聚苯乙烯粒子(500~110 nm)的聚集;又由于密度大、硬度高的材料具有更大的声对比系数,他们还利用此装置聚集了更小尺寸的硅粒子(80 nm)。2016年,Ye等[61]利用聚焦叉指换能器引起的声流实现纳米粒子的聚集(图17(b))。

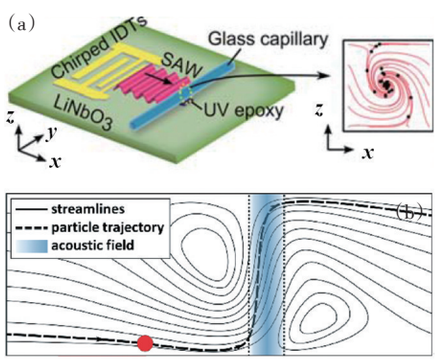


图17 声表面行波实现纳米粒子聚集

Fig. 17 Enriching nanoparticles using TSAW

除利用行波产生的涡流来进行粒子聚集。2013年,Neild等[62]针对声表面行波进行粒子聚集提出了新的思路。类似于驻波的形成方式,他们也利用一对平行放置的均匀叉指换能器形成的声表面波进行叠加,然而并不将两声波组分设置成相等频率而形成驻波,而是通过精确计算及仿真分析,使其频率稍有不同而形成行波,且在微流通道内具有单一声压节点。通过调节两叉指换能器产生声表面波的相位,可实现节点位置的精确调节。图18(a)为驻波粒子聚集图像,图18(b)为行波粒子聚集图像。可以看出,驻波会在微流通道形成周期分布的声压节点,而粒子会向离它最近的节点聚集。而通过行波控制形成单一声压节点相当于扩大了粒子聚集范围,降低了对粒子初始位置的苛刻要求。

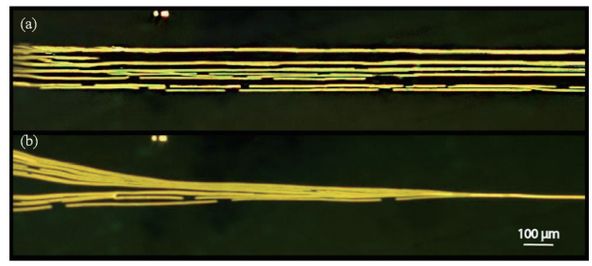


图18 驻波、行波粒子聚集效果对比

Fig. 18 Particle focusing effect using SSAW and TSAW

3.5 微粒子/细胞分选

由于微粒子/细胞在行波微流体中受力情况随微粒子/细胞尺寸、密度等自身特性及行波信号输入特性的变化而变化,因此很多学者利用此原理进行微粒子/细胞分选或分离。2010年,德国奥格斯堡大学Franke等[63]利用声表面行波会对微流体中的细胞产生里的作用,从而控制行波信号的通断,进而控制细胞在微流体通道中的出口;鉴于此设备需要手动进行信号通断控制,自动化程度较低。2015年,Ye等[64]在此基础上利用聚焦叉指换能器产生高频脉冲行波信号,通过精确控制鞘流流速和声波脉冲频率或脉冲长度实现对微粒子的自动连续分选,如图19所示,极大地提高了分选效率和自动化程度。

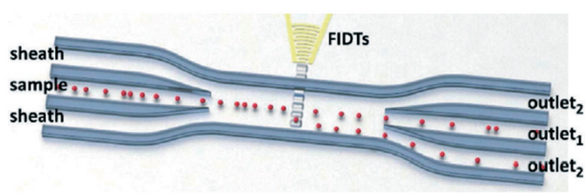


图19 行波控制粒子高效分选

Fig. 19 Efficient separation of particles using TSAW

除了通过信号的通断来进行粒子分选外,还可以通过粒子尺寸差异进行分选。2016年,Ye等[65]提出了一种可拆卸的声表面行波微粒子分选系统,包括一次性通道设备和可重复使用的均匀叉指换能器换能器,利用不同尺寸微粒子在声表面行波声场中受力情况差异进行非接触式连续粒子分离,利用该装置对直径为

10、15 μm微粒子进行分离,分离效率可达98%;该装置易处理、组装方便,具有很高的生物医学应用潜在价值。此后,为了进一步改善粒子分离效果,他们在行波中引入部分驻波形成复合波,使微流通道边缘部分主要为行波,中心部分主要为驻波,该装置首先利用行波粒子聚集范围大的优势,将整个微流道的微粒子都集中在中心驻波区域,再利用驻波声场中不同尺寸粒子有不同的势能最低点,且在微流道中行进位移的差异,将不同尺寸微粒子进行分离。该装置实现了粒子聚集与粒子分离的集成,实现了不同尺寸微粒子的大范围分选[66]。2017年,他们又利用声表面行波产生的涡流作用进一步减小了可分离的微粒子尺寸。如图20所示,当1、2 μm微粒子的混合悬浮液体通过高频行波声场时,2 μm微粒子由于受到较大的声场作用而被捕获在涡流中心,而1 μm微粒子因受声场作用相对较小而随鞘流顺利通过声场[67]。

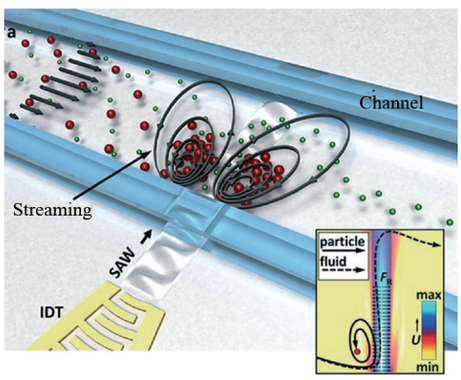


图20　行波引起的涡流作用实现微粒子分离

Fig. 20　Separation of particles caused by vortex induced by TSAW

经过对粒子在行波声场中的无量纲因数K的深入讨论,Ye等[68]于2016年实现了粒子的带通分离,既可以分离出大尺寸或小尺寸的粒子,还可分离出中间尺寸的粒子。相对于已有的表面波带通粒子分离装置应用多对叉指换能器进行连续多次分离,该装置可只利用一束行波实现一次即可完成分离。如式(4),已有的声学驱动粒子方法中,大多粒子直径d相对声波波长λ较小,即K较小,频率一定时,粒子所受声辐射力随粒子尺寸增大而单调增大,现有粒子分离装置大多依据此原理进行操作;而当粒子尺寸大到一定程度时,即K大到一定程度时,粒子所受声辐射力开始逐渐减小,此时粒子直径存在一个极值点,使声辐射力取极大值。图21为在45.52 MHz频率声表面行波下,粒子所受声辐射力随粒子直径变化。该装置正是应用此原理实现一次性带通微粒子分离,极大地减小了设备复杂程度及分离中间误差,提高了分离效率和分离精度。随后他们又在微粒子分离装置中集成了光学计数装置,实现了微粒子和细胞的同步分离计数[69]。

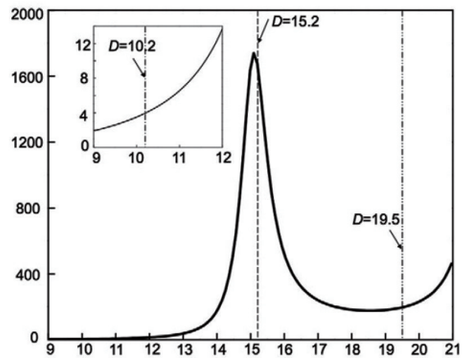


图21　45.52 MHz频率下粒子所受声辐射力随粒子直径变化图

Fig. 21　Acoustic radiation force of particle varies with particle diameter at 45.52 MHz

韩国科学技术院Sung等[70-71]也在声表面行波驱动粒子分离领域做出重要贡献,在利用尺寸差异完成粒子分离的基础上,他们还提出了利用声阻抗差异进行粒子分离。并对液滴中微粒子的分离进行了深入研究,发现液滴与压电基片的接触角对微粒子浓度及分离有重要影响。

3.6　生物传感

近些年来,基于声表面行波的生物传感技术得到了迅猛的发展,主要表现为蛋白质检测、DNA检测及癌细胞检测等。

1992年,剑桥大学Lowe等[72]利用石英、聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)制作出声表面波器件用于生物传感检测,浓度为1~400 μg/mL的IgG在PMMA层被吸收,通过检测声表面波的相位变化来分析检测IgG抗体和A蛋白质。2001年,他们又利用此装置进行进一步检测实验以研究并验证装置可行性,在波导上涂覆金薄膜,以A蛋白质作为吸收物,转而检测分析IgG浓度变化[73]。此后,澳大利亚科学院Du等[74]制作出以石英为基片、SiO_2为波导层的声表面波生物传感器。2004年,欧洲高级研究中心Quandt等[75]利用类似器件,通过凝血酶DNA适配子硫醇自组装单层膜耦合,从而可对凝血

酶进行检测,2005年Gronewold等[76]利用此原理研究了凝血级联的相互作用。2007年,Jung等[77]采用甲苯磺酸纤维素衍生物对凝血酶DNA适配子进行耦合并对其结合能力进行了相关研究。

2017年,湖北中医药大学Yang等[78]研发了一种声表面波DNA生物传感器(图22)。它协同表面质量效应,用于血清中信号扩增和序列特异性DNA检测,将酶介导的DNA延伸反应(黏弹性和质量分数)与原位合成纳米银颗粒(质量分数)相结合,设计了具有协同质量载荷的高灵敏度SAW生物传感界面。当靶DNA与表面受限捕获探针杂交时,靶序列暴露的3-OH末端在末端脱氧核苷转移酶(TdT)和脱氧核苷三磷酸(dNTP)存在时可被触发伸长,从而产生明显的质量效应。扩展域可以作为模板,与银离子结合序列特异性杂交。在还原剂作用下,积累的银离子形成银纳米颗粒,进一步增强了质量载荷。该方法将SAW传感器的检测限提高了3个数量级,在识别单个不匹配的DNA序列时也具有很高的特异性,同时可以在最小干扰的情况下直接检测人血清中的低丰度DNA分子。

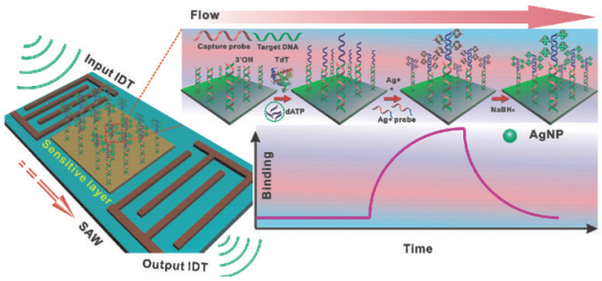


图22 DNA序列实时检测装置

Fig. 22 Real-time DNA sequence detection device

2016年,迈阿密大学Tigli等[79]利用声表面波设备检测和表征不同种类肿瘤细胞(图23)。当介质中的肿瘤细胞被运送到微腔并被困在微腔中时,该平台利用基质与细胞之间的SAW相互作用,根据超声速度提取其机械刚度,通过表征肿瘤细胞的高频刚度模量特征,实现了对MCF7、MDA-MB-231、SKBR3、JJ012等不同类型肿瘤细胞的检测。

3.7 声表面行波在微纳领域的其他应用

声表面行波除了以上列举的对液滴、粒子、细胞的应用外,还有很多其他应用。2017年,英国博尔顿大学Luo等[80]利用声表面行波产生的高速声流碰撞进行细胞裂解,并利用染色剂进行细胞活性检测,发现在一定范围内,声波波长越大、功率越高,细胞裂解效果越好。该装置可实现在20 s内达到95%的裂解效率。

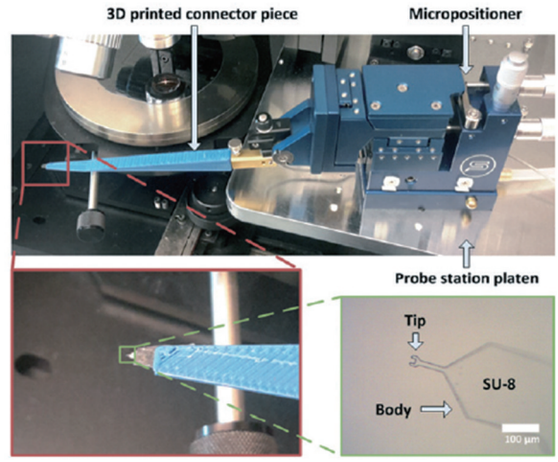


图23 肿瘤细胞检测装置

Fig. 23 Tumor cell detection device

宾夕法尼亚州立大学Mallouk等[81]于2017年利用声学-化学混合驱动方式进行了纳米双金属棒的趋流性实验。如果仅用化学方法时,在双金属棒对过氧化氢的催化作用下,可实现自驱动,但无法保证驱动方向,而且速度较慢,虽然可以通过增大鞘流速度而增大双金属棒速度,但鞘流速度过大很导致双金属棒相对速度过小,进一步限制了其速度的增加。此时,如果施加一个沿鞘流速度垂直方向传播的声表面行波,可驱动粒子顺流或逆流直线行进。

4 结论

通过对声表面行波在微纳领域的作用机理及相关应用进行综合研究分析,可以发现,声表面行波在过去20年中得到了迅猛的发展,引起了不同领域的广泛关注,在液滴驱动、喷射、雾化;微粒子/细胞聚集、分选、计数、操纵、排列等领域取得了丰硕的研究成果。在国家大力发展健康医疗技术的整体趋势下,尽管光学、化学、电磁学等也在这些领域有类似的应用,但声表面行波相对具有诸多不可替代的优势,例如:设备简单、紧凑、便宜;生物相容性好;驱动力大、流体流速快;多功能、高精度、易集成;操纵非接触性;能量效率高等。在生物医学、疾病诊断、化学分析等领域有着广阔的应用前景。

但由于声表面行波在微纳领域的研究尚处于起步

阶段,还有大量技术难点需要去突破:(1)目前多数声表面波器件使用的是铌酸锂压电基片,对以压电薄膜为代表的新型压电基底材料的研究具有重要意义;(2)目前,用于激发声波的叉指换能器多为均匀叉指换能器,它只有在特定的输入频率下才能进行有效声波输出,而啁啾叉指换能器虽然能适应很大的输入频率范围,却是以损失声波强度为代价,因此基于叉指换能器的声电转换机理,对其材料及结构进行深入研究,使其既能扩大输入信号带宽,又能有足够的输入信号强度,对声表面波器件的发展具有重要意义;(3)目前声表面波对粒子的操纵大多停留在微米尺度,对纳米粒子仅仅能实现简单的聚集和分选,更多精细的操纵仍需要在原理和器件等方面做出很大的努力。

声表面行波在微纳领域的应用多数尚处于实验阶段,若要将此项技术真正投入临床使用并商业化,需在针对以下方面开展进一步深入研究。

1)完善相关理论及体系。声学相关控制理论需进一步被完善,并通过反复大量实验建立声表面行波对微粒子及微流体的控制体系,建立不同控制对象下,多种声学参数与控制参数的一一对应关系,使其在不同临床条件下,稳定快速发挥作用,不断提高其可操作性及对操作人员的友好性。

2)提高装置集成度。目前声表面行波装置需要在叉指换能器基础上搭配高频电源、功率放大器、显微镜及注射泵等微流控设备,体积庞大,集成度低。因此,缩减体积,使设备整体高度集成化是使其投入临床使用并商业化的必要条件。

3)提高装置重复使用可靠性。声表面行波实验室装置反复使用过程中,由于声波发生装置长时间暴露在空气中,叉指电极易被空气氧化及泄漏的微流体腐蚀,且在高频信号下易崩开、断裂。因此,完善现有装置,提高装置反复工作状态下的可靠性对其真正投入临床应用并商业化具有重要意义。

参考文献(References)

[1] 杨旭豪. 基于声表面波技术可控合成金纳米粒子的实验研究[D]. 长春: 吉林大学, 2016.
Yang Xuhao. Experimental study on the controllable synthesis of gold nanoparticles based on sound surface wave technology [D]. Changchun: Jilin University, 2016.

[2] Ruppel C C W, Reindl L, Weigel R. SAW devices and their wireless communications applications[J]. Microwave Magazine IEEE, 2002, 3(2): 65-71.

[3] Polh A. A review of wireless SAW sensors[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2000, 47(2): 317-332.

[4] Gronewold T M. Surface acoustic wave sensors in the bioanalytical field: recent trends and challenges[J]. Analytica Chimica Acta, 2007, 603(2): 119-128.

[5] Länge K, Blaess G, Voigt A, et al. Integration of a surface acoustic wave biosensor in a microfluidic polymer chip[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2007, 22(2): 227-232.

[6] Renaudin A, Chabot V, Grondin E, et al. Integrated active mixing and biosensing using surface acoustic waves (SAW) and surface plasmon resonance (SPR) on a common substrate[J]. Lab on a Chip, 2010, 10(1): 111-115.

[7] 文常保, 党双欢, 朱博, 等. 基于WIFI的无线声表面波传感器信号采集系统[J]. 传感技术学报, 2015, 28(10):1552-1557.
Wen Changbao, Dang Shuanghuan, Zhu Bo, et al. Wireless SAW sensor signal acquisition system based on the WIFI[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2015, 28(10): 1552-1557.

[8] 党双欢. 基于WIFI的无线声表面波振荡器数据采集系统[D]. 西安: 长安大学, 2016.
Dang Shuanghuan. Data acquisition system of wireless acoustic surface wave oscillator based on WIFI[D]. Xi´an: Chang´an University, 2016.

[9] Lin S C, Mao X, Huang T J. Surface acoustic wave (SAW) acoustophoresis: Now and beyond[J]. Lab on a Chip, 2012, 12 (16): 2766-2770.

[10] Miller D, Smith N, Bailey M, et al. Overview of therapeutic ultrasound applications and safety considerations[J]. Journal of Ultrasound in Medicine, 2012, 31(4): 623-634.

[11] Wiklund M. Acoustofluidics 12: Biocompatibility and cell viability in microfluidic acoustic resonators[J]. Lab on a Chip, 2012, 12(11):2018-2028.

[12] Ding X, Lin S C, Kiraly B, et al. On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves[J]. PNAS, 2012, 109(28): 11105-11109.

[13] Li H, Friend J, Yeo L, et al. Effect of surface acoustic waves on the viability, proliferation and differentiation of primary osteoblast-like cells[J]. Biomicrofluidics, 2009, 3(3): 920.

[14] Friend J, Yeo L Y. Microscale acoustofluidics: Microfluidics driven via acoustics and ultrasonics[J]. Reviews of Modern Physics, 2011, 83(2): 647-704.

[15] Squires T M, Quake S R. Microfluidics: Fluid physics on the nanoliter scale[J]. Review of Modern Physics, 2005, 77(3): 977-1026.

[16] 田民波, 刘德令. 薄膜科学与技术手册[M]. 北京: 机械工业

出版社, 1991.
Tian Minbo, Liu Deling. Thin film science and technology manual[M]. Beijing: China Machine Press, 1991.
[17] 武少南. 声表面波压力传感器的研究[D]. 上海: 东华大学, 2014.
Wu Shaonan. Research on pressure sensor of surface acoustic waves[D]. Shanghai: Donghua University, 2014.
[18] 田四方. 金刚石基$LiNbO_3$压电薄膜的制备与声表面波性能研究[D]. 郑州: 郑州大学, 2011.
Tian Sifang. Preparation of diamond-based LiNbO3 piezoelectric thin films and study on surface acoustic waves properties [D]. Zhengzhou: Zhengzhou University, 2011.
[19] 邵春玉. PZT压电薄膜的改性研究[D]. 大连: 大连理工大学测试计量技术及仪器系, 2006.
Shao Chunyu. Study on the modification of PZT piezoelectric film[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2006.
[20] 刘庆辉. 基于MEMS的声表面波器件设计与制作的关键技术研究[D]. 长沙: 国防科学技术大学, 2004.
Liu Qinghui. Research on the key technology of MEMS-based surface acoustic waves device design and fabrication [D]. Changsha: National University of Defense Technology, 2004.
[21] 平均芬. 声光可调谐滤波器的理论分析与实验研究[D]. 杭州: 浙江工业大学, 2009.
Ping Junfen. Theoretical analysis and experimental study of acousto-optic tunable filter[D]. Hangzhou: Zhejiang University of Technology, 2009.
[22] 张瑞. 声表面波射频标签的分析设计[D]. 天津: 天津理工大学, 2013.
Zhang Rui. Analysis and design of acoustic surface wave radio frequency tag[D]. Tianjin: Tianjin University of Technology, 2013.
[23] Hartmann C S, Secrest B G. End effects in interdigital surface wave transducers[C]//1972 Ultrasonics Symposium. Piscataway New Jereey: IEEE, 1972: 413-416.
[24] 王景山, 刘天飞, 孙玮, 等. 声表面波器件模拟与仿真[M]. 北京: 国防工业出版社, 2002: 52.
Wang Jingshan, Liu Tianfei, Sun Wei, et al. Simulation of surface acoustic wave devices[M]. Beijing: National Defence Industry Press, 2002: 52.
[25] Lakin K M, Mih D W T, Tarr R M. A new interdigital electrode transducer geometry[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory & Techniques, 1974, 22(8): 763-768.
[26] 王莹莹. 声表面波器件设计及测试装置的研究[D]. 西安: 长安大学, 2015.
Wang Yingying. Design and test of surface acoustic wave device[D]. Xi´an: Chang´an University, 2015.
[27] Marshall F G, Newton C O, Paige E G S. Surface acoustic wave multistrip components and their applications[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory & Techniques, 1973, 21 (4): 216-225.
[28] Zhou W, Niu L, Cai F, et al. Spatial selective manipulation of microbubbles by tunable surface acoustic waves[J]. Biomicrofluidics, 2016, 10(3): 77-85.
[29] Fakhfouri A, Devendran C, Collins D J, et al. Virtual membrane for filtration of particles using surface acoustic waves (SAW)[J]. Lab on a Chip, 2016, 16(18): 3515-3523.
[30] Barnkob R, Augustsson P, Laurell T, et al. Acoustic radiation- and streaming-induced microparticle velocities determined by microparticle image velocimetry in an ultrasound symmetry plane[J]. Physical Review E Statistical Nonlinear & Soft Matter Physics, 2012, 86: 056307.
[31] Destgeer G, Sung H J. Recent advances in microfluidic actuation and micro-object manipulation via surface acoustic waves [J]. Lab on a Chip, 2015, 15(13): 2722-2738.
[32] Yeo L Y, Friend J R. Ultrafast microfluidics using surface acoustic waves[J]. Biomicrofluidics, 2009, 3(1): 381-393.
[33] Frommelt T, Kostur M, Wenzel-SchäFer M, et al. Microfluidic mixing via acoustically driven chaotic advection[J]. Physical Review Letters, 2008, 100(3): 034502.
[34] Tseng W K J, Lin L, Sung W C, et al. Active micro-mixers using surface acoustic waves on Y-cut 128° $LiNbO_3$[J]. Journal of Micromechanics & Microengineering, 2006, 16(3): 539.
[35] Luong T D, Phan V N, Nguyen N T. High-throughput micromixers based on acoustic streaming induced by surface acoustic wave[J]. Microfluidics & Nanofluidics, 2011, 10(3): 619-625.
[36] Rezk A R, Qi A, Friend J R, et al. Uniform mixing in paper-based microfluidic systems using surface acoustic waves[J]. Lab on a Chip, 2012, 12(4): 773-779.
[37] Destgeer G, Im S, Ha B H, et al. Adjustable, rapidly switching microfluidic gradient generation using focused travelling surface acoustic waves[J]. Applied Physics Letters, 2014, 104 (2): 023506.
[38] Yeo L Y, Friend J R. Ultrafast microfluidics using surface acoustic waves[J]. Biomicrofluidics, 2009, 3(1): 381-393.
[39] Wixforth A. Acoustically driven planar microfluidics[J]. Superlattices & Microstructures, 2003, 33(5): 389-396.
[40] 魏长智. 超声行波微流体驱动理论与技术研究[D]. 济南: 山东大学, 2014.
Wei Changzhi. Study on the theory and technology of traveling surface acoustic wave microfluidic drive[D]. Jinan: Shandong University, 2014.
[41] 黄远, 李以贵, 颜平, 等. 基于声表面波驱动器的液体单方向驱动[J]. 微纳电子技术, 2017, 54(1): 26-30.
Huang Yuan, Li Yigui, Yan Ping, et al. Liquid unidirectional

actuation based on surface acoustic wave actuators[J]. Micro-nanoelectronic Technology, 2017, 54(1):26-30.

[42] Guttenberg Z, Muller H, Habermüller H, et al. Planar chip device for PCR and hybridization with surface acoustic wave pump[J]. Lab on a Chip, 2005, 5(3): 308-317.

[43] Tan M K, Friend J R, Yeo L Y. Microparticle collection and concentration via a miniature surface acoustic wave device[J]. Lab on a Chip, 2007, 7(5): 618-625.

[44] Li H, Friend J R, Yeo L Y. A scaffold cell seeding method driven by surface acoustic waves[J]. Biomaterials, 2007, 28 (28): 4098-4104.

[45] Rezk A R, Manor O, Friend J R, et al. Unique fingering instabilities and soliton-like wave propagation in thin acoustowetting films[J]. Nature Communications, 2012, 3(6): 1167.

[46] Du X Y, Fu Y Q, Luo J K, et al. Microfluidic pumps employing surface acoustic waves generated in ZnO thin films[J]. Journal of Applied Physics, 2009, 105(2): 647.

[47] Cecchini M, Girardo S, Pisignano D, et al. Acoustic-counterflow microfluidics by surface acoustic waves[J]. Applied Physics Letters, 2008, 92(10): 9745.

[48] Girardo S, Cecchini M, Beltram F, et al. Polydimethylsiloxane-$LiNbO_3$ surface acoustic wave micropump devices for fluid control into microchannels[J]. Lab on a Chip, 2008, 8(9): 1557-1563.

[49] Brenker J C, Collins D J, Van P H, et al. On-chip droplet production regimes using surface acoustic waves[J]. Lab on a Chip, 2016, 16(9): 1675.

[50] Wang T, Ni Q, Crane N, et al. Surface acoustic wave based pumping in a microchannel[J]. Microsystem Technologies, 2017, 23(5): 1-8.

[51] Sesen M, Devendran C, Malikides S, et al. Surface acoustic wave enabled pipette on a chip[J]. Lab on a Chip, 2016, 17 (3): 438-447.

[52] Jin H J, Destgeer G, Park J, et al. Microfluidic flow switching via localized acoustic streaming controlled by surface acoustic waves[J]. RSC Advances, 2018, 8(6): 3206-3212.

[53] Shilton R J, Glass N R, Chan P, et al. Rotational microfluidic motor for on-chip microcentrifugation[J]. Applied Physics Letters, 2011, 98(25): 219.

[54] Glass N R, Shilton R J, Chan P P Y, et al. Miniaturized lab-on-a-disc (miniLOAD)[J]. Small, 2012, 8(12): 1881-1888.

[55] Tan M K, Friend J R, Yeo L Y. Interfacial jetting phenomena induced by focused surface vibrations[J]. Physical Review Letters, 2009, 103(2): 024501.

[56] Alvarez M, Friend J, Yeo L Y. Rapid generation of protein aerosols and nanoparticles via surface acoustic wave atomization[J]. Nanotechnology, 2008, 19(45): 455103.

[57] Eggers J. Nonlinear dynamics and breakup of free-surface flows[J]. Review of Modern Physics, 1997, 69(3): 865-929.

[58] Kurosawa M, Watanabe T, Futami A, et al. Surface acoustic wave atomizer[J]. Sensors & Actuators A Physical, 1995, 50(1/2): 69-74.

[59] Friend J R, Yeo L Y, Arifin D R, et al. Evaporative self-assembly assisted synthesis of polymeric nanoparticles by surface acoustic wave atomization[J]. Nanotechnology, 2008, 19 (14): 145301.

[60] Mao Z, Peng L, Wu M, et al. Enriching nanoparticles via acoustofluidics[J]. Acs Nano, 2017, 11(1): 603-612.

[61] Collins D J, Ma Z, Han J, et al. Continuous micro-vortex-based nanoparticle manipulation via focused surface acoustic waves[J]. Lab on a Chip, 2016, 17(1): 91.

[62] Ng J W, Devendran C, Neild A. Acoustic tweezing of particles using decaying opposing travelling surface acoustic waves (DOTSAW)[J]. Lab on A Chip, 2017, 17(20): 3489.

[63] Franke T, Braunmüller S, Schmid L, et al. Surface acoustic wave actuated cell sorting (SAWACS) [J]. Lab on a Chip, 2010, 10(6): 789-794.

[64] Collins D J, Neild A, Ai Y. Highly focused high-frequency travelling surface acoustic waves (SAW) for rapid single-particle sorting[J]. Lab on a Chip, 2016, 16(3): 471-479.

[65] Ma Z, Collins D J, Ye A. Detachable acoustofluidic system for particle separation via a traveling surface acoustic wave [J]. Analytical Chemistry, 2016, 88(10): 5316.

[66] Ng J W, Collins D J, Devendran C, et al. Flow-rate-insensitive deterministic particle sorting using a combination of travelling and standing surface acoustic waves[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2016, 20(11): 151.

[67] Collins D J, Khoo B L, Ma Z, et al. Selective particle and cell capture in a continuous flow using micro-vortex acoustic streaming[J]. Lab on a Chip, 2017, 17(10):1769.

[68] Ma Z, Collins D J, Ai Y. Single-actuator bandpass microparticle filtration via traveling surface acoustic waves[J]. Colloid and Interface Science Communications, 2017, 16: 6-9.

[69] Ma Z, Zhou Y, Collins D J, et al. Fluorescence activated cell sorting via a focused traveling surface acoustic beam[J]. Lab on a Chip, 2017, 17(18): 3176.

[70] Destgeer G, Jung J H, Park J, et al. Acoustic impedance-based manipulation of elastic microspheres using travelling surface acoustic waves[J]. RSC Advances, 2017, 7(36): 22524-22530.

[71] Destgeer G, Jin H J, Park J, et al. Particle separation inside a sessile droplet with variable contact angle using surface acoustic waves[J]. Analytical Chemistry, 2016, 89(1): 736.

[72] Gizeli E, Goddard N J, Lowe C R, et al. A Love plate biosensor utilising a polymer layer[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1992, 6(1/3): 131-137.

[73] Rasmusson A, Gizeli E. Comparison of poly (methylmethacrylate) and Novolak waveguide coatings for an acoustic biosensor [J]. Journal of Applied Physics, 2001, 90(12): 5911-5914.

[74] Harding G L, Du J, Dencher P R, et al. Love wave acoustic immunosensor operating in liquid[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 1997, 61(1-3): 279-286.

[75] Schlensog M D, Gronewold T M A, Tewes M, et al. A Love-wave biosensor using nucleic acids as ligands[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2004, 101(3): 308-315.

[76] Joseph S, Gronewold T M A, Schlensog M D, et al. Specific targeting of ultrasound contrast agent (USCA) for diagnostic application: An in vitro feasibility study based on SAW biosensor[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2005, 20(9): 1829-1835.

[77] Jung A, Gronewold T M A, Tewes M, et al. Biofunctional structural design of SAW sensor chip surfaces in a microfluidic sensor system[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2007, 124(1): 46-52.

[78] Zhang Y, Yang F, Sun Z, et al. A surface acoustic wave biosensor synergizing DNA-mediated in situ silver nanoparticle growth for a highly specific and signal-amplified nucleic acid assay[J]. Analyst, 2017, 142(18): 3468-3476.

[79] Senveli S U, Ao Z, Rawal S, et al. A surface acoustic wave biosensor for interrogation of single tumour cells in microcavities [J]. Lab on a Chip, 2016, 16(1): 163-171.

[80] Wang W, Chen Y, Farooq U, et al. Ultrafast chemical-free cell lysis by high speed stream collision induced by surface acoustic waves[J]. Applied Physics Letters, 2017, 110(14): 143504.

[81] Ren L, Zhou D, Mao Z, et al. Rheotaxis of bimetallic micromotors driven by chemical-acoustic hybrid power[J]. ACS Nano, 2017, 11(10): 10591-10598.

Device of travelling surface acoustic wave and its application in the field of micro-nano scales

DONG Huijuan, WANG Jingxuan, LI Tianlong

State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China

Abstract In recent years, as the scientific studies in the field of biology and medicine come down to micron or even nanometer scales, many manipulation methods of micro-nano fluids and particles have emerged, such as the optical drive, the magnetic drive and the chemical mode drive. The sound-driven method has been widely used in the micro-nano field due to its features of non-contact and biocompatibility, and has broad application prospects in the fields of biomedicine and diagnostics. This paper outlines the basic structure of the traveling acoustic surface waves (TSAW) generating device, the structure, the parameters, the types of the interdigital transducer (IDT) and the internal mechanism that causes the traveling surface acoustic waves. The acoustic control mechanism of the microfluidic state and the particles in the microfluids is discussed. Based on the current research status of the technology at home and abroad, the advantages of the traveling acoustic surface waves, as compared to other physical fields in the micro-nano field are analyzed. Finally, in view of the technical difficulties of the traveling acoustic surface waves applied in the micro-nano field and the problems existing in the research process, some research directions of the technology are proposed, and a reasonable prospect for the future development trend is suggested.

Keywords surface acoustic waves; interdigital transducer; traveling acoustic surface waves; microfluidics; microparticle manipulation

（责任编辑　刘志远）