

Study on Surface Acoustic Wave Driving Droplets*

ZHANG An-liang*, FEI Jing-chen

(Faculty of Information Science and Information Engineering, Ningbo University, Ningbo Zhejiang 315211, China)

Abstract: A device for driving a droplet fabricated on 128° Y cut, X(propagating direction) LiNbO₃ is reported. A RF signal was fed on the interdigital transducer after had been amplified and its exciting surface acoustic wave was used for driving the droplet. A method of driving a droplet indirectly is also given in the paper in order to overcome the droplet temperature rising from SAW radiating into the droplet, in which a microparticle is driven by SAW and then drives the droplet. Experiments show that surface acoustic wave can drive a droplet and its needed RF signal powers vary with the droplet volumes and the droplet viscosity. Experiments also show that the temperature of a 1 μL 50% glycerine droplet is only raised up 0.5°C by indirectly driving method and 12.6°C by directly driving method under 10 V RF signal after 5 min time.

Key words: lab on a chip; droplets driving; surface acoustic wave; ultrasonic radiation; interdigital transducer

EEACC:7820

声表面波驱动微流体研究*

章安良*, 费景臣

(宁波大学信息学院, 浙江宁波 315211)

摘要:报道了在128°旋转Y切割X传播方向的LiNbO₃基片上研制了微流体驱动器件。RF信号经功率放大器放大后馈入叉指换能器,由它激发的声表面波驱动微流体。为减少由于声波辐射引起微流体温度上升,提出了间接微流体驱动方法,即通过声表面波驱动中间微粒,再由此驱动目标微流体。实验表明:声表面波驱动微流体所需的RF信号功率决定于微流体体积和粘性;采用间接方法驱动1 μL 50%甘油液滴,在10 V的RF信号持续5 min下其温度变化仅0.5°C,而相同条件下直接驱动该液滴,其温度上升12.6°C。

关键词:片上实验室;微流体驱动;声表面波;超声辐射;叉指换能器

中图分类号:TN722

文献标识码:A

文章编号:1004-1699(2008)10-1808-04

片上实验室(lab-on-a-chip)因其能把化学和生物等领域中涉及的样品制备、反应、分离、检测及细胞培养、分选裂解等基本操作单元集成到一块几平方厘米(甚至更小)的芯片上,从而大大降低生物化学分析成本,提高检测速度和灵敏度,有效地克服手工操作带来的实验误差。在DNA测序、蛋白质分析、单细胞分析、单分子分析、药物筛选、临床诊断、食品安全、环境监测和国家安全等领域中得到应用^[1-3],潜在的市场前景巨大,欧美等发达国家每年都投入大量物力和财力致力于片上实验室研究。

微流体驱动是片上实验室的核心,是该领域研究的热点和难点,目前还未能研究出成本低廉、耐用而有效的微流体驱动技术。Unger M A等科学家发明的由多个气动微阀构成的气动微泵^[4],但存在扩散现象和样品混合灵敏度不高的缺点。Quake等学者^[5]研究的循环微泵,突破了扩散限制,但工艺较复杂,成本较高。由于生物分子大都带电,有学者提出了采用电渗原理^[6]来驱动样品或定位液体的方法,但是电渗驱动法也有其明显的局限性,它不能驱动非带电分子,属于非均质移动,装置缺乏灵活性,

基金项目:宁波市自然科学基金资助项目(2007A610005);宁波大学校基金资助项目(XY0600048)

收稿日期:2008-03-01 修改日期:2008-06-24

而且进一步发展的潜力较小。而离心力驱动^[7]需要芯片高速旋转,增加了液流控制及检测等方面的难度,难以大规模推广应用。电场驱动微流体方法^[8]不仅具有体积小、耐用,并具有一定的微流体速度,但需要较大的外加电压,通常需要几百伏。有学者研究了采用气体膨胀原理使薄膜(PDMS膜)形变而完成流体驱动^[9],但它需要集成加热电阻等相关单元,增加了微芯片面积,且加热和冷却需要一定时间,开关速度缓慢。由于声表面波器件技术成熟、工艺简单、成本低廉、尺寸小且功能单元易集成等优点,近年来,国外学者开始探索声表面波驱动微流体方法。W. Soluch and T. Wrobel 在 128° 旋转 Y 切割 X 传播方向 LiNbO₃ 基片上研制了基于 SAW 连续微流体驱动器件^[10]。由于它要求加到 IDT 上的功率较高(3 W),在后来研究中,他们对驱动结构加以改进,在采用单向 IDT 基础上结合波束压缩器使得所要求的 RF 输入功率降低到 1 W 左右^[11]。而数字微流体因其操作简单、易于集成且样品体积误差小等优点开始受到该领域研究者的青睐。德国学者 Achim Wixforth 定性介绍了声表面波驱动数字微流体(微液滴)的原理,并在压电基片上制作了微流体驱动的微流器件^[12]。Christoph J. Strobl 等学者研究了一定的 RF 功率和频率下,微流体体积与微流体速度的实验关系,并制作了可进行水平和垂直方向操作微流体的压电微流器件^[13]。最近,有法国学者在(YXI)/128° LiNbO₃ 基片上制作了 2×2 阵列的叉指换能器组,研究了连续信号和脉冲信号作用下微流体运动过程中的位置确定方法^[14],在片上器件应用中具有现实意义。但他们都未研究不同体积下微流体临界运动所需 RF 功率。目前,国内采用声表面波在其基片上驱动微流体的相关工作尚未见报道。然而,在同一声路径上同时存在不同体积微流体并进行分时驱动的场所,及微流体驱动时以多少体积作为操作单元比较适合等,都需要研究不同体积下微流体临界运动所需功率问题。另外,声表面波向微流体辐射能量的同时,必然会影响微流体的温度,故在研究声表面波对微流体的驱动的同时,对其温度效应现象进行研究是必需的。本文正是针对上述问题进行了相关的研究工作,以共同推动微流芯片向现实方向迈进。

1 声表面波驱动微流体原理

当微流体在声表面波传播路径上时,所产生的漏声表面波按一定的角度 θ_R 向微流体辐射能量,而沿传播方向的声表面波幅度则因微流体吸收能量而

衰减,如图 1 所示。

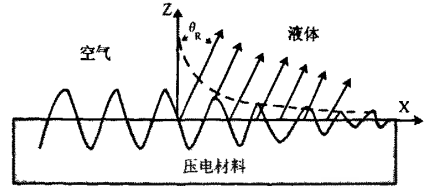


图 1 声表面波超声辐射入微流体

其中:

$$\theta_R = \arcsin(V_w/V_R) \quad (1)$$

式(1)中的 V_w 、 V_R 分别为声表面波在微流体和压电基片自由表面上的传播速度。

同时,声表面波经过微流体,部分能量为微流体所吸收,在微流体两侧产生有限的声压差,从而引起传播方向上微流体的密度差。当微流体两侧产生的声压差和声表面波幅度差达到一定平衡点后,微流体克服固-液间摩擦力、表面张力、微流体重力等力,沿着声表面波传播方向运动。

2 实验及讨论

2.1 声表面波驱动微流体实验

叉指换能器制作在 128° 旋转, Y 切割 X 传播方向的 LiNbO₃ 基片上,设计的声同步频率为 27.7 MHz,叉指换能器指条周期为 144 μm,孔径长度为 4300 微米,金属化比为 0.5,反射栅金属条数为 110,金属铝条厚度为 0.7 nm。RF 信号经功率放大器放大后馈入叉指换能器,功率放大器的增益为 48 dB,微流体状态采用 CCD 摄像头观察,实验原理图如图 2 所示。

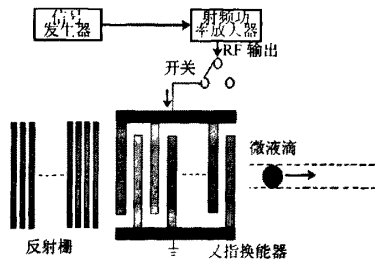
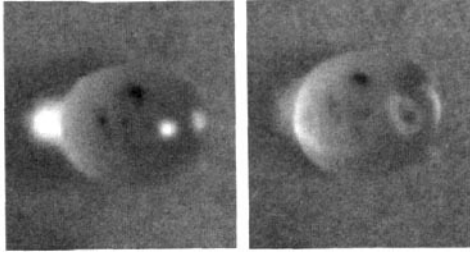


图 2 声表面波驱动微流体实验原理图

采用微量进样器在叉指换能器声传播路径上滴定 1.5 μL 水液滴,调节信号发生器输出信号强度,使得逐渐增加馈入叉指换能器的 RF 信号强度,并使 RF 信号频率保持在 26.5 MHz 的叉指换能器声同步频率(与设计值略有差异,主要由于金属指条质量加载和工艺误差所致),当馈入叉指换能器的 RF 信号功率为 20.3 dBm 时(用 YM2462 功率计测得),水液滴进入运动的临界状态。图 3 是叉指换能

器加 RF 信号功率为 20.3 dBm 时,经 1 s 和 2 s 后水液滴状态。



(a) 1 s (b) 2 s
图 3 水液滴处于运动临界状态

改变水液滴体积,水液滴临界运动所需的 RF 信号功率发生变化,如图 4 所示。

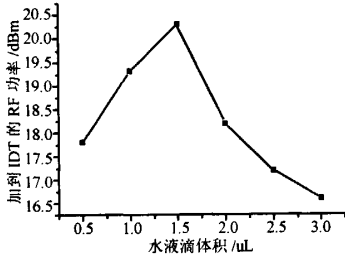


图 4 水液滴体积与所需 RF 信号功率关系

从图 4 可知,在水液滴体积较小时,驱动水液滴所需的 RF 信号强度随其体积增大而增大,到达一定体积后,所需的 RF 信号功率有所减少。其可能的原因是:体积较小时,微流体重心低,微流体运动主要以克服微流体与固体表面摩擦力为主,微流体体积增大,质量增加,阻力也增加,要使微流体进入临界状态所需 RF 信号功率也增大。当微流体增大到一定体积时,声表面波重心较高,微流体中心略有偏移就可使得微流体移动,并随微流体体积增大所需 RF 信号功率有所减少,但必须要大于一定值。

当在水中加入等量甘油并摇匀,形成 50% 的甘油水溶液,进行同样方法实验,图 5 是使 50% 的甘油水溶液开始运动所需 RF 信号功率与其体积关系。

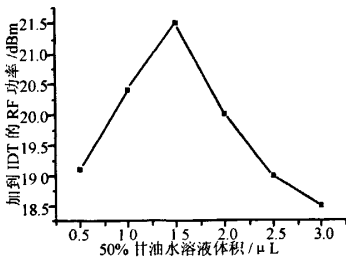


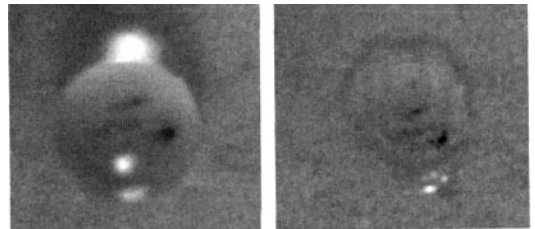
图 5 50% 甘油水溶液与所需 RF 信号功率关系

图 5 可知甘油水溶液体积一所需 RF 信号功率

关系与水液滴类似,但所需幅度比相同体积水液滴大,其原因是甘油微液滴粘性较大阻碍了微流体运动。

2.2 声表面波对微流体温度影响及解决方法

在某些生化检测、分析应用中,微流体温度变化可能引起检测精度变化,而声表面波的辐射可能对某些生物单元产生不利影响,如降低细胞活性等,有必要研究声表面波在驱动微流体同时对微流体的温度变化的影响。图 6 是 2 μL 水滴在加信号为 14.5 V 时,微流体由于温度上升,经 185 s 后使得微流体水分蒸发而体积减少。



(a) 0 s (b) 185 s
图 6 水液滴因温度上升而体积减少

由图 6 可知,声表面波达到一定强度后,使得微流体温度上升,加快微流体蒸发速度,引起微流体体积减少,为此,需要研究避免微流体温度上升方法。根据声表面波经过微流体时,使得声表面波幅度下降现象,本文采用声表面波驱动中间微粒,并由其间接驱动目标微流体,克服直接驱动微流体方法存在的缺点,如图 7 所示。声表面波驱动直径为 2mm 的钢珠微粒,再由其间接驱动 1 μL 的 50% 甘油水液滴,以既能实现微流体驱动,又能克服上述的不利因素影响。

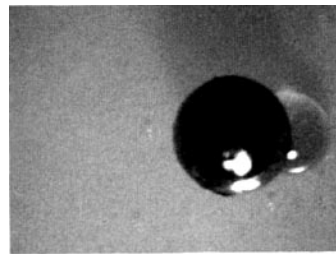


图 7 SAW 间接驱动微流体

为测量声表面波对微流体温度影响,采用红外温度计(DT8530)测量微流体温度,持续加 10 V 的 RF 信号 5 min,测量有钢珠时的 50% 甘油水液滴温度上升了 0.5℃,而没有钢珠时加相同的 RF 信号强度并持续相同时间,50% 甘油水液滴温度上升了 12.6℃。

由图 7 可知, 声表面波经过钢珠微粒时, 被其大幅度吸收, 到达微流体的声表面波幅度很小, 对微流体影响可以忽略。

3 结论

在 128° 旋转, Y 切割 X 传播方向的 LiNbO₃ 基片上制作了中心频率为 27.7 MHz 的叉指换能器, 将信号发生器的 RF 信号经功率放大器放大后的馈入该叉指换能器, 它激发的声表面波能驱动其路径上的微流体, 且驱动微流体所需的信号强度随微流体体积增大而增大, 当到达一定体积时, 所需信号幅度随体积增大而有所减少。同时, 与微流体的粘性有关, 微流体粘性越大, 所需的馈入微流体的信号强度越大。声表面波驱动微流体的同时, 在短时间内能提高了微流体的温度, 对生化检测的某些场合可能产生不利影响, 同时, 声表面波辐射入微流体, 对生物样品也可能产生负面影响(如较长时间的声波辐射可能降低细胞活性等), 为克服声表面波驱动微流体的不利影响, 提出了间接驱动微流体方法, 它既能驱动微流体, 又能克服直接驱动的优点, 且间接驱动方法可使得目标微流体的温度基本不受影响。本文研究为片上实验室提供了新的驱动方法, 它不仅成本低廉、工艺成熟, 且易于集成, 是片上实验室具有发展潜力的微流体驱动方式, 为后续的微量化检测提供了重要技术基础。

参考文献:

- [1] Tom Soh, Technology Feature Cell Sorting[J], Nature, 2006, 44(29):1179-1181.
- [2] David J. Bakewell and Hywel Morgan, Dielectrophoresis of DNA: Time- and Frequency Dependent Collection on Microelectrodes[J], IEEE Transactions on Nanobioscience, 2006, 5(1):1-8.
- [3] Elizabeth A. Ottesen, Jong Wook Hong, Stephen R. Quake, et al, Microfluidic Digital PCR Enables Multigene Analysis of Individual Environmental Bacteria [J], Science, 2007, 314(5804):1464-1467.
- [4] Unger M A, Chou H P, Thorsen T, et al, Monolithic Microfabricated Valves and Pumps by Multilayer Soft Lithography [J]. Science, 2000, 288(5463):113-116.
- [5] Chou H P, Unger M A, Quake S R, A Microfabricated Rotary Pump[J], Biomed. Microdevices, 2001, 3(1):323-330.
- [6] Chen L, Ma J P, Guan Y F, An Electroosmotic Pump for Packed Capillary Liquid Chromatography[J], Microchem. J., 2003, 75(1):15-21.
- [7] Duffy D C, Gillis H L, Lin J, et al. Microfabricated Centrifugal Microfluidic Systems; Characterization and Multiple Enzymatic Assays[J]. Anal. Chem. 1999, 71(20):4669-4678.
- [8] Darren R. Link, Erwan Grasland-Mongrain, Agnes Duri, Electric Control of Droplets in Microfluidic Devices[J], Angew. Chem. Int. Ed. 2006, 45(16):2556-2560.
- [9] Jeong O C, Park S W, Yang S S, Park J J. Fabrication of a Peristaltic PDMS Micropump[J]. Sens. and Actuators. A, 2005, 123:453-458.
- [10] Soluch W, Wrobel T, Continuous Operation of SAW Atomizer[J], Electronics Letters, 2003, 39(6):582-583.
- [11] Soluch W, Wrobel T, Low Driving Power SAW Atomizer[J], Electronics letters, 2006, 42(24):1432-1432.
- [12] Achim Wixforth, Acoustically Driven Planar Microfluidics [J], Superlattices and Microstructures, 2003, 33(5):389-396.
- [13] Christoph J. Strobl, Zeno von Guttenberg, and Achim Wixforth, Nano- and Pico-Dispensing of Fluids on Planar Substrates Using SAW[J], IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2004, 51(11):1432-1436.
- [14] Jonathan Bennes, Sylvain Ballandras, Pascal Vairac, et al. Detection and High-Precision Positioning of Liquid Droplets Using SAW Systems [J], IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics, and Frequency Control, 2007, 54(10):2146-2151.



章安良(1968-), 男, 1991年毕业于安徽理工大学, 2001年在杭州电子工业学院电子工程系电路与系统专业研究生毕业, 获硕士学位。2004年在浙江大学信息科学与工程学院信息与电子工程学系博士研究生毕业, 获博士学位, 现为宁波大学信息学院教师, 主要从事射频集成声路和传感电子学领域的研究工作, nbuzhang@sohu.com