文章编号:1004-2474(2016)04-0515-04

基于声表面波微流转换微器件研究

章安良1,张小权1,胡文艳1,付相庭2

(1. 常州工学院 电子信息与电气工程学院, 江苏 常州 213002;2. 宁波大学 微纳电子系统研究所, 浙江 宁波 315211)

摘 要:提出了压电基片上液滴转换为微通道内微流体的方法。在 128°YX-LiNbO。基片上采用微电子工艺制作两叉指换能器,软光刻工艺制作聚二甲基硅氧烷(PDMS)微通道,镂空印刷电路板,内嵌压电子器件和微通道。 两叉指换能器激发声表面波控制液滴与带细孔钢针的接触时间,实现一定量的微流转换。当两叉指换能器上电信 号切换时间为 9.667 s,水微流体输运速度为 0.365 μL/s 时,微流转换量为 3.525 μL。

关键词:压电基片;印刷电路板;声表面波;微流转换;微通道

中图分类号:TN371 **文献标识码:**A

A Microdevice for Microfluidic Transformation Based on Surface Acoustic Wave

ZHANG Anliang¹, ZHANG Xiaoquan¹, HU Wenyan¹, FU Xiangting²

School of Electronic Information and Electric Engineering, Changzhou Institute of Technology, Changzhou 213002, China;
Lab. of Micro and Nano Electronic System, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: A method for transforming a droplet on a piezoelectric substrate into microfluid in a microchannel was presented and a microdevice for transforming the droplet was fabricated. The microdevice was comprised of a piezoelectric subdevice with two interdigital transducers on 128° YX-LiNbO₃ substrate, a poly(dimethylsiloxane)(PDMS) microchannel embedded into a printed circuit board and a steel needle with a small hole. The printed circuit board was hollowed out for embedding the piezoelectric sub-device and the PDMS microchannel using hollowed-out technology. Surface acoustic waves excited by the two interdigital transducers on the piezoelectric sub-device were used to control the contact time of the droplet to the steel needle and then the volume of transformed microfluid. Transforming experiments of a water droplet into microfluid in the microchannel were done. Results showed that the droplet on the piezoelectric substrate could be successfully transformed into the microfluid in the microchannel, and the transformed volume was relied on the switching time of the electric signal applied to the two interdigital transducers. When the switching time was 9. 667 s and fluid velocity was 0. 365 μ L/s, the transformed volume was 3. 525 μ L.

Key words: piezoelectric substrate; printed circuit board; surface acoustic wave; microfluidic transformation; microchannel

0 引言

微分析系统与常规实验室分析相比具有试剂消 耗量少,操作简单,分析时间短等优点,自从发明以 来迅速渗透到生物技术、生化分析、临床诊断、食品 分析等众多领域,并获得广泛应用^[1-4]。压电微流分 析器件是微分析系统的一个重要分支^[5],它具有微 流操控能力强,可在压电基片上实现微流体混合^[6]、 输运^[7]、细胞分选^[8]、微粒或生物微粒富集^[9-10]等微 流操作,为微分析系统专家高度重视,并获得快速发 展。但压电微分析系统在压电基片上微流蒸发现象 较严重,影响了微流分析精度。虽然,油包微流体 法^[11-12]可有效克服微流蒸发现象,但该方法增加了 微流分析时间和反应物间污染。另一个好的解决方 法是将压电基片上微液滴转换为微流通道内微流 体,再进行微流分析。它不仅可克服压电基片上微 流体蒸发的缺点,又能充分应用声表面波(SAW)强 大的微流操控能力。

微流分析器件的基底材料主要有硅、玻璃、陶瓷、

收稿日期:2015-08-01

基金项目:常州工学院科研基金资助项目(YN1404);江苏省大学生创新基金资助项目(201511055039X);常州工学院大学生创新基金资助项目(J140029);浙江省重点学科基金资助项目(Xkl11077)

作者简介:章安良(1968-),男,浙江临海人,教授,博士,主要从事压电微流器件的研究。E-mail: zhanganliang@nbu. edu. cn 或 zhangal@ czu. cn。

纸和有机物等^[13-16],这些基底材料各有优、缺点,也在 不同场合获得应用,但它们都无法直接与信号处理电 路无缝接合。为此,近年来出现了以印刷电路板为微 流平台的微流分析系统。如 Xing^[17]在印刷电路板上 制作了用于细胞分析的微流器件,Rosanne 及其合作 者^[18]在印刷电路板上采用干膜压印法将电极集成于 微流器件上,完成印刷电路板(PCB)上微流分析。这 些基于 PCB板的微流分析系统解决了微流路与电路 的无缝接合问题,但由于 PCB 板生物相容性差、不透 光等缺点,限制了其更广泛的应用。

基于上述两方面问题,本文探索了压电基片上 微液滴向 PCB 板微通道内转换问题,同时,为了解 决 PCB 板的生物相容性和不透光性,提出了将 PCB 板镂空,在镂空区域采用生物相容性好、透光性好的 聚二甲基硅氧烷(PDMS)来制作微通道。

1 实验

在压电基片上传播的 SAW 遇到微流体(如微 液滴),向微流体内以瑞利角(θ_R)辐射能量,如图 1 所示。



图 1 超声辐射入微流体 声辐射入微流体的 θ_{R} 满足^[19]:

 $\theta_{\rm R} = \arcsin(v_{\rm W}/v_{\rm R})$

(1)

式中:vw 为声波在微流体中传播速度;vR 为声波在 压电基片上传播速度。当 SAW 强度较大时,压电 基片上微液滴沿声传播方向运动。

压电基片上微流体转换为基于 PCB 板的微通 道内微流体的实验装置如图 2 所示。图中 CCD 为 电荷耦合器件。



两叉指换能器(IDT₁和 IDT₂)采用微电子工艺 制作在 128°YX-LiNbO。基片上。IDT 的指对数为 35,孔径为Ø4.32 mm,周期为144 µm。信号发生 器(SP1461, EPRE)提供射频正弦波信号,该信号 可由功率放大器(TSA002A, TSH)放大,功率放大 器的功率增益为48 dB,最大不饱和输出功率为 30 W。带高灵敏度电荷耦合器(DCE-2)的显微镜 用来观察微流转换及在微通道内输运,并储存于计 算机中。MDVNT 软件用来摄像控制和图像处理。 压电基片声路径上涂覆 Teflon AF 1600 疏水层,基 片嵌入镂空的 PCB 内, IDT1 和 IDT2 汇流条分别通 过细导线与 PCB 上焊盘连接,而后与功率放大器连 接。带细孔钢针通过毛细软管与 PCB 内微通道相 连,微通道出口通过毛细软管与抽气泵相连接。带 细孔钢针通过 PDMS 固定于压电基片上。PCB 板 内微通道制作工艺如图 3 所示。



图 3 PCB 内微通道制作工艺

图 3 中,印刷电路板(见图 3(a))通过镂空技术 将需要制作微通道区域进行镂空(见图 3(b)),在镂 空区域的 PCB 板底面覆盖一薄层 PDMS,并按压, 使其紧密贴合(见图 3(c)),在镂空区域倒入液态 PDMS,并预留一部分空间(见图 3(d)),然后放入温度为 120 ℃恒温箱烘 2 h,使之固化(见图 3(e)),接着通过软光刻工艺制作微通道(见图 3(f)),最后,修整底部 PDMS 薄层(见图 3(g))。

当 IDT₁ 加电信号,驱动压电基片上微液滴向 右运动到达带细孔钢针,微流在抽气泵作用下进入 微通道内。当 IDT₂ 加电信号时,压电基片上微液 滴向左运动,微液滴停止转换。

2 实验结果与讨论

采用微量进样器在压电基片声路径上进样 10 μL待转换纯净水微液滴,同时,在 IDT₁上加功 率为 32.4 dBm 电信号,微液滴在 SAW 作用下向右 运动,当微液滴到达带细孔钢针时,断开电信号,此 时,微液滴在抽气泵作用下,转换为微通道内微流 体。图 4 为 10 μL 水微流体在电信号作用下输运到 带孔细钢针视频截图。



对比图 4(c)和图 4(d)可知,图 4(d)中压电基 片上微流体体积明显减少。此时,将电信号从 IDT₁ 转接到 IDT₂,将压电基片上微流体驱离带孔细钢 针,停止微流转换。为观察微通道内微流情况,将显 微镜视频转移到微通道上,图 5 是微流体转换为微 通道内时微流输运视频截图。由图 5(a)可知,转换 后微流体的前沿输运到 PCB 板微通道的 S 点,图 5(b)为微流体的前沿向右移动,并迅速充满视域内 微通道(见图 5(c)),图5(d)中 P 点为转换后微流体 后端。



图 5 微通道内微流输运视频截图

由图 5(a)、5(b)可知,微流体前沿在 0.2 s内移 动了 4.13 mm,根据微通道直径(Ø150 μm)可计算 出微流输运速度为 0.365 μL/s。结合图 5(d)可得 转换的微通道内微流体积为

$$V = t \cdot v - \Delta V \tag{2}$$

式中:t 为微流输运时间;v 为微流输运速度; ΔV 为 图 5 中微通道 S 点与 P 点间体积, ΔV 可以由 S 点 和 P 点间距离结合微通道直径计算得到。根据式 (2) 可得, 9. 667 s 时间内转换的微流体体积为 3.525 μ L。

根据需要,只要改变电信号加到 IDT₁ 和 IDT₂ 的间隔时间,在相同的抽气泵速度下,即可改变转换 的微流体积,以满足微流分析要求。

3 结论

提出了基于印刷电路板的微流转换平台,在印刷电路板上集成了压电微流器件和微通道。压电器件采用 128°YX-LiNbO₃ 基片,其上采用微电子工艺制作两叉指换能器,激发的声表面波控制微流转换量。同时,提出了印刷电路板上微通道制作新方法,并采用水流体为对象,实现压电基片上水液滴的转换。本文工作可得到如下结论:

1)所提出的印刷电路板内嵌 PDMS 微通道方 法可以克服已报道的印刷电路板微流平台的生物不 相容性和不透光性缺点。

 2) 压电基片上液滴可转换为微通道内微流体,
且在一定的抽气泵驱动力下,微流转换量决定于两 叉指换能器上电信号切换时间。

参考文献:

[1] MAJID M, ASIER J, MADDY P, et al. An open access microfluidic device for the study of the physical limits of cancer cell deformation during migration in confined environments [J]. Microelectronic Engineering, 2015, 144(8):42-45.

- [2] KIM J, SHIM Y, SONG S, et al. Rapid prototyping of multifunctional microfluidic cartridges for electrochemical biosensing platforms[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2014, 202(10):60-66.
- [3] KAZUNORI S, HIROYUKI A, KOHEI S, et al. Microfluidic devices for construction of contractile skeletal muscle microtissues[J]. Journal of Bioscience and Bioengineering, 2015, 119(2): 212-216.
- [4] THIBAULT B, PATRICK P, AUDREY L, et al. Development of a new microfluidic platform integrating co-cultures of intestinal and liver cell lines[J]. Toxicology in Vitro, 2014, 28(5):885-895.
- [5] BEYSSEN D, BRIZOUAL L L, ELMAZRIA O, et al. Microfluidic device based on surface acoustic wave[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2006, 118 (1/2): 380-385
- [6] MYEONG C J,RASIM G. Dual surface acoustic wavebased active mixing in a microfluidic channel[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2013, 196(1):1-7.
- [7] RENAUDIN A, TABOURIER P, ZHANG V, et al. SAW nanopump for handling droplets in view of biological applications [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2006, 113(1): 389-397.
- [8] LI H Y, JAMES R F, LESLIE Y Y. scaffold cell seeding method driven by surface acoustic waves[J]. Biomaterials, 2007, 28(28): 4098-4104.
- [9] ZENG Q, CHAN H W L, ZHAO X Z, et al. Enhanced particle focusing in microfluidic channels with standing surface acoustic waves [J]. Microelectronic Engineering, 2010, 87(5/8):1204-1206.
- [10] SURENDRA K R, DARREN W B, CONRAD D J, et al. A microfluidic system combining acoustic and dielectrophoretic particle preconcentration and focusing
 [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2008, 130(2): 645-652.

- [11] EVANDRO P, DAVIDE F, PAOLO S, et al. Generation of water-in-oil and oil-in-water microdroplets in polyester-toner microfluidic devices [J]. Sensors and Actuators B; Chemical, 2014, 196(6); 525-531.
- [12] 刘良芳,张俊,刘晓琴,等. X454 声表面波滤波器可靠 性评估方法[J].四川兵工学报,2014(12):92-95.
- [13] LINUS T K, LAKSHMI S, TAE G K, et al. Multiplexed detection and differentiation of the DNA strains for influenza A(H1N1 2009) using a silicon-based microfluidic system [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2011,26(5):2006-2011.
- [14] KARINA Z, ELZBIETA J, RADOSLAW K, et al. PDMS/glass microfluidic cell culture system for cytotoxicity tests and cells passage[J]. Sensors and Actuators B:Chemical, 2010, 145(1):533-542.
- [15] ZHU L, HOU L Y, ZHANG W Y. A new fabrication method for glass microfluidic devices used in micro chemical system[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2010, 148(1):135-146
- [16] CEDRIC F A F, VINCENT J S, AMBRA M, et al. Nanomolar detection with high sensitivity microfluidic absorption cells manufactured in tinted PMMA for chemical analysis[J]. Talanta, 2011, 84(1): 235-239.
- [17] XU Y C,SU S S,ZHOU C C, et al. Cell electroporation with a three-dimensional microelectrode array on a printed circuit board[J]. Bioelectrochemistry,2015,102 (1):35-41.
- [18] ROSANNE M G, JAMES P A, ESME C, et al. Microfluidic chips for capillary electrophoresis with integrated electrodes for capacitively coupled conductivity detection based on printed circuit board technology[J]. Sensors and Actuators B:Chemical, Sensors and Actuators B, 2011, 159(6); 307-313.
- [19] TOYOKAZU U, TAKAYUKI S, SHOWKO S. Investigation of acoustic streaming excited by surface acoustic waves[C]// Seattle, WA, USA: IEEE Ultrasonics Symposium, 1995:1081-1n084.