

基于声表面波聚二甲基硅氧烷薄膜形变研究

章安良¹, 付相庭², 查 燕²

(1. 常州工学院 电气学院, 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:提出了一种新的聚二甲基硅氧烷薄膜形变方法。在 $128^\circ\text{YX-LiNbO}_3$ 压电基片上光刻叉指换能器, 其激发的声表面波在压电基片上亲水表面的阻力共同作用下挤压微槽内水相微流体, 使得其上的聚二甲基硅氧烷薄膜发生形变。采用红色染料溶液微流体为实验对象进行聚二甲基硅氧烷薄膜形变实验, 结果表明, 所提出的方法可有效实现聚二甲基硅氧烷薄膜形变, 且与激发声表面波电信号功率、水相微流体的体积及薄膜厚度有关。在 $13\ \mu\text{L}$ 水相微流体, 薄膜厚为 $12.5\ \mu\text{m}$, 电信号功率为 $26.5\ \text{dBm}$ 时, 薄膜最小形变距离为 $280\ \mu\text{m}$ 。

关键词:薄膜; 形变; 声表面波; 微阀; 微流器件

中图分类号: TN371 文献标识码: A

Study on Deformation of Poly(Dimethylsiloxane) Film Based on Surface Acoustic Wave

ZHANG Anliang¹, FU Xiangting², ZHA Yan²

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

Abstract: A new method for deforming the poly(dimethylsiloxane) (PDMS) film is presented in this paper. An IDT is fabricated on a $128^\circ\text{YX-LiNbO}_3$ substrate for exciting surface acoustic wave, which is used to squeeze the aqueous microfluid in the PDMS microgroove on the piezoelectric substrate by the help of the resistance from the hydrophilic surface. Then, the PDMS film is deformed by the pressure of the aqueous microfluid. Red dye solution is used to demonstrate the operation of the deformation of the PDMS film. Results show that the proposed method can deform PDMS film, and the electrical signal power, the volume of the aqueous microfluid and the thickness of the PDMS film do also affect the deformation. A minimum distance of $280\ \mu\text{m}$ is obtained at the conditions of $13\ \mu\text{L}$ of the volume of the aqueous microfluid, $12.5\ \mu\text{m}$ of the thickness of the PDMS film and $26.5\ \text{dBm}$ of electric signal power.

Key words: film; deformation; surface acoustic wave; microvalve; microfluidic device

0 引言

片上实验室由于集成常规实验室化学分析单元于一个芯片上, 因而, 它具有样品用量少, 操作简单, 体积小, 极大降低分析操作带来的人为误差等优点。它一经发明就得到国内外分析化学等领域专家、学者的高度重视, 并日益成为生化分析领域的研究热点^[1-4], 在 DNA 测序、蛋白质分析、单细胞分析、毒品检测和食品安全等得到应用^[5-7]。微阀是片上实验室一个重要的组成部分, 它是实现片上实验室进

行微流输运、微流混合等微流操作不可缺少的组成部分。根据有无动力源来分, 微阀可分为无源微阀和有源微阀两大类。相对于无源微阀^[8], 有源微阀具有可随时控制微流体在微通道中输运时间和输运空间, 对微通道内微流体的控制灵活性较好, 因而, 各国专家、学者对有源微阀的研究也更深入、更广泛, 并发明了气动微阀^[9]、电动微阀^[10]、电化学微阀^[11]、静电微阀^[12]、电磁微阀^[13]、相变微阀^[14]、混合微阀^[15]和热膨胀阀^[16]等各种有源微阀。综合这

收稿日期: 2014-06-19

基金项目: 浙江省科技厅滚动支持基金资助项目(2009R50025); 浙江省重点学科基金资助项目(XK111077); 常州工学院基金资助项目(YN1404)

作者简介: 章安良(1968-), 男, 浙江临海人, 副教授, 博士, 主要从事压电微流器件研究。E-mail: nbuzhang@sohu.com。

些微阀的工作原理,它们都是采用不同的动力源来实现控制微流通道的薄膜或横膈膜的形变来实现微阀的开启或关闭,当受控制的薄膜失去动力源后,薄膜由于弹性而恢复原来的状态,微阀也恢复初态。如 Yang^[17]提出了在玻璃基片上集成加热单元,加热单元通电时,加热并熔化其上的固体石蜡,同时外加气压使熔融的石蜡迫使聚二甲基硅氧烷(PDMS)横膈膜形变,使微阀关闭。上述提及的各种有源微阀,都采用各自动力源实现微阀内薄膜的形变而实现微阀工作。然而,这些薄膜形变方法均无法直接应用于微流控器件一个重要分支,即压电微流器件上。本文提出了一种新的实现 PDMS 薄膜形变的方法,它采用声表面波(SAW)控制压电基片上水相微流体形状,使其上的 PDMS 薄膜发生形变,为后续微阀研究提供了条件。

1 实验

SAW 实现 PDMS 薄膜形变实验装置如图 1 所示。

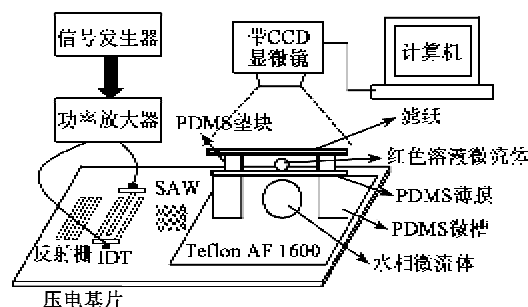


图1 SAW实现PDMS薄膜形变实验装置

为采用所提出的方法实现压电基片上PDMS薄膜形变,首先研制了PDMS薄膜形变器件。其制作过程为:按PDMS单体和固化剂的体积比为10:1的比例混合,搅拌均匀,采用软光刻工艺制作PDMS环形微槽,环形微槽直径为 $\varnothing 5.6$ mm,微槽深为2.3 mm。适当调节PDMS单体和固化剂的比例制作PDMS薄膜,使薄膜的柔软性较好。将未固化的PDMS单体和固化剂混合液涂覆微槽表面,加热使PDMS薄膜与PDMS微槽实现接合。采用相同方法在PDMS薄膜上接合PDMS垫块,其高为1.42 mm。在压电基片上放置水相微流体,将PDMS微槽覆盖于水相微流体上,轻轻按压PDMS微槽边缘,使PDMS微槽紧密贴合压电基片。为验证PDMS微槽在SAW作用下形变,在PDMS薄膜上放置红色染料溶液微流体,并置放一空白滤纸于

PDMS垫块上。

叉指换能器(IDT)和反射栅采用微电子工艺制作在 $128^\circ\text{YX-LiNbO}_3$ 基片上。IDT的指对数为35,孔径为 $\varnothing 4.32$ mm,周期为144 μm 。信号发生器(SP1461,EPRE,China)提供射频正弦波信号,该信号可由功率放大器(TSA002A,TSH,China)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,Novel,China)的显微镜用来观察薄膜形变和红色染料溶液微流体状态,并储存于计算机中。MDVNT软件用来摄像控制和图像处理。

在IDT上加电信号,激发的SAW辐射入PDMS微槽内微流体,使压电基片上微流体发生形变。为了防止水相微流体在SAW作用下发生输运现象,同时,为便于观察,水相微流体一侧的压电基片上涂覆混合有石墨粉的PDMS薄层。在SAW辐射力和混有石墨粉的PDMS薄层表面阻力作用下,水相微流体高度发生变化,从而,使其上的PDMS薄膜向上形变,也使PDMS薄膜上的染料溶液向上运动,接触到滤纸,从滤纸的颜色变化可确定薄膜行变的最小距离。

2 实验结果与讨论

为清晰观察SAW作用下,PDMS薄膜形变状况,将10 μL 水相微流体通过微量进样器进样到压电基片上,为便于观察和阻挡水相微流体在压电基片上的输运,在基片表面一侧涂覆混合有石墨粉的PDMS,并固化。图2为10 μL 水相微流体在电信号功率逐渐加到26.5 dBm时,PDMS薄膜发生形变的视频截图。

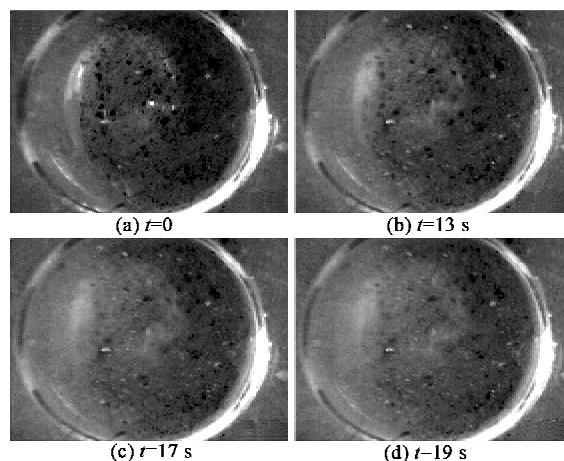


图2 水相微流体在26.5 dBm电信号功率作用下PDMS薄膜发生形变视频截图

图 2(a)为未加电信号时 $10\ \mu\text{L}$ 水相微流体进样到压电基片上,且其上放置 PDMS 微槽。图 2(b)、(c)是 IDT 上加 $26.5\ \text{dBm}$ 电信号时,PDMS 薄膜由于水相微流体作用而向上形变,使压电基片表面混有石墨粉的 PDMS 薄层在显微镜的视场中逐渐模糊,甚至无法观察到压电基片表面上的石墨颗粒。

为了进一步观察 SAW 作用下,PDMS 薄膜形变程度,在 PDMS 薄膜上放置染料溶液微流体,并在 PDMS 垫块上放置空白滤纸。图 3 为 $13\ \mu\text{L}$ 水相微流体进样到压电基片上, $2\ \mu\text{L}$ 染料溶液微流体进样到厚为 $12.5\ \mu\text{m}$ 的 PDMS 薄膜上,在 SAW 作用下,PDMS 薄膜形变而接触到滤纸的视频截图。

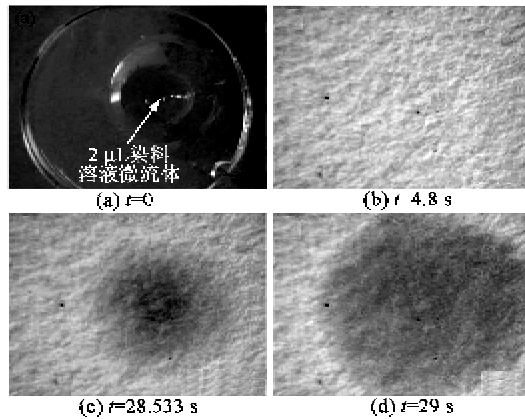


图 3 PDMS 薄膜在 SAW 作用下发生形变,使其上的染料溶液微流体输运到空白滤纸上

图 3(a)为 $13\ \mu\text{L}$ 水相微流体进样到压电基片,同时在 PDMS 薄膜上放置 $2\ \mu\text{L}$ 染料溶液微流体的状态。图 3(b)为 PDMS 垫块上放置的空白滤纸。图 3(c)为 PDMS 薄膜在 SAW 作用下发生形变,而使其上的染料溶液微流体接触到空白滤纸上。图 3(d)为染料溶液微流体进一步在滤纸上传输、扩散。由图 3 可知,在 IDT 上加电信号,使微槽内水相流体形状发生变化,挤压其上的 PDMS 薄膜,使其发生形变,形变高度可由 PDMS 垫块高度与染料溶液微流体高度差获得,如图 4 所示。

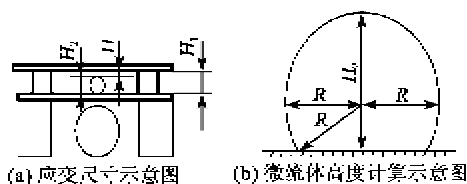


图 4 应变尺寸示意图

由图 4(a)可知,PDMS 薄膜形变最小距离为

$$H = H_1 - H_2 \quad (1)$$

式中: H_1 为 PDMS 垫块高度; H_2 为染料溶液在 PDMS 薄膜上的高度。

根据图 4(b)可知,PDMS 薄膜上染料溶液微流体高度可由下式计算得到

$$V = \frac{1}{3} \pi H_2^2 (3R - H_2) \quad (2)$$

式中: V 为染料溶液微流体的体积; R 为染料溶液微流体半径。对于 $2\ \mu\text{L}$ 染料溶液微流体,由图像分析软件测得其在 PDMS 薄膜上的直径为 $\varnothing 1.74\ \text{mm}$,由式(2)计算得到染料溶液微流体在 PDMS 薄膜上的高为 $1.14\ \text{mm}$ 。根据 PDMS 垫块高为 $1.42\ \text{mm}$,由式(1)得到 SAW 作用下 PDMS 薄膜发生形变的最小距离为 $0.280\ \text{mm}$ 。这一形变高度足以使很多微阀动作^[33]。

改变 PDMS 微槽下水相微流体的体积为 $10\ \mu\text{L}$ 、 $9\ \mu\text{L}$ 和 $8\ \mu\text{L}$,在相同实验条件下,无法实现 PDMS 薄膜上 $2\ \mu\text{L}$ 染料溶液到达滤纸。其原因是微槽下水相微流体的体积减少,其在压电基片上高度也降低,在相同的 PDMS 微槽深度时,不能使其上的 PDMS 薄膜产生足够的形变距离。

采用 $13\ \mu\text{L}$ 水相微流体,在 IDT 上加电信号功率为 $23.9\ \text{dBm}$ 和 $24.8\ \text{dBm}$,也无法实现 PDMS 薄膜上染料溶液微流体到达空白滤纸上。

采用相同工艺制造 PDMS 微槽、PDMS 薄膜及相同高度的 PDMS 垫块,但制作时 PDMS 薄膜厚为 $198\ \mu\text{m}$ 。采用相同实验方法,在 PDMS 微槽内进样 $13\ \mu\text{L}$ 水相微流体,在 PDMS 薄膜上放置 $2\ \mu\text{L}$ 染料溶液微流体,当逐渐增加电信号功率到 $26.5\ \text{dBm}$ 时无法实现红色染料溶液微流体到达空白滤纸上,但当电信号功率增加到 $30.7\ \text{dBm}$ 时才能实现染料溶液微流体到达空白滤纸。

3 结论

在 $128^\circ\text{YX-LiNbO}_3$ 基片上,研究了声表面波作用下 PDMS 薄膜形变特性,以染料溶液为实验对象,对 PDMS 薄膜的形变进行了实验观察和理论计算。本文工作可得如下结论:

1) 声表面波可有效实现 PDMS 薄膜的形变,为声表面波控制的微阀研究提供了基础。

2) 相同高度的 PDMS 微槽内水相微流体的体积影响 PDMS 薄膜的形变。

3) 薄膜厚度和加到叉指换能器的电信号功率

影响 PDMS 薄膜的形变。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] THIBAUT 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.
- [3] 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.
- [4] HAIDER A J, LAWATI A, AFSAL M, et al. Combination of capillary micellar liquid chromatography with on-chip microfluidic chemiluminescence detection for direct analysis of buspirone in human plasma[J]. *Talanta*, 2014, 127(9): 230-238.
- [5] MARA M, MASSIMO G, ELISA M. Recent advancements in chemical luminescence-based lab-on-chip and microfluidic platforms for bioanalysis[J]. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Analysis*, 2014, 87(1): 36-52.
- [6] LORENZO C, DARIO C, STEFANIA M, et al. Microfluidic and lab-on-a-chip preparation routes for organic nanoparticles and vesicular systems for nanomedicine applications[J]. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2013, 65(11/12): 1496-1532.
- [7] MAHMOOD G, AMIR S N, CARLOS G A, et al. Microfluidic positioning of pollen grains in lab-on-a-chip for single cell analysis[J]. *Journal of Bioscience and Bioengineering*, 2014, 117(4): 504-511.
- [8] JITAE K, HORACIO K, ROGER H R, et al. Passive flow switching valves on a centrifugal microfluidic platform[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2008, 128(2): 613-621.
- [9] LI SEC T, KREUTZER M, WAGNER B. A bistable pneumatic microswitch for driving fluidic components [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 1996, 5(1/3): 746-749.
- [10] KIRBY B J, SHEPODD T J, HASSELBRINK E F. Voltage-addressable on/off microvalves for high-pressure microchip separations[J]. *Journal of Chromatography A*, 2002, 979(1): 147-154.
- [11] AITOR E, LUIS J F, KEPA M, et al. A microvalve for lab-on-a-chip applications based on electrochemically actuated SU8 cantilevers[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2011, 155(2): 505-511.
- [12] ENDER Y, ARIKAN M A S, HALUK K. A normally closed electrostatic parylene microvalve for micro total analysis systems[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012, 181(1): 81-86.
- [13] RAJESH L, SANIYA L, JEMMY S B, et al. Simulated and experimental dynamic response characterization of an electromagnetic microvalve original [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2008, 143(2): 399-408.
- [14] ROHIT P, MING Y, BRIAN N J. Phase change microvalve for integrated devices[J]. *Analytical Chemistry*, 2004, 76(13): 3740-3748.
- [15] JOSEPH A P, KENSALL D W. A Hybrid thermopneumatic and electrostatic microvalve with integrated position sensing[J]. *Micromachines*, 2012, 3(2): 379-395.
- [16] KIM J H, NA K H, KANG C J, et al. A disposable thermopneumatic-actuated microvalve stacked with PDMS layers and ITO-coated glass[J]. *Microelectronic Engineering*, 2004, 73/74(6): 864-869.
- [17] YANG B Z, LIN Q. A latchable microvalve using phase change of paraffin wax[J]. *Sensors and Actuators A*, 2007, 134(1): 194-200.
- [18] RA G S, JHA S K, YOON T S, et al. Improvement of dynamic characteristics of polydimethylsiloxane based microvalve[J]. *Microsystem Technologies*, 2009, 15(4): 607-609.